

平成 31 年度原子力規制庁委託成果報告書

国内規制に係る  
国際放射線防護委員会刊行物の調査

公益財団法人原子力安全研究協会  
令和 2 年 3 月

本報告書は、原子力規制委員会原子力規制庁からの委託により実施した業務の成果を取りまとめたものです。

本報告書に関する問合せは、原子力規制庁までお願いします。

## まえがき

本報告書は、原子力規制庁の平成31年度放射線対策委託費（国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査）事業の調査結果を取りまとめたものである。

原子力規制委員会は、放射性同位元素等の使用等に伴う放射線障害を防止するため放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律に基づき規制業務を実施しており、放射線障害防止の技術的基準の斉一を図ることを目的としている放射線審議会の事務局を担っている。規制体系は、より確かな規制であるために常に見直しを続け、国際機関の勧告等の動向を踏まえて、必要と判断される際には改正等の更新をしていくことが求められている。

放射線防護に係る国際機関の中において、国際放射線防護委員会（以下、「ICRP」という。）は専門家の立場から放射線防護に関する基本的な理念とそれに基づく具体的な基準等について発信する役割を有しており、各国における規制基準に対して大きな影響力がある。また、原子力規制委員会設置法に対する附帯決議においては、放射線の健康影響に関する国際基準について ICRP の知見を施策に活かすこととなっている。そのため ICRP の動向を随時、的確に把握し、その知見を遅滞なく取り入れることは放射性同位元素等に係る規制を最新・最善のものにする上で不可欠となってくる。

本事業では、ICRP の刊行物を調査し、重要性の高いものについて翻訳版を作成する。さらに、本事業に関する理解促進活動を行うことによって学術上の新知見や新しい概念について紹介し、ICRP の知見が規制当局を含む関係者に広く共有され、確かな規制に資するものとする。

令和2年3月

公益財団法人 原子力安全研究協会

## 目次

1. 実施概要 .....	1
1.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施 .....	1
1.2 ICRP 事務局に対する翻訳の許可の取得及び翻訳物の配布に係る支払い .....	2
1.3 本事業の理解促進活動 .....	3
2. 調査の結果.....	5
2.1 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等.....	5
2.2 ICRP 刊行物の調査 .....	6
2.3 ICRP 刊行物の翻訳版の作成.....	9
2.4 本事業の理解促進活動.....	13
3. 添付資料 .....	17
3.1 ICRP の刊行物の翻訳物.....	17
3.1.1 Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection (最終版) .....	17
3.1.2 Publication 121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology (監修版) .....	18
3.1.3 Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure (監修版) ..	30
3.1.4 Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1 (監修版) .....	51
3.1.5 Publication 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection (監修版) .....	143
3.1.6 Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (校閲版) .....	155
3.1.7 Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy (翻訳版) .....	194
3.1.8 Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures (翻訳版) .....	249
3.1.9 Publication 124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations (翻訳版) .....	279
3.1.10 Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) (翻訳版) .....	298
3.1.11 Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations (校閲版) .....	253
3.1.12 Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (下訳版) .....	372
3.2 委員会の議事録.....	391
3.2.1 第1回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録 .....	391

3.2.2	第2回ICRP刊行物翻訳委員会議事録 .....	397
3.2.3	第3回ICRP刊行物翻訳委員会議事録 .....	404
3.3	学会等において発表した内容 .....	412
3.3.1	発表に用いた事業紹介用スライド .....	412
3.3.2	事業紹介フライヤー（2019年11月版） .....	413

# 国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査（平成31年度）

## 1. 実施概要

平成31年度は、以下の調査を実施し翻訳版の作成を進めた。

### 1.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施

ICRPの刊行物を調査し、そのうち放射線防護に係る国内の安全規制に関係が深く重要性又は緊急性の高いものを翻訳対象として選定した。専門的及び法令的観点から適切な用語と表現を吟味しつつ、翻訳作業を進行した。

#### （1）ICRP刊行物の翻訳の継続

平成30年度以前の本事業で着手しているICRP刊行物について、翻訳を継続し「委託業務終了時の翻訳」の状況まで進めた。

No.	タイトル	頁数	委託業務開始時の翻訳状況	委託業務終了時の翻訳状況
131	Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection	357	監修版	最終版
121	Radiological Protection in Pediatric Diagnostic and Interventional Radiology	63	校閲版	監修版
126	Radiological Protection against Radon Exposure	73	校閲版	監修版
130	Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1	188	校閲版	監修版
138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection	65	校閲版	監修版
135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	143	翻訳版	校閲版
127	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy	113	下訳版	翻訳版
139	Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures	118	下訳版	翻訳版

#### （2）ICRP刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施

ICRPの2007年勧告（Pub. 103）以降に発行されて日本語に翻訳されていない刊行物及び平成31年度中に新たに発行される刊行物から、全体として400ページ以上を目安として新た

に翻訳作成対象を選定して下訳版を作成した。またそのうち200ページ以上を目安として翻訳版作成以降まで作業を進めた。

刊行物の選定に当たっては、ICRP以外の国際機関による刊行物の発刊状況等も参考にした。選定は、原子力規制庁の了承を得て行われた。

・平成31年度に選定された翻訳版作成対象の刊行物

- ①Publication 124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations
- ②Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)
- ③Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations
- ④Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals

### (3) ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

平成30年度以前の本事業において最終版を作成した刊行物 (Pub. 125及び132) 及び平成31年度本委託業務期間内に最終版を作成した刊行物 (Pub. 131) について、両面モノクロ印刷のアジロ綴じ・PP貼りで製本 (以下「製本版」という。) し、原子力規制庁に組版データ (データ形式はPDFとする。) を含む電子媒体 (CD-ROM等) 及び製本版50部を提出した。

### (4) ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等

当事業を的確かつ円滑に推進することを目的として、放射線防護に関する知見を有する学識経験者等で構成するICRP 刊行物翻訳委員会を設置した (委員構成はp. 4参照)。なおICRP刊行物翻訳委員会の委員構成は平成29年度事業からの継続性に留意した。委員会では、上記 (1) ~ (2) に係る事項の企画及び運営、進捗等の総括的物件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取した。契約期間中に下記3回の委員会を開催し検討を行った。委員会の開催にあたっては事前に原子力規制庁の了承を得るとともに、会合において原子力規制庁職員が意見を述べる機会を確保した。開催した委員会については、翻訳にあたり用語の選定に関わる検討過程の記録を含めた議事録を速やかに作成した。それぞれの議事録については、添付資料の3. 2項に示す。

< 委員会の開催 >

- ①第1回ICRP刊行物翻訳委員会 (令和元年6月12日)
- ②第2回ICRP刊行物翻訳委員会 (令和元年11月11日)
- ③第3回ICRP刊行物翻訳委員会 (令和2年2月17日)

## 1.2 ICRP 事務局に対する翻訳の許可の取得及び翻訳物の配布に係る支払い

刊行物の翻訳に当たっては、刊行物の選定後に ICRP 事務局と以下の点等の必要な調整を行った。

- ・ ICRP 刊行物翻訳委員会を選定した刊行物の翻訳に係る許可を得る
- ・ 翻訳物の著作権について原子力規制庁に帰属することの許可を得る

- ・ ICRP のガイドライン※に基づき所定の費用を支払う
- ※ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP  
(ICRP ref 4834-4510-3435)

### 1.3 本事業の理解促進活動

当事業では、国民に対し本事業への理解促進を促すため下記（１）～（２）の活動を行った。本年度は、翻訳が完成したICRP刊行物をICRPのホームページに公開を依頼した。（２）参加に際しては原子力規制庁に報告した。理解促進活動の実施内容については2.4項で述べ、添付資料の3.3項に示す。

- （１）ICRP 刊行物の翻訳物をICRPのホームページに公開
- （２）放射線防護に係る国内の学会やシンポジウムで発表



ICRP刊行物翻訳委員会  
委員構成

令和2年3月現在（敬称略、順不同）

- 委員長 鈴木 元 学校法人国際医療福祉大学  
国際医療福祉大学クリニック 院長
- 副委員長 佐々木道也 一般財団法人電力中央研究所原子力技術研究所  
放射線安全研究センター 上席研究員
- 委員 大野 和子 学校法人島津学園 京都医療科学大学  
医療科学部 放射線技術学科  
教授
- ” 小田 啓二 国立大学法人神戸大学  
副学長
- ” 川口 勇生 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構  
放射線医学総合研究所 放射線防護情報統合センター  
主任研究員
- ” 木内 伸幸 国立研究開発法人日本原子力研究開発機構  
原子力科学研究部門 原子力科学研究所  
放射線管理部長
- ” 佐々木康人 医療法人沖縄徳洲会湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター  
放射線治療研究センター長
- ” 保田 浩志 国立大学法人広島大学  
原爆放射線医科学研究所 放射線影響評価研究部門  
教授

## 2. 調査の結果

### 2.1 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等

本事業を的確かつ円滑に推進することを目的として、放射線防護に関する知見を有する学識経験者等で構成する ICRP 刊行物翻訳委員会を設置した。翻訳対象とすべき ICRP 刊行物の選定、ならびに翻訳者・校閲者・監修者の選定など、本事業に係る企画及び運営、進捗等の総括的的案件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取した。契約期間中に下記の 3 回、委員会を開催し検討を行った。ICRP 刊行物翻訳委員会の開催実績は、以下のとおりである。

#### ①第1回ICRP刊行物翻訳委員会

日時：令和元年6月12日（水） 17:00－19:00

場所：（公財）原子力安全研究協会 新橋パークサイドビル 6階会議室

議事：

- ・当委員会について
- ・翻訳対象と翻訳者の選定
- ・進行状況報告と今年度の方針検討
- ・その他

#### ②第2回ICRP刊行物翻訳委員会

日時：令和元年11月11日（月） 13:30－15:30

場所：（公財）原子力安全研究協会 地下会議室

議事：

- ・翻訳進捗状況報告
- ・翻訳対象と翻訳者の追加選定
- ・翻訳および校閲関連の検討
- ・事業理解促進活動の実施報告
- ・その他

#### ③第3回ICRP刊行物翻訳委員会

日時：令和2年2月17日（月） 13:30－15:30

場所：（公財）原子力安全研究協会 新橋パークサイドビル 6階会議室

議事：

- ・ICRPの最新情報の紹介
- ・翻訳進捗状況の報告
- ・翻訳関連の検討
- ・当事業理解促進活動の実施について

・その他

## 2.2 ICRP 刊行物の調査

本調査では、以下の手順にてICRP刊行物の調査を行い、翻訳すべきICRP刊行物の選定と新刊状況の把握を行った。

### (1) 今年度翻訳版作成対象の選定

本委託業務実施期間において、まず、ICRPの2007年勧告（Pub. 103）以降に発行されて日本語に翻訳されていない刊行物及び平成31年度中に新たに発刊された刊行物（表2.2-2）について調査を行った。そのうち、放射線防護に係る国内の安全規制に関係が深く重要性又は緊急性の高いものを、第1回及び第2回ICRP刊行物翻訳委員会において翻訳すべき対象として選定した。選定にあたっては、まず表2.2-1のリストを用いて予備選定を行った。表中のコメントは、その時点での翻訳者候補の推薦などに関する委員からのコメントである。

表2.2-1 翻訳版作成対象の予備検討で用いたリスト

番号	タイトル	委員会	コメント (翻訳者候補など)
106	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53	C3	128で扱われていない試薬なら訳す（鈴木委員長）
107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	C2	特殊な専門分野の研究者のみ関心。翻訳しなくても良い。（鈴木委員長） 33pまで翻訳してはいかががでしょう。遠藤氏（佐々木道也副委員長）
110	Adult Reference Computational Phantoms	C2	特殊な専門分野の研究者のみ関心。翻訳しなくてもよい。（鈴木委員長）
114	Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants	C5	短いこと、環境行政に必要なことより、翻訳推奨する。JAEA斎藤公明氏のグループ（鈴木委員長）
119	Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60	C2	
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	C4	表を除く、保田浩志氏/広島大学(佐々木道也副委員長)

			保田浩志氏/広島大学 (佐々木康人委員)
124	Protection of the Environment under Different Exposure Situations	C5	川口勇生氏 (佐々木道也副委員長) 短いこと、環境行政に必要なことより、可能なら翻訳。JAEA斎藤公明先生のグループ (鈴木委員長) 酒井一夫氏/東京保健医療大学 (佐々木康人委員)
128	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances	C3	稲葉次郎氏ないし石樽信人氏 (鈴木委員長)
129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	C3	米倉義晴氏 (佐々木道也副委員長) 対馬義人氏/群馬大学(佐々木康人委員)
133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions	C2	特殊な専門分野の研究者のみ関心。翻訳しなくても良い。(鈴木委員長)
134	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2	C2	百瀬琢磨先生のグループ、吉澤道夫先生のグループ/JAEA (鈴木委員長)
136	Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation	C5	短いこと、環境行政に必要なことより、可能なら翻訳。JAEA斎藤公明先生のグループ (鈴木委員長)
137	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3	C2	百瀬琢磨先生のグループ、吉澤道夫先生のグループ/JAEA (鈴木委員長)
140	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	C3	織内昇氏/福島県立医大 (佐々木康人委員)

※網掛けの刊行物はデータ集。Pub. 140のみが平成31年度の新刊。

【上記以外に翻訳すると良いと思われる ICRP刊行物】

保田委員：“Free Guides and Explanatory Notes”より“Radiation and your Patient:  
A Guide for Medical Practitioners”

→SG2（アイソトープ協会翻訳済み）の内容をウェブ版に仕立てたもので実質的に差異はないと思われる。

上記の予備選定で上位の候補につき、第1回及び第2回ICRP刊行物翻訳委員会において詳細に検討し、以下の4本が翻訳すべき対象として選定された。

①**Publication 124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations**

選定理由等：内容から判断して環境省が翻訳版を必要としていると考えられる。人と環境の防護の考え方は異なり、考え方を整理する場合、本書の翻訳は行政側に必要になる。

②**Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)**

選定理由等：CBCTはIVRの時に一緒に使うことでIVRがやりやすくなることで普及した方法であり、日本では歯科で広く使われている。歯科では放射線防護はあまり意識されていないかもしれず、被ばく線量が大きくなる傾向があるので防護管理が重要である。

③**Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations**

選定理由等：Publ. 107はデータのみが一般的によく知られている、核データの評価に関する内容を正しく理解する上で本文部分の翻訳があることが望ましい。

④**Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals**

選定理由等：放射線内用療法はこの分野の花形になってくると考えられており、Pub. 140はこの内用療法における防護を扱っている。日本語版があると現場にとっては非常に有用である。

(2) ICRP刊行物の年度内刊行状況をめぐる調査

本年度の翻訳対象は、第1回（令和元年6月12日）及び第2回ICRP刊行物翻訳委員会（令和元年11月11日）にて選定されたが、それ以降も刊行状況のモニターを続け、新規刊行物については概要と関連情報の調査を行った。第2回委員会以降に刊行されたものを表2.2-2に示す。

表2.2-2 令和元年11月11日以降に刊行されたICRPの新刊（令和2年3月17日時点）

番号	タイトル	備考（タイトル仮訳など）
141	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 4	放射性核種の職業上の摂取 part 4
142	Radiological Protection from Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes	産業工程における自然起源放射性物質 (NORM) からの放射線防護

## 2.3 ICRP 刊行物の翻訳版の作成

(1) ICRP事務局に対する翻訳の許可の取得及び翻訳物の配布に係る支払い

刊行物の翻訳に当たっては、刊行物の選定後にICRP事務局と以下の点等の必要な調整を行った。

- ・ICRP刊行物翻訳委員会が選定した刊行物の翻訳に係る許可を得た（令和元年6月27日、11月13日）。

- ・翻訳物の著作権について原子力規制庁に帰属することの許可を得た。

（令和元年6月27日、11月13日）

- ・ICRP のガイドライン※に基づき所定の費用の支払いを行った（令和元年5月9日）。

※ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP

（ICRP ref 4834-4510-3435）

(2) 翻訳及び校閲・監修担当者選定と進捗

前項で翻訳対象として選定したICRP刊行物に対して、翻訳の質を担保するために、翻訳委員会において各刊行物の扱う学術的内容にふさわしい、翻訳者・校閲者・監修者を選定し、翻訳と訳文検討の作業を依頼した。この選定は、原子力規制庁の了承を得て行われた。選定された各刊行物の翻訳者・校閲者は以下のとおりである。翻訳者諸氏は、それぞれ、そこで扱う内容の国際的な議論に加わっている、原著の執筆者チームの一員である、長年その分野の管理実務を管轄しているなどの根拠を以て選定された方々である。

（平成30年度以前に最終版を作成した①Publication125と②Publication132は省略する。）

以下の※は平成29、30年度に選定されたものであり、所属等は選定した時点のものである。

③Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1※ 【監修版】

翻訳者：吉澤委員ほか16名（原子力機構）

校閲者：佐々木道也副委員長・木内委員

監修者：遠藤章氏（前ICRP C2）

- ④Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection\* **【最終版】**  
翻訳者：鈴木啓司氏（長崎大学）  
校閲者：鈴木元委員長  
監修者：丹羽太貫氏（前ICRP MC）
- ⑤Publication 121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology\* **【監修版】**  
翻訳者：盛武敬氏（産業医科大学）  
校閲者：佐々木康人委員  
監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）
- ⑥Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure\* **【監修版】**  
翻訳者：下道國氏（元藤田保健衛生大学）  
校閲者：鈴木元委員長  
監修者：本間俊充氏（ICRP C4）
- ⑦Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging\* **【校閲版】**  
翻訳者：（1）3～5章を除く部分の翻訳、全体のとりまとめ  
赤羽正章氏（国際医療福祉大学）：チーム翻訳  
隈丸加奈子氏（順天堂大学）  
前田恵理子氏（東京大学）  
宮寄治氏（国立成育医療研究センター）  
（2）3～5章及び「用語解説」中の機器関連用語  
（一社）日本画像医療システム工業会  
校閲者：大野委員  
監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）
- ⑧Publication 138  
Ethical Foundations of the System of Radiological Protection\* **【監修版】**  
翻訳者：杉浦紳之氏（原子力安全研究協会）  
校閲者：佐々木康人委員  
監修者：甲斐倫明氏（ICRP MC）
- ⑨Publication 139  
Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures\* **【翻訳版】**  
翻訳者：赤羽正章氏（国際医療福祉大学）：チーム翻訳

隈丸加奈子氏（順天堂大学）  
竹井泰孝氏（川崎医療福祉大学）  
前田恵理子氏（東京大学）  
松原孝祐氏（金沢大学）

校閲者：大野委員

監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）

⑩Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy\* 【翻訳版】

翻訳者：赤羽恵一氏（量研機構）：チーム翻訳

福田茂一氏（量研機構）

福村明史氏（量研機構）

松藤成弘氏（量研機構）

米内俊祐氏（量研機構）

校閲者：佐々木康人委員

監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）

⑪Publication 124

Protection of the Environment under Different Exposure Situations 【翻訳版】

翻訳者：川口勇生氏（量研機構）

校閲者：木内伸幸委員

⑫Publication 129

Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) 【翻訳版】

翻訳者：対馬義人氏（群馬大学）

校閲者：佐々木康人委員

⑬Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations 【校閲版】

翻訳者：遠藤 暁氏（広島大学）

校閲者：小田啓二委員

⑭Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals

【下訳版】

翻訳者：織内昇氏（福島県立医科大学）

上記翻訳は、タイトルの後ろに示した翻訳段階まで進行した。今後、各進行状況に応じて、「翻訳版」⇒「校閲版」⇒「監修版」⇒「最終確認版」と完成に向けて段階を追った訳文吟味が行われる予定である。



したがって、添付資料のICRP刊行物の翻訳原稿は、あくまで令和2年3月末時点のドラフトであり、今後の監修および委員会における吟味によって表現の変更が予想される。最終版との混乱を防ぐため、ドラフトからの引用は極力控えることが望ましい。

必要により、やむを得ず引用しなければならない場合は、必ず翻訳の進行段階と時点を付記する。 例：〈校閲版〉（令和2年3月末現在）

### （3）訳語をめぐる検討

ICRP 刊行物翻訳委員会における Publ. 126、130、135、138 の訳語検討状況を下表にまとめる。これらの訳語は、今後検討が進むにつれ、変更もあり得ることに注意されたい。

表2.3-1 Publication 126（監修版）訳語の検討（令和2年3月末時点）

用語	訳語	備考
detriment	損害（デトリメント）	「損害」から「デトリメント」への移行期間という考えから。
prevailing (circumstances)関連	支配的な（一般的な）、その時点で広く見られる、一般の	1つの訳語に統一せず、訳語をその都度検討する。 引用箇所の場合は原著翻訳時の訳と合わせる。

表2.3-2 Publication 130（監修版）訳語の検討（令和2年3月末時点）

用語	訳語	備考
distal trachea	遠位気管	
bone volume	骨本体（海綿骨）	“bone surface, bone volume, and bone marrow”のように、骨の表面・骨髄と並べて使われており、骨髄以外の骨本体のことを指しているため。
bound	結合	

表2.3-3 Publication 135（校閲版）訳語の検討（令和2年3月末時点）

用語	訳語	備考
local DRL	地方のDRL	Publ 135 では小さい地域の中の DRL としている。
national	国のDRL	
regional	地域（国の集合体）のDRL	

Radiographers	撮影担当技師（訳注で説明追加）	ポジショニングのみを行う技師のこと。初出に国内制度と違う旨を訳注で説明を追記する。
x-ray technologists	X線検査技師（訳注で説明追加）	国内制度と違う旨を訳注で説明を追記する。
Nurse practitioner	ナース・プラクティショナー（訳注で説明追加）	国内制度と違う旨を訳注で説明を追記する。
the cumulative DLP	積算DRL	臨床の現場では日常的に使われている。

表2.3-4 Publication 138（監修版）訳語の検討（令和2年3月末時点）

用語	訳語	備考
informed consent	説明を受けて	医療におけるスタンダードな訳。
informed “informed consent” 以外 で使用される場合	説明（情報）に基づいて	

## 2.4 本事業の理解促進活動

本事業の成果及び勧告における新しい概念を示すもの、学術上の新知見に関するもの等について、検討の対象になった用語等について広く周知し、国民に対し本事業への理解促進を促すため下記（1）～（2）の活動を行った。

### （1）ICRP刊行物の翻訳物をICRPのホームページに公開

下記平成30年度以前に作成された最終版（①と②）と平成31年度に作成した最終版（③）について、ICRPのホームページに公開した。

①Publication 125 Radiological Protection in Security Screening

②Publication 132 Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation

③Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection

### （2）放射線防護に係る国内の学会やシンポジウムで発表

下記放射線防護に係る国内の学会やシンポジウムにおいて、本事業について発表した。ICRP刊行物の翻訳が規制庁の事業となったこと、事業の目的と翻訳モデル、翻訳に着手した刊行物の概要紹介など、本事業とつながりの深い教育／実務分野の方々に具体的に伝達に努めた。

以下の10か所において活動を行い、参加前後に原子力規制庁に報告した。

①第78回日本医学放射線学会総会

日時：平成31年4月11日～14日

場所：パシフィコ横浜

手法：教育講演「必須講習 医療安全・放射線防護」の中で紹介（大野委員）

②第19回日本核医学会春季大会

日時：平成31年4月27日、28日

場所：虎ノ門ヒルズフォーラム

手法：核医学基礎セミナー初心者コース等講演の中で紹介（大野委員）

③第322回日本医学放射線学会関西地方会

日時：令和元年6月8日

場所：ホテルエルセラーン大阪

手法：共通講習会（医療安全・放射線防護）講演の中で紹介（大野委員）

④第56回アイソトープ・放射線研究発表会

日時：令和元年7月3日～5日

場所：東京大学弥生講堂

手法：フライヤーの設置配布



写真1 フライヤーの設置配布の様子

⑤第28回日本心血管インターベンション治療学会学術集会

日時：令和元年9月19日～21日

場所：名古屋国際会議場

手法：放射線防護講習会講演の中で紹介（大野委員）

⑥第55回日本医学放射線学会秋季臨床大会

日時：令和元年10月18日～20日

場所：ウインクあいち

手法：特別企画「レジェンドに学ぶ」講演の中で紹介（佐々木康人委員）※

※発表資料が公開されていないため本報告書には含んでいない。

⑦第59回日本核医学会学術総会

日時：令和元年11月1日～3日

場所：松山市総合コミュニティセンター

手法：合同シンポジウム「LNT仮説と低線量被曝を学び直す」の中で紹介

（佐々木康人委員）※

※発表資料が公開されていないため本報告書には含んでいない。

⑧日本非破壊検査協会2019年度秋季講演大会

日時：令和元年11月12日、13日

場所：RCC文化センター

手法：フライヤーの設置配布

⑨日本放射線影響学会第62回大会

日時：令和元年11月14日～16日

場所：京都大学

手法：セッション前にスライドで紹介（鈴木啓司氏）※

※発表資料が公開されていないため本報告書には含んでいない。

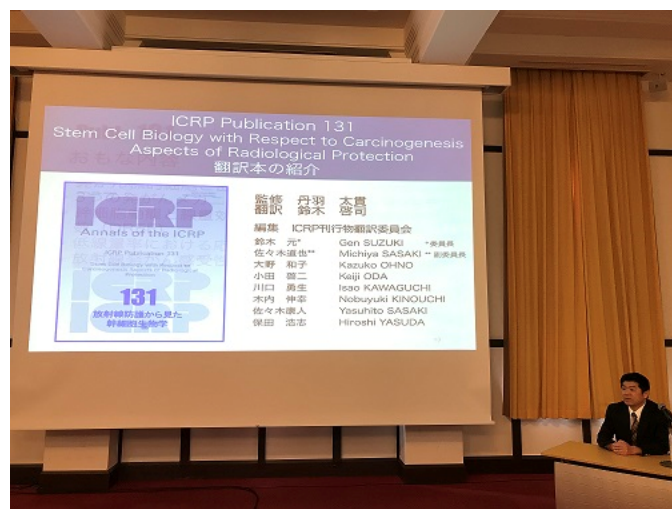


写真2 スライドを用いた紹介の様子

⑩放射線防護に関する国際動向報告会

日時：令和元年12月24日

場所：グランパークカンファレンス

手法：フライヤーの設置配布

Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection (最終版) は、報告書別冊とし提出する。







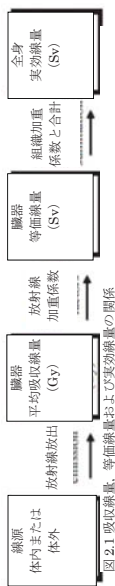


図 2.1 吸収線量、等価線量および実効線量の関係

- (10) 委員会は、放射線防護ガイダンスの確立のための主たる防護量として実効線量を使用されることを意図していた。実効線量は特定の個人にばく露の状況に基づいてその確率的影響のリスクがどの程度であったかを評価するために使われるべきでない。また、実効線量を人間のばく露の程度の相対的評価にも使用すべきでない。これは組織加重係数を設定するためのデータリメントを求めるときに、委員会が放射線リスクのさまざまな要素の相対的重要性について判断を加えているからである。このような確率的影響のリスクは年齢と性別に依存し、医療被ばく者のリスクは健康状態などの他の要因に依存する。作業員や一般集団（導き出した実効線量のもととなる集団）における年齢と性別の分布（および健康状態）が複雑な放射線を使った医療手技を受ける集団の年齢分布や性別分布（および健康状態）全体とまったく異なる可能性がある。評価しようとしている病状においてどのような個人が被曝しているかに応じて、医療手技も異なってくる。これらの理由から、医療における腫瘍放射線リスク評価は、リスクにさらされている個々の組織のリスク推定値、そして、医療手技を受ける個人らの年齢分布および性別分布（そして、既知の場合は健康状態）のリスク推定値を使って、平均吸収線量または等価線量に対して行うのが最も適切である（ICRP: 2007b）。
- (11) 実効線量は以下の場合に対して確率的影響に関連した相対的線量を比較するのに実用的価値がある。
- ・ 診断検査手技やインターベンション手技が異なる場合
  - ・ 類似した技術や手技を使用しているが実施される病院や国が異なる場合
  - ・ 同じ医学的検査に対して使用する装置の技術が異なる場合

表 2.1 Publication103 (ICRP: 2007b) において勧告されている組織加重係数

骨髄(赤色)、結腸、肺、胃、乳房、その他の残りの組織	組織加重係数 (w <sub>T</sub> )	Σw <sub>T</sub>
*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱、食道、肝臓、甲状腺、甲状線	0.04	0.16
骨表面、眼、唾液腺、皮膚	0.01	0.04
会社	1.00	1.00

\* 残りの組織：脳幹、脳幹外領域、胆嚢、心臓、腎臓、リンパ節、筋肉、口腔粘膜、脾臓、前立腺、小腸、脾臓、胸腺、子宮頸部

ただしこれは実効線量を比較しようとする代表的患者または患者集団が年齢と性別（そして健康状態）の高ではほぼ同じであることを前提としていた。しかし、比較しようとしている代表的患者または患者集団（例えば小児、全員が女性、高齢な病状の患者、重篤な病状の患者）における年齢分布および性別分布（および健康状態）と、委員会の示す男女両性のすべての年齢からなる参照分布とのあいだに大きな相違がある場合は、委員会の2007年勧告（ICRP: 2007b）の4.3.5項で示した方法で導かれる実効線量を比較することは不適切である。これは確率的影響のリスクの大きさが年齢と性別（および健康状態）に依存しているという事実の結果である。

**2.2 放射線防護の生物学的組織の概要**

(12) 放射線の生物学的影響（組織反応）と確率的影響（癌がんや遺伝的影響）という2つのタイプのリスクに分類することができる。これらの影響について、ここで短く説明する。放射線防護の生物学的根拠は、2007年の勧告（ICRP: 2007b）において詳しく説明されている。

**2.2.1 確定的影響**

(13) 腫瘍または組織の多くの細胞が死に到達した場合にのみ影響が生じないというならば、放射線量が閾値を越えない限り、臨界的には影響は観察できないことになる。この閾値の大きさは、放射線の線量率（すなわち単位時間あたりの線量）と線エネルギー付与、照射された腫瘍または組織、腫瘍または組織の照射体積、関心のある臨床効果に応じて変わってくる。線量が閾値を超えて増加すると、影響の発生確率は100%にまで急速に上昇し（すなわち、被ばくした人すべてに影響がもたらされるようになり）、線量の増加とともに影響の重症度が増加する。委員会はこれらの影響を「確定的」（組織反応）と呼んでいる。確定的影響（組織反応）に関する詳細な議論と情報はICRP（2007b）で述べられている。このような影響は電離放射線を利用した（がん）放射線治療とインターベンション手技、特に透視ガイド下のインテラベンションで、複雑な手技に長時間の透視や数多くの撮影が必要な場合に発生しうる。

**2.2.2 確率的影響**

(14) 1細胞へのDNA放射線損傷がなお再生能力を有する形質転換細胞を生じさせることを示す細胞生物学および分子生物学上の有力な証拠が存在する。体の防御機能は通常でも効果的であるにもかかわらず、この種のDNA損傷が必ずしも放射線とは関連しない他の因子の影響によって促進され、悪性化（体細胞影響）する確率がわずかに存在する。低線量ではその確率は低いので放射線誘発がんの発生確率は低く、被ばくした人々のうちただごく一部の人にしか発生しない。初期損傷が生殖腺の胚細胞にあれば、遺伝的影響が起る可能性がある。これらの体細胞影響と遺伝的影響はいずれも、「確率的」影響と呼ばれる。

(15) 放射線による確率的影響の発生確率は、線量の増加とともに増加し、低線量でもおそらく線量と比例する。高線量や高線量率では、確率は線量の増加とともに高まった例よりもさらに高まることも多い。さらに、高線量にのみ確定的影響（組織反応）の閾値近くに達すると、細胞死による影響が競合するために、線量の上昇はゆるやかに、低下に転じる場合も考えられる。電離放射線を（がん）放射線治療やインターベンション手技で使用した場合にはそうした影響が見られる確率が高まる。

(16) 単一の放射線線量では患者のがん誘発の確率は必ずしも高まるだけであるが、先進国では集団の構成員全員が平均して毎年そのような検査を受け続けている。つまり、累積リスクは高まっていると推定される。放射線の作用が直線的に累加しモデルに従うとの前提で行った計算では、一般集団のうち放射線手技の被ばくに関連していると思われている仮定されたがん死亡率の1%から数%の範囲であると推定される（NAS/NRC: 2006）。それに加え、リスクは集団の中で不均一に分布している。一部の患者集団はその健康状態ゆえにすべと頻繁に検査されている。また、患者の中には発がん感受性が平均以上に高い集団が存在する（例えば胚胎児、小児、遺伝的に高感受性を有している患

看)。さらに若い頃に発症するがんは人生後半に顕在化するがんには比べはるかに大きな生存期間の喪失につながる。若い小児の被ばくの場合、平均リスク特に甲状腺がんの平均リスクが著しく異なる (Preston ら, 2007)。これらすべてで述べた状況は、放射線使用の厳密な正当化と医療における放射線防護の最適化が、放射線防護上不可欠なことのできなない原則であることを示している。

(17) 確率的影響に関する詳細な議論と情報は ICRP (2007) に示されており、低線量帯でのリスクに関する委員会の見解は Publication 69 (ICRP:2006) に提示されている。疫学的証拠のみでは、100mGy またはそれ以下の「ダウナー」の吸収線量を受けた後に発がんリスクが増加するかしないかを断定することは不可能である。線形しきい値なしモデルは依然、低線量帯での放射線防護という実用的目的を果たすための確かな根拠が所となっていない。

小児の慢性疾患患者に当てはまる。画像検査の依頼を行なう際の臨床医のためのガイドラインは、たとえばアメリカ放射線科専門医会 (American College of Radiology) (1996) と英国王立放射線科専門医会 (Royal College of Radiologists) (2007) が公表している。これらのガイドラインは、多くの一般的な臨床上の問題を解決するための適切なイメージングモダリティの選択を提示している。英国王立放射線科専門医会が作成した小児患者のためのガイドラインの要件を付録表 A に紹介している。

(24) 出産年齢に達していても産能力のある女性患者が妊娠している、あるいは妊娠している可能性があるかどうかを X 線検査前に確認することと重要である。前回の妊娠期間を記載しておくべきである。患者の信頼性や病歴から推察している可能性がある上判断し、もし、胎児が直接ヒームに当たった場合には、手技が比較的高い線量を伴う場合には、医師は妊娠検査の依頼を求めなければならない (ICRP, 2006a)。

(25) 電離放射線の使用を念立生物医学研究プロジェクトの申請はすべて個別に検討すべきである。研究機関は、研究開発の方法が生物医学研究による被ばくを個別に正当化できるようにするために、所定の仕組みを整備する必要がある (例えば研究機関の倫理審査委員会と放射線防護委員会との協議)。最終的な判断において小児患者に明確な便益をもたらすことができ、高い可能性が担保されるべきである。

### 3.1.1 正当化されない小児単純 X 線撮影の例

(26) 以下は、通常正当化されない単純 X 線撮影の例である。

- ・ てんかんの乳児または小児の頭部 X 線撮影
- ・ 頭部の乳児または小児の頭部 X 線撮影
- ・ 副鼻腔が疑われる 6 才未満の乳児または小児の副鼻腔 X 線撮影
- ・ 外傷のない斜頸の乳児または小児の頭部 X 線撮影
- ・ 四肢損傷の際の比較のための椎管側 X 線撮影
- ・ 6 才未満の小児の椎状骨 X 線撮影
- ・ 6 才未満の小児の鼻骨 X 線撮影

(27) 集中治療室で留置的に毎日行っている胸部単純 X 線撮影は控え、具体的な症状がみられる場合に限定すべきである (Walk ら, 2001)。これらのガイドラインはアメリカ放射線科専門医会が公表している (1996)。

(28) 移民の若者に対して求められる青年輸送調査(注：おおよそその年齢を単純 X 線撮影で推定する)などの、純粋な法医学目的のために要請される放射線学的検査は医学的に正当化されない (ICRP:2007b)。

### 3.2 放射線防護の最適化

(29) 検査における放射線防護の最適化の基本目的は、必要とされる画像が可能な限り最も低い放射線量で得られ、正規の利益が最大化される

**3. 小児画像診断における放射線防護の一般的な側面**

**3.1 放射線撮影手技の正当化**

(18) Publication 103 (ICRP:2007b) は、電離放射線の使用を必要とする検査を行う場合に、検査を依頼する医療従事者に対し、放射線科医または資格を持つ「個別的医療従事者」と協議して、以下の根拠を示すことを義務づけると、一般的放射線防護原則を定めている。

- ・ 実施しようとしている放射線検査が患者にとって害を上回る便益をもたらすこと
- ・ 特定の疾患や年齢の集団に対して特定の放射線検査が必要となったときには、その検査の目的が明示されており、それによって診断または治療の改善が通常見込まれるか、あるいは照射される個人について必要な情報が得られること
- ・ 検査がその患者本人のために必要とされていること

(19) 放射線検査を受ける小児患者にとって、検査の通知があることは非常に重要である。臨床情報を含め検査依頼医が署名または承認した検査依頼文書が検査が行われる前に提供されているべきである。疑念が生じた場合、最終決定は放射線科医または資格を有する臨床医療従事者が必要に応じて検査依頼医と協議して行うべきである。

(20) 実施する検査の種類や決定には正当化がなされなければならない。あらゆる検査は個人または公衆の健康に対して利益がなければならぬ。小児の診断、患者管理、治療、および教育的な目的について、検査依頼医が行う判断の善し悪しに、その検査が影響を及ぼすことを想定すべきである (Dauer ら, 2008)。

(21) 正当化には、患者にとってリスクがより小さいと思われる他の方法では、必要な結果が得られないという意味が含まれている。(European Commission, 1996)。

(22) 正当化は選択されたイメージング手技が信頼できる (すなわち、結果に再現性があり、特定の臨床上の問題に關して、十分な感度、特異度、正確度と精度を有する) ことを必要とする。したがって、検査を担当する放射線科医または資格を持つ医療従事者は、検査の正確な解釈を行うための十分な知識と経験を有するべきである。これを可能にするため、検査は医学物理士による適切な品質モニタリングや安全対策と連携して、資格のある放射線科医または放射線技師が実施すべきである。正当化は一人の人物が検査の全責任を負うことも求めている。この人物は通常は放射線科医であるが、所轄管官が認定した放射線手技と放射線防護の訓練を受け経験を積んでおくべきである。この人物は、患者の管理と治療にとって最も適切な手技を定めるために、検査依頼医と緊密な連携を図るべきである。責任者は資格を有する放射線技師に検査業務を委任することができ、また放射線技師も適切な訓練を受け経験を積んでおくべきである。

(23) 超音波検査法や核磁気共鳴画像法 (MRI) などの電離放射線を使用しない手技への代替の可能性は常に考慮すべきである。これは、特に

ようなやり方でイメージング・パラメータを調整し、防護措置を取ることにある [すなわち、ALARA (合理的に達成可能な限り低く) 原則] がすべての検査で遵守されるべきである。

1) 略語である。[ALARA が「防護の原則」という用語と同じ意味の言葉として、あるいはそれを言い換える言葉として時には使用される。しかし、[合理的に達成可能な限り低く] という表現が最適化概念の一部にすぎないことに留意すべきである。この概念全体は、より正確には、要求された医療目的 (診断的または治療的) を達成するために必要な最低限のレベルに患者の被ばくを伴うことを意味している。画像診断と X 線ガイドドインターベンションについては、これは画像鮮明さと品質が診断またはインターベンションに必要なとされる情報を伴うのに十分であることを意味する。(5) (6) 放射線治療では、ALARA は正常組織への応用され、腫瘍の線量は合理的に達成可能な限り低く、これは期待される副作用を最小にするその逆である。[ALARA] という略語だけをこの文脈から切り離して使用すると、誤解をまねき不必要な論議の原因となりうる。

(30) 放射線防護の最適化は、おもに 3 つの側面から構成される。すなわち、放射線装置そのもの、小児患者に十分に適合できるように放射線装置と技術パラメータの適切性を確保すること、そして小児患者に適用できる DRRI である。

### 3.2.1 放射線装置

(31) 最適化プロセスの一環として装置が適切に動作しており、適切な照射がおこなわれ、確立された設置基準および性能基準に適合していることを確認することが重要である。これは購入段階から始まる。この段階では、関連する国際基準、国内基準、地域内基準または専門家による基準に適合することを義務づける仕様書で定められた性能水準を満たす装置を購入すべきである。

(32) 装置を調製する際には、規格とおり性能が確保されるように、装置の受入試験と試運転の両方を実施すべきである。国によっては、エン지니어病院または規制当局に代わって供給元以外の代理人 (医学物理士またはエンジニア) がこれを実施すべきである。法律によって義務づけられているかどうかにかかわらず、可能な限り、医学物理士の助言を求めるべきであり、そしてその助言に従うこと、および口頭内審料議などの比較的単純な設備の場合でも適切に文書化しておくことが重要である。適切な文書化によって、フィルタやバルブ、透過性ユニットといった装置構成要素の欠陥を容易に把握することができる。

(33) 日常診療用に導入した後は、装置が適切に動作し続けられていることを確認することが重要である。これは医療機関が定型的業務として一貫性検査を定期的に実施し、文書記録を維持することによって保証することができる。適切な検査とそれとどの程度の頻度で行なうかの検査が公表されている (IPM:2003)。一般的な X 線撮影装置に対する検査の例として、X 線チームが光ビームの広度決めシステム (Hawitza ら, 1998) と一致するかどうかの検査などが挙げられる。次に重要なのは X 線ビームの出力を測定し、フィルタが入っているかどうかをチェックすることである。その他の比較的な品質管理システムは、CT スキャナのような装置のメーカーが実施していることが多く、さらに要求度の高い検査レベルでは、適当な間隔あるいは装置の交換のための補修 (例えばチューブ交換) 後に、装置ごと包括的性能検査を実施することが必要である (IPM:2003)。これらの品質管理の手順はすべて文書化しておくべきである。最後に、設置性能を準備するこのプロセスを当該診療科の管理に統合し、検査所見を記録し、その所見に基づいて対策を講じることが不可欠である。

3.2.2 装置と技術的パラメータの妥当性

(34) ほとんどのイメージング装置は成人患者を扱うのに適した構造になっており、設置時とその後の装置使用の両方の段階で、上述したパラメータとハードウェアの修正が必要になると思われる。理想的には小児患者用に特別に設計された装置を設置すべきである。特に小児患者の構造的な多岐性が多い施設ではそうすることによって、小児の検査に使用するX線撮影装置は、小児の体格に応じて防護を最適化できるように、装置のパラメータ設定が最大限のものを使用すべきである。よく行われるX線検査に適合した技術パラメータを取りまとめたプロトコル集を事前にインストールしておくべきである。

(35) 小児向けの新しいX線撮影装置または透過装置を導入する場合は、線量低減装置に特設の考慮をすべきである(バーチャル・コリメーション技術、低線量サークル取り外し可能なグリッド、パルス透過利用の可否、最終画像低線量モード、フィルム・フィルムレス、ブルーミング効果)。(監修) 管電流量により焦点サイズが変化する場合、最小にする調整技術など。銅フィルタが装備されていない場合は、アルミニウムフィルタに銅フィルタを追加することを検討すべきである。標準的な管電圧の場合、0.1mmの銅フィルタはおよそ3mmのアルミニウムフィルタと等価である。

3.2.3 小児放射線医療における診断参照レベル

(36) 患者の医師がばくばく最適化プロセスを補助するためのDRLの概念が提案されている。DRL値は助言的なものであり、もしその値を一貫して上回るならばその手技を見直すべきである。このことは必ずしも容認できない手技が存在することを含意している。手技の説明や見直し、あるいは別のアプローチが必要であることを意味している。作業者と公衆の被ばくは適用される放射線防護原理である線量限度は、患者の医師がばくばくは適用されない。

(37) 実際には測定するが簡易な照射野に関連した数量(例えば入射表面線量や入射表面空気コマなど)がDRLの概念を履行するために使用されている。

(38) ICRPはDRLの重みや数値の範囲を指定していない。それは地域や国または限定された施設の中にある、権限を有した機関の責務であり、それぞれが所管する地域のニーズを測定すべきである。例えば欧州連合では小児放射線医療における5才児のDRLを定めている(European Commission, 1996, 1999)。これらの値は100以上の小児科病院を対象にいくつかの一般的な撮影法における照射野に関連した数量を調査することによって設定された(Schneiderら, 1992, 1998; Perinutterら, 1998)。一般X線撮影について胸部、頭部、腹部、骨盤、骨髄、骨髄のさまざまな撮影法が調査されている。上部DRLは多くの場合4分の3位敷(すなわち、医療機関のうち4分の3の機関での測定値がその値より低くなる)に設定されているが、下部DRLも選択することがある。これにより、どの施設で測定を行っても測定値は上部DRLを下回るはずであり、たとえそれと上回っても臨床情報を表わすにそのDRLよりも厳格に低減することが可能であるはずであるという合理的期待が得られることとなる。たとえそれが放射線防護X線グリッドを過度に使用すると、入射表面線量の値が上部DRLを上回るおそれがある。手技、画像再教育、訓練を見直すことによって、結果として入射表面線量の値が上部DRLを越えないようになり、入射表面線量の値が低くなりすぎる場合があり、その結果として下部DRLを一貫して上回る場合には是正措置も必要になる場合があることを理解しておくことが重要である。

標準体型の患者の入射表面線量を、ピーム軸と患者体表面の交点における後方散乱を含んだ空気の吸収線量(mGy)で示す(空気カメラと空気吸収線量の比較については7項を参照のこと)。

表 3.2 欧州連合での3件の小児患者調査(1989/91, 1992, 1994/95)により得られた入射表面線量の分布(mGy)に変換。小児第3位を四捨五入)：小児患者に対してよく行われる一般X線撮影における入射表面線量の中央値、範囲、最小-最大比(最小値：最大値)

Table with 10 columns: 検査タイプ, 乳児 (中央値, 最小-最大値, 最大値), 5才児 (中央値, 最小-最大値, 最大値), 10才児 (中央値, 最小-最大値, 最大値). Rows include 胸部AP(100%の新生児), 胸部PAAP, 胸部AP(可動式), 胸部側方PAAP, 胸部前後, 骨盤AP, 骨盤全体PAAP, 骨髄AP, 骨髄側方, 骨髄AP, 骨髄側方, 骨髄APPA.

AP: 前後方向; PA: 後前方向

\* 表 3.1 の入射表面線量の定義参照

(39) 主な一般X線撮影のDRLを表3.1にまとめている。なおこれらは5才児に対する値であり、乳幼児や10才児といった他の年齢層については異なる値が得られることを認識しておくことは重要である。これらの年齢および年少の年齢層についてのデータも表3.2で提示しているが、これらはこれまでのDRLには採用されていない(European Commission, 1996)。正式に採用された欧州連合DRLは、唯一つの年齢層であつても、患者を評価することが診療科での運用の指針になるという理由から、5歳児層に限り設定されている。これらのDRLは世界の多くの地域でのコモン・ビューX線撮影(CB)とデジタルX線撮影(DR)が広く導入される前に得られた値であり、最近の動向を考慮するために調査を拡大し、評価しなおす必要がある点を注意することが重要である(ICRP, 2004)。従来の一般X線撮影からCRへの移行後に調査した成人患者入射表面線量調査では、欧州連合で設定していたスクリーニングX線撮影についてのDRLからの線量低減幅は18%から38%のあいだであり、米国医学放射線物理学会が実施している参照値からの線量低減幅は28%から41%のあいだであると報告している(Vanóら, 2007)。透視検査に対する英国での数値が決定されており(Hartら, 2007)。これらのデータはロンドンのGreat Ormond Street Hospitalで記録されているDRL前等値と比較されている(Hornsら, 2006)。表3.3は排尿時膀胱造影、バリウム上部消化管造影、バリウム嚥下造影について、全国患者線量データベースにもとづく英国での種別参照線量を示している(Hartら, 2007)。欧州委員会(1996)と英国放射線防護局は、新生児の胸部X線撮影(前後方向)のDRLとして、入射表面線量で80μGyと50μGyの値をそれぞれ推奨している(Hartら, 2000)。

表 3.1 5才児の腫瘍的体症患者における小児診断参照レベルの例(1方向撮影あたりの入射表面線量として表す)(European Commission, 1996)。

Table with 2 columns: 5才児 (1方向あたりの入射表面線量 (mGy)), 5才児 (1方向あたりの入射表面線量 (mGy) \*). Rows include 胸部: 後前方向, 胸部: 前後方向 (非協力的な患者の場合), 胸部: 横方向, 胸部: 後前/前後方向, 胸部: 横方向, 骨盤: 前後方向 (垂直水平ピームによる), 骨盤: 前後/前後方向 (垂直水平ピームによる).

\*患者への入射表面線量として上部診断参照レベルを示す。

表 3.3 英国での小児患者に対する透視参照線量の例-全国患者線量データベース(英国)にもとづく2005年のレビュー

Table with 3 columns: 検査タイプ, 標準年齢(年), 検査1回あたりの面積線量 (Gy \* cm²). Rows include 排尿時膀胱造影 (0, 0.3 to 15, 0.4 to 2.5), バリウム上部消化管造影 (0, 0.4 to 15, 0.4 to 6.4), バリウム嚥下造影 (0, 0.4 to 15, 1.2 to 1.3).

<p><b>3.3 品質基準の導入と監査</b></p> <p>(40) 放射線防護文化の一環として、品質基準導入後のフォローアップと定期監査を実施する必要がある (Schneiderら, 1993; Schneider, 1995)。</p> <p>(41) 小児放射線診療業務に対してこれまでに実施された検査依頼基準・面置および撮影技術に関する監査結果から、小児科専門の病院の方が期待できない程度に比べて良好な結果が得られたことが明らかになった (Cookら, 2001; Altら, 2006)。このことから、小児科専門病院による良好事例を共有することは、診療業務と患者虫病の導入する上で重要である。</p> <p>(42) 以下は小児診療において放射線防護のために導入された監査手順と達成された好ましい監査の例である：</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 小児の頭部外傷において、CT検査の推奨ガイドラインについて監査を実施したところ、臨床上の検査依頼基準を改善することで、CTの利用件数を8分の1に減らすことができることが示された (MacgregorとMcKie, 2005)。同様に、監査を繰り返すことで、頭部X線撮影件数を大幅に減少し、小児の頭部外傷ガイドラインの遵守の面で大きく改善がなされた (Johnsonら, 2004)。</li> <li>・ 生体防護のための遮蔽体の使用については、線量低減措置を導入した後に修正し置かれたことを監査することで、遮蔽体改善が改善された。若年男性と若年女性の正しい位置に遮蔽体が置かれた比較は、それぞれ32%と22%から78%と94%に改善した (McCartyら, 2011)。</li> </ul>
---

<p><b>4. 小児一般撮影と透視における放射線防護</b></p> <p>(13) 放射線検査ごとに、撮影範囲の解剖学的基準・患者への照射線量・診断要件と線量基準を測定すX線撮影技術の良好事例を、具体的に提示することができる必要がある。</p> <p><b>4.1 患者の位置合わせと固定</b></p> <p>(14) たえ患者が協力しない場合であっても、患者の位置合わせを正確に行うことで、ビームが正しく中心を通り、適切な照射と照射野絞りが必要である。</p> <p>(15) 乳児と幼児に単純X線撮影を行う場合、多くの場合で固定が必要である。非常に小さく乳児には、例えば発泡ゴム製の固定器具のようなものが必要かもしれない。乳児の放射線検査は、食後おとなしくなったときや寝ついたときを見知らずに行うのがよいかもしれない。固定器具も使わずに患者 (または保護者) を傷つけることのないものを使用すべきである。固定器具を使用することとその他の利点を併用し、説明にも説明すべきである。</p> <p>(16) 放射線スタッフは小児患者を固定するのは例外的な状況に限定すべきである。病院職員が小児の固定を手伝う場合は、職業被ばくとみなされ、職員の放射線被ばくを減らす必要がある。親またはその他の同伴者による患者の身体固定が避けられない場合、彼らに正しい正しい防護の方法とその意義について、一次ピアからの距離撮影について説明すべきである。彼らは防護エプロンを着用し、放射線の一次ビームの外側にとどまらせるべきである。小児患者を抱きかかえる介護者の手が放射線ビームに曝されるべきでなく、散乱放射線による被ばくを防護するために防護手袋を着用するのにも良い。</p> <p>また、作業員という語を委員会によって Publication 103 (ICRP, 2007) において、「フルタイムであるかパートタイムであるか一時的であるかに関わらず、ある雇用主によって雇用され、職業的放射線防護に関する権利と義務を認識している者」と定義されている。病院ではこれらの人々はスタッフの一部である。「スタッフ」という語を使用している者は想定されている患者がその用語によくなじんでいるからである。</p> <p>(17) 検査に割り当てる時間には、同伴する介護者だけでなく、時には子どもに対して手技を説明する時間も含めるべきである。必要な品質基準を満たすように標準化された検査を実施するには、適切な時間配分をすることも大切である (European Commission, 1996)。そのためには、予定される手技の詳細を説明した資料を検査に先立って提供することで簡略化することができ、ことも上との河原のために特別に編纂されたビデオ、文書、ウェブサイトを、検査や検査室で提供することは有用であると思われる。</p>
---

#### 4.2 照射野サイズとX線ビームの絞り

(18) 照射野があまりに大きすぎると、関心領域以外に不必要な量の放射線が入り、散乱放射線を増やすことにより、画像のコントラストと解像度を損なう。このように照射野の絞りが不十分だと、放射線が起きることがあり、特に撮影した後に画像切り取り作業を施すことの多い、コンピュータード、ラジオグラフィ (CR) やデジタルラジオグラフィ (DR) ではその傾向が強い。関心領域全体が照射野に含まれるようにするには、ある程度まで絞らなければならない。

程度、体の柔軟性がなくなると、約製もしくは等価の遮蔽体を診断領域の直近まで近づけて遮蔽する方法を標準とする。外部散乱放射線や焦げが小さくすると、照射野のリスクを高めたり、再撮影が必要になる場合もでてくるので注意が必要である。

(49) 正しくビームを絞るためには、体表の解剖学的目的についての知識が必要となる。これらの目的は発育段階の体ではバリエーションが大きく変化するために、患者の年齢によって変化する。また、関心領域の大きさは発育にも依存する。したがって、すべての子供で適切にビームを絞るためには、小児の解剖と年齢特異的な疾患についての基礎的知識が放射線技術に求められる。たとえば新生児では「babYGrams」(1枚で全身胸部、腹部、骨盤を撮影する) でなく、照射野絞りを免って検査したい部分だけにX線を照射することが重要である。

#### 4.3 防護のための遮蔽体

(50) 優れたX線撮影手法として、約製もしくは等価の遮蔽体を診断領域の直近まで近づけて遮蔽する方法を標準とする。外部散乱放射線や焦げが小さくすると、照射野のリスクを高めたり、再撮影が必要になる場合もでてくるので注意が必要である。

(51) 乳房生殖腺、甲状腺、一次ビームから5cm以内にある場合、必要な診断情報を損ねない限り、それらの臓器を可能な限り防護すべきである。管電圧60-80kVで照射する場合、照射野の中心に0.25mm相当量の遮蔽体を置くことで、最大でおよそ30-40%生体遮蔽量を低減できる。しかしこれに該当するのは遮蔽体が照射野の中心に置かれた場合だけであり、不適切に置かれたら、そのような生体遮蔽量を劣化させるおそれがある。場合によっては、遮蔽体の使用そのものが適切でない場合もある (Dauerら, 2007)。(CTスキャンにおける防護のための遮蔽については6.6節参照)。X線ビーム外にある組織に及ぶ人体内部からの散乱放射線による影響は、遮蔽体をもって防護することはできない。

(52) 無鉛の防護器具が販売されており、より柔軟にやさしく耐久性も優れていると思われる。無鉛防護服の相当量は、放射線の質 (すなわちX線管電圧と線強度) に依存する。したがって防護性能はただ1つの重荷(当量)だけでは評価できずむしろ散乱放射線を考慮した幅広いエネルギー範囲で評価された。エネルギー依存性をみる必要があるから正確に放射線防護性能を反映することができる (Biderら, 2006)。

(53) 通常、腹部X線撮影の照射野内に男性の生殖腺を含めなければならない理由はない。骨盤X線撮影と排尿時呼吸器原尿造影も同様である。精液は射精後24時間以内に凝固する。上方への動きを避けるために、陰嚢内に精液を採取することによって防護すべきである。精液は防護カバーで防護すべきであるが、直接照射野に入らなない様に位置を調整するべきである。女性のための陰嚢の陰毛は、男児のための陰毛とは異なる。適切なカブセルが用意されており、また自作することもできる。これらの遮蔽体はさまざまなサイズのものを用意するとよい。適当な大きさのカブセルを使用すれば、精液の吸収量は最大で95%低減することができる。

(54) 女性では、可動防護服が内臓に近接したシャドーマスク (陰注：遮蔽体による陰影部分で防護する) による防護は、遮蔽体を直接体表に置くのと同等に効果的である。シャドーマスクは体表に直接置かれた遮蔽体よりも正確な位置合わせが可能であり、直接体表に接触する遮蔽体ほど簡単に作れることはない。女性の生殖腺に対する遮蔽が適切に行われていないと、正確な位置合わせが不可能である。小児患者に使用量の低減が可能である (Fawcett and Barter, 2009)。女性に対する腹部X線撮影または骨盤X線撮影または生体防護は、生体防護は不可能である [例えば外傷、失禁と腫瘍の兆候のある場合、不適切な遮蔽が重大な可能性を覆い隠すおそれがある (Barberら, 2009)]。

(55) 頭部X線撮影では前後方向での投影ではなく後部方向での投影によって腹の吸収線量を低減することができる。したがって患者が自力でうつ伏せや立位の体位で検査を受けられるのであれば、後部方向であれば、後部方向での撮影が望ましい。

(56) 思春期の女子では陰嚢の乳の発達に伴って放射線が特に放射線に感受性が高いので、被ばくはできる限り避けるべきである (例えば、胸部と骨盤のX線撮影では、前後方向ではなく後部方向で撮影する)。

(57) 二次照射野までの距離が2cm以上に保たれていれば、骨のX線撮影時に甲状腺を遮蔽しても、甲状腺線量の低減にはほとんど効果がないことが明らかにされている。

#### 4.4 単純X線撮影の撮影条件

(58) 単純X線撮影の撮影条件 (例えば、焦点サイズ、過焦点位置、管電圧時間積算 (mAs)、管電圧) は画像に大きな影響を及ぼすことから、適切な撮影条件についての知識と正しい使用が必要である。そして、このことは患者の放射線照射にも影響してくる。X線管固有透過特性や放射線防護シールド特性などの装置の固有の過パラメータも考慮に入れるべきである。

#### 4.4.1 実効 (名目) 焦点サイズ

(59) 小焦点サイズの使用は短時間照射時のパラメータをすることで軽減な画像が得られるように努力すべきである。通常では小児患者には0.6から1.3の実効(名目)焦点サイズが適用している (例えば、IEC60922:2011は焦点サイズを1.2とすることを求めている)。二重焦点X線管が装着されている場合、実効(名目)焦点サイズは選択した焦点受像面間距離での最も適切な照射時間とX線管電圧の値が取れるものを選ぶべきであり、小焦点サイズの選択が必要としても適切であるとは限らない。

#### 4.4.2 付加フィルタ

(60) X線管の付加フィルタにはさまざまなエネルギーの光子が含まれる。低エネルギー光子 (すなわち、やわらかい) X線 (軟X線領域) は患者の皮膚に完全に吸収され、画像生成に寄与せず患者の線量を不必要に上に増やす。ほとんどのX線管はX線管固有の過と即座フィルタにより最小2.5mm相当の吸収率を有している。さらに付加フィルタを追加すれば画像生成に寄与しない放射線を低減することができる。これにより患者線量を低減することができる。ただし、新生児と非常に小さな乳児は例外であり、そもそも撮影に用いられる管電圧が相対的に低い。付加フィルタによる線量低減は期待できない。

(61) 特定の皮膚で吸収線量を有する骨土壌化物質のフィルタの場合、車載で安眠したアルミニウム・銅 (またはアルミニウム・銅) フィルタに勝る利益がほとんどない。またアルミニウム・銅 フィルタは、適切な高純度材料が入手できれば簡単に自作することができる。小児患者に使用する固定式X線装置、移動式X線装置、透視装置のX線管はすべて、通常付加フィルタを追加し、簡単に交換できるようにすべきである。通常付加フィルタは1mmアルミニウム+0.1 (または0.2) mm銅までで十分である。



<p>(90) 術者の脚を遮蔽するための鉛製式の鉛のカーテンを患者テーブルに設置すれば、テーブルの下から出る散乱放射線量を最小限に抑えることができる。ピスマスまたは他の原料を含まない新世代の無鉛覆い布があればそれを利用する。これらの覆い布は術者や他のスタッフの線量を著しく低減することができる。この覆い布を用いることで最大で90%まで術者の手首首の線量を低減することが実証されており、術者の腕から下を防護するために取付けることができる (Klugら、2002)。また術者の水晶体の線量を低減することも示されている (Thorntonら、2010)。患者の防護のためにこの覆い布を使用する場合、アンダー(カウチ)チェアの場合であれば、その目的を考慮し、覆い布は患者の下に敷く必要があるのだが、覆い布は放射線の中に入れない。なぜなら、そうすることでABC機能を果たした装置では入射皮膚線量を増やす傾向があるためである。</p> <p>(91) 手術中の放射線防護として、透視の使用は移動する構造的構造物の評価目的に限定し、透視時間も制限すべきである。確認のための透視には、最終画像保持機能を使って単なる静止画像を使用すべきであり、ライブの透視は使用すべきでない。手術の終了と視線にはパルス透視を用いるべきである。多くの場合、時間3-8パルスが適当である (Connollyら、2009)。イメージ・インテンシファイアー(II)は、透視を出しながらではなく、透視を出す前に開閉に持つべきである。場合によってはパーチェイサー・コリメーション技術を使うことで、透視を出す前に放射線量を減らすことができる。視野は必要とされた解剖的領域より大きく、視野が広いほど、透視の精度が高くなる。IIは、患者の頸部、中央線(生体線)から離れたように照射角度をつけることや、これらの部位が照射野から外れるようにできるか、より視野を絞ることには注意すべきである。拡大透視の使用は最低限度にとどめるべきである。透視が一定時間出る機能や透視時間をライブで読み上げられる機能が検査室内にあれば、透視時間を制限するための有用な注意喚起となる。行われた手術のカーマイン線量を記録しておく。米国医学放射線物理学会が公表している指標と比較すべきである (American Association of Physicists in Medicine, 1998; Amisら、2007)。</p>
--

29

<p>(100) 以下の点に注意を払うべきである。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>室内にすべてのチーム・メンバーが防護用鉛エプロンを使用すべきであり、X線源や患者の近くで作業しているチーム・メンバーは、眼の防護具(天井から吊るされたスクリーンまたは有鉛ガラス)を使用すべきである。麻酔科医に対する適切な防護も検討すべきである。</li> <li>天井懸架式の有鉛ガラス、プラスチック遮蔽体、左右両側面をカバーする有鉛ガラス眼鏡は、術者の眼の放射線被ばくをおよそ90%引き下げる (Thorntonら、2010)。</li> <li>防護エプロンは体にびったりと密着したものを着用すべきで、女性作業員には乳房の腺腫問題を防護するためのアームウィングも併せて取付け、透視を動き回るスタッフには体前面と後面を完全に覆う防護エプロンを使用させるべきである。</li> <li>放射線防護 手袋は散乱放射線による手の線量をおよそ40-50%低減することができる。しかし、そのような手袋を用いることで手先の細かい動きを妨げ、手術が遅引く原因となりうることも注意すべきである。また鉛手袋が一次ビーム内に入ると、散乱パラメータを引上げて線量を増やしてしまう。わずかに照射角度を絞ることで術者の手をビームから離すこと、ぎりぎりまで視野を絞ること、術者の指を位置に細心の注意を払うことが、術者被ばく低減の助けとなる。</li> <li>手術が複雑化し長時間を要するようになると、術者の下肢の線量にもより一層の注意が向けられている。術者下肢の足首までの散乱放射線を低減するための鉛製のテーブル・フアラップあるいは新しい化合物素材による履き物の使用を考慮するものもよい。</li> <li>防護エプロンを着用する場合、作業従事者の線量計と鉛製エプロンの下のビーム線量計とエプロン上の襟部分に付けたもう1つのバジック線量計の両方から算定すべきである (ICRP2001a)。もし襟部分に一次ビーム内やその端に手が入る可能性がある時には、放射線リリング・バックを使用することも大切である。</li> <li>術者はイメージ・インテンシファイアー(II)の側に立つべきであり、また線源からの距離を取ることでより1つ(すなわち放射線量が距離の2乗に反比例する)という法則)放射線量を低減できることで、チーム・メンバーは可能な限り後ろに下がっているべきである。</li> <li>血管造影を行う際は、造影剤を手押しで注入せずに自動注入器を用いることが、他のどの方法を用いるよりも術者線量の低減に効果的であることが示されている (Hayashiら、1999)。可能な限り自動注入器を使用し、造影剤を注入している途中は、術者は患者から距離を取るか、移動し放射線源の後ろに身を寄せ、手押しで造影剤を注入する必要のある場合には、術者はカーテンの長さの許すかぎり患者から距離をとることが、術者線量を最小に抑えるうえで重要である。</li> </ul>
---

## 5.8 デジタル血管造影法またはデジタル・サブトラクション血管造影法による線影

(101) 線影は診断や手術終了後の結果評価に必要な場合にのみ行なうべきである。臨床上の目的を達成するのに必要な最小限の時間フレームム数を用い、画像は最も低い倍率(後処理で拡大することが可能である)を用いて得るべきである。常に周辺領域だけにぎりぎりまで視野を

<p><b>6. 小児・インターベンション・ラジオロジーにおける放射線防護</b></p> <p>(92) 小児患者に対するインターベンション・ラジオロジーの実施頻度は増しており、また手技も複雑化して治療に要する時間も延びている。その結果患者への放射線被ばくが増えていると思われる。メジャーな小児・インターベンション・手技中に小さな乳児に対しては、臨床上加放射線防護上の双方の理由から、治療頻度が重要な小児・インターベンション症が実施すべきである。</p> <p>(93) この手技は必要ない場合のみ実施されるべきであり、実施するにしても、透視やCTではなく超音波ガイド下に行うことで放射線量を最小限にとどめるか、可能な限り回数を減らすべきである。</p> <p>(94) インターベンション・チームのメンバーは全員が放射線被ばくについて認識し、放射線物理学と放射線防護の訓練を受けるべきである。一般的な放射線診断について行われる訓練に加え、第2の専門レベルの放射線防護の訓練が望まれ、実際にこの訓練の受講が必須となっているものもある(例えば放射線防護)。また、新たにX線装置や技術が医療施設に導入される際には、特別に追加訓練の実施を計画しなければならぬ。(ICRP, 2001a; Connollyら、2006; Rahani, 2007)。</p> <p>(95) 手技を実施する診療科では、すべての装置について医学物理士の管理の下に品質保証プログラムを導入すべきである (ICRP, 2001a)。</p>
--

## 6.1 患者への不必要な線量の低減

(96) 小児への透視とインターベンションの大きな特徴は新生児・乳児・幼児学童の体格と比べてイメージ・インテンシファイアー(II)のサイズが大きい点にある。もし照射野絞りを使用しなければ、これらの患者ではイメージ・インテンシファイアー(II)が全体をすっぽりと覆ってしまう。そのため放射線被ばくが抑えられなくなる。また、成人に比べて小児患者では拡大透視を用いる必要が高くなり、それが線量をさらに増やす要因となる (Connollyら、2006)。透視を出す際の線量低減法は4.8節で述べている。

(97) 複雑なインターベンション手技では、成人においては拡大透視が高くなり、小児においては被ばく機器や組織の吸収線量が著しくなることが示されている。成人の皮膚への一回照射で起こりうる臨床的な影響については既に調査されており、これをインターベンション・チームのメンバーに周知しておくべきである (Balterら、2010)。これまでのところ小児のデータは公表されていない。

## 6.2 スタッフへの不必要な線量の低減

(98) 患者の散乱放射線から受けるスタッフ被ばくは特に注意を払うべきである。成人に比べ小児患者は体が小さく、手術中に動いてしまうため、手術を行うのに長時間を要するかもしれない。そのため、透視時間が長くなるおそれがある。さらに、インターベンション・チームのメンバーは多くの手技と長時間の透視を通じて既に線量が蓄積していると思われる (Nilklasonら、1993; Tsaipaki, 2001)。

(99) 小児のインテンスラジオロジーには、患者の体格が大きいことによる特有の独特な特徴がある。インテンスラジオロジーを行う医師は、小さな患者に近づき、しばしばビームに近づき、必要とあるときにビームの中に入る必要がある。手を一次ビームに曝すことは避けるべきであるが、予想外の緊急事態や合併症を来したときに、気づかず手がビーム内に入るおそれがある。また、中心線源から一定距離でトレーナーなどの手技の際に、術者の手を直接ビーム内に入れるか、そのすぐ近づく距離に近づけてしまうことがある。

絞るべきである。さらに、最終画像保持撮影、ビデオ録画、デジタル画像取得で得た画像はPACS (Picture Archiving and Communication System) システムに保存し、後で見返すことができる。

(102) Cアーム装置を使用する場合、側面像や斜位像をみると、X線源が皮膚に近づいたため、患者皮膚線量の増加につながることを認識しておくことが重要である。側面像や斜位像をみる際には、可能な限り患者の腕を上げておくべきである。また、できるだけ距離を空ける台を用いて、正しい手技のあいだに腕が一次ビームのほうに倒れ込むのを防ぐべきである。異なる投影方向の照射野が重なるとは最小限にとどめるべきである。







<ul style="list-style-type: none"> <li>小児の扱いになれた熱線スタッフがいれば検査の質を向上させ、新たな被ばくの原因となる散り直しを防止するうえで非常に有用である。</li> <li>静電ライオンが必要な場合は、検査前1しっかり留置を著までおくべきである。</li> <li>防護のための遮蔽体の配置</li> </ul>
<p><b>c. 撮影診断のためであれば画像ノイズを受け入れる</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>限界まで受け入れる (すなわち、医療上の疑問が解決できるから許す限りのノイズを受け入れる) ことが放射線科医の任務である (Donnellyら, 2001)。</li> <li>後処理によってシグナル・ノイズ比(SNR)を維持しながら線量を低減できる (3.5mm という厚みのスライスで再構成して撮影する)。</li> <li>厚いスライス画像のほうが薄いスライス画像に比べてノイズは少ないが、薄いスライス画像は重要構造の雑音を見るのに適し、二次元三次元画像再構成に使用することができる。</li> </ul>
<p><b>d. スキャン・パラメータを最適化する</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>CT 装置ごとに体積がそれぞれ異なるので、管電圧(kVp)と管電流(mA)をそのままだ比較することは問題がある。通常小児 CT では回転時間を最速にするのがよく、それによりモーション・アーチファクトを最小限に抑えられる。</li> <li>管電流と管電圧(kVp)は患者の体格に合うように調整すべきである。</li> <li>xy 平面 (角) 線量変調: これは通常人体は体軸方向から見えていないことを補償するために導入された。x 軸方向 (左右方向) よりも y 軸方向 (前後方向) のほうが同じ信号対ノイズ比(SNR)を達成するのに必要な放射線量は一般的に少なく済む。xy 平面変調は検査領域に応じた管電流(mAs)を 20~40% 低減するのでも、しこの機能が装置に備わっておりかつ使用が適当であるなら用いるべきである。</li> <li>z 軸 (縦方向) 変調: 体軸方向 (z 軸) では、十分なシグナル・ノイズ比(SNR)を得るのに必要とされる放射線量は患者のさまざまな部位での組織密度によって異なる。z 軸変調は CT 位置決め画像(Localizer view)を基に制御されるか、あるいはユーザーが設定することもできるが、できるかぎり z 軸変調を使用すべきである。</li> </ul>
<p><b>e. スキャン範囲を限定する</b></p> <p>これは、CT 位置決め画像(scout view)撮影時と回転撮影の両方に当てはまる。</p>

<p>し最適化プロセスを補助するための DRU を導入することが必要である。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>医療機関の放射線防護文化の一環として品質基準の導入と定期的監査を制度化すべきである。</li> <li>小児患者の位置合わせと固定装置視野サイズ防護のための遮蔽体と優れた X 線撮影手法がとれるよう注意を払うべきである。X 線撮影パラメータは、患者の体格と年齢に合わせて個別に設定すべきである。</li> <li>ほとんどのイメージング装置と販売された検査プロトコルは成人仕様になっており、小児に適用するためには装置と照射パラメータの調整が必要であろう。装置の設置、撮影プロトコルの設定、最適化を支援するため、できるかぎり医学物理学士の助言を求めべきである。</li> <li>インターベンション 手術は、患者が高線量被ばくをともなう可能性があるため、経験の豊富な小児介入放射学専門医による指導を受けるべきであり、患者とスタッフの両方を防護するため放射線防護に関する追加トレーニングの実施が推奨される。</li> <li>CT の場合、線量低減は、患者の体重や年齢にしたがって、スキャン・パラメータ (mA, kVp, ピッチ) を調整することによって最適化すべきであり、画像野 CT 撮影プロトコルが発表公表されている。放射線被ばくを最小限に抑えるという観点から、放射線診断上十分であれば、ノイズが多い画像であっても受け入れるべきである。最適化された検査の質は、スキャンする部位と検査の適応性によって異なる。その他の線量低減戦略としては、多相撮影プロトコルの制限、スキャン部位の重複回避、当該領域のみをスキャンなどである。さらに、検査の質は、放射線診断と解釈を容易にするための画像後処理によって改善できる可能性がある。</li> </ul>
---

<p><b>f. 正当化することのできる限り同一部位への繰り返しスキャンを避ける</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>繰り返しスキャンが必要な場合、スキャン範囲をできる限り小さな照射体積に制限するから、求める追加情報が得られない程度にまで線量を落とすとしてスキャンを行なうべきである。小児における多相撮影 CT は原則的に正当化すべきである。</li> <li>同じ部位を繰り返しスキャンすることはいくつかの医学的理由が必要であろう。</li> <li>造影剤投与前のスキャンと造影剤投与後のスキャン</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>本スキャンの正しいタイミングを確保するために (例えば、ボータス・トラッキング法) 少量の造影剤をテストボータスし、造影剤をボータス投与した後に傾斜に設定した 1 スライスを繰り返し低線量スキャンすることで、本スキャン開始のタイミングを計ったりすることがある。このような場合、連続したスキャンはごく低い線量 (例えば 5mAs) で行うことができる。</li> <li>例えば腎臓などの臓器の動態相、静脈相および/または分泌相を含むダイナミック造影 CT。</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>体位による重力影響を確認するための仰臥位と側臥位での胸部 CT。</li> <li>エア・トラッピングを抽出するための吸気と呼気での胸部 CT。</li> <li>X 線透過を併用した CT ガイドドowntown ベンション 手術</li> <li>厚いスライスによるスクラニーニングとその後の薄いスライスによる詳細なスキャン</li> </ul>

## 7. 要約と報告

<ul style="list-style-type: none"> <li>電圧放射線を用いたあらゆる検査の正当化と、それに続く放射線防護の最適化は、すべての患者において重要なことであるが、特に成人と比べて単位放射線量あたりの副作用のリスクが大きすぎる小児患者において重要である。</li> <li>正当化原則に即り、画像診断検査の適応があり正当化されるならば、このことは、検査をしないことによる患者のリスクが患者が被る可代替手段として電圧放射線を用いないイメージング技術を用いることができないうかを常に検討すべきである。</li> <li>放射線防護の最優先には、放射線装置と技術のパラメータが小児患者に対して適切に設定されるよう、放射線装置と品質管理の機能を最適化</li> </ul>
--

<p><b>付属書 A. 小児放射線撮影の適応性使用のためのガイドライン</b></p> <p>以下の例は英国王立放射線科専門医会 (Royal College of Radiologists) (2007, www.rcr.ac.uk) が公表している撮影を依頼する医師に放射線科医のためのガイドラインをもとに作成されたものである。</p> <p><b>A.1 中枢神経系</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>小児の頭部外傷後の頭蓋骨単純 X 線撮影は、事故以外の原因による外傷 (児童虐待) を除いて適応はない。事故による脳損傷を疑わせる臨床的徴候が認められる場合は、CT が適応となる場合がある。</li> <li>頭部または脊椎の先天性疾患の場合、撮影するのに全身麻酔が必要であるとか、骨構造を詳細に抽出しなければならなかった理由で、CT の方が望ましい検査である場合を除き、MRI が適応である。</li> <li>頭部の外傷が異常な場合 (例えば果門が閉じた水頭症) には、超音波検査が適応である。ただし、頭蓋手術の前に CT の三次元再構成画像が必要な場合は除く。水頭症後のシヤンクド機能不全が疑われる場合は、ハルブシステム全体の X 線撮影が適応である。</li> <li>頭痛、乳癌発症または脳腫瘍が疑われる症例 (5 才未満では脳腫瘍はわずかに発症しているからまだほとんど発達していない) は、通常単純 X 線撮影の適応とは認められていない。このような症例に対する専門的な検査法は、低線量 CT または、できれば MRI である。</li> </ul> <p><b>A.2 頭部および脊椎</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>外傷のない小児では超音波検査が適応であり、MRI、単純 X 線撮影または CT が適応とされるのは、臨床所見が非典型的であるからまたは長期持続しているなどの特定の状況下に限られる。</li> <li>遊玩性二分脊椎は、よく見られる変異であり、いかなる画像検査も適応ではない。神経学的所見または徴候が存在する場合は、超音波または MRI が適応である。</li> </ul> <p><b>A.3 筋骨格系</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>2 才未満であれば、事故によらな外傷 (児童虐待) の疑いがあるれば骨格単純 X 線撮影の適応である。しかし、骨格単純 X 線撮影は、小児患者撮影の実務的トレーニングを受けた放射線技師が行い、放射線科医が撮影を監督し、必要に応じて追加する撮影方向についての助言を与えることが望ましい。</li> <li>四肢外傷で比較するだけのための単純 X 線撮影は、低身長症または成長障害のある患者に対して適応がある。</li> <li>骨年齢決定のための左手/手の単純 X 線撮影は、低身長症または成長障害のある患者に対して適応がある。</li> <li>股関節痛または跛行のみからなる小児に対して、超音波検査は、関節腔内液の存在を除外するためには確認するため、また診断上には疼痛を補助する手段がある。単純 X 線検査または核医学検査が適応とされるのは、超音波検査で何も所見が得られなかった場合だけである。MRI は、骨髄炎、無血管性骨壊死、腫瘍などの通常見られない疾患が疑われる場合の専門的な検査である。</li> <li>限局性骨痛の症状または徴候がある場合は、単純 X 線撮影の適応である。超音波検査は骨髄炎が疑われる場合に有用となる場合がある。ま</li> </ul>
---

た、これらの患者に対してはMRIによる検査が増加している。
・ 生後2ヵ月から5ヵ月の乳児の哺乳胸は、超音波検査で評価すべきである。単純X線撮影が有用なのは、超音波検査の技能を有する者がいない場合か、生後5ヵ月を超えた乳児の場合に限られる。
・ オステオド、シュエッター胸に単純X線撮影の適応は大きく(臨床)特徴的な症状と圧痛や腫脹である程度診断可能だが、単純X線撮影で胸腺腫や胸腺癌の診断が確定できるため有用である(胸部組織の腫瘍は臨床的に評価すべきである)。
<b>A.4 心臓病変</b>
・ 急性胸部感染症や繰り返す急性呼吸器に対して胸部X線単純撮影は初診での検査適応は大きく、治療したにもかかわらず症状が持続する、重症である、または原因不明の熱が長く患者に限って実施すべきである。
・ 腫瘍が疑われる場合は単純X線撮影の適応である。呼吸での単純X線撮影、X線透視、CT撮影の適応については地域間で方針が大きく異なる。
・ 呼吸性喘鳴または吸気性喘鳴に対するルーチンでの胸部単純X線撮影の適応はない。喉頭炎は臨床症状で診断できるが、気道が狭窄して腫瘍でできおこり、異物や咽後膿瘍による閉塞が疑われる小児では特に、胸部前方単純X線撮影が有用と見られる。
・ 心臓症は通常胸部単純X線撮影の適応ではない。専門医への紹介または心エコー検査の実施を検討すべきである。
<b>A.5 消化器系</b>
・ 腸重積症の診断において超音波検査は感度が高い検査であるが、これを実施するかどうかは実施するオペレーターによる、できるかぎり腸重積症の疑いのある患者に限定すべきである。
・ 胆管の造影を確認する必要がある場合には、腹部単純X線撮影は、親利な異物、有害または有害物質(例えばバベテリー)の診断を確認する必要がある場合にのみ適応がある。
・ 腹部の軟部組織では、腹腔内の炎症や腫瘍または骨髄の損傷を示唆する理学的所見が限定的でない限り、通常腹部単純X線撮影の適応はない。CT撮影は腸的腹部外傷に対する画像検査の第1選択であるが、臓器損傷が既知である場合のフォローアップには超音波検査が有用な場合がある。重傷腹部外傷では、当該地域の成人に対して、肥満性腸門脈閉塞を除外するのに適した検査である。通常、上部消化管造影検査は、周期性嘔吐症や単純な胃食道逆流症への適応はない。
・ 便秘症や単純な胃食道逆流症への適応はない。ヒルシュスプルング病が疑われる場合は、専門医への紹介と生検の実施が望ましい。
・ 腸診で腹部腫瘍が認められる場合、まず超音波検査の適応がある。腫瘍の存在が確認されれば、更なる画像検査(MRIまたはCT)のいずれかが行われることになるが、検査は専門病院で実施するのが望ましい。
<b>A.6 泌尿生殖器系</b>

・ 夜尿症が続く場合は超音波検査で評価すべきである。結紮尿管性尿路造影(IVU)は、特に完全重腎腎盂尿管を持つ女性において尿道括約筋遠位への尿管異所開口を確認する場合に限定すべきである。MRI尿路造影で膀胱腫瘍/膀胱壁肥厚/膀胱憩室/尿管狭窄がある場合は、IVUに代ってMRI尿路造影を実施する。
・ 神経または骨格の検査で異常が見られた小児、超音波検査で膀胱腫瘍/膀胱壁肥厚/膀胱憩室/尿管狭窄が見られた小児、ビデオウロダイナミクス検査で神経因性膀胱尿道機能障害(神経因性膀胱)が見られた小児において、腰仙部脊椎の単純X線撮影が適応となる。
・ 非腫瘍性腎臓病は超音波検査の適応であるが、腹腔内腫瘍の場合はMRIが有用と思われ、腹腔内腫瘍の場合はMRIが有用と見られる。腹腔内腫瘍も増えている。
・ 尿管拡張の出生前診断は超音波で評価すべきであるが、軽度の拡張でも専門医に紹介することが推奨される。

この種出版物は、令和2年3月時点のICRP Publication126監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。**ドラフトからの引用を省く【事務局】**

<b>招待解説</b>
<p><b>ラドン</b></p> <p>放射性ガスのラドン（ラドン-222）は、至るところに存在する極めて微量であり、喫煙に起因して2番目の肺がんの原因と認識されている。ラドンにはあらゆる建物や地下に存在しているが、地面の下の地質や建物の種類といった要因によって、そのレベルは場所によって大きく変動し得る。一部の作業者を含め、多くの人がとってラドンに対する防護は放射線被ばくの主な原因物質である。</p> <p>重要であるにもかかわらず、ラドンに対する防護は委員会からの勧告のリスクに組み込まれたのは比較的新であった。このことは、これまで、原子力や医療における放射線利用など、明らかに人工的な被ばく源に対する防護に重点を置いていたことにも、一因があるかもしれない。</p> <p>委員会の1990年勧告（ICRP, 1991）の刊行で、1991年に大きな前進が見られた。この勧告は、住宅や職場における自然放射線に対する防護の必要性に注目することを知らしめたものである。委員会は、このアジェンダを思えば、<i>Publication 65</i>（ICRP, 1993）において、自宅や職場におけるラドン-222に対する防護に関する勧告を公表した。この出版物は、ラドンに対する防護についていくつもの重要な戦略を策定した。それは、防護策材を注力するためにラドン高濃度地域を明確にすることや、改善策の必要性を決定する際に役立つ可能性があるラドン・ガスの測定されたレベルの判断基準を使用するという。3~10 mSvの範囲の年有効線量を相当する測定レベルは、住宅への介入に十分について勧告されている。しかし、職場の防護については、住宅との防護と切り離して検討されている。興味深いことに、ラドンは内部被ばくの原因であるにもかかわらず、委員会は、ラドン被ばくの評価や制御のために、ヒトの呼吸気道線量評価モデルの使用を勧告しなかった。その代わりに、単位有効線量当たりの損害（<b>サトリメント</b>）と単位被ばく当たりの損害を直接比較すること（線量換算規約）によって、ラドン被ばくは衰効線量への換算が行われたのである。</p> <p>2007年、委員会は、放射線防護体系に関する勧告（ICRP, 2007）を新たに公布した。この勧告は、1990年の勧告（ICRP, 1991）から進展している、規模や発生源に関係なく、あらゆる線量から発生される電離放射線によるすべての被ばくに適用される防護体系を定めている。強調した点は、防護の最適化原則の適用であった。また、2007年の勧告（ICRP, 2007）は、計量被ばく状況、緊急時被ばく状況、現在被ばく状況と区別している。ほとんどのラドン被ばくは、管理に関する決定をしなければならぬ時点で被ばく線量が存在しているため、現在被ばく状況である。防護は参考レベルと最適化を適用することによって達成される。</p> <p>2010年、<i>Publication 118</i>において、ラドンとその子孫核種による被ばくに伴う肺がんリスクの推定が更新された（ICRP, 2010）。それは、</p>

1

2012年1月、国際放射線防護委員会（ICRP）は、われわれにとつて初めての科学私書官補佐となった佐々木博也博士を迎え入れた。佐々木博士は無報酬の専門家として、ちょうど2年間カナダ・オタワのICRP事務局に加わった。その間、*Publication 120*（ICRP, 2013）から*Publication 125*（ICRP, 2014）まで、佐々木博士は*Annals of the ICRP*の共同編集者を務めた。また、その他さまざまな形で、ICRP事務局や委員会全体の仕事の改善にも貢献した。

佐々木博士は委員会に専用員担のない形で派遣するという、委員会と電力中央研究所（CRIEPI）との取り決めが成立したのは2011年3月以前であったが、当然ながら、福島県で発生した事象によって佐々木博士のオタワ着任は相当遅くなった。それでも、福島第一原子力発電所で事故が発生した時点およびその後に発生した事象に関して、委員会や放射線防護に関心を持っているすべての組織の関心が大きく高まったことを考えると、過去2年間、広い人脈を持った日本の科学私書官補佐を迎え入れることができたのはきわめて幸運であった。委員会の関心がきわめて重要になっていったときに、佐々木博士は、委員会が日本の国民、専門家、政府機関、非営利組織などと効果的な連携が叫ぶように、中心的な役割を果たした。

委員会における佐々木博士の任期が終わるのには残念であったが、（ICRP事務局への）参加希望者の国際公募が終わったあと、CRIEPIは再度、コストフリー専門家をICRP事務局に派遣することに同意した。2014年3月、浜田洋行博士は、まず、選り離れた東京の研究所から委員会との共同作業を開始し、その後2014年5月からカナダ・オタワのICRP事務局に着任した。

浜田博士は筑波医科大学で理学士号、長崎大学で理学修士号と博士号を取得している。彼は、放射線医学総合研究所および東北大学加齢医学研究所で博士研究員を務め、群馬大学で准教授を務めている。2010年、研究者として、CRIEPIの放射線安全研究センターの一員となり、15年以上にわたって、非標的効果、重水素効果、ヒト水晶体上皮細胞の初代培養株を用いた反応に関する研究など、放射線生物学に関する研究を中心に行っている。論文書庫の国際的な専門誌に約80の論文を著者あるいは共著者として発表しており、放射線影響学会の2013年マイケルブライ賞や日本放射線影響学会の各種賞の賞など、有名な賞を多数受賞している。

われわれは、浜田博士を科学私書官補佐として、そして*Annals of the ICRP*の共同編集者として、ICRPに喜んで迎え入れたものである。

ICRP事務局  
編集長  
CHRISTOPHER H. CLEMENT

3

ラドン被ばくについて損害（サトリメント）で調整された名目リスク係数を、以前に推量されていた係数のおよそ2倍にすべきであるという重大な結論であった。この報告書には、『ラドンに関するICRP声明』が添付されている。多くの項目が取り上げられているが、肺がんのリスクに関する新しい知見を考慮して、ラドンの参考レベルの上限値の改訂が行われている。また、線量評価モデルを用いて算出したラドンの線量換算係数を示すという委員会の意図も述べられている。

このことは、特にラドンに対する防護を対象に肺がんのリスクに関する報告書を考慮して、2007年の防護原則の詳細を決定することを目的とした第4委員会のラドン被ばくに関するICRP声明が設立されていた。*Annals of the ICRP*の本書で刊行された。この報告書は、ラドンに対する防護に関する委員会勧告の進展の新たな段階を示すものである。また、住宅、職場や他の種類の場所において、ラドン被ばくから公衆の構成員や作業者を防護することを目的とした2007年体系の適用について説明し、その内容を明らかにしている。以前の勧告から進展したこの報告書では、建設目的や居住者の状況にかかわらず、すべての建物を対象としたラドン被ばくに対する防護に関して、統合的なアプローチを勧告している。ラドン被ばくは、主に参考レベルによる最適化を基礎としたものである。実効線量を表した。およそ10 mSv/年という参考レベルの数値は過去の勧告と整合性があり、委員会は今後ともこの数値を勧告していく。自然放射線のレベルの高い職場においては被ばく管理を行う場合、使用しているモニタリングシステムには特別な問題が伴う。この報告書では、はじめに、その他の建物や場所で行われるモニタリングと同様に参考レベルを使用することや、職場に対してグレード別アプローチを適用することを勧告している。もし、あらゆる妥当な取り組みを行ったにもかかわらず、被ばくが参考レベルを越えた状態が続く場合には、職業被ばくの場合には、職業被ばくに関する要件を適用すべきである。最適化の原則が中心的な役割を担い、すべての線量状況に適用できる一貫した防護体系を開発する上で、この報告書は大きな一歩となるものである。この報告書に示されている全般的な防護戦略は、自然バックグラウンド放射線を高いレベルの被ばく状況とは違、別の状況に対応するモデルとして機能する可能性があり、また実際にそのようなモデルとして機能させたべきである。

委員会は、ラドンに対する完全な防護体系を実現するために、さらに進んだ研究に取り組んでいる。具体的には、さまざまな状況に適用できるラドンの線量換算係数を日々公表する。

前 ICRP 主要委員会メンバー  
JOHN R. COOPER

## 編集後記

### 新しい共同編集者の Annals への参入

2

### ラドン被ばくに対する放射線防護

ICRP PUBLICATION 126

2014年4月委員会により承認

**抄録** - この報告書で、委員会は、ラドン被ばくに対する放射線防護に関する最新のガイダンスを示す。この報告書は、放射線防護体系に關する ICRP の勧告、ラドンのリスクに關して利用するすべての科学知識、ラドン被ばくの制御に關してさまざまな知識や国が得た経験を考慮して作成されたものである。この報告書は、線量と移動メカニクス、ラドンに關連する健康リスク、そしてラドン被ばくを管理する際の課題を扱って、ラドン被ばくの特徴を説明している。委員会は、建物の用途に關係なく、ラドン被ばくが発生している建物や場所の管理にできる限り依存しつつ、統合的なアプローチでラドン被ばくを制御することを勧告している。このアプローチは、最適化の原則に基づいたものであり、特に職場における主なステータスホルダーの責任とラドン被ばくを制御する国当局の意図を反映したグレード別のアプローチになっている。要求事項が適用されるべきである。

©2014 ICRP 発行者：SAGE

キーワード：ラドン被ばく、予防、健康、住宅、建物、職場

J-F. LECOMTE, S.SOLOMON, J.TAKALA, T.JUNG, P.STRAND, C.AURITH, S. KISELEV, W.ZHUO, F.SHANNOUN, A.JANSSENS

### 序文

2009年11月のボルトカルのボルトにおける会合で、ICRPの主要委員会は、ラドン被ばくに対する放射線防護に関するガイダンスを策定するために、第4委員会に対して報告する新しいタスクグループの設立を承認した。

このタスクグループへの委任事項は、住宅、職場や他の種類の場所でのラドン被ばくに対する防護を目的とした委員会の2007年勧告の適用について説明し、その内容を明確にすることであった。この刊行物では、この現在被ばく状況の轉機を示し、ラドン被ばくを計画被ばく状況と見なすべきケースについて論じるべきである。また、該当する個々の線量制限や、国の対策計画に基づいたラドンの管理方法だけでなく

4

この、放射線防護原則の適用に関するガイダンスも示すべきである。  
この刊行物は、ICRP の過去の関連する刊行物に基づいて作成される。たとえば、家庭と職場におけるラドン-222 に対する防護に関する Publication 65 (ICRP, 1993)、放射線防護の最優先に関する Publication 101, Part 2 (ICRP, 2006b)、ICRP の最新の全般的な報告を示している Publication 103 (ICRP, 2007)、およびラドンと子孫核種による肺がんのリスクに関する Publication 115 (ICRP, 2010) といった刊行物である。Publication 115 は、ラドン被ばくの影響が得られた経験だけでなく、2009 年 11 月に採択されたラドンに関する委員会の声明も記載されている。

タスクグループのメンバーは以下のとおりである。

J-F. Lesome (委員長)	T. Jung	C. Murrith
J. Takala	S. Solomon	S. Kiselev
P. Strand	W. Zhao	
通信メンバーは以下のとおりである。		
R. Czarnowski (2009~2012)	A. Janssens	B. Long
S. Niu	F. Shanoun	T. Coligan (2012~2013)

第 4 専門委員会の査読者は以下のとおりである。

J. Simmonds S. Liu

主要委員会の査読者は以下のとおりである。

J. Cooper (2009~2012)	A. Gonzalez (2009~2012)
J. Harrison (2013)	E. Van6 (2013)

また、タスクグループの秘書を務める Céline Baulieu と Sylvain Andrusé からは有益な科学的支援を受けた。また、André Poffijn、Ludovic Vaillan, フランスのミラールグループ、英国公衆衛生庁の専門家数人から、そして ICRP のコンサルタントを通じて多くの有用な意見もいただいた。タスクグループは、余命の間値中に提供いただいた施設やサポートに対して、フランス原子力防護評価研究所 (Centre d'études sur l'Evaluation de la Protection dans le domaine Nucléaire : CEPN) への感謝と同時に、協力いただいたすべての方々に感謝の意を表す。また、最初の科学秘魯官補佐を務めた佐々木道也博士の貢献にも敬意を表す。

タスクグループの作業は、主に通信によって行い、フランスのフロントネ・オ・ローゼの CEPN で、2010 年 4 月 28~30 日と 2010 年 9 月 2~11 日、2 回会合を開いた。

この報告書の作成期間における第 4 専門委員会のメンバーは以下のとおりである。

(2009~2013 年)

J. Loehnd (委員長)	M. Kai	K. Minahi
W. Weiss (副委員長)	H. Liu	S. Shinkarev
J-F. Lesome (書記)	S. Liu	J. Simmonds
P. Burns	S. Magnusson	A. Tesla
P. Carboneras	G. Mussera	W. Zeller
D.A. Cool	A. McGarry	

(2013~2017 年)

D.A. Cool (委員長)	M. Donuff	A. Nisbet
J-F. Lesome (書記)	E. Gallego	D. Oughton
F. Bochud	T. Homma	T. Patker
M. Boyd	M. Kai	S. Shinkarev
A. Canoba	S. Liu	J. Takala
K.W. Cho	A. McGarry	

## 総括

この本報告書の目的は、住宅、職場および他の種類の場所におけるラドン被ばくに対して、公衆の構成員および作業者を防護するための委員会の体系的な適用を説明し、明らかにすることである。

(b) ラドンには 2 つの主要な同位体がある。ラドン-222 は、地殻内部に幅広い濃度で存在しているラジウム-226 の放射性崩壊生成物である。ラドン-222 は気体であるため、土壌から屋内に移動することができる。この移動は土壌の種類、建物、場所などのさまざまな要因に依存している。ラドン-220 は、トリウム-232 崩壊系列に属するラジウム-224 の放射性崩壊生成物であり、トリウム-232 崩壊系列も地殻内部に存在して

いる。ラドン-222 とラドン-220 は、また、建築材から室内空気中に放出される。屋内ラドン濃度は建物によって執行異なる場合がある。この報告書の焦点はラドン-222 である。

(c) ラドンは吸入されるが、不活性ガスであるため、吸入されたほとんどすべてがその後の吐き出しされる。しかし、吸入されたラドン短寿命子孫核種のエアロゾルは呼吸気道内に沈着する可能性がある。空気中の塵埃生成物は、エアロゾルの拡散特性に応じて、鼻、気管支の壁面、肺の深部に沈着する。これらの短寿命子孫核種の 2 つ、すなわちポロニウム-218 とポロニウム-214 は  $\alpha$  粒子を放出し、この  $\alpha$  粒子によって与えられたエネルギーが、健康への影響となつた可能性がある。健康への影響となつた最大の原因である。

(d) 委員会は Publication 15 (ICRP, 2010) で、肺がんとラドン被ばくとの関連性に関する疫学的研究 (ICRP, 2010) のレビューと分析を行った。地下鉱山と家庭の両方で、ラドンと子孫核種が肺がんの原因になることを示す強力な証拠がある。その結果として、委員会は放射線防護を目的に、非喫煙者や喫煙者が存在した成人集団において、ラドン短寿命子孫核種を平均的にラドン-222 ガスへの被ばくとして  $8 \times 10^3 \text{ Bq h m}^{-3} \times 10^7 \text{ WLM}$  の量 (プロットレシオ) で調整された肺がんの各目リスク係数を報告した。これは、Publication 65 (ICRP, 1993) で委員会で使用した数値のおよそ 2 倍である。肺がん以外の他の固形がんと白血病については、これまでのところ、ラドンおよびその子孫核種への被ばくに関連した発症率の増大の一貫した証拠は存在しない。

(e) 放射線防護体系の中で、ラドン被ばくは、その濃度が地殻中に広く存在する地殻由来の自然放射能そのままの濃度であるため、現在被ばく状態の特徴を持つ (ICRP, 2007)、ビル建設や鉱山の操業といった人間活動が、ラドンと子孫核種への被ばくを増大させる経路をつくるが、または経路を修正する可能性がある。これらの経路は予防対策および軽減対策によって制御することができる。しかし、線源そのものは修正できないので、制御の決定を下さなければならない時は、すでに線源が存在している。ただし、一部の職場では、ラドン被ばくが沈み初めから計画被ばく状況であるとき、固当局が見出す場合もある。このような職場としては、核燃料サイクルに関連するウラン鉱山などが含まれる。

(f) ある場所できわめて高濃度のラドンが検知されれば直ちに防護対策を実施する必要性が生じることがあるが、ラドンが緊急時被ばく状況を引き起こすことにはありえない。

(g) Publication 60 (ICRP, 1991) と比べて、Publication 103 (ICRP, 2007) の考え方は、あらゆる種類の被ばく状況の管理に一貫したアプローチを報告することにある。このアプローチは、適切な個人線量制限、つまり線量拘束値または参考レベルを用いて実施する最適化の原則の適用に基づいている。最優先には、最初の被ばくレベルに際しては、線量を拘束値または参考レベル未満に合理的で達成できる限り低減する努力が含まれる。

(h) 自宅や職場での日々の生活は、ある程度のラドン被ばくに至る。他の多くの現存被ばく状況と同様に、ラドン被ばくは非常に不均一である。被ばくのレベルは、個人の行動が大きく依存する。したがって、自衛防護対策の役割が極めて重要である。被ばく状況を把握し、その制約の前提条件である。国内におけるラドン被ばくの問題は、幅広いステークホルダーが関与する多くの問題（たとえば、環境、健康、経済、建築、そして教育の問題）に対処するべきである。

(i) 屋内ラドン被ばくの問題には多くの課題がある。個人は同じ地域内を歩き来すので、ラドン防護戦略は国の当局が策定し、さまざまな場所において一貫した統合的な方法を実施すべきである。多くのラドン被ばくは家庭で発生するので、ラドン防護戦略では、公衆衛生の観点から住宅における被ばくに対処すべきである。多くの建物において、ラドンのレベルが潜在的に健康リスクを代替すると示された濃度を大きく上回る可能性があるため、一般住宅全体の被ばくと最も高い個人被ばくを低減する取り組みが必要とされている。防護戦略は、単純明快で、他の健康法の危険と適切に調整され、長期的なベースで実用と実施がなされ、そしてすべてのステークホルダーを関与させるべきである。

(j) 国のラドン防護戦略はまた、観点、特に、住居者に対する個々の家計所有権者、買手者に対する建築業者又は売主、入居者に対する家主、従業員に対する雇主、そして職場的に言えば、その使用者に対するあらゆる職務の責任者の負う責任、という責任の観点から課題に対処しなければならぬ。これらすべての要因がラドン戦略の実施の可能性に影響を与す。

(k) この責任の範囲があるため、有効性と現実性に基づいたラドン戦略の実施は、屋内のラドンを完全に除去することを目指すことが不可能であることを念頭に置いて、合理的に達成できる限り低いレベルにラドン濃度を維持するが、あるいはまた低減することを目指すべきである。

(l) 委員会は、ラドンがどこにも存在することから、国のラドン防護戦略は、ほとんどの状況において正当化されると考えている。また、ラドンは、喫煙に次いで 2 番目の肺がんの原因であるので、放射線被ばくは重大な線源であること、そして、ほとんどの環境で制御可能であると考えている。ラドン防護戦略は、たとえ規則や室内空気質といった他の公衆衛生政策に関連してプラスの結果をもたらす可能性もある。公衆衛生の優先事項および社会的、経済的な要因について考慮するだけでなく、ラドン濃度の評価やラドン高濃度地域の特定を含め、状況を把握することは、国の当局がラドン防護戦略を構築し、実施するための必要である。ラドン被ばくで起きる肺がんの絶対リスクは、非喫煙者よりも喫煙者のほうが著しく高いが、ラドンに対する防護に関する委員会の勧告は、喫煙者と非喫煙者を区別しない。

(m) 被ばく状況把握することは、最適化の原則の適用の前提条件である。この原則は、支配的な（一般的な）経済的および社会的状況を考慮に入れて合理的に達成できる限り低いレベルに被ばくを維持し、あるいは低減するために、ラドン被ばくを制御するための推進力である。委員会は、他の放射線防護と同様に、防護の最適化と共に線量制限の使用を勧告する。

(a)	他の線源と同様、個人の線量の参考値または公衆の線量の参考値を設定し、国内で防護の最適化プロセスを適用することは、国の適切な責任である。その目的は、一般住民に対する公衆的なリスクを低減すること、公平性を期すること、最も被ばくする個人の個人リスクを低減することの両方である。どちらのケースでもプロセスは主に個人の被ばくではなく建築物を管理することによって実施され、屋内空気中のラドン濃度を合理的に達成できる限り国の参考レベルよりも低くすべきである。
(b)	ラドン曝射は、被ばく経路に対する対策によってのみ削減することができる。個人はその状況から便益を受け、線量を低減するため個人に支援を提供される。このような考慮を考えると、適切な参考レベルは、現存被ばく状況に対して委員会が勧告している、1~20 mSv の範囲の年線量に一致すべきである (ICRP, 2007, 表 5)。委員会は、Publication 65 (ICRP, 1993) に示されているように、10 mSv のオーダーの値がラドン被ばくの参考レベルを設定する際のベンチマークであるべきと考えられる。
(c)	ラドン曝射のほとんどの対策が建築物に適用されるので、立方メートル当たりのベクレル (Bq m <sup>-3</sup> ) で表される測定可能な量の空気中濃度としてラドンの誘導参考レベルを設定するのが適切である。委員会は、Publication 103 (ICRP, 2007) で、誘導参考レベルの上限値として、家庭については 600 Bq m <sup>-3</sup> を、職場については 1500 Bq m <sup>-3</sup> を勧告した。Publication 115 (ICRP, 2010) におけるラドン疫学のレビューと、名古屋大学 (佐藤の) 2 階の引き上げに際して、委員会は関連する『ラドンに関する声明』において、家庭の参考レベルの上限値を 300 Bq m <sup>-3</sup> に引下げた。家庭における 300 Bq m <sup>-3</sup> のラドン濃度は、改訂後の各目リスク係数に基づき、線量換算係数を用くと、およそ 10 mSv の年間線量に相当する (ICRP, 2010)。『ラドンに関する声明』では、職業上の放射線防護要件を適用するための導入ポイントとして、参考レベルの上限値 1500 Bq m <sup>-3</sup> を覚えて 1000 Bq m <sup>-3</sup> のレベルを指している。
(d)	委員会は、その『ラドンに関する声明』の中で、ラドンとその子孫核種の曝射量と線量評価モデルを用いて算出するための線量係数を公表するつもりであることを示した。新しい線量係数に基づくと、300 Bq m <sup>-3</sup> はより大きな年線量に相当するが、家庭内における 1~20 mSv の範囲内にある。
(e)	ラドン防護戦略の現実的な履行のために、委員会は、住宅におけるラドン-222 の誘導参考レベルの上限値として 300 Bq m <sup>-3</sup> を使用することを引き続き勧告する。委員会は、支配的 (一般的な) 経済的および社会的情勢を考慮に入れて、100~300 Bq m <sup>-3</sup> の範囲内で合理的に達成できる限り低く、国の誘導参考レベルを決定することを国の当局に強く奨励する。これは、ICRP の『ラドンに関する声明』(ICRP 2010) および世界保健機関 (WHO) の『屋内ラドン濃度に関するハンダック』(WHO, 2009) と一致している。誘導参考レベルへの遵守を評価する際には、測定値は、建物または場所におけるラドンの年平均濃度を代表すべきである。
(f)	簡便のために、日常生活において同じ地域を歩き回る個人は、場所にかかわらず室内レベルで防護されるべきであると考え、委員会、公衆と事業者の双方が利用する複数用途ビルにおいては、300 Bq m <sup>-3</sup> という同じ上限値を所収に使用することを勧告する。

可能である。平防対策は、土地利用計画と、新築の建物および既存の建物のリフォームの基準に基づいて実施される。これはまた、相乗効果を実現し、矛盾を回避するために、室内空気質や省エネルギーといった建物に関する他の戦略と一致した方法で、ラドン防護戦略を統合することを目指す。

(aa) 国のラドン防護戦略の概観の部分には、既存の建物および場所に対処する。このようにケースでは、そこに居合わせる個人の区分が何であれ、建物や場所およびその使用状態の管理を通じて、可能な限り被ばくを削減するための削減が確実になされるべきである。主な段階は測定であり、必要に応じて、被ばくを軽減するために修正対策も行う。

(bb) 国のラドン防護戦略は、当局によって策定された国のラドン行動計画に基づいて、関連するステークホルダーの関与の下で実施すべきである。そして、行動計画では、明確なインフラを有する枠組みを定め、優先順位と責任を決定し、国でラドンを探る一連の手順を記載すべきである。被ばくの状態に基づいて、被ばくしている人たちや、支援あるいは行動を行うべき人たちなど、ステークホルダーを明確にし、また、倫理的な問題、特に責任に関する問題に対処し、そして、情報、ガイダンス、支援、および特能可能性をな条件を提供すべきである。

(cc) 国の行動計画は、ラドン測定に関する手順、ラドン濃度地域を特定することを目的としたラドン調査、ラドン被ばくを軽減する方法ともまま基状態でのその適用性、情報、訓練およびステークホルダーの関与を含んだ支援の方針、そして有効性の評価についても対処すべきである。一般の人に開放されている建物や職場に関する問題も、法的な責任を反映した特定のグレード別アプローチに基づいて対処すべきである。国の行動計画は、誘導参考レベルの値を定めて評価し、定期的にレビューすべきである。

#### 要点

- 人々は、家庭や職場、複合用途ビルでラドンに被ばくする。屋内のラドン濃度変動により、被ばく分布はきわめて不均一になる。屋外におけるラドン被ばくは、一般的には問題でない。
- ラドンとその子孫核種への被ばくは、肺がんをもたらし可能性があるという強力な証拠がある。ラドン被ばくは、喫煙に次ぐ 2 番目の肺がんの原因である。
- ラドン被ばくは、その線量が地盤中でどこにでも広く存在する極めて自然放射能であり手を加えられない濃度であるから、現存被ばくが状況である。制御できないのは被ばく経路だけである。
- 国の当局は、被ばく状況を把握し、国のラドン防護戦略を策定すべきである。ラドン被ばくは基礎で発生するので、この戦略では公衆衛生の観点から住宅内における被ばくに対処すべきであり、一般住民全体の被ばくおよび最も高い個人被ばくを低減するための取り組

(f) 委員会は、ここで、ラドン被ばくの制御にグレード別アプローチを適用すべきと勧告する。このアプローチでは、ラドン防護戦略は、関係する意思決定者が測定および必要に応じて改訂策を行うなどの自助防護策の推進を奨励することを目的としたプログラムから開始すべきである。このプロセスは、情報、助言、支援、そして必要であればもっとも正式な要求に基づいて実施することができる。このようになすべき主な対策を行うことと実施の順序は、状況に対する法的な責任の程度、及び国のラドン防護戦略が置かれている状態に依存すべきである。

(g) 職場に対しては、職場の防護要件を適用するために、1000 Bq m<sup>-3</sup> の導入レベルに限らず、被ばくレベルを高めるべきと勧告する。作業場のラドン被ばくが職業被ばくではない (オフィスビルなど) と考えられる場合、特定の設備は、住宅に対する年線量よりも低いことになるが、それは職場で過ごす時間よりも長い短い状況の短時間のパラメータと 10 mSv オーダーの年線量の参考レベルを用いて、防護の最適化を構成するアプローチを勧告する。

(h) 職場におけるラドン被ばくを低減するためのあらゆる合理的な取組みにも拘わらず、被ばくのレベルが、線量で表される参考レベルを継続して超える場合は、事業者は職業的に被ばくしていると考えべきである。このような場合、委員会は、職業被ばくに対する関連する要件の適用を勧告する (ICRP 2007, 5.A.1 節)。

(i) 委員会はまた、作業場のラドン被ばくが最初から職業被ばくであると、国の当局が見なしているような職場では、同じ条件を適用することも勧告する。このような職場には、温泉や酒類、他の地下の職場などが含まれるであろう。

(j) 事業者が、職業被ばくしている見なされるか状況にかかわらず、その被ばくは、現存被ばく状況の範囲の上限値 (年間 20 mSv) よりも低く維持すべきである。国の当局は、ラドンの被ばく状況を計画被ばくとして管理すべきと考え、職業上の線量限度を適用すべきである。

(k) 国のラドン防護戦略は、効果的であるためには長期的な視点で策定すべきである。一般住民に対するラドンのリスクを大幅に低減するプロセスは、通常、数年ではなく数十年にわたる一貫した取組みを必要とする。委員会は、物事を明確にするために、特に新築の建物においては、支配的な階級下で合理的に達成できる限り低いレベルに被ばくを保持することを目的とした予防策と、既存の建物においては、合理的に達成できる限り低いレベルに被ばくを低減することを目的とした軽減策とを区別すべきと考える。

(l) したがって、ラドン防護戦略には、予防策を盛り込むべきである。屋内の場所、居合わせる各人の区分、および被ばく状況の種類にかかわらず、建物の計画段階、設計段階および建築段階でラドン被ばくの問題について考慮することによって、ラドン被ばくに対処することが

みを行うべきである。

• 戦略は単純明快で現実的なものにするべきであり、すべての建物で一貫したものであるために統合し、状況や責任に応じてグレード別にし、そして、喫煙者と非喫煙者を区別すべきではない。省エネルギー、禁煙、室内空気質など、他の公衆衛生政策と併せて考へて考へるべきである。

• ラドン防護戦略には、新築の建物における予防策と、既存の建物における軽減策を包含すべきである。

• ラドン被ばくの管理は、主として、適切な参考レベルを用いた最適化原則の適用に基づく。そのレベルは、委員会が勧告している年線量 1~20 mSv の範囲内に対応すべきである。委員会は、年線量 10 mSv オーダーという値は、ラドン被ばくの参考レベルを設定するためのベンチマークと考える。

• ラドン防護戦略を実際的に実施するに当たっては、委員会が住宅について勧告している誘導参考レベルの上限値を、引き継ぎ年平均濃度で 300 Bq m<sup>-3</sup> とする。他のすべての建物や職場に対しても同じ値を勧告する。

• 委員会は、支配的 (一般的な) 経済的および社会的情勢を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く、国の誘導参考レベルを 100~300 Bq m<sup>-3</sup> の範囲内で設定することを、国の当局に対して強く奨励する。

• ほとんどの職場では、事業者のラドン被ばくはなものであり、職業被ばくとは見なされず、委員会は、職場における以下の手順による特定のグレード別アプローチを勧告する。

(i) すべての建物と職場に共通の誘導参考レベルを使用して、防護を最適化する。

(ii) 滞在時間など、被ばく状況の実際のパラメータと、年線量 10 mSv の参考レベルを使用して、防護を最適化する。

(iii) すべての合理的な取組みにも拘わらず、被ばくが参考レベルよりも高い場合は、職業被ばくの問題する要件を適用する。

• 始めから、作業場のラドン被ばくが職業被ばくであると、国の当局に見なされるいは職業被ばくの問題する要件が適用される。

• ラドン被ばくの状況が、計画被ばく状況として管理されるべきである。国の当局が考慮する場合は、職業上の線量限度を適用すべきである。

#### 用語解説

被ばくのカテゴリ --- [Categories of exposure]

委員会は、放射線被ばくを、医療被ばく、職業被ばく、公衆被ばくという3つのカテゴリーに区別している。
防護参考レベル [Derived reference level] 線量で設定される参考レベルに対応する、実用値または測定可能な量として表された範囲。
雇用主 [Employer] 相互に合意した関係により、彼又は彼女の雇用において、認知された責任、関与、及び義務を負う、国の法律によって規定された組織、法人、共同企業体、企業、協会、信託機構、不動産業者、公共又は民間機関、グループ、政治団体又は行政団体、あるいは他の私人。自営業者は雇用主と作業者の両方である。
平衡等価濃度 [Equivalent concentration] 実際に存在している非平衡な混合物と同等なポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度を持つ、短寿命子孫核種と平衡状態にあるラドンガスの放射線強度。
平衡係数 [Equilibrium factor] 平衡等価濃度の、ラドンガス濃度に対する比。言い換えれば、ラドン崩壊生成物の実際の混合物におけるポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度の、放射平衡の時に満たされる濃度に対する比。
現存被ばく状況 [Existing exposure situation] 制御に関する決定を行う必要がある時点で、すでに存在している線源により生じている状況。具体的には、自然バックグラウンド放射線、原子力事故あるいは放射線緊急状態が発生した後の長期的に汚染されている地域、そして委員会の勧告の範囲外で実施された過去の行為に起因する残留物などを指す。
被ばく経路 [Exposure pathway] 被ばく経路や放射線核種がヒトに到達し、被ばくを引き起こす可能性がある経路
グレード別アプローチ [Graded approach] 国の体系や安全体系などの制御体系によって、適用される制御手段と条件の厳格さが、実行できる範囲に対して適したプロセスあるいは方法。制御不全の可能性とそれによって生じている結果、および制御不全に伴うリスクのレベルを考慮している。
医療被ばく [Medical exposure]

公衆被ばく [Public exposure] 職業被ばくや医療被ばく以外で、公衆の構成員が放射線源から被る被ばく。
ラドン-220子孫核種 [Radon-220 progeny] ラドン-220の崩壊生成物のことで、ここではポロニウム-216またはポロニウム-212またはタリウム-208に至る短寿命崩壊生成物という、さらに限定した意味で用いられる。
ラドン-222子孫核種 [Radon-222 progeny] ラドン-222の崩壊生成物のことで、この報告書ではポロニウム-218からポロニウム-214に至る短寿命崩壊生成物という、さらに限定的な意味で用いられる。ラドン子孫核種は「ラドン崩壊生成物」とも呼ばれ、古くは「ラドン娘核種」とも呼ばれていた。
ラドン高濃度地域 [Radon-prone area] その国のほかの地域と比較して、ラドン濃度が相当に高いことを示す調査結果に基づいて定められた地理的地域あるいは行政領域。
参考レベル [Reference level] 現存被ばく状況において、それをこえた被曝の発生を認める計画は不適合と判断され、それ以下で防護の最適化が実施されるべき線量あるいはリスクのレベルを表す。参考レベルとして選ばれた値は、考慮している被ばくその時点で見られる状況に依存する。
リスク [Risk] リスクは、ある結果（例えば肺がん）が起こる確率または死亡確率について、被ばくした集団の非被ばく集団に対する比。
• 相対リスク [Relative risk] 相対リスク
• 過剰相対リスク [Excess relative risk] 過剰相対リスク
• リスク係数 [Risk coefficient] 単位被ばくまたは単位線量当たりのリスクの増加。一般的には WLM あたり、Jm <sup>3</sup> あたり、100 Bq/m <sup>3</sup> あたり、あるいは Sv あたりの過剰相対リスクとして表される。
• 損害 [ドトリメント] [Deriment] 損害は ICRP の概念である。損害は放射線源に集団が被ばくした結果、被ばくした集団と、その子孫が経験する健康上のすべての害を表

患者が自らの医学又は歯学の診断あるいは治療の一部として受ける被ばく；職業上被ばくする者以外の人が患者の支援や介助に自発的に役立つ間に基づいて受ける被ばく；及び、自らの被ばくを伴う生物医学的研究プログラムにおける志願者の被ばく。
公衆の構成員 [Member of the public] 職業被ばくでも医療被ばくでもない被ばくを受けるすべての個人。
ラドン全国調査 [National radon survey] 国民のラドン被ばくを基すラドン濃度分布を決定するためにに行われる調査。
自然起源放射線物質 [Naturally occurring radioactive material] 自然起源の放射線核種以外の放射線核種を含む放射性物質。自然起源放射線核種の放射線強度が何らかのプロセスによって変えられている物質は含まれる。
職業被ばく [Occupational exposure] 職業被ばくは、作業管理に責任があることが当然と見なされる状況で、作業者が仕事中に受けるあらゆる被ばく。
作業管理者 [Operating management] 組織の最高レベルにおいて、組織を指導、管理、評価する個人またはグループ。最高経営責任者 (CEO)、会長、社長、経営陣など、さまざまな名称が使われる。
防護の最適化 [Optimisation of protection] いかなるレベルの防護が、被ばく及び潜在被ばくの確率と大きさを、経済的・社会的要因を考慮の上、合理的に達成できる限り低くできるかを決定するプロセス。
計画被ばく状況 [Planned exposure situations] 計画被ばく状況は、線源の意図的な導入と職業に伴う状況である。計画被ばく状況は、発生が規定された被ばく（通常の線源）と、想定されていない被ばく（潜在被ばく）を生じる可能性がある。
ポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度 [Potential alpha energy concentration] 空気中の短寿命ラドン-222またはラドン-220の混合物において、ラドン-222の子孫核種からラドン-220の子孫核種から約-208に完全に崩壊するまでに放出されるアルファ線のエネルギーとして表される、単位体積当たりの空気中の短寿命ラドンまたはラドン子孫核種の濃度。ポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度の国際単位は J m <sup>-3</sup> である。

す。損害は、多次元的概念である。その主要な構成要素は確率的な量、すなわち被ばく起因する致死がんの確率、非致死がんの重みづけ確率、重篤な遺伝的影響の重みづけ確率、および癌が生じた場合の寿命損失期間である。
作業者 [Worker] 常勤、非常勤、臨時雇用に関係なく雇用主に雇われ、その職務に権利や義務が伴うことを認識している個人。
ワーキングレベル [Working level] ポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度を対象に使用される古くからの単位。1 m <sup>3</sup> の空气中に存在する短寿命のラドン子孫核種の任意の組み合わせの中で、1.30×10 <sup>4</sup> MeV m <sup>-3</sup> のポテンシャル・アルファ・エネルギー（およそ 2.08×10 <sup>-4</sup> J m <sup>-3</sup> と等しい）が放出される組み合わせと定義される。
ワーキングレベルマックス [Working level month] 1 作業月、すなわち 170 時間におよび、1WL の濃度の空気を呼吸することによる累積被ばく量。
<b>1 序論</b>
<b>1.1 背景</b>
(1) 委員会は、ラドン被ばくに対する防護に関する勧告を、過去に発行している。Publication 65 (ICRP, 1993) において、委員会は、吸入されたラドンとその子孫核種による健康影響に関する既存の知見をレビューし、その2年前に発行された全般的な勧告 (ICRP, 1991) に沿って、住宅および職場の双方におけるラドン被ばくの管理に関する枠組みを策定した。
(2) Publication 101, Part 2 (ICRP, 2006) では、委員会は、放射線防護の最適化に関する勧告を改訂した。Publication 101, Part 2 (ICRP, 2006) では、ラドン被ばくに関する具体的な規定を記載してはなかったが、放射線防護における最適化の原則をすべての被ばく状況に適用される原則としてその重要性を強化し、関連のステークホルダーを参加させるため、そのプロセスを記述した。それと同時に、委員会は Publication 103 (ICRP, 2007) でその全般的な勧告を改訂したが、その中で住宅および職場におけるラドンに関する節が設けられていた。この節では、Publication 65 (ICRP, 1993) の勧告を応用範囲に確認しているが、対策レベルの概念に替えて参考レベルという概念を取り入れている。
(3) ごく最近になって、委員会は、ラドンを原因とするリスクに関連して入手できる科学情報のレビューを行った。2009年、委員会は、改訂されたリスク損害 (ドトリメント) 値と参考レベルを用いて、家庭および職場におけるラドン被ばくに関して、自らの立場を改めたことを要

約した声明を採用した。『ラドンに関するICRP声明』は、*Publication 115* で公表され、ラドンとその子孫核種による肺がんのリスクに関してレビューしている (ICRP, 2010)。

(4) *Publication 65* (ICRP, 1993) の刊行以降、多くの国がラドン被ばくを制御するラドン方針を策定するなかで経験を得ている。さらに、この問題については、国際組織も科学的な情報やガイダンスを提供している。特に、原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) はラドン被ばくとそのリスクに関する報告書 (UNSCEAR, 2009) を刊行し、世界保健機関 (WHO) は、公衆衛生という観点から屋内におけるラドン被ばくを管理を扱うハンドブック (WHO, 2009) を刊行している。最近になって、『ラドンに関するICRP声明』の重要な勧告事項が、国際基本安全基準及び国際基本安全基準 (IAEA, FAO, ILO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO, 2011; EURATOM, 2014) に統合されている。

(5) この報告書の目的は、上述の刊行物を考慮に入れて、ラドン被ばくの制御に関する報告を最新のものにし、その内容を定着させることである。また、この報告書は、ラドンとその子孫核種を含めた放射性核種の吸入と経口摂取に関する、改訂された係数係数についても考察しているが、それは他のICRP刊行物で詳細に示されることになっている。

## 1.2. 適用範囲

(6) ラドンは、ウラン-238、ウラン-235、トリウム-232の放射性核種生成物である。ウラン-238系列の場合、生成される同位体はラドン-222であり、これはラジウム-226から直接生成される核種生成物である (図1.1)。ウラン-235系列の場合、生成される同位体はラドン-219である (図1.2)。トリウム-232系列の場合に生成される同位体はラドン-220であり、これはラジウム-224から直接生成される核種生成物である (図1.3)。ラドンによるヒトの被ばくは主にラドン-222によるものであるが、より正確に言えば、ラドン-222の短寿命子孫核種である。ラドン-220は半減期が短いため、屋内の空気中のラドン-220による被ばくは、一般的にはそれほど大きな影響はない。ラドン-219は半減期が短いために屋内への移動は重要ではないので、被ばくへの寄与は重要ではなく、したがって、この刊行物では考慮していない。

(7) 人々は公衆の構成員として住宅で、あるいは作業員として職場でラドン-222とラドン-220に被ばくしている。人はまた、市役所、郵便局、学校、病院、高齢者の住宅、刑務所、商店、娯楽ビルといった、公衆に開放されている公共あるいは民間の施設において、公衆の構成員 (顧客、利用客、訪問者、生徒など) または作業員 (職員、運転作業員、店主、案内、警備員、看護師など) としてラドンに被ばくしている。作業員が、管理人といった居住者というケースもあり得る。この報告書は、いかなる場所においても、またすべての個人を対象として、ラドン-222による被ばくを制御に適用できる。健康への懸念がより少ないラドン-220に関するガイダンスは、主に建築材に関する規定に的を絞っている (4.4項を参照)。

(14) 屋内のラドンに関する測定が初めて行われたのは1950年代であるが (Hultqvist, 1956)、注目集めてきたのはほとんどなかった。しかし、1970年代以降、一部の国において、住宅におけるラドンのレベルの上昇を示す測定結果が増加した。この10年間、住宅および職場において、包括的なラドン調査が、管理戦略と同時に多くの国で実施されてきた。

(15) 1986年、ラドンが肺がんの原因であることが公式に確認された (WHO, 1986; IARC, 1988)。その当時、ラドンに起因する肺がんのリスクに関する主な情報源は、地下鉱山作業員の疫学的研究であった (ICRP, 1993)。

(16) 1990年代以降、いくつかの研究が、低レベルの被ばくリスクに関する有益なデータを提供してきたが、その結果、ラドンの慢性的な低率の被ばくは、より高いリスクがあることが明らかとなった (Lubinら, 1997; NRC, 1998; EPA, 1999; 2003; Tomasekら, 2008)。さらに、住宅におけるラドン被ばくリスクのケース・コントロール研究から得られた、肺がんデータに関する最近の統合解析は、より低いレベルの被ばくでもリスクが増大することを示している (Lubinら, 2004; Darbyら, 2005; 2006; Krewskiら, 2006)。

(17) ラドン被ばくの制御の歴史については、さらに包括的なレビューが *Publication 65* (ICRP, 1993) に記載されている。

## 2.2 ラドンの線源と移動

(18) ラドン-222は、地殻内部にさまざまな濃度 (ppm レベル) で存在しているウラン-238の放射性核種生成物である。ラドン-222の半減期は3.82日であり、ラジウム-226の直接核種生成物である。

(19) 放射性核種の用語では、生成物は一般的には原子が壊変した岩石中に残存する。核種生成物が気体の場合、原子は移動することができ、原子が壁の断面や壁の隅の隅の隅で生じた場合は、生成地点から移動することができ、土壌内の空気にはラドンが多く含まれており、通常、土壌表面から0.5~1mの深さで測定した場合、 $200 \sim 10^6 \text{ Bq m}^{-3}$ の濃度である (Cohen と Smith, 1987; Winklerら, 2001)。空隙に存在するラドンに比較しては低い方が、変動しやすいため、地上での測定値は $1 \sim 100 \text{ Bq m}^{-3}$ の範囲で変化している。屋外でのラドン-222の典型的なレベルは $10 \text{ Bq m}^{-3}$ のオーダーであり、海抜の低く小さな島ではこれよりも低いレベルである (UNSCEAR, 2000, 2009)。

(20) ラドンの中には、壊変する前に土壌から放出されるものがある。一般的に、土壌から散逸されるラドンはわずかであり、直ちに空中で薄められるが、その程度は、大気安定度、風の有無 (垂直温度勾配) に関連する。乱気流の程度によって異なる。したがって、大気中ラドン-222の濃度は一般的には低い方が、変動しやすいため、地上での測定値は $1 \sim 100 \text{ Bq m}^{-3}$ の範囲で変化している。屋外でのラドン-222の典型的なレベルは $10 \text{ Bq m}^{-3}$ のオーダーであり、海抜の低く小さな島ではこれよりも低いレベルである (UNSCEAR, 2000, 2009)。

(21) ラドン-220は、地殻内部にさまざまな濃度で存在しているトリウム-232の放射性核種生成物である。ラドン-220の半減期はラドン-

(8) この報告書の目的は、ラドン被ばくに対する防護を目的とした委員会の体系的な適用について、記述し、かつ詳らかにすることである。それは、公衆の構成員を被ばくさせているとは見なされない作業員を全面的に防護するために、住宅や複合用途ビル、一般的な職場といった建物の管理を重点的に扱っている。作業員が多くなる場合、職務上被ばくしていると考えられる。ウラン鉱山のような特定の作業場所については、個人被ばくの管理に関する新しい規定を勧告していない。

## 1.3. 構成

(9) 2節では、主にラドン-222を中心に、ラドン被ばくの特徴を示す。ラドン-222の制御の歴史について簡単に記載し、ラドンの線源や移動のメカニズム、同時に、それに伴う健康リスクの性質や数値化に言及している。また、国のラドン防護戦略を策定する際の主要な問題の概略も示している。

(10) 3節では、ラドン被ばくに関する防護体系について述べる。さまざまな被ばく状況において、被ばくしている個人の区分でいかに対処するかに関する説明の後、(続く) 3つの小節では、防護戦略の正当化、防護の最適化、そして関連する場合は線量限度の適用に着目している。

(11) 4節には、状況に応じて、ラドン被ばくを制御するための防護戦略の実施に関するガイダンスを記載する。4.1節では、国の行動計画に基づいて、建物における被ばく管理を取り扱う。4.2節と4.3節では、それぞれ予防と軽減を重点的に取り上げ、4.4節では建築材を中心に取り上げる。4.5節と4.6節では、それぞれ一般的な職場とウラン鉱山における作業員のラドン防護を取り扱う。最後に、4.7節はステークホルダーの連携に着目している。

## 2. ラドン被ばくの特徴

### 2.1 歴史的背景

(12) 17世紀よりも前に、中央ヨーロッパの鉱山労働者に死亡率が高いことが認められており、19世紀後半にはその主な死因が肺がんであることが認識されていた (Haring and Hesse, 1879)。1924年、このような肺がんはラドン被ばくに起因することが示唆された (Ludewig and Lomatz, 1924)。

(13) このような最初の報告が、ラドンを測定する技術となった。ラドンに関する初期の測定は主に、大気電気、大気輸送、土壌からのガスの散逸など、さまざまな現象を対象とした環境研究に限定されていた。1950年代に、ウラン鉱山におけるラドン子孫核種による被ばくを対象としたモニタリングプログラムが、作業員の被ばくを制御するために策定された。

(22) より大気短いため ( $T_{1/2} = 55 \text{ s}$ )、生成場所から大きく移動することはほとんどない。環境におけるラドン-220の挙動は、ラドン-222の挙動とは明らかに異なる。屋内の空気中に存在するラドン-220の主な発生源は建築材である。ラドン-220の濃度は場所によって大きく変化する。一般的に、さまざまな国のラドン-220の屋内における平均レベルは、 $0.2 \sim 12 \text{ Bq m}^{-3}$ である (UNSCEAR, 2000, 2009)。一部の伝統的な住宅などの特別なケースを除いて、ラドン-220に被ばくしても、通常、放射線防護に関する問題には発生しない。

(23) 土壌から屋外の空気中に放出されるラドンの濃度は、ただちに薄められるが、その流入が住宅のような閉われた建物に入った場合はそうではない (図2.1)。建物の換気率に依存するが、屋外空気と比べると、ラドン・ガスが蓄積される。気象パラメータ、特に屋外と屋内の空気の温度差によっては、土壌と建物の基礎との間に圧力差が生じる。その結果、土壌の上にある床板の透過性と、床板の下に空隙がある場合はその移動にも依存するが、ラドンを多く含む空気は土壌空気が高められる。この圧力によって生じる流れは、一般的に拡散によるラドンの移動よりもはるかに重要である。圧力差がない場合は、建物の堅固な基礎は土壌の表面よりも密度が高いため、拡散によるラドンの移動は少なくなる。

(23) 土壌から建物へのラドンの移動は、以下に示すようないくつかのパラメータに依存する：

- 土壌の組成 (化学、地質、土壌水分、ラドン透過性)；
- 対象中のラドンの濃度；
- 対象となる建物や場所の内部と外部の圧力差、土壌と建物周囲の大気の圧力差、土壌と建物内のより低い隙の部屋との圧力差；
- 地面と接触している建物部分の面積；
- 特に床や建物の基礎部分に見られる、亀裂、パイプダクト、ケーブル管理などの存在を含め建物の外周部分の気密性。

(24) 建物内のラドンの移動は、以下に示すいくつかのパラメータに依存する：

- 換気や空調による建物内の空気の循環；
- 屋内と屋外の温度差を中心とする気象・季節パラメータ；
- 床の嵩さと部屋の広さ；
- ドアや窓の開放といった建物の居住者の生活スタイルの選択や作業習慣。

(25) 建築材中のウランとトリウムの量はさまざまである。ラドンはこのような建築材から周辺の空気に放出される。放出される放射線強度は、ラドン生成の割合や材料の空隙率によって異なる。一般的な建築材の場合、侵入の体積流量は $0.05 \sim 50 \text{ Bq (m}^3 \text{ h)}^{-1}$ であり、それに対応

する濃度は0.03~30 Bq m<sup>-3</sup>である（空気の平均吸入速度が0.7 l/sの場合）。ラドンの濃度が1000 Bq m<sup>-3</sup>に達するようなケースも確実に見られる（コンクリートが高濃度のラジウムを含有する場合など）。しかし、ほとんどのケースでは、土壌からのラドンの侵入と比べれば、このようなラドンの発生の重要性は二次的なものである（ICRP, 1999）。

(26) 地下水中のラドン濃度は大きく変わり、ラドンの水に対する溶解性は低いにもかかわらず、比較的高くなることもある。濃度は、数 Bq l から数万 Bq l の範囲である（Skepparum と Olsson, 2007）。比較的高いラドン濃度が、いくつもの施設の井戸や水龍孔、泉で確認されている。ラドンを含有している水を家庭で生活用水として使用する場合、ラドンが屋内空間に放出され、濃度が上昇する。公共の水道水に含まれるラドンの量は、配水における曝露あるいは曝露によるラドン濃度が減るため、一般的に比較的低い。

(27) UNSCEAR (2009) によると、ラドンの発生源が何（土壌、建築材、あるいは水）であれ、建物内のその濃度は、10~70,000 Bq m<sup>-3</sup> の範囲で数桁にわたって変動する。屋内濃度の世界的な平均値はおよそ 40 Bq m<sup>-3</sup> である。

### 2.3 ラドンのリスク

(28) ラドン被ばくのリスクに関する評価は、従来から、地下ウラン鉱山労働者の追跡調査を主とした疫学的研究に基づいて行われてきた。このアプローチによって、ワーキングレベル未満の濃度（WLM）か、Jh m<sup>-3</sup>、または Bq h m<sup>-3</sup> で表された被ばく量当りの相対リスクを算出されたことができる。Publication 65（ICRP, 1993）で線量換算係数が定められた。この規約は、ラドンおよびその子孫核種による単位被ばく線量あたりの**修正（デトリメント）**と、単位実効線量あたりの**線量係数（デトリメント）**とを直接比較に基づいている。前者は鉱山労働者の疫学調査から求められたものであり、後者は主にラドン線に曝射した日本の原爆被曝生存者の疫学調査から求められたものである。この比較によって、WLM 当たりの mSv、または Bq h m<sup>-3</sup> 当たりの mSv で表わされた、単位被ばくあたりの実効線量を算出することができる。また Bq m<sup>-3</sup> で表される対策レベルを算出することができる。その他のすべての放射核種の実効線量は、基準となる体内動態モデルと線量評価モデルに基づいて、特定の放射線加重係数と組織加重係数を使用して算出される。委員会は、今後の線量係数の計算では、ラドンをその他の放射核種の中に含めるつもりであることを Publication 115（ICRP, 2010）で表明している。

#### 2.3.1 疫学的証拠

(29) WHO は、自らの『屋内ラドンに関するハンドブック（WHO, 2009）』で、住宅におけるラドン被ばくの健康影響を評価し、以下の結論を出した。

21

【**デトリメント**】に対して、**修正（デトリメント）**が調整された名目リスク係数として WLM 当たりの  $5 \times 10^{-4}$  (J h m<sup>-3</sup> 当たり 0.14) が採用された。この値は、成人集団の被ばくについて考察した最近の研究から導き出されており、Publication 65（ICRP, 1993）で算出されている値のほぼ 2 倍である。

(31) この検討の結果、委員会は、『ラドンに関する声明』において、**修正（デトリメント）**が調整された名目リスク係数として、Bq h m<sup>-3</sup> 当たり  $8 \times 10^{-4}$  という数値を勧告している。この係数は、その子孫核種と平衡状態にあるラドン-222 に対する被ばくに基づいて、すべての年齢の集団（非喫煙者と喫煙者が現在いる成人集団）を対象としたものである（ICRP, 2010）。委員会の結論は、UNSCEAR (2009) が調整後に提出したものを含み、その他は範囲の推定値と一致している。

#### 2.3.2 線量評価アプローチ

(32) ラドン子孫核種を吸入摂取後の等価線量および実効線量は、ヒト呼吸道モデル（ICRP, 1993, 2014a）、ヒト消化管モデル（ICRP, 2006a）や、ポロニウム、鉛、ビスマスを対象とした系統的な体内動態モデル（ICRP, 2014b）など、ICRP の基準となる体内動態モデルと線量評価モデルを使って算出することができる。ラドン・ガスを対象とした系統的な体内動態モデルも開発されているため、ラドン・ガスの吸入によって生じる実効線量は計算することができる（ICRP, 2014b）。

(33) ラドン-222 が線量として、気体でないポロニウム-218 原子 1 個が生まれる。さらに、この原子は図 1.1 に示すように他の放射性核種に崩壊する。短寿命のラドン-222 とともにエアロゾル粒子に付着した状態でも空気中に存在しており、物体表面への定着や換気によって除去しうる。

(34) ラドンは不活性ガスであるため、吸入されたラドンのほとんどが吐き出される。しかし、吸入されたラドン子孫核種の大部分は肺気道に吸着する。半減期が短いため、血中に吸着されたり、粒子移動によって消化管に曝されたりして除去されたりし、肺組織に線量を与える。ポロニウム-218 とラドン-214 の 2 つの短寿命放射性核種は α 粒子を放出し、それによって付着されたエネルギーが肺の線量に大きく寄与する。その一方で、全身の語言や呼吸器管腔に対する線量は低い。その結果、ラドン子孫核種を吸い込んだ場合の**実効線量の 95% 以上が肺の等価線量の寄与である**。一般的に、ラドン・ガスのみを吸入した場合の実効線量は、ラドン子孫核種を吸い込んだ場合の実効線量の 10% 以下である。

(35) 線量を決定する主な要因は、ラドン子孫核種の濃度、被ばく期間、呼吸量や、ラドン子孫核種エアロゾルの放射能粒径分布とその非付着成分の割合といったエアロゾルの性状である。ラドンの測定値によって被ばくを特徴づけようとする、空気中のラドン子孫核種の濃度を

23

疫学調査は、家屋内のラドンにより一般住民の肺がんのリスクが増大することを示している。ラドンによるその他の健康影響については、一貫した結果は得られていない。

すべての肺がんに対して、ラドンに関連した肺がんの割合は、その国の平均ラドン濃度と算出方法に依って、3~14%の範囲であると推定される。

ラドンは、多くの国で喫煙に次いで2番目の肺がんの重要な原因である。ラドンが肺を引き起こす可能性は、生涯非喫煙者よりも、喫煙者や過去に喫煙していた人の方が格段に高い。しかし、一度も喫煙したことのない人については、ラドンが肺がんの第一の原因である。ラドン被ばくのリスクがゼロになる閾濃度については、確認されていない。ラドンの濃度が低くても、肺がんのリスクが若干増大する可能性がある。

(30) ラドンとその子孫核種による被ばくに伴う肺がんのリスクに関して記載した Publication 115（ICRP, 2010）において、作業員（地下鉱山労働者）と一般住民の両方を対象としたラドンの疫学について、委員会は徹底したレビューと分析を行った。委員会が選んだ主な結論は以下のとおりである。

地下鉱山労働者に関するコホート研究と、住宅におけるラドン被ばく者に関する症例対照研究から、ラドンとその子孫核種が肺がんの原因であることを示す確固とした証拠が得られている。肺がん以外の固形腫瘍や白血病については、ラドンとその子孫核種の被ばくに伴ういかなる過剰リスクも、既得者があっても一貫した証拠は、現在のところは見つかっていない。

鉱山労働者に関する調査と、屋内の調査から推定した肺がんのリスクを適切に比較すると、良い一致が見られる。住宅における 3 つの症例対照研究に関するアブストラクト解析（欧州、北米、中国）では、類似の結果が得られている。欧州における住宅における症例対照研究に関するアブストラクト解析において、ラドンの放射能濃度測定率のランダムな種かさを修正したあとでは、100 Bq m<sup>-3</sup> 当たり 16% の過剰相対リスク（95% 信頼区間：5~32%）が報告されている（Durbly et al., 2005）。このリスクが少なくとも 25 年の被ばく期間と関係していることを考えれば、この値は家庭を対象とした比較的低レベルで長期のラドン被ばくのリスク管理の目的としては、妥当な推定値であると考慮される。

75 歳までの人に対する肺がんの累積リスクは、生涯非喫煙者については、ラドン濃度が 0 Bq m<sup>-3</sup> の場合は 0.4%、100 Bq m<sup>-3</sup> の場合は 0.5%、400 Bq m<sup>-3</sup> の場合は 0.7% であると推定されている。また、生涯喫煙者については、ラドン濃度が 0 Bq m<sup>-3</sup> の場合は 10%、100 Bq m<sup>-3</sup> の場合は 12%、400 Bq m<sup>-3</sup> の場合は 16% に近い数値になると推定されている（Durbly et al., 2005, 2006）。喫煙が肺がんの最も大きい原因であることに変わりはない。

比較的低レベルの被ばくを対象とした研究を含め、地下鉱山労働者に関する疫学調査のレビューに基づいて、単位被ばく当たりの**修正**

22

推定するために、平衡係数 F の値が必要となる。放射線防護を目的とするために、呼吸量のような線量評価モデルのパラメータのほとんどは、標準作業あるいは標準人に対応した値である。委員会が考慮する線量評価モデルでは、鉱山と一般的な屋内の職場という 2 つの職業被ばく状況について考察が行われてきた（ICRP, 2014b）。これらの 2 つの状況について算定された線量評価係数は、喫煙者と非喫煙者を区別していない。放射線防護の目的においては、このアプローチは適切であると考慮される。

(36) 住宅については、線量係数は WLM 当たり 13 mSv と算出されている（Marsh と Bailey, 2013）。この線量係数係数と  $F = 0.4$ 、および滞在時間 = 7000 時間/年という被ばくパラメータにより計算すると 300 Bq m<sup>-3</sup> というラドンの年平均濃度は、現存被ばく状況と等しい参考レベルの 1~20 mSv の範囲内の線量に相当するが、上限値に近い数値である。比較のために、家庭におけるラドン濃度 300 Bq m<sup>-3</sup> は、Publication 115（ICRP, 2010）および Marsh et al. (2010) の改訂された名目リスク係数を適用し、疫学的に導出された線量換算係数 (27 頁を参照) を使うと、およそ 10 mSv の年線量に相当する。線量評価アプローチを使って、鉱山での被ばくに對して WLM 当たり 11 mSv という線量係数が求められているが、これは基本的に線量換算係数と同じ数値である。

#### 2.4 ラドン被ばくの管理に関する課題

(37) 屋内におけるラドン被ばくの制御では、ラドンに対する国の防護戦略、特に公衆衛生や責任という観点から対応すべき課題が多くある。

#### 2.4.1 公衆衛生に関する考慮事項

(38) 人々は、住居においては公衆の構成員として、そして職場においては作業員として、ラドンに被ばくしている。また、複合用途ビルにおいては、公衆の構成員又は作業員としてラドンに被ばくしている。人々は一日の間にさまざまな場所に移動するため、ラドン防護戦略は、任意の地域におけるさまざまな場所を対象とした一貫性のある管理を行うのが理想であり、滞在時間は動所によって異なるもの、総合的なアプローチを採用するべきである。

(39) WHO によると、ラドン起因する肺がんによる推定死亡率は他のがんと比べると、屋内でのラドン被ばくは、公衆衛生の面で危険性が大きいことである（WHO, 2009）。人々は、屋内、主に自宅で長い時間を過ごす。公衆衛生という観点からは、家庭におけるラドン被ばくが最も重要であるため、ラドン防護戦略では、建築物が主とした管理の下にあって、規制が適切になされている公共の場や職場における被ばくではなく、主に住宅における被ばくを中心とした取組を行わなければならない。

24



(40) 家庭における子どもはラドン被ばくに関する疫学調査は行われていないが、一般的に、子どもは成人よりも放射線に対して敏感であると考えられる。しかし、委員会は、統合的アプローチに従い、また一生を通じてリスクが累積されることを考えて、子どもに対して特定の指針や助言を用いることを勧告していない。しかし、建物内に多くの子どもが存在するので、配慮を促めて予防と軽減の両対策、優先事項として実施することについて議論すべきである。
(41) 公衆衛生という観点から、ラドンを低減することは長期的な目標である。新規の建物では、ラドン被ばくを予防することが最も重要である。新規の建物やリフォームした建物における予防策を実施することは、すぐれた解決方法のひとつであり、経路や建築基準の適用に伴って費用対効果が向上する (STUK, 2008)。このことは、また、建築部門に携わる専門家の意識を高めるのを助けることにもなる。
(42) 既存の建物における改善策もまた、ラドン濃度が高い建物では適切な対策であることが多い。そのような状況では、大きなラドン濃度入源が存在する可能性があり、ラドンのレベルを10分の1以下に低減できる場合がある。
(43) 個人のラドン被ばく(濃度)は広く分散しており、長期的な平均ラドン濃度が200 Bq m <sup>3</sup> を下回るレベルで朝が混むのリスクがあることを示す証拠が存在する (ICRP 2010)。したがって、集団に対する全体的なリスク、および公平性を確保するために個人の最も高い被ばくレベルを、合理的に達成できる限り低いレベルに低減することを目的にすべきである。しかし、ラドン被ばくを完全になくすることは不可能である。
(44) 集団を考慮した上で、適正な規模で実施するべきである。さらに、ラドン防護戦略と、熱線や室内空気質などその他の公衆衛生に危険や優先事項を考慮に入れて、適正な規模で実施するべきである。さらに、ラドン防護戦略と、熱線や室内空気質などその他の公衆衛生に関する方策を比較し、そして統合することで、矛盾が発生しないようにして、有効性を向上させようとするべきである。
(45) ラドン被ばくは、どこでも見られる現象である。そして、その状況や意識決定者の多さや複雑性を考えると、ほとんどの状況に対して同じアプローチで対応するには、単純明快で、現実的で、統合的なラドン防護戦略が適切である。ラドン防護戦略は、長期に、可能性としては永続的に支援され、実施され、関連するすべてのステークホルダーを含めなければならない。

#### 2.4.2. ステークホルダーの責任

(46) 国のラドン防護戦略では、また、責任という観点で多くの課題に対処しなければならぬ。特に、個々の家屋所有者が住居者に対して負う責任、雇業者や土地、建業者が買手に対して負う責任、家主が入居者に対して負う責任、雇用主が従業員に対して負う責任、そして一般的に言えば、あらゆる建物の責任者がその使用者に対して負う責任である。
(47) ラドン被ばくは、主に住宅の問題であるから、ラドン防護戦略の成功は、実際には(自動防護の場合は)家庭におけるリスクを低減

25

### 3.1. 被ばく状況と被ばくのカテゴリー

#### 3.1.1. 被ばく状況の分類

(52) 被ばく状況とは、自然または人工を含めた放射線源と様々な経路を通して人に被ばくをきたらす放射線の移動を含む過程である。Publication 103 (ICRP 2007) の報告では、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況といった3種類の被ばく状況に依って、放射線防護を体系化している。計画被ばく状況とは、線源の意図的な導入と運用によって生じる状況である。被ばくは予期可能であり、完全に制御可能である。緊急時被ばく状況とは、線源の制御の喪失から生じる状況で、好ましくない結果を避けたら減らしたりするために緊急の対策が必要となる。緊急時被ばく状況には、悪意のある行為から、あるいは他の予想外の状況から発生した被ばくも含まれる。現存被ばく状況とは、関連する被ばくを制御するために決定を下した時点で線源がすでに存在している状況であり、現存被ばく状況には、過去の事象、事故や行為からの被ばくなどとともに自然の放射線源による被ばくも含まれる。これらの状況のなかで、被ばくパターンの特徴を明らかにすることには、被ばく状況を制御する上で不可欠である。
(53) ラドン被ばく状況は、その線源が地殻内において広く見られる自然放射線に何も手を加えていないままの濃度であるから、現存被ばく状況の特徴である。人間活動によって、屋内のバックグラウンドレベルよりも、屋内のラドン濃度が高くなるように、新しい経路が作られたり、経路を変えたりすることもある。このような経路は、予防対策や軽減対策によって変えることができる。しかし、線源そのものを変えたりすることはできず、制御に関する決定を下さなければならない時には、すでに線源が存在している。Publication 103 (ICRP 2007, 284 項) に、現存被ばく状況の例として、住宅や職場におけるラドンが示されている。
(54) 一般的に、ウラン採掘時のラドン被ばくは、計画被ばく状況として同じ方法で管理される。それは、ウラン採掘は核燃料サイクルの一部だからであり、作業員は職業上、ラドンだけでなく、ガンマ線による外部被ばくや塵埃の吸入または採取によって、他の放射線源にも被ばくしているからである。作業員が関与するその他の(ウラン採掘以外)のラドン被ばく状況のうちどれを最初から計画被ばく状況であるか見なすべきとするかは、国の当局が決めることである。
(55) ラドン、緊急時被ばく状況を引き起こす可能性が少ないが、特定の場所でも高濃度のラドンが検出されることがよくあり、特に、建物の意図決定者が他の居住者に対する管理義務を負っており、被ばくが居住者に対して影響を及ぼす場合は、防護対策を迅速に実行することを求められることもある。
(56) Publication 103 (ICRP 2007) の基本的な考え方は、Publication 60 (ICRP 1991) とは異なり、すべての種類の被ばく状況の管理を対象に、一貫したアプローチを推奨することである。このアプローチは、適切な線量制限値(線量向相値または参考レベル)を下回るように、最

27

するということの判断によってほとんどの場合決まる。特に、ラドン高濃度地域では、個人が責任を持つようにより支援するために、一般住民がラドンに関するリスクを低減することが必要である。現時点では、ラドン対策が確立されている一部の国を除いて、このような意識は一般的に薄弱である。意識を高めるべきであるというのを認識する必要がある。ラドンのリスクを明確にした行動計画を策定したり、そのようなリスクに対処するために必要とされる対策を告知したりすることによって、状況を改善することができる。すぐれたインプットの提供と、情報、測定及び改善策に関する支援が不可欠である。
(48) 必要な対策をその程度で実施する場合は、その状況に対する法的な責任の厘合いと密接に関連している。家の所有者がその家を貸したり売ったりするリスクは、家主にそのような責任が伴うことがよくある。雇用主には、従業員の健康と安全に対する法的な責任がある。学校(または地域の当局)の管理員は、職員に対するのと同じように存在しているも、健康に関して法的な責任が伴うことがある。その国の公共の建物や職場についても、同様に考慮されるかもしれない。このような責任に関する要件は、その国の幅広い公衆衛生に関する政策と合致すべきである。
(49) 責任の問題は、ラドン防護戦略を策定し、実施する際には、グレートラドンプロジェクトが必要であることを明確に示している。このようなグレートラドンプロジェクトは、強い意志と現実主義の両方に基づいて実施すべきである。

#### 3 ラドン被ばくに対するICRPの放射線防護体系

(50) 委員会の放射線防護体系については、Publication 103 (ICRP 2007) に記載されている。44 項には、「その大きさと範囲にかかわらず、あらゆる環境から生じる放射線被ばくは個人が受ける被ばく経路のどちらかを、ある合理的な手段で制御できる状況にのみ全体的に適用できる。そのような状況の線源を、制御可能な線源という」と記載されている。

Publication 103 の「用語解説」の文面に不備や不整合性があったため、この刊行物の執筆時、委員会の改定に取り組みしている最中であり、そういった理由で、この刊行物では単行物ではなく、Publication 103 の文を参照している。

(51) 屋内ラドンの被ばくは、線源から被ばくする個人への経路の大部分を制御したり、あるいはそれによって影響を及ぼしたりすることができ、制御可能である。地表面における屋外ラドン濃度は、高くなる場合もあるが、ラドン・ガスは通常、大気中に分散して薄められるため、ラドンの放射量がきわめて多く、一部の限定的な地域を除いて、一般的に環境空気中の濃度は比較的低く、最大でも数十 Bq m<sup>3</sup>である (UNSCEAR, 2009)。線源も経路も合理的に制御することはできないので、人間の活動によって高められた線源から非常に高い濃度が生じる場合を除いて、屋外ラドンによる人の被ばくは合理的に制御できないというのが委員会の見解である。

26

適化プロセスを適用することに基づいている。

#### 3.1.2. 被ばくのカテゴリー

(57) 委員会は、3つの被ばくのカテゴリー、すなわち医療被ばく、職業被ばく、公衆被ばくを区別している。
(58) 職業被ばくとは、仕事をした結果被ばく作業者の放射線被ばくのことである。しかし、放射線はどこにも存在するので、放射線に対するこの定義をそのまま当てはめることは、すべての作業者が放射線防護の管理に依拠することを意味することになる。それゆえ委員会は、「職業被ばく」の使用を、雇業者の責任である合理的に見出すことができている状況の結果として、仕事上に変化する放射線被ばくに限定している (ICRP 2007, 178 項)。ほとんどの職場において、ラドン被ばくは「 <b>計画</b> 」なものである(つまり、ラドン被ばくは、行っている仕事の性質が原因で、あるいは関連して起こるものではなく、作業員やその他の人が強制的に居住者に居合わせることに伴って起こるものである)。
(59) Publication 65 (ICRP 1993, 86 項) には、「職業的に放射線に被ばくするものとみなされない作業員は、通常、公衆の構成員と同様に扱われ」と記載されている。作業員の健康と安全を確保することが、継続して雇用主の責任であることを考えると、この規定は現在も有効である。つまり、ラドン被ばくが「 <b>計画</b> 」で起こるような一般的な職場では、被ばくを「 <b>制御</b> 」するところでラドンに対処するのではなく、そこにいる人の包括的な防護を確保するために建物や場所を制御することで、ラドンにもよく対処するのである。
(60) ラドン被ばくが、計画被ばく状況に属しているように、作業員のラドン被ばくが、もし職場の特定のグレートラドンプロジェクトの範囲内で行われたのであれば、それは包括的な職業被ばくの一部に過ぎないと見なすべきである。
(61) ラドン被ばくの管理に関する委員会のアプローチとは、場所の種類にも直接関係している。Publication 65 (ICRP 1993) では、住宅における防護アプローチと職場における防護アプローチとを区別している。同じ地域内の住宅、職場や複合用途ビル内を典型的に移動する特定の人も考えると、委員会は、公衆被ばくに対する要件を用いて、すべての建物での防護に関する統合的グレートラドンのアプローチを勧告することを考える。また、委員会は、定量的判断基準としての参考レベル、または定性的防護基準としての対策あるいは設備のリストに基づいて確認される一部の職場においては、職業被ばくの要件を適用するのが適切であると考えている (3.3.5 項を参照)。
(62) この新しいアプローチによって、委員会は、これを踏えたら職業被ばく防護のラドン被ばくに適用されるという濃度を記録するために、Publication 103 (ICRP 2007, 298 項) で採用された「導入ポイント」という用語をもはや使わないこととする。

28

<p><b>3.3 防護の最適化</b></p>	<p>(67) 防護の最適化は、放射線防護における2番目の基本原則であり、防護体系の中核を成すものである。正当化の原則と同様に、これは線源防護であり、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況に適用される。最適化の原則では、被ばくの可能性、被ばくする人の数、及び個人線量の大きさをすべて、経済的及び社会的要因を考慮に入れて合理的に評価できる限り低く維持されるべきである。このことは、防護のレベルは、その時点で広くみられる状況の下で可能な限り最善であるべきで、防護を向上する便益の幅を最大にすべきだということの意味している。この最適化手法の大幅な不平等な結果を回避するために、特定の線量からの個人に対する線量又はリスクの制限があるべきである(線量拘束値又はリスク拘束値、及び参考レベル) (ICRP, 2007, 2013 項および211項)。</p> <p>(68) 防護の最適化原則の実施は、放射線防護プログラムを成功させる上で不可欠なことであり、適切なプロセスマップである。被ばく状況の関連する属性について考慮するため、慎重に組み立てなければならぬ。さらに、被ばく状況に応じて、関連するステークホルダーの参加も含まれるべきである。委員会は、この2つを、最適化プロセスの重要な要素であると考えている (ICRP, 2006b, 23項)。</p>
<p><b>3.3.1 参考レベル</b></p>	<p><b>3.3.1 参考レベル</b></p> <p>(69) 常に正当化されているものがあると考えた。また、委員会は、住宅を対象とした対策レベルと同じ実効線量のレベルで、職場における介入の対策レベルを採用するのが論理的であると考えた。そして、単純な改善策の場合は、いくらか低い値が考えられると仮定して、委員会は、住宅や職場における介入のための対策レベルを採用する基礎として、およそ3~10mSvの範囲を提案することを勧告した。対策レベルは、住宅や職場における被ばくを低減するために介入が推奨されるラドンの年平均濃度と定義された。</p> <p>(70) Publication 03 (ICRP, 2007) では、委員会は、対策レベルという概念を止め、代わりに最適化の原則とともに参考レベルという概念を導入した。参考レベルとは、緊急時被ばく状況及び現存の制御可能な被ばく状況において、それより下では、すべての線量を基礎的・社会的な要因を考慮に入れて合理的に達成できる限り低いレベルに低減することを目標とするレベルを表す。参考レベルはまた、それを上回る被ばくの発生を許容することは適切でないことと判断するレベルでもある。</p> <p>(71) 対策レベルという概念の代わりに参考レベルという概念を使用し、結果、最適化は、参考レベルを上回るべきも下回るべきも、該当する場合は適用すべきで、上回るべきではない。参考レベルは、「安全」と「危険」の境界線を表すものではないし、それに伴う個人間の健康リスクにおいて質的な変化を反映するものではないことを、心に留めておかなければならない。</p>

<p>線量です。国際基本安全基準 (IAEA, FAO, ILO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO, 2011) や最近改訂された欧州基本安全基準 (EURATOM, 2014) など、勧告として採用されている。Publication 103 (ICRP, 2007, 295 項) で述べられているように、一般の経済的及び社会的状況を考慮して、国独自の誘導参考レベルを一般に採用すること、ついでその国の防護の最適化プロセスにこれを適用することは、他のすべての制御可能な放射線源と同様に、その国の関係当局の責任である。委員会は、国の誘導参考レベルを100~300 Bq m<sup>3</sup>の範囲内で、合理的に達成できる限り低く設定することを国の当局に対して強く奨励する。重要な点は、誘導参考レベルが建物や場所のラドンの年平均濃度に関連していることに注意を払うことである。なお、ラドン被ばくに起因する肺がんの絶対リスクは、非喫煙者よりも喫煙者の方がはるかに高いのであるが、ラドンに対する防護は委員会の勧告は、喫煙者と非喫煙者を区別しない。</p>	<p>(72) Publication 103 (ICRP, 2007) によれば、参考レベルに対して選択される値は、考慮される時点でもっとも被ばく状況に依存するであろう (ICRP, 2007, 234 項) となっている。委員会は、適切な数値を導くためのガイダンスを提示することを目的として、リスクの継続性 (しきい値なしの直線仮定) の下で、人が自らの意思で受け入れるリスクは被ばく環境によって変わる、という事実を反映した線量スケールを定めている (ICRP, 2007, 表5)。このスケールは、対策の必要性の多寡を考慮して3つのバンドに区分けされているが、それは被ばく状況の種別、すなわち、線源の制御可能性、状況から得られる個人または社会的便益、そして情報、訓練および線量の監視あるいは医学的監視に関する要件、といった特徴に依拠している。数値的に言えば、急性被ばく線量または年線量の3つのバンドは、&lt;1 mSv, 1~20 mSv, 20~100 mSv である。</p> <p>(73) Publication 103 (ICRP, 2007) によれば、現存被ばく状況の参考レベルは、1~20 mSvのバンドに設定すべきである。これは、個人が被ばく状況から直接的な便益を受けられる場合、被ばくが線源で制御できるか、または被ばくが線源によって被ばくが制御できる場合に適用される。そのため、個人が自分の線量を低減できるような、可能な場合は全般的な情報が入手できるようにすべきである。通常、ラドン被ばくは線源で制御することはできない (多少の例外は別にして) が、不均衡に混乱を招かない予防及び軽減対策によって、多くの経路を通じてが可能である。人は通常、屋内にいることにより閉らるがに直接的な便益を得る。したがって、他の建物に移転したり、さらには他地域に移転したりするよりも、建物を使い続けたりする方が便益がある。</p> <p>(74) Publication 103 (ICRP, 2007) において、委員会は、Publication 05 (ICRP, 1993) で採用された実効線量の上限値10 mSvを個人の参考レベルとして、そのまま採用した。この数値は1~20 mSvのバンドの中ほどに位置するが、Publication 103 (ICRP, 2007, 表5) に示されている根拠と一致している。継続性と現実性を考えて、委員会は、引き続き10 mSv/a オーダーの参考レベルを勧告する。委員会は、測定可能な量である屋内ラドン濃度 (Bq m<sup>3</sup>) として設定される誘導参考レベルを使用することも勧告する。</p>
<p><b>3.3.3 最適化プロセス</b></p>	<p>(75) Publication 101 のパート2 (ICRP, 2006b, 22 項) には、<b>「居住性上での」</b>事情の下で (通常、緊急時あるいは現存の制御可能な状況で) 最も良い防護を提供するためには、線量制限未満の最適化プロセスは、継続的に循環するプロセス (いわゆる最適化プロセス) を通じて履行されなければならない。このプロセスには、行動の必要性を確認するための被ばく状況の評価 (プロセスの組立)、合理的に達成できる限り低く被ばくを伴ったための可能な防護選択の同定、<b>「居住性上での」</b>事情の下における線量制限の選択、効果的かつ迅速なプログラムを助成して選択された選択の履行、そして、<b>「居住性上での」</b>事情が正しいための防護対策の履行を必要とするかどうかを評価するための、被ばく状況の定期的見直しが含まれる」と記載されている。</p> <p>(76) WHO は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p> <p>(77) WHO は、『屋内ラドンに関するバンドブック』(ICRP, 2010) のなかで、100 Bq m<sup>3</sup>という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化された数値であるとしているが、このレベルが多くの間で実現不可能であることと認識していた (WHO, 2009)。300 Bq m<sup>3</sup>という数値は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p> <p>(78) WHO は、『屋内ラドンに関するバンドブック』(ICRP, 2010) のなかで、100 Bq m<sup>3</sup>という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化された数値であるとしているが、このレベルが多くの間で実現不可能であることと認識していた (WHO, 2009)。300 Bq m<sup>3</sup>という数値は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p> <p>(79) WHO は、『屋内ラドンに関するバンドブック』(ICRP, 2010) のなかで、100 Bq m<sup>3</sup>という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化された数値であるとしているが、このレベルが多くの間で実現不可能であることと認識していた (WHO, 2009)。300 Bq m<sup>3</sup>という数値は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p> <p>(80) WHO は、『屋内ラドンに関するバンドブック』(ICRP, 2010) のなかで、100 Bq m<sup>3</sup>という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化された数値であるとしているが、このレベルが多くの間で実現不可能であることと認識していた (WHO, 2009)。300 Bq m<sup>3</sup>という数値は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p>

<p><b>3.2 防護戦略の正当化</b></p>	<p>(63) ICRP の防護体系では、正当化の原則は、線量に関連する3つの基本原則のひとつである (ICRP, 2007, 203 項)。この原則を適用する上で、放射線被ばく状況を変更する決定がどのようなものでも、誰よりも便益を多くもたらすべきである。この原則は、新たな放射線源を導入することにより、現存被ばくを減らすこと、あるいは被ばくを減らすこと、それがもたらす<b>「損益 (トレードオフ)」</b>を相殺する相殺するの十分な個人間的あるいは社会的便益を達成すべきである、ということの意味している。</p> <p>(64) ラドン被ばくは、主に被ばく経路を変更する対策によって制御することができるが、線源についての直接の対策では、通常、制御できない。このような状況では、ラドン被ばくに対する防護戦略を実施するか否かを決定する際に、正当化の原則を適用する。このような決定には、<b>「誰に何らかの利益が得られるか、それがより多くの便益を多くもたらすべきか」という意味で正当化すべきである (ICRP, 2007, 207 項)</b>。社会の全般的な利益を確保するためにラドン防護戦略の正当化については、政府や国の当局の責任である。国の当局はラドン防護戦略が国内で正当化されるか否かを判断するためには、公衆衛生に関する優先事項や社会的・経済的要因について考慮するだけでなく、ラドン濃度の評価やラドン濃度地域の設定といった状況評価が必要である。</p> <p>(65) 委員会は、国のラドン防護戦略の実施を幅広く正当化する論拠は、数多くあると考えている。これらは次の項目を含む。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>ラドンは放射線被ばくの重大な線源であり、一般住民の肺がんの原因としては、喫煙に次ぐ3番目の原因である。</li> <li>屋内のラドン濃度が減ることは、また健康増進することが可能な手法が存在するため、ラドンの被ばくを制御できる。</li> <li>ラドン防護戦略は、室内空気質政策や禁煙政策と関連し、他の公衆衛生に関する方策に組み込まれることができる。</li> <li>線量を低減することは、たばこの健康影響を軽減することにつながる。</li> </ul> <p>(66) 生体防護者とは、喫煙者や過去の喫煙者であった人、ラドンが肺がんの最大の原因であることを示唆する証拠がある (WHO, 2009)。過剰相対リスクは、喫煙者と非喫煙者で同じである。実際のところ、喫煙者、非喫煙者、受動喫煙者、あるいは過去の喫煙者であった人に対して、個別にまた異なる方法でラドン問題に対処することは困難であると思われる。たとえば、建物内で喫煙を制限することはできないが、個人の喫煙状態に基づいて建物への個人の立ち入り制限することは、現実的ではないと思われる。職場という状況において、喫煙者と非喫煙者を区別することは倫理的・社会的な問題が生じると思われるが、これは委員会の勧告が及ばないところである。ラドン被ばくの管理に関する委員会の勧告は、喫煙者と非喫煙者を区別しない。</p>
----------------------------	---

<p>(72) Publication 103 (ICRP, 2007) によれば、参考レベルに対して選択される値は、考慮される時点でもっとも被ばく状況に依存するであろう (ICRP, 2007, 234 項) となっている。委員会は、適切な数値を導くためのガイダンスを提示することを目的として、リスクの継続性 (しきい値なしの直線仮定) の下で、人が自らの意思で受け入れるリスクは被ばく環境によって変わる、という事実を反映した線量スケールを定めている (ICRP, 2007, 表5)。このスケールは、対策の必要性の多寡を考慮して3つのバンドに区分けされているが、それは被ばく状況の種別、すなわち、線源の制御可能性、状況から得られる個人または社会的便益、そして情報、訓練および線量の監視あるいは医学的監視に関する要件、といった特徴に依拠している。数値的に言えば、急性被ばく線量または年線量の3つのバンドは、&lt;1 mSv, 1~20 mSv, 20~100 mSv である。</p> <p>(73) Publication 103 (ICRP, 2007) によれば、現存被ばく状況の参考レベルは、1~20 mSvのバンドに設定すべきである。これは、個人が被ばく状況から直接的な便益を受けられる場合、被ばくが線源で制御できるか、または被ばくが線源によって被ばくが制御できる場合に適用される。そのため、個人が自分の線量を低減できるような、可能な場合は全般的な情報が入手できるようにすべきである。通常、ラドン被ばくは線源で制御することはできない (多少の例外は別にして) が、不均衡に混乱を招かない予防及び軽減対策によって、多くの経路を通じてが可能である。人は通常、屋内にいることにより閉らるがに直接的な便益を得る。したがって、他の建物に移転したり、さらには他地域に移転したりするよりも、建物を使い続けたりする方が便益がある。</p> <p>(74) Publication 103 (ICRP, 2007) において、委員会は、Publication 05 (ICRP, 1993) で採用された実効線量の上限値10 mSvを個人の参考レベルとして、そのまま採用した。この数値は1~20 mSvのバンドの中ほどに位置するが、Publication 103 (ICRP, 2007, 表5) に示されている根拠と一致している。継続性と現実性を考えて、委員会は、引き続き10 mSv/a オーダーの参考レベルを勧告する。委員会は、測定可能な量である屋内ラドン濃度 (Bq m<sup>3</sup>) として設定される誘導参考レベルを使用することも勧告する。</p>	<p>(75) WHO は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p> <p>(76) WHO は、『屋内ラドンに関するバンドブック』(ICRP, 2010) のなかで、100 Bq m<sup>3</sup>という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化された数値であるとしているが、このレベルが多くの間で実現不可能であることと認識していた (WHO, 2009)。300 Bq m<sup>3</sup>という数値は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p>
<p><b>3.3.2 ラドンの誘導参考レベル</b></p>	<p>(75) WHO は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p> <p>(76) WHO は、『屋内ラドンに関するバンドブック』(ICRP, 2010) のなかで、100 Bq m<sup>3</sup>という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化された数値であるとしているが、このレベルが多くの間で実現不可能であることと認識していた (WHO, 2009)。300 Bq m<sup>3</sup>という数値は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的データに基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを600 Bq m<sup>3</sup> [2007年の勧告で発表された数値] から300 Bq m<sup>3</sup>に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの誘導参考レベルの上限値として、300 Bq m<sup>3</sup>を勧告する。300 Bq m<sup>3</sup>は間接的に唯一の年線量ではないが、このレベルのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 (1~20 mSv/year) に収まることは明らかである。</p>

まり、個人被ばくは分布の上限に位置する人たちの個人リスクを低減することである(図3.2を参照)。どちらのケースでも、そのプロセスは、建物や場所の管理を含んでいるが、その結果、合理的に達成できる限り、屋内空気中のラドン濃度を国の誘導参考レベルより低くすべきである。対象とする建物では、管理対策が問題なく実施されたあとは、唯一継続した要求事項は、ラドンのレベルが低く保たれていることを確認するための、継続システムの日常的な点検と保守、及び定期的な監視を行うことである。

(81) 一般住民のラドンのリスクを大幅に低減するという目標は、数年ではなく、数十年という期間を要する。

(82) 建物や場所におけるラドン被ばくは、防衛的最低化は、費用便益分析や多属性手法など、標準的な最適化手法を用いて決定することができる。特に被ばくが大気汚染、灌漑している場合には、被ばくは公平性の問題に十分に配慮して技術的、経済的、社会的、倫理的といった関連するすべての属性を考慮しなければならぬ。それ故、被ばくが異なるレベルでのラドンが原因と思われる前がん患者の特定と関連する財政上の懸念と、特定の集団を対象とした予防対策の選択、そしてラドン被ばくを低減するためのこれらの対策経費、これらの比較が図3.2の経費と、特定の集団を対象とした予防対策の費用とを比較して低減する費用/効果決定に情報を与えるために、使用することができ。

### 3.3 国の誘導参考レベル

(83) すべて述べたように、**広く存在する** 経済的及び社会的状況を考慮して、国独自の誘導参考レベルを屋内のラドン濃度 (Bq m<sup>3</sup>) で設定し、その国の防護の最適化プロセスを適用することは、他のすべての制御可能な放射線と同様に、その国の関係当局の責任である。3.2節に加えて強く要請する。ラドン濃度は、100~300 Bq m<sup>3</sup> の範囲で、合理的に達成できる限り低いレベルに国の誘導参考レベルを設定することを、国の当局に対して行うことである。

(84) 第一段階は、その国における関連する経済的、社会的な判断基準と同様、個人および一般住民の被ばく状況の特徴を明らかにし、被ばくを軽減し、あるいは予防することの実行可能性についても明らかにすることである。次に、全般的な最適化のラドン濃度によって、誘導参考レベルの適切な値が設定されるであろう。このプロセスでは、国や地域の属性や優先事項、通風、国際的なガイダンスや他の場所での優れた実績を考慮する。ラドンの平均濃度や分布、ラドンレベルが高い既存の家庭の軒数など、多くの要因が考慮されるべきである。

(85) 国の誘導参考レベルが設定された場合には、必要に応じて、ラドン被ばくの大幅な低減に役立つように、予防及び低減対策を実施すべきである。ラドン濃度を国の誘導参考レベルよりも少しだけ低い値にすることを目標にして、若干の改善をすれば十分でない。また、建物を管理する際は、その目的のいかんを問わず、設計段階で国の誘導参考レベルを適用すべきである。

国の誘導参考レベル (300 Bq m<sup>3</sup> 以下) を用いて作業場所を管理し、最適化プロセスを実施することである。従業員に対する雇用の法的責任は、規制要件や合意基準、あるいは国のラドン戦略実施の一端として、建物内でのラドン被ばくの制御のために制定される他の基準を適用することによって行われる。

(93) 測定されたラドン濃度と実効線量の関係は、平衡係数や被ばく時間など、場所によって大きく変わり得るいくつかのパラメータに依存している。したがって、ある職場で誘導参考レベルを超えたとしても、これは必ずしも約 10 mSv の年線量に相当する線量参考レベルを超えることを意味するわけではない。

(94) したがって、職場において、屋内のラドン濃度を誘導参考レベル未満に保つことが困難な場合は、ラドン防護戦略におけるグレード別アプローチの第2段階として、より現実的なアプローチを用いたさらなる調査を実施できるようにすべきである。つまり、被ばく状況の実際のパラメータ (実際の滞在時間、ラドン子孫核種の測定など) を考慮に入れて、ラドン被ばくの評価を行うということである。このような方法で算出した線量を 10 mSv/年の線量参考レベルと比較して、さらなる対策の必要性と種類を決定すべきである。この段階での目的は、依然として特定個人の線量を制御することではなく、建物の利用者全体の防護を確実にすることである。

(95) ラドン被ばくを低減するあらゆる合理的な努力にも拘わらず、個人線量が持続して 10 mSv/年を超えている場合には、作業員は職業被ばくを受けようとする見做されるべきで、職業被ばくを対象にした関連する放射線防護要件を用いて管理されるべきである。その要件とは、被ばくした作業員は、情報、訓練、線量モニタリング (線量またはポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度による) と記録、そして健康監視である。いかなる場合も、個人線量は、現存被ばく状況の参考レベルとして設定されている 1~20 mSv のバンドの上限値を超えないようにする必要がある。これが、グレード別アプローチの第3段階である。

(96) 一部の特定の種類の職場については、参考レベルよりも高いか低いかに関係なく、国の当局が作業員のラドン被ばくを職業被ばくともみなすべきであると決定することがある。それは、作業員が必然的にかつ長期的にラドン被ばくがより密接に、又は明確に業務活動と関係しているからである。このような職場や業務活動 (鉱山や地下の職場、温泉など) のリストは国で作成すべきである。

(97) 作業員のラドン被ばくが職業被ばくであると認められる場合は、委員会が、該当する場所を明確にすることを報告する。これは、建物の一部、個別の建物、あるいは土地の一部であるかもしれない。このような場所において、雇用主は関連する職業被ばくの要件を遵守し、最適化の原則を適用すべきである。ラドン被ばく状況が計画被ばく状況であると見なすべきと国の当局が決定した場合は、職業上の線量限度によって線量制約が確立となるであろう (3.4節)。

(98) 委員会の見解では、作業員のラドン被ばくを職業被ばくとする見なすか否かについての決定は、国の当局が行うべきである。

(86) ラドン被ばくは国の誘導参考レベルの値は、それが適切であることを確認するために定期的にレビューすべきである。

### 3.3.5 グレード別アプローチ

(87) 委員会は、ここで、ラドン被ばくの制御にグレード別アプローチを適用すべきと勧告する。このアプローチでは、ラドン戦略は、関係する意思決定者が、測定および必要場合は改善などの自助措置の促進を奨励することを目的としたプログラムから開始すべきである。このプロセスは、情報、助言、奨励、現実的な支援、そして必要であれば、もっと正式な要求に基づいて実施することができる。このようになささまざまな対策をどの程度実施するか、状況に対する法的な責任の程度、及び国のラドン防護戦略が置かれた環境に依存するべきである。

(88) ラドン防護戦略は、ラドンの発散やリスクに関する一般的な情報の提供、対象となる一般住民の意識を高めることと目的としたキャンペーン、濃度測定キャンペーン、及び測定や改善対策に対する技術的あるいは財政的支援の組織化を含む対策プログラムを含めるべきである (4節を参照)。このようなラドン高濃度地域といった特定の地域で多くの人が利用する建物を対象に優先的に実施してもよい。これには、多くの人が使用している建物や、しばしば住宅として時間的大部分を過ごす人が居る建物も対象となるであろう。

(89) 法的な責任に伴う状況 (雇用主と従業員、家主と賃借人、建築業者と購入者、販売業者と購入者、収容能力の高い公共の建物など) では、何らかの**法的**規定が必要になることもある。**法的**規定がその時点で広くみられる状況より効果的であろうと評価が示す場合には、責任の種類や程度に釣り合った**法的**規定が、動機に基づいた規定よりも適切な場合がある。このような規定は、すぐれた記録の保持、そして誘導参考レベルへの遵守を保証するためのものとなり得る。

(90) ラドン防護戦略は、要件が責任者や組織に利用可能な手段に見合ったものであり、またリスク低減の観点で、**便宜**を回る必要により保証すべきである。たとえば、要件が、人々にラドンの初期測定を奨励したり、資源価値の減少を招いたり、あるいは過度な手配を必要とするようにすべきでない。建物のラドン濃度が高い場合には、建物の所有者などの関連するステークホルダーの間で、彼らとのコミュニケーションを含む対話を行うべきである。参考レベルをクリアしていない場合にも、結果を状況に適合させるべきである。たとえば、住宅の責任者の場合、測定結果を (当局や購入者などに) 提示したり、改善を実施する義務が生じたりすることになるかもしれない。

(91) ほとんどの職場では、作業員のラドン被ばくは偶発的なものであり、業務活動よりも場所に関連している。このような被ばくは、委員会の定義では職業被ばくとは見なされず、このような考えは、従業員に対する雇用の法的な責任に影響するものではない。この分類の職場には、学校、病院、郵便局、刑務所、店舗、映画館、オフィスビル、一般的な仕事場など、ほとんどの複合用途ビルが含まれる。

(92) ラドン被ばくが偶発的のみならず、職業被ばくではないと見なされるすべての職場において、グレード別アプローチの最初の段階は、

### 3.4 線量限度の適用

(99) Publication 03 (ICRP, 2007, 2013) によれば、線量限度の適用原則は ICRP の体系の3番目の基本原則である。この原則は、個人に關するものであり、計画被ばく状況だけに適用される。これは、患者の医療被ばくを除く計画被ばく状況において、規制された線量からいかなる個人への線量も、委員会が勧告する線量限度を超えるべきでないことを意味する。一貫性を保つため、国の当局が初めて計画被ばく状況であると決めたラドン被ばくは、典型的には作業員が職業被ばくしているものと見なされる場合、線量限度を適用すべきである。委員会が職業被ばくに対して勧告している線量限度は、定められた4年間の平均で年間 20 mSv の実効線量として表記され、かつどの1年においても実効線量は 50 mSv を超えるべきでないという追加の規定が付けられている (ICRP, 2007, 244項)。

### 3.5 要約

(100) 図 3.3 に、さまざまなラドン被ばく状況の管理を対象として、現在勧告されている全般的なアプローチを示す。

### 4 防護戦略の実施

#### 4.1 国の行動計画

(101) 国のラドン行動計画は、関連するステークホルダーの間で、国の当局が新設すべきである。その目的は、最適化の原則を実施することによって、屋内ラドンの被ばくによる集団全体のリスクと、個人のリスクを低減することである。

(102) 行動計画は、屋内ラドン濃度を有する特種な施設を優先し、優先順位を決定し、そして国でラドンに対処する一連の手順を明確にするべきである。被ばくの種類に応じて、さまざまなステークホルダー、特に被ばく者や、支援を行ったり行動を促したりする人々を明確にすべきである。また、行動計画は、倫理的な問題—特に責任に関する問題—に目を向け、情報、ガイダンス、支援、そして特許可能性のための条件を提供すべきである。国のラドン行動計画は、できる限り、室内空気質やエネルギーといった、建物に関するその他の戦略と一致する方法で、相乗効果を實現し、矛盾を回避するためにそれらと統合すべきである。

(103) 国のラドン行動計画の実施では、さまざまな分野 (放射線防護、公衆衛生、労働、土地利用計画、住宅、建築など) を牽引する国、地方、地域の当局、さまざまな分野の専門家 (建築家や建築の専門家、放射線防護の専門家、公衆衛生検査官、医師の専門家など)、さまざま

な支援組織（専門家、支援機関、協会など）、そしてさまざまな責任のある個人や組織間の協力が必須である。

(104) 行動計画には、段階に基づき特定の強制的な規定の両方を盛り込むことができる。ラドン対策を実施する責任が詳細な最適化を達成することが期待できない個人に降りかかることを避けること、行動計画は、自らの測定、適切な測定業務機関への紹介、建物の修正利用、そして単純な改善手法といった自助防護対策を通じてラドン問題に自分で対処できるようにするために、彼らに適切な情報と支援を提供すべきである。

(105) ラドン全国調査を実施する際は、広く認められている測定装置や測定手順を用いて、その国の住民のラドンを代表するようなラドン濃度を決定すべきである。ラドン全国調査を実施する際に重要な2つのポイントは、以下のとおりである。

- 屋内ラドンに対する一般住民の被ばくレベルを推定すること、この推定は、長期的なラドン測定が実施される代表的な選ばれた家庭で、人口の重み付けを加えた平均値によって実施されるのが最善である。
- きわめて高い屋内ラドン濃度が確認される傾向が高い地域（つまり、ラドン高濃度地域）を特定すること。このような地域の選別は、選ばれた家庭で行われる長期的なラドン測定に基づいて実施されるべきである。

(106) ラドンマップは、ラドン濃度が低い住宅や建物を探し出す最適化手段として、また、新しい建造物の計画および建設時に、特別な予防策を必要とする地域を特定する手段として使うことができる。しかし、このような評価から得られた推定値は、ラドン高濃度地域と疑われる地域で、適切にされた建物で実施している測定によって検証すべきである。

(107) ラドン低濃度地域は、地中のラドン・ガス濃度を利用して間接的に特定する（家庭のラドン濃度と建物の基礎の下にある土壌のラドン・ガス濃度を関連付ける、移行係数が確立されている場合）か、あるいは、屋内ラドンの測定によって直接特定することができる。地質情報とこのプロセスの一部として使用してもよい。しかし、ラドン高濃度地域の定義は国によってさまさまである。ラドン高濃度地域は、行政区分や他の地域区分を利用して定義することができ、また、平均濃度（すなわち、算術平均値、幾何分布の中央値）や、誘導参考レベルを超える建物の場合、また誘導参考レベルを超える可能性といったさまざまな基準に基づいて定義することもできる。ラドン高濃度地域の定義は、国のラドン行動計画で詳細に示すべきである。

(108) ラドン高濃度地域として確認された地域においても、建物内のラドンの濃度の分布は極めて広く分散していることが多く、かつその大部分は数値が低いことである。逆に、ラドン高濃度地域に区分されていない地域でも、可能性は低いながら、ラドン濃度が高い建物が存在することもある。したがって、ラドン高濃度地域の特定と同様に、高ラドン濃度と関連がありそのような建物の特性を明確にすることも、ある程度取り組むべきである。

や地域の土地利用計画プロセスを実施する際は、少なくともラドン高濃度地域では、このようなばらつきを考慮に入れるべきである。地質データ、地中のラドン測定値、または既存の建物における屋内ラドン測定値に基づいて、地域のラドンマップを作成してもよい（4.1節を参照）。ラドンマップは、建物や個別戸から供給される水中のラドン濃度データに基づいて補正すべきである。

(116) 地域のラドンマップと該当するデータは、地域、地方、国の関係当局、建築の専門家、住宅建築業者、そして一般住民が閲覧できるようにして、そのような関係者が建物や計画し、建設し、そしてリフォームする際に役立つようにすべきである。

(117) 土地利用計画は強制的に実施される場合がある。そのような場合にもラドンマップは役に立つツールとして残っているが、決定的な結果をもたらすとは考えられない。建設前にその建物のラドン濃度を予測することは不可能である。土壌内での測定など、さらなる調査が役に立つ場合もある。しかし、建物内のラドン濃度は多くの要因によって決まるため、完成してすでに利用されている建物で得られた測定だけが、妥当な結果を与えることができる。きわめて例外的なケースを除いて、ラドンマップが、ラドン濃度を理由に建設が禁止される地域をつくる結果とならないようにすべきである。

4.2.2 建築法規と建築基準

(118) 国、地方、あるいは地域の当局は、建築中または大がかりなリフォーム中の住宅や建物に対して、ラドン予防策を要求する建築法規または建築基準の施行を考える必要がある。建物の設計および建築中にラドン予防策を実施することは、一般住民の健康を防護するためには、最も経済性に優れた方法と考えられる。このような対策が正しく実施されると、国の平均ラドンレベルが低下し、そして、（屋内）ラドン濃度が国の誘導参考レベルを超えるあるいはそのレベルに近い新築の建物の数は、次第に減少していくことになる。

(119) 建築法規や建築基準への遵守を徹底することは、重要なことである。品質保証プログラムは、適量、専門家レベルまたは法規レベルで実施すべきである。重要な点は、このような建築法規や建築基準を施行するだけでは、新築の建物におけるラドンのレベルが誘導参考レベルを下回る保証はない、ということである。したがって、建物の管理者や所有者は、建物のラドン状況を把握する唯一の方法は、測定を通してであることを認識すべきである。また、必要に応じて、建設後のラドン軽減アプローチを検討すべきである。

4.3 軽減措置

(120) 国のラドン防護戦略には、既存の建物や、囲まれたスペースのある場所を対象とした軽減対策も入っているべきである。被ばくの制御は、その中における人の区分に関係なく、建物（または場所）の管理と、その使用状態によってできるだけ確実に行われるべきである。そ

(109) 国のラドン行動計画は、特に法的な責任については、強制的な規定で構成される場合がある。たとえば、測定、結果の通知、記録の保存、誘導参考レベルの遵守などが、義務付けられることがある。しかし、国のラドン行動計画は、金融的支援や財政措置とともに、測定活動の組織したり、住宅改善プログラムにラドン防護を入れることといった、奨励に基づく対策や支援策も適切な場合には含めるべきである。（そして）このような措置は定期的な繰り返しを行うべきである。

(110) 国の行動計画では、学校、幼稚園、介護施設、病院、刑務所など、広く公衆に利用される建物には優先権が与えられているが、そのような一般住民が入りやすい建物に配慮すべきである。これらの建物に居る人たちは、屋内の余地なくその建物を利用せざるを得ず、そのような利用が一時的な場合があるにはあるが、建物内でかなりの時間を過ごしている。彼らは、自身が濃度が高くなつたラドンに被ばくしていることに気がついていない可能性がある。それ故、彼らは自身で被ばくレベルを下げることはできない。

(111) 公衆の構成員と作業者の両方が利用する建物については、住宅を対象とした誘導参考レベルを使用すべきである。密閉された同じ場所内で異なる参考レベルを使用することは、勧告しない。

(112) さらに、誘導参考レベルを遵守するために、予防対策と軽減対策を実施すべきである。ラドン濃度のモニタリングおよびその記録の管理が必要になる場合もある。また、建物を利用する公衆の構成員や建物内で働く職員に、関連情報を提供すべきである。このような種類の建物の責任者が、その責任や義務を果たせるようにするために、彼らに適切な支援をすべきである。

(113) 国の行動計画では、国の当局の管理下にある職場など、一般住民が利用する建物に適用可能なグレード別アプローチを用意することができる（3.3.5節を参照）。

4.2 予防

(114) ラドン防護戦略には、将来のラドン被ばくを制御する予防対策を盛り込むべきである。屋内の場所やそこに居る個人の人々のカテゴリ、および被ばく状況の区分に関係なく、建物の計画段階、設計段階、および建設段階で、ラドン被ばくの問題をよく検討することによって、ラドン被ばくに対処することが可能である。予防対策は、土地利用計画と、新築の建物および既存の建物のリフォームを対象とした建築規則に基づいて実施する。

4.2.1 地方および地域の土地利用計画

(115) どの建物も屋内ラドン濃度が高くなる可能性があるが、その可能性は、特に地理的条件が大きく異なることにより大きく変わる。地方

の主な手段は測定であり、そして必要に応じて、予防対策である。

4.3.1 ラドンの測定手法と測定手順

(121) 対象とする建物や場所におけるラドン測定は、建物の利用期間や濃度の日変化あるいは季節変化など、様々なファクターを考慮に入れて、利用者の長期的なラドン被ばくを正しく推定することを旨とするべきである。ラドン測定においては、一貫性と品質保証が重要な条件である。したがって、ラドンの測定手順が策定され、定期的にレビューされ、そして必要に応じて更新されるべきである。標準化された測定方法は策定されている（ISO 2012a～g）。

(122) 理想的には、短期間の推定においても、3、4年、すなわち、全季節を含む長期的な測定が好ましい。しかし、期間が長すぎると、検出器が移動したり忘れられたり、といった問題が生じる可能性があるからである。一般的には数週間から数か月といった短い期間が選ばれる。信頼できる測定値は、年間の平均濃度を代表すべきで、それに季節調整が加えられることもあれば、測定は、低コスト、またはほとんどコストで実施すべきである。測定装置には、使用方法に関して明確な指示書が付いていて、容易に入手できるべきである。軽減対策を実施したあと、軽減システムの有効性を試験するために、測定は最初の測定と同じ条件で行う必要がある。また、状況が悪化していないことを確認するために、測定は定期的な繰り返しを行うべきである。

(123) 住宅や一般的な建物の測定において、ラドン-222の子孫種の測定値を利用する場合、屋内におけるラドン・ガスとその子孫種の間の平衡係数が、0.4でないことを示す証拠がある場合は除いて、平衡係数を一般的に既定値の0.4と仮定して、ラドン濃度へ変換する。

4.3.2 さまざまな状況においてラドン被ばくを軽減する方法とその方法の適用性

(124) ラドン被ばくを軽減する主な方法は、ラドンが居住空間に流れ込まないようすること、受動的な手法と能動的な手法の両方を使って、屋内空気からラドンを除去することである。

(125) ラドンの軽減の基本的な手法は、建物の下の土壌から流出したラドンの対流や拡散を低減することを目指すこと、受動的な手法と能動的な手法の両方の措置に着目する。

- 建物外壁の気密性の増強（ラドン流入経路の密封など）
- さまざまな土壌減圧手法（建物の下の土壌内の圧力を低減する、ラドン溜めを配置する、地下貯蔵庫を加圧するなど）を利用した、屋内の居住スペースと土壌外土壌との間の圧力差の逆転

(126) 外気が増えることにより、室内のラドン濃度を低減するという手法は、住宅で使えるもう一つの方法である。輻射は、居住空間の換気を管理する手段で実現できる。室内環境を温めたり冷やしたりする際に、平衡換気を行ってもよい。排気の平衡換気は、土壌や屋外の空気圧に関して、室内の空気圧を若干も減圧しない。この換気手法によって、建物内に侵入したラドンが薄められる。ファンによる換気では、ラドンが建物に侵入したあとに室内のラドンを薄めることができ、土壌と居住空間の間の圧力差を低減することができる。このような解決策の中には、すべての種類の建物やすべてラドンレベルには適用しないものもある。いくつかのケースでは、これらの手法を組み合わせて、ラドン濃度の低減を最大化することができる。
(127) 被ばくレベルが水の供給源となっているような建物の場合、この水がラドンの発生源になっている可能性もある。水中のラドンが気化して部屋の空気に溜ってしまう場合は、(特に散水時) きわめて短期間の被ばくが起ころ。ラドンが水から周囲空気に放出することを軽減する主な手法には、水を使用する前にガス抜きをする手法、あるいは活性炭の層で水を濾過する手法がある。
(128) ままままな軽減手法を紹介した詳細なガイドとして、国の機関や国際機関が決定したものがあ (WHO, 2009)。

#### 4.4 建築物

(129) 建築物は、一般的に、ラドン被ばくにとつて重要な役割を担っているが、ラドン-222 が検出されることができない特殊なケースがある。さらに言えば、建築材 (コンクリート、レンガなど) のトリウム濃度は、通常、室内の空気中のラドン-220 の唯一の線源である。したがって、壁面、天井、そして床の表面仕上げに使用される建築材 (プラスチックなど) のトリウム濃度を抑制することで、建物内のラドン-220 のレベルを低下させることができる。建築材から放出される影響を防止し、軽減するには、ラジウム-226 とトリウム-232 の濃度が低い建築材を優先的に使用するべきである。特定の建築材から放出されるガスの特性を明確にすること、そしてその使用条件を指定することは目的にしている。ベンチマークシステム (すなわち、放射能濃度の指標) が規定されている (IEC, 1999)。一般的に、建築材がガンマ線に関して制御される場合、その建築材から放出されるラドンが、誘導濃度の最大値よりも相対的に高い室内ラドン濃度の原因となることはない。多量のラドン-220 やラドン-222 を放出する建築材の使用は、正当化が必要となる場合がある。

#### 4.5 作業者の防護

(130) 作業者のラドン被ばくが、職業被ばくとは異なる場合では、放射線防護の目的に関して、作業者は公衆の構成員と同じように扱われる。しかし、一般住居が職場に出入りできない場合 (または一般住居の出入りがきわめて限られた時間である場合) は、防護に対する

#### 4.6 ウラン採掘業界におけるラドンに対する作業者の防護

(133) 国の当局は、初めから計画被ばく状況としてラドンによる職業被ばくを管理するよう決定する場合がある。この典型的な例はウラン採掘業界である。この選択に影響を及ぼす要因には、ガンマ線による外部被ばくと放射性塵埃の吸入または経口摂取を含む、鉱山における他の線源による被ばくのレベルが含まれる。長寿命放射性核種の初期段階のウラン鉱や、あるいはまた、ウラン精製品、ウラン精製品、多量の場合には濃縮ウラン燃料被ばくである。また、工程によっては、その他のウラン濃縮変異放射核種に被ばくする可能性もあろう。ウラン鉱山では、ラドン子孫核種が放射線被ばくの最大の線源となる場合もある。ウランやトリウムの採掘業界でラドン被ばくに対して作業者を防護することは、職業管理者の責任であると考えられる。

(134) ICRP の体系では、計画被ばく状況における被ばくは、線量限度の適用だけでなく、線量限度を用いた最適化プロセスで制御すべきである。理想を言えば、線量限度は放射線防護の設計に決定すべきである。放射線防護を含む、鉱山の性質は、きわめて変化に富んでいるので、資源を官能よく採掘するには、さまざまな採掘方法やアプローチが必要とされる。したがって、最適化プロセスの結果と同時に、線量限度は線山によって異なり、場合によっては、同じ施設であっても時間によつて物理的条件が変わるに似、(線量限度も) 変えるべきである。

(135) ウラン鉱山において、ラドンとラドン子孫核種による職業被ばくを抑制するために用いられる原則は、他の職場において計画被ばく状況で使われる原則と同じである。これは、職場の綿密な設計と、ラドン被ばくを制限し抑制する適切な工学的手段を用いることで始まる。ウラン鉱山では、ソースタームの相対濃度やほかの物理的制約 (例えば、地下での作業など) といったことが原因で、ラドンとその子孫核種による被ばくが大きくなり、高かったりすることもある。このような場合は、職場の条件と作業者の線量の適切な評価されるように、さらにモニタリングプログラムを詳細に注意を払う必要がある。ラドン濃度が高く変化している状況では、リアルタイムのモニタリングデータを使用するといった戦略を検討すべきである。逆に、ラドンとその子孫核種の濃度が低く安定している状況では、職場を定期的監視すれば十分である。一般的に、職場のモニタリングは、ラドン子孫核種による被ばくを評価する上で、労働条件の近似によるラドン濃度は信頼できないという結果をもたらす。したがって、ラドン子孫核種濃度 (すなわちベンチマーク・アルファ・エネルギー濃度) の測定値を使用すべきである。

(136) ラドン子孫核種による被ばくを線量に換算するには、線量換算係数を使用する必要がある。以前には (ICRP, 1993)、ラドン子孫核種の線量換算係数は、放射線防護に基づいてきた。現在、委員会は、ラドン子孫核種に被ばくしたあとの実効線量換算係数は、指定された放射線加重係数と組織加重係数を使用し、ICRP の標準体内動態モデルと標準線量率モデルに基づいて算出することを提案している (ICRP, 2010)。こ

ラドン被ばくを抑制する一環として、最適化プロセスにおいて、若干の特定の規程や補充規定を定めてもよい。次のような規定が可能である。

- 具体的な測定手順 (作業者が居る時間と場所での測定など)。
- 線量の参考レベルとしての 10 mSv/年の値を維持するために、滞在時間や平衡係数といった、実際の被ばくパラメータに基づいた誘導参考レベルを具体的に使用すること。
- 作業条件に関する取り決め (例えば、いくつかの建物の滞在時間の制限など)。
- 測定の実施、結果の通知、記録保存、参考レベルの遵守に関する要件。

(131) この具体的な規定を実施するために、国の当局の監督だけでなく、外部の専門知識が必要になるかもしれない。

(132) ラドンによる作業者の被ばくが、職業被ばくであると見なされる職場では、職業管理者と国の当局が、満足する必要がある要件を決定することが必要である。ラドン被ばくに関連する一般的な要件は以下のとおりである。

- 滞在時間を考慮して、実効線量、ラドン濃度、またはボテンスシャル・アルファ・エネルギー濃度で示される適切な参考レベルを設定すること。
- 該当する作業エリアの決定、管理しないしは監督するエリアの分類がうまく通合しなくては、職業被ばくが発生する可能性があるエリアを決定し、このようなエリアへの立ち入りを通知、規制することが重要であることとは変わらない。
- 十分な情報、指示、および作業者の訓練。
- 一部の例外的なケースでは、個人用保護具の使用。
- 個人モニタリングや集団モニタリングによる被ばくモニタリング。それが不適切、不向き、実現不可能な場合は、作業場所のモニタリングによる推定。
- 被ばくの記録。
- 作業者の健康監視に関する規定。
- 放射線防護文化の推進。

• 参考レベルの遵守。これは、具体的な作業場所における時間あたりのことを組み合わせた職場のモニタリングを含む。ラドンの個人モニターの値は、グループの平均値として、また個人の値としても使用できる。1つだけにしては、線量が 20 mSv/年を超えてはならない。

のような線量換算係数が、度計に基づいた線量換算係数に置き代わることになる。

#### 4.7 ステークホルダー間の連携

(137) 国のラドン戦略を確実に支える上で、まっすぐに意識を高めることであるが、多くの国で意識が低いように思われる。ラドンに関して容易に利用できる情報、いわば透明空間にラドンが閉じ込められているか、関連するリスク、そして高濃度であることを確認して、それを軽減する方法が、特に、選ばれた代表者、行政部局長公務員、自治所有者、家主、雇用主、就学児などを通じて一般住民に周知されるべきである。

(138) ラドン問題で訓練を受ける専門家 (建築業者、建築家、放射線防護の専門家、従業員、労働組合、作業員など) は、報告される予防と軽減の措置が正に設計され、計画され、そして導入されることを確実にするために手助けをする必要がある。専門家のための訓練プログラムは国のラドン行動計画において不可欠なことができ、このプログラムによって、誘導参考レベルを固めるまたはそれに近いラドン濃度になるべきである。世界法や家計は、ラドンの予防と軽減のためのインフラを利用することができるようにになる。関係するその他の専門家 (健康や労働の専門家など) にも適切な情報を提供し、適切な訓練を施すべきである。

(139) 肺がんのリスク評価において、ラドンと喫煙の間の相乗効果は裏証されているので、少なくとも警告という点で、ラドンの低減のための公衆衛生プログラムと喫煙政策との関係が必要である。

(140) 国のラドン対策計画には、予防対策と軽減対策の両方の費用と、有効性に関する情報の両方を含むべきである。さまざまなレベル (つまり、地域、地方、国といったレベル) でデータを定期的に収集して、さまざまなステークホルダーに公開すべきである。

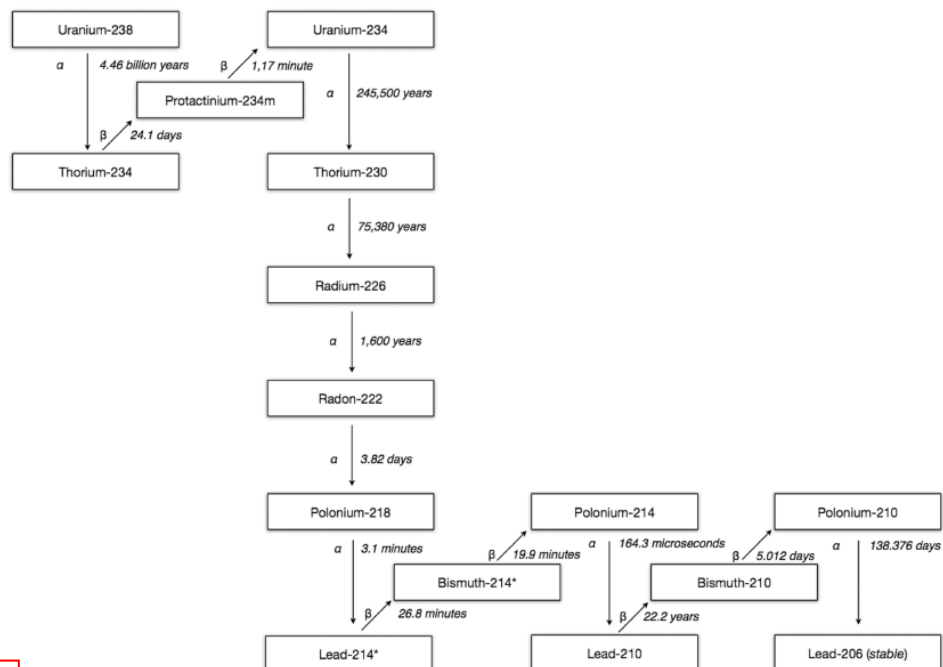
#### 5 結論

(141) この報告書の目的は、放射線防護体系の進展 (ICRP, 2006, 2007) と、ラドン被ばくに伴う健康リスクに関する最新の知見 (UNSCEAR, 2009; WHO, 2009; ICRP, 2010)、そして過去数年間で多くの国や国際組織が得た経験を考慮して、ラドン被ばくを軽減するための放射線防護に関する最新のガイドラインを示すことである。

(142) 同じテーマに関する過去の報告 (ICRP, 1993, 2007) では、委員会は、住宅と職場の防護アプローチについて、区別した戦略を勧告した。委員会は、ここで、建設目的や居住状況にかかわらず、すべての建物を対象としたラドン被ばくを軽減するための防護に関する統合的アプローチを勧告する。国の行動計画に基づいて実施される建物における防護戦略は、空気中の濃度として設定される誘導参考レベルよりも低いレベルに最適

<p>化するという原則を適用することに基づいている。委員会は、<b>広く存在する</b> 経済的・社会的情勢を考慮に入れて、<b>100~300 Bq m<sup>3</sup></b> の範囲内で合理的に達成できる限り低く防護参考レベルを設定するように、国の当局に奨励する。</p> <p>(143) 被ばく状況に応じてグレード別にしたこの新しいアプローチの目的は、少なくともラドン高濃度地域においては、公衆衛生という観点からすべての建物（住宅、複合用途ビル、一般的な職場）をカバーすることにある。委員会は、あらゆる種類の建物において、主に<b>建築基準法</b>に基づき予防対策の役割を強調する。</p> <p>(144) この報告書では、作業者が職業的に被ばくしていると見なされる、具体的なラドン被ばく状況の管理に関するガイダンスを記載している。また、参考レベルを遵守できない被ばく状況、あるいは国の当局が定めた対策や施設の全国リストに載っている被ばく状況を対象としている。次に、防護戦略は、最適化の原則の適用と、職業被ばくに関連した案件中に基づいている。国の当局が、ラドン被ばく状況を計画被ばく状況として管理すべきであると見なす場合は、職業上の線量限度を適用すべきである。</p> <p>(145) 委員会は、ほとんどのラドン被ばく状況に対して、単純で統合的なグレード別アプローチを勧告することによって、世界的に断然公衆被ばくの主な原因であるラドンによる被ばくを低減できると考えている。</p>
---

この翻訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication126監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

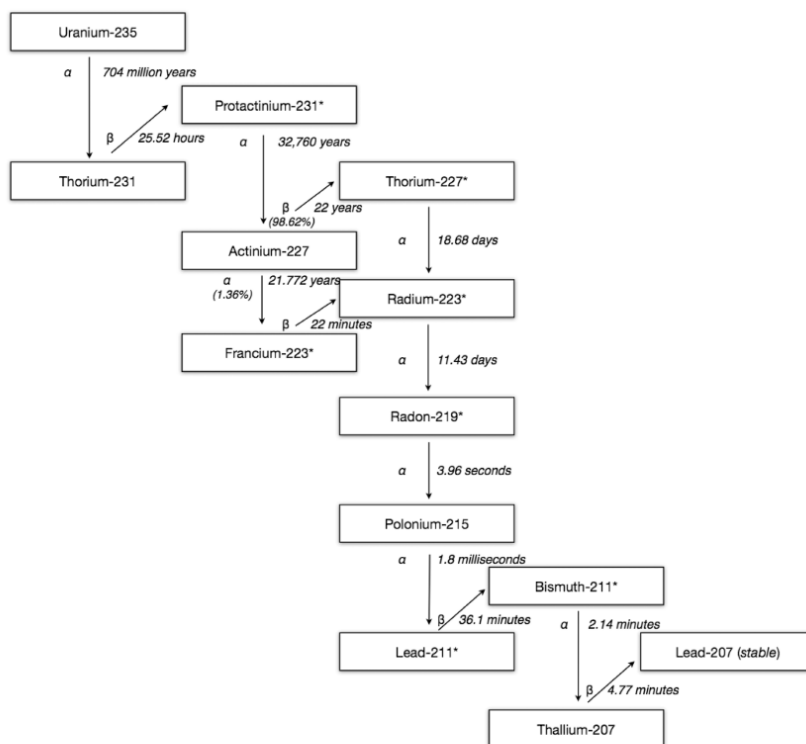


1 Fig. 1.1. Uranium-238 decay products.\*Isotope is also a significant gamma emitter.

▲ 図 1.1 タイトルとキャプションのみ翻訳

#1

図 1.1 ウラン-238 壊変生成物。\*同位体も重要なガンマ線放出体である。



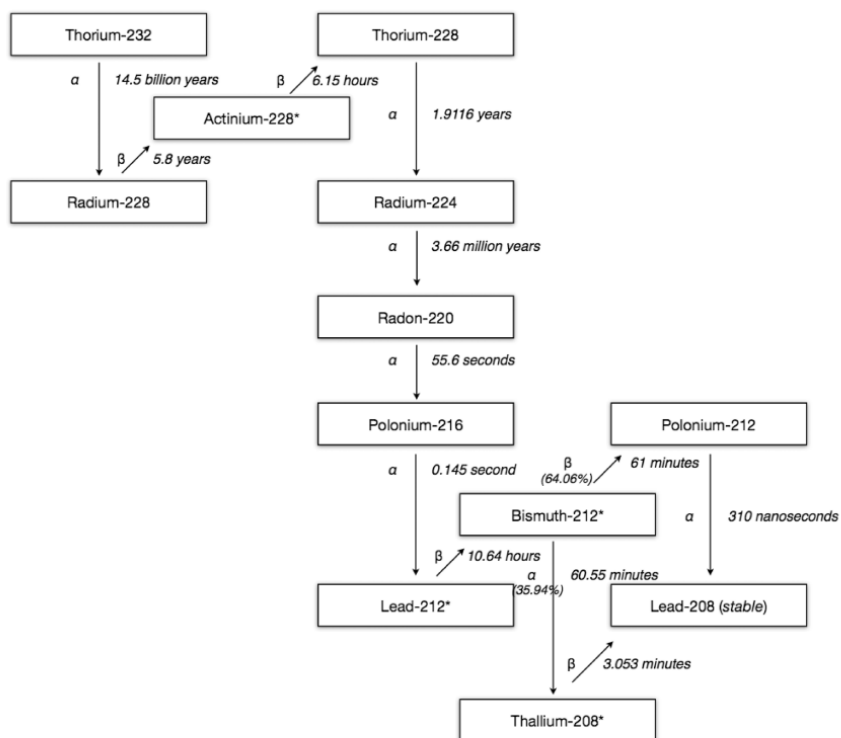
1 Fig. 1.2. Uranium-235 decay products. \*Isotope is also a significant gamma emitter.

▲ 図 1.2 タイトルとキャプションのみ翻訳

#1

図 1.2 ウラン-235 壊変生成物。\*同位体も重要なガンマ線放出体である。



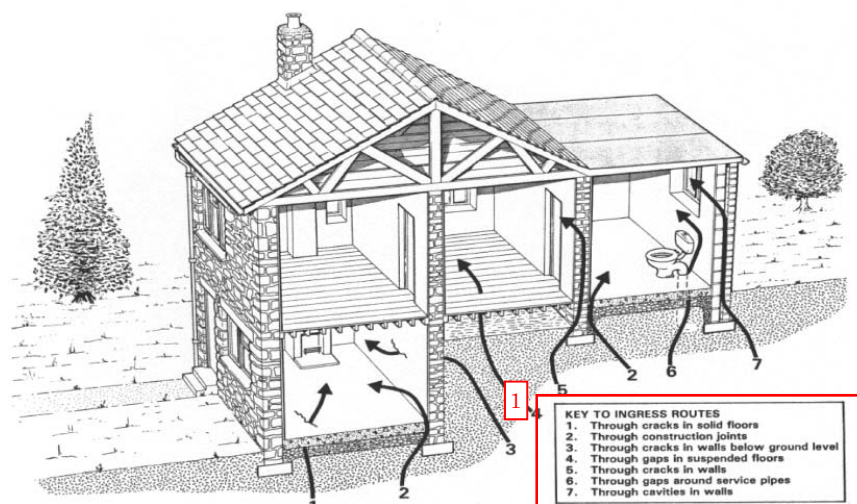


1 Fig. 1.3. Thorium-232 decay products. \*Isotope is also a significant gamma emitter.

▲ 図 1.3 タイトルとキャプションのみ翻訳

#1

図 1.3 トリウム-232 壊変生成物。\*同位体も重要なガンマ線放出体である。



2 Fig. 2.1. Pathways of indoor radon.

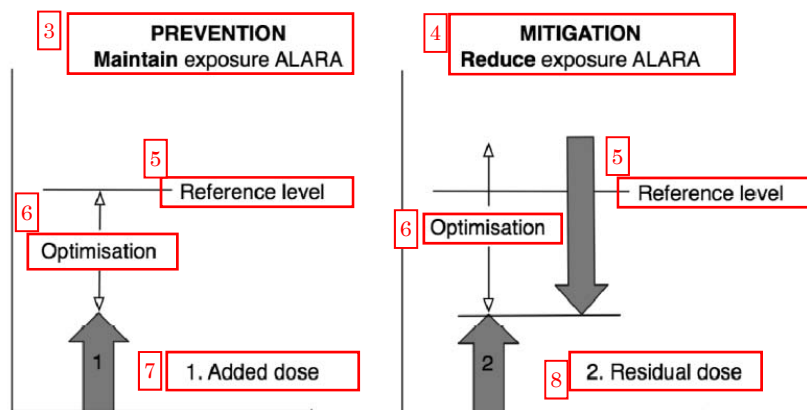
#1

主要侵入経路

1. 頑丈な床の割れ目
2. 構造の継ぎ目
3. 地下の壁の割れ目
4. 簡易な床の隙間
5. 壁の割れ目
6. 配管周囲の隙間
7. 壁の空洞

#2

図 2.1 屋内ラドンの経路



9 Fig. 3.1. Implementation of the optimisation principle. ALARA is as low as reasonably achievable, taking economic and societal circumstances into account.

#3

予防

ALARA で被ばくを維持

#4

軽減

ALARA で被ばくを低減

#5

参考レベル

#6

最適化

#7

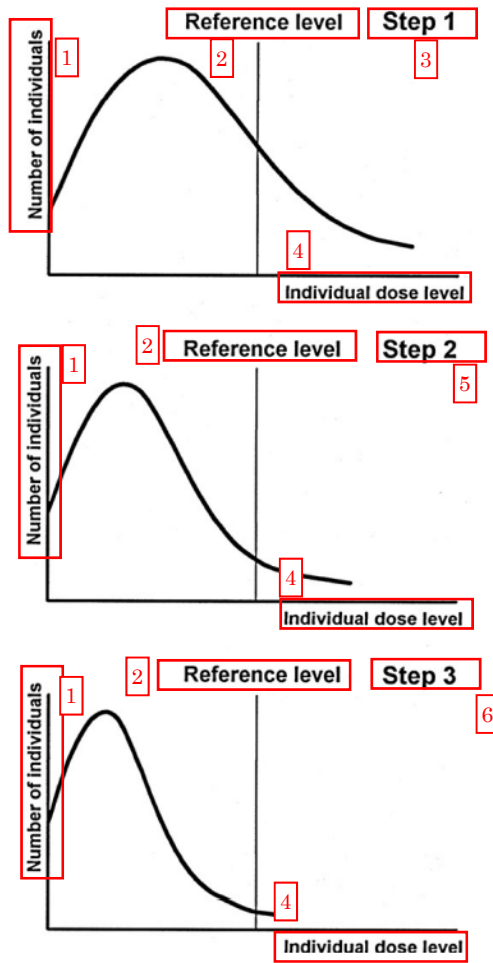
追加線量

#8

残存線量

#9

図 3.1 最適化原則の実施。ALARA は、「経済的および社会的状況を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く」である。



7 Fig. 3.2. Use of a reference level in an existing exposure situation, and evolution of the distribution of individual exposures with time as a result of the optimisation process.

#1  
個人の数

#2  
参考レベル

#3  
ステップ 1

#4

個人線量レベル

**#5**

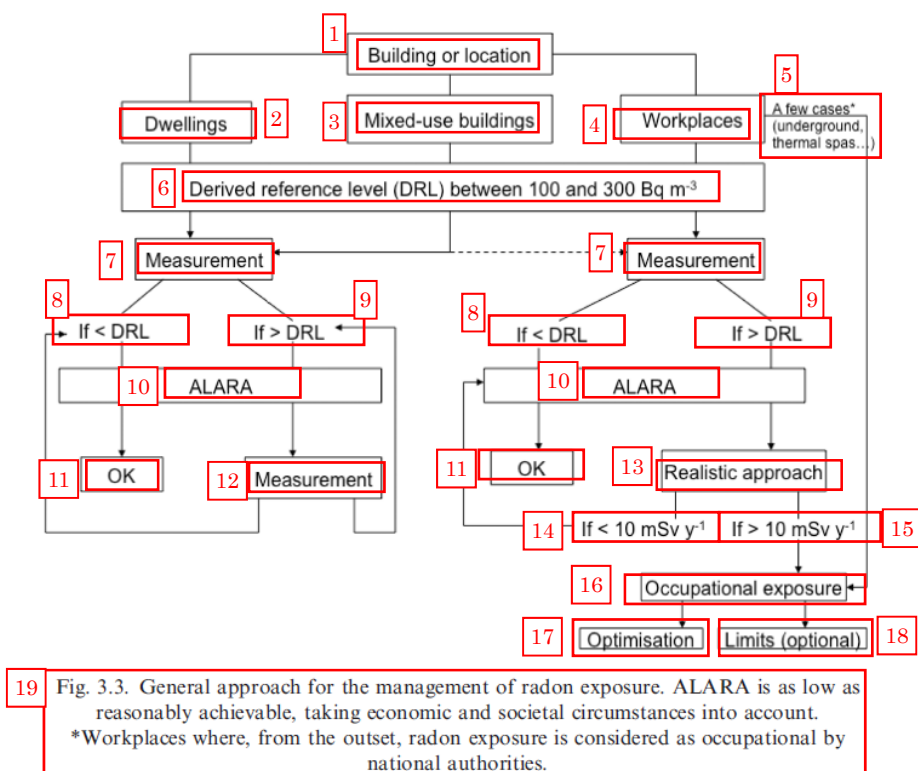
ステップ 2

**#6**

ステップ 3

**#7**

図 3.2 現存被ばく状況における参考レベルの使用と最適化プロセスの結果としての個人の被ばく分布の経時的展開



#1  
建物または場所

#2  
住宅

#3  
複合用途ビル

#4  
職場

#5  
少数事例\*  
(地下, 温泉など)

#6  
誘導参考レベル (DRL) (100~300 Bq m<sup>-3</sup>の範囲)

#7  
測定

#8  
DRL よりも低い場合

#9  
DRL よりも高い場合

#10  
ALARA

#11  
OK

#12  
測定

#13  
現実的アプローチ

#14  
10 mSv y<sup>-1</sup> よりも低い場合

#15  
10 mSv y<sup>-1</sup> よりも高い場合

#16  
職業被ばく

#17  
最適化

#18  
限度 (任意)

#19  
図 3.3 ラドン被ばくの管理に関する一般的なアプローチ。ALARA は、「経済的および社会的状況を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く」である。\*ラドン被ばくが職業被ばくであると国の当局が最初から見なしている職場

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 130 監修版であり、今後の作業状況や委員会の用語の検討状況、監修等によって変更する  
こともあり得る。ドラフトからの引用を赤字【事務局】

注釋
放射線被ばくによる線量
よく聞かれることだが、放射線防護分野の人々は国際放射線防護委員会の 2007 年勧告 (ICRP, 2007) と関連する改訂された線量係数をな ぜず導入され、あれが長く使われてきたものか、という質問がある。これまでの基本勧告のように、改訂された放射線加重係数と組織加重係 数が導入され、あらゆる等価線量係数と実効線量係数の再計算が必要となった。加重係数だけが唯一変更されたのである。改訂された線量 係数を提示することは比較的容易な作業であった。しかし、2007 年勧告では、医学画像データに基づく標準解剖学的モデルの利用に 関する要件によって、かなりのさらなる複雑さが導入された。人体臓器とそれらの位置を様式化した数学的表現の利用から、標準男性と標準 女性のモデルの利用への変更は、そのモデルを構築してあらゆる放射線のタイプについて放射線輸送計算を行うために多大な作業プログラム が必要だった。成人モデルは <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009) において発表されており、本論稿執筆時点においては、最終的な放射線輸送 計算の完了が期待されている。特定の年齢の子供ならびに胎児および妊婦に特化したモデルは開発中である。
第 2 専門委員会とその課題グループが、多数のさらなる改訂を行うべく努めることにより、かなりの作業量が上記に加わった。その第一 は標準変換データの更新であり、 <i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) において発表された。第二に、吸入および経口摂取された放射性核種に対応す る線量係数の計算において用いているあらゆる体内動態モデルが見直されており、多くの場合、更新されている。本報告書では、ヒト呼吸気道主 管 (HRTM) に加えられる変更、ヒト消化管モデル (HAIM) の利用、そして血液に吸収される放射性核種に対応する全身モデルを特定す るためのアプローチについて述べる。第三に、放射性核種の職業上の摂取に関する本報告書シリーズでは、過去に行われてきたように個別で はなく、線量係数と測定係数のためのバイオアクセスデータを合わせて提供することが決定された。
この分野における第 2 専門委員会の作業は、科学的にも革新的でも技術的にも革新的でもあって偉大なものである。この ICRP の作業に貢献する専 門家は世界中に少数しかおらず、これらの特定の追加資金援助なしに貢献をいとわれない専門家から、本分野の人々は恩恵を受けている。しか しながら、このような作業の遂行に適切な能力が維持されることを保証するために、財政支援と研修を提供し、望ましくはそれらを調整する 必要性を国の当局が認識することが重要である。限られた資源が有効に利用されることを保証するために、入念な計画が必要とされる ことになる。
おそらく、ICRP の線量係数を計算するために用いられる体内動態・線量評価モデルの複雑さのレベルは、加重係数を用いるとともに性別

ことが期待されている。関係各位の専門知識と渾身の力を込めて深く感謝の意を表すものである。

ICRP 第 2 専門委員会委員長

JOHN D. HARRISON

ICRP 第 2 専門委員会副委員長

FRANCOIS PAQUET

#### 放射性核種の職業上の摂取：第 1 節

ICRP PUBLICATION 130

2012 年 11 月に委員会により承認

抄録—本報告書は、吸入摂取および経口摂取による放射性核種の職業上の摂取に対する改訂された線量係数を提示するための、*Publication 30* および *68* に置き換わる報告書シリーズの最初のものである。改訂された線量係数は、ヒト消化管モデル (*Publication 100*) ならびに、直  
近のデータを考慮に入れたヒト呼吸気道モデル (*Publication 66*) の改訂版を用いて計算されている。さらに本書では、さまざまな化学形態の元  
素とそれらの放射性同位体の吸入摂取および経口摂取による血液への吸収に関する情報を提供する。特定のケースにおいては、これらのデ  
ータは物質別の勧告を行うのに十分のものであると判断される。血液に吸収される放射性核種の全身体内動態を記述するモデルの多くは改  
訂されており、改訂モデルは、臓器・組織における取込と蓄留ならびに排泄を、生理学的により現実的に表現するものとなっている。本シ  
リーズの報告書では線量係数だけでなくバイオアクセス測定値の解釈のためのデータも提示されており、そのデータは *Publication 54* および *78*  
および *80* に置き換わるものである。全身や臓器の内容量や尿中排泄の測定値など、バイオアクセスデータを評価する際は、放射性核種摂取のバックグ  
ラウンドに留意する。本報告書では、モニタリングプログラムおよびデータ解釈についていくつかのガイダンスを提供する。

© 2015 ICRP. SAGE により発行。

キーワード：職業被ばく；体内動態評価；体内動態モデルおよび線量評価モデル；バイオアクセス解釈

ICRP の代表執筆者

の平均化を行っているという等価線量および実効線量の計算に固有の単純化と概念化からすると、放射線防護の目的のために必要とされる  
ものを上回る。一方、放射線防護の目的はより単純なモデルで十分かもしれないが、ICRP のモデルは、等価線量および実効線量を計算す  
るための利用に加えて、科学的な目的のために臓器と組織の吸収線量を計算するためにも用いられる。生み出された体内動態モデルは、毒物  
学、薬理学や医学など、他の多くの分野において用いることが可能である。また、これらのモデルが適切な防護を確保する上で十分に信頼で  
きるものであることを保証するのも重要である。

現在、原子放射線の影響に関する国際科学委員会 (UNSCEAR) は、選ばれた内部放出体の生物学的影響を再検討しているところである。  
これは以前、回委員会が詳細には扱ってこなかったテーマである。トリチウムおよびウラン同位体に関するデータの精度が進行中であり、他  
のデータがこれに続く可能性がある。いずれの場合にも、考察には、ICRP のモデルは利用可能な科学的データを適切に考慮したかどうかが  
含まれることとなる。この報告書は、内部放出体に関するリスクは、モデル化された臓器・組織の線量と外部液被ばくによって導出された確  
率的なリスク推定値を用いて適切に評価されるかどうかという全般的な問題も扱うことになる。ICRP は、第 1 専門委員会と第 2 専門委  
員会で現在進行中の作業の補完として、UNSCEAR のこのイニシアティブを歓迎している。

「放射性核種の職業上の摂取」シリーズの第 1 部として、本報告書では、体内動態および線量評価の方法論の証明ならびに、バイオアクセ  
スデータの利用について提示する。以後の第 2–5 部は、元素固有の体内動態モデルを説明する元素ごとの項からなり、線量係数およびバイオ  
アクセスデータを提示する。予定されている刊行物は以下のとおりである。

- 第 2 部—水素 (H)、炭素 (C)、リン (P)、硫黄 (S)、カルシウム (Ca)、鉄 (Fe)、コバルト (Co)、亜鉛 (Zn)、ストロンチウム (Sr)、  
イットリウム (Y)、ジルコニウム (Zr)、ニオブ (Nb)、モリブデン (Mo) およびテクネチウム (Tc)
- 第 3 部—テルミニウム (Ru)、アンチモン (Sb)、テルル (Te)、ヨウ素 (I)、セシウム (Cs)、バリウム (Ba)、イリジウム (Ir)、鉛 (Pb)、  
ビスマス (Bi)、ポロニウム (Po)、ラドン (Rn)、ラジウム (Ra)、トリウム (Th) およびウラン (U)
- 第 4 部—ランタニドおよび残りのアクチノイド
- 第 5 部—取りの元素

第 2 専門委員会とその課題グループの作業スケジュールには、一般公衆の情報化による放射性核種の経口摂取および吸入摂取のために、  
現在利用可能なあらゆる線量係数の置き換えも含まれている。この作業の多くは、委員会の今任期中（すなわち、2017 年まで）に完了する。

F. PAQUET, G. ETHERINGTON, M.R. BAILEY, R.W. LEGGETT,

J. LIPSZTEIN, W. BOLCH, K.F. ECKERMAN, J.D. HARRISON

#### 序文

国際放射線防護委員会 (ICRP) によって勧告される放射線防護体系は、世界中の基準および作業現場における基礎である (ICRP, 1991,  
2007; IAEA, 1996)。ICRP 勧告の適用の基礎は、ICRP によって定議された防護観、すなわち等価線量および実効線量である。最も新しい  
2007 年勧告 (ICRP, 2007) ではこれらの量の定義は変更されていないが、放射線被ばくに対して計算される個に影響を及ぼす重要な変更が  
行われている。ICRP の第 2 専門委員会は、標準体内動態モデルおよび線量評価モデルならびに作業場および公衆の構成員に関する標準デー  
タを用いて計算される。内部および外部放射線被ばくの評価のためのこれらの標準線量係数を提示する責任を負う。Publication 103 (ICRP,  
2007) 以来、第 2 専門委員会とその課題グループは、放射線被ばくのさまざまな状況に対応する新たな線量係数を提示するためのかなりの  
作業プログラムに取り組んできた。

*Publication 103* (ICRP, 2007) は、臓器および組織に対する等価線量の計算において用いられる放射線加重係数の変更、実効線量の計算  
において用いられる組織加重係数の変更を導入した。さらに、線量係数のあらゆる計算のためにこれまで用いられてきた多様な要素からな  
る数学モデルに代わる、解剖学的標準コンピュータモデル (すなわち、医学画像データに基づく人体モデル) の採用が重要な進展であ  
った。*Publication 103* (ICRP, 2007) はまた、男性および女性に対する等価線量の個別の計算ならびに実効線量の計算における性別の事考に  
必要も明確にした。線量係数の改訂においては、放射性核種標準変換データの更新 (ICRP, 2009) により、ICRP の人体の解剖学的標準ア  
ンatom (ICRP, 2009) を用いたより高度な放射線輸送の取扱いの改善 (ICRP, 2010) によって、計算の改善も行われた。これらの改訂は、内  
部放出の場合だけでなく外部被ばくの場合の線量計算にも影響を及ぼす。

本報告書は、吸入摂取および経口摂取による放射性核種の職業上の摂取に対応する改訂された線量係数を提示するための、*Publication 30*  
シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) および *Publication 68* (ICRP, 1994b) に置き換わる報告書シリーズの最初のものである。これ  
らの改訂された線量係数は、ヒト消化管モデル (ICRP, 2006) 及び最新のデータと考慮に入れたヒト呼吸気道モデル (ICRP, 1994a) の改訂  
版を用いて計算されている。さらに、さまざまな化学形態の元素およびそれらの放射性同位体の吸入摂取並びに経口摂取による血液への吸収  
に関する情報が提供される。特定のケースにおいては、これらのデータは物質別の勧告を行うのに十分のものであると判断される。血液に吸  
取される放射性核種の全身体内動態を記述するモデルの多くは改訂されており、それらのモデルは、臓器・組織における取り込みおよび取留



ならびに排泄を生理学的にいっそう現実的に表現するものになっている。

本シリーズにおける報告書では線量数だけでなくバイオアッセイ測定値の解釈のためのデータも提示し、それらは *Publication 54* および *78 (ICRP, 1988a, 1997b)* に置き換わるものである。全身または臓器の内容量や尿中排泄の測定値など、バイオアッセイデータを評価する際には、放射性核種摂取のパターンおよび降能、関係する物質の物理的・化学的特性や、被ばくと測定の間隔の経過時間を含めて、被ばくシナリオについて仮定が行われなければならない。本報告書では、モニタリングプログラムおよびデータ解釈についていくつものガイダンスを提供する。

シリーズ最初の本報告書は、この報告書シリーズの結論を示すとともに、職業被ばくとの管理、体内動態モデルおよび線量評価モデル、モニタリング方法、モニタリングプログラム、そして測定的な線量評価に関する各章を含むものである。以後の報告書では、体内動態データおよび体内動態モデル、線量係数、そしてバイオアッセイ解釈のためのデータを含めて、個々の元素およびそれらの放射性同位体に関するデータを提示する。本報告書シリーズに付随する電子付属文書では、広範な追加情報を提供する。

本報告書の完成時点における内部被ばく線量評価に関する課題グループ (INDOS) のメンバーは、以下のとおりだった。

F. Paquet (議長)	G. Etherington	J. Lipsztein
E. Anselbordo	A. Gussini	D. Méto
M.R. Bailey	R.A. Gualmette	
E. Blanchardon	J.D. Harrison	
H. Doerfl	R.W. Leggett	
通信メンバーは以下のとおりだった。		
A. Bouville	A. Luciani	D. Whillans
C.-M. Castellani	D. Newton	
R. Cruz-Suarez	D. Nofke	
C. Hugen	D.M. Taylor	

本報告書の完成時点における線量計算に関する課題グループ (DOCAL) のメンバーは、以下のとおりだった。

5

W.E. Bokh	N. Ishigure	A.S. Pndhan
(2013 ~ 2017)		
J.D. Harrison (委員長)	M. Degveva	D. Nofke
M.R. Bailey	A. Endo	F. Paquet
V. Berkovski	J.G. Hunt	N. Petoussi-Hens
L. Berelli	C. Hyeonng Kim	F. Wissmann
W.E. Bokh	R. Leggett	
D. Chambers	J. Ma	

本報告書は、2012年11月2日に日本の福島で開催された委員会において主委員会によって採択された。

#### 用語解説

便宜上、この用語解説は、線量評価および放射線防護全般に関する用語、体内動態モデルに関する用語、バイオアッセイ解釈に関する用語の小見出しに分けて構成されている。

#### 線量評価および放射線防護全般に関する用語

吸収線量,  $D$  [Absorbed dose]

吸収線量は、以下の式によって求められる。

$$D = \frac{dE}{dm}$$

ここで、 $dE$  は物質の質量  $dm$  中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。吸収線量の SI 単位はキログラムあたりのジュール (J kg<sup>-1</sup>) であり、その副名称はグレイ (Gy) である。

7

W.E. Bokh (議長)	T.P. Fell	M. Pelliccioni
V. Berkovski	N.E. Herel	N. Petoussi-Hens
L. Berelli	J.G.S. Hunt	M. Zankl
K.F. Eckerman	N. Ishigure	
A. Endo	D. Nofke	
通信メンバーは以下のとおりだった。		
A. Birchall	C. Lee	R. Tamer
G. Guadrini	H. Schlattl	X.G. Xu
D. Jokisch	M. Stubin	
主委員会の批評的レビュー者は以下のとおりだった。		
J.K. Lee	H.G. Menzel	

筆者らは、V. Berkovski, D. Nofke, D. Gregorato, J.R.H. Smith, T. Smith ならびにすべての INDOS および DOCAL メンバーの多大な貢献に助けられた。

本報告書の作成期間における第2専門委員会のメンバーは以下のとおりだった。

(2009 ~ 2013)		
H.G. Menzel (委員長)	R. Cox	R. Leggett
M.R. Bailey	G. Dietze	J.L. Lipsztein
M. Balonov	K.F. Eckerman	J. Ma
D. Bartlett	A. Endo	F. Paquet
V. Berkovski	J.D. Harrison	N. Petoussi-Hens

6

吸収割合 (AF),  $\phi(r_1 \leftarrow r_2, E_{k,1})$  [Absorbed fraction]

線源領域  $r_2$  内で放出されるタイプ  $R$  の二次放射線のエネルギー  $E_{k,1}$  のうち、標的領域  $r_1$  において吸収される割合。これらの標的領域は、組織 (たとえば、肝臓) の場合もあれば、臓器内の細胞層 (たとえば、胃壁の幹細胞) の場合もある (「標的領域」および「標的組織」の定義を参照)。

活性骨髄 [Active (bone) marrow]

活性骨髄は造血機能を有しており、生産されている多数の赤血球によって赤色を呈する。活性骨髄は、放射線誘発白血球リスクに関する標的領域となる。

放射能 [Activity]

微小の時間間隔における放射性物質の核変換数をその持続時間で除した値。放射能の SI 単位はベクレルである ( $Bq$ ;  $1 Bq = 1 s^{-1}$ )。

年摂取限度 (ALL) [Annual limit on intake]。[「誘導空気中濃度」も参照]

ALI は *Publication 60 (ICRP, 1991, S30 項)* の中で、20 mSv という摂取限度をもたらずであらう、1 年における放射性核種の摂取量 (単位: Bq) と定義された。したがって、作業者の場合の平均 ALI は以下のとおりである。

$$ALI_1 = \frac{0.02}{5(50)}$$

委員会は ALI の利用を勧告しない。線量限度の遵守のためには、放射線性種の摂取だけでなく外部放射線にも起因する総線量が考慮されなければならないと考えられている。

ベクレル (Bq) [Bequerel]

放射能の SI 単位を表す固有名称 ( $1 Bq = 1 s^{-1}$ )。

8

## 生物学的半減期 [Biological half-time]

生体系のコンパートメントが(さならなる取込み及び放射性壊変がない場合)その放射性核種内容量の半分を取り除くために要する時間。

骨髄 [Bone marrow]。[活性骨髄] および [不活性骨髄] も参照

骨髄は、長骨の円筒形の空洞や体軸および体背骨格の骨髄の空洞に存在する。骨髄全体は、「ストローマ」と呼ばれるスポンジ状・細胞状の結合組織構造、骨髄(血球形成)組織、脂肪細胞、リンパ組織の小さな嚢腫、そして多数の血管および細胞から構成される。骨髄には活性(赤色)と不活性(黄色)の2種類があり、これらの形容詞は骨髄の血液成分左重(造血)能力を指す。

積託実効線量、 $E(r)$  [Committed effective dose]。[実効線量] も参照

本報告書シリーズでは、摂取に続く積算時間は50年とみなされる。積託実効線量 $E_{50}$ は、以下の式に従って、個々の標的臓器または標的組織 $T$ に対する男性および女性の積託等価線量を用いて計算される。

$$E_{50} = \sum_{wt} \left[ H_{T,50} + H_{T,50}^2 \right]$$

積託実効線量のSI単位は吸収線量の場合と同じ $1 \text{ kg}^{-1}$ であり、その固有名称はシーベルト(Sv)である。

積託等価線量、 $H_T(50)$  [Committed equivalent dose]。[等価線量] も参照

本報告書シリーズでは、臓器領域または組織領域に対する等価線量は50年の積託期間を用いて計算される。これは、標準成人男性または標準成人女性の標的臓器または標的組織 $T$ における等価線量率の時間積分とみなされる。これはまた、標準作業者の体内への放射性物質の摂取に起因して標準体内動態モデルおよび組織評価モデルによって予測される。したがって、積算期間は以下のように制限に続く50年である。

$$H_T(50) = \int_0^{50} H_{T,t} dt$$

9

量 $\alpha(50)$ のいづれかとして定義され、ここで50は、その期間にわたって線量が計算される、年数で表された線量積算期間である。他所では線量係数の代わりに「単位実効線量あたりの線量係数」という用語が用いられる場合もあることに注意。

線量拘束値 [Dose constraint]

ある線源からの臓器または組織に対する個人等価線量もしくは実効線量もしくは実効線量に関する予期的な線源関連の制限値。線源から最も高く被ばくする個人に対する防護の基本レベルを指示し、またその線源に対する防護の最適化における等価線量または実効線量の上限值としての役割を果たす。職業被ばくの場合、線量拘束値は、最適化のプロセスで考慮される複数の選択肢の範囲を限定するために用いられる。臓器または組織に対する個人等価線量もしくは実効線量の値である。

線量限度 [Dose limit]

計画被ばく状況において超えてはならない、個人に対する実効線量もしくは臓器または組織固有の等価線量の値。

記録線量、 $E$  [Dose of record]

本報告書シリーズでは、記録線量とは、個人線量当量 $H_{eq}(10)$ の測定値と、当該作業者の個人モニタリングならびにICRPの標準体内動態モデルおよび線量評価計算モデルの結果を用いて標準作業者について適及的に決定された積託実効線量を合計することによって評価される実効線量という。記録線量は、物質の吸収タイプや、吸入エアロソルの空気力学的放射能中央径(熱力学的放射能中央径など、施設固有の値)がパラメータを用いて評価してもよいが、標準作業者のパラメータは、本報告書シリーズにおいてICRPが定めるように固定しなければならぬ。記録線量は作業者に割り当てられ、報告および規制要件遵守の適及の検証の目的のために保存されることが要求される。単位内容量あたりの線量の関数 [Dose per content function]

本報告書シリーズでは、表にまとめられた一連の値 $\alpha(50)$ または $\alpha(50)/m(0)$ または $\alpha(50)/m(0)$ であり、ここで $\alpha(50)$ は実効線量係数、 $H_T(50)$ は組織または臓器に関する等価線量係数、 $m(0)$ は肺留または肺留(残留または肺留)関数である。 $\alpha(50)$ の値は、体内または所定の臓器にお

いづれの性別についても、急性摂取後の時間 $t$ における肺的領域 $r$ における等価線量 $H(r,t)$ は以下のように表示される。

$$H(r,t) = \sum_{\alpha} A(r_0,0) \cdot S_{\alpha}(r \leftarrow r_0)$$

ここで、

$A(r_0)$ が、標準作業者の場合の標準体内動態モデルによって予測される、摂取後の時間 $t$ における線量領域 $r_0$ における放射性核種の放射能である。

$S_{\alpha}(r \leftarrow r_0)$ は、標準成人男性および標準成人女性の場合の放射線加重されたS係数(すなわち、線量領域 $r_0$ における核変換あたりの標的領域 $r$ に対する等価線量)である(単位: Sv(Bq sq))。

積託等価線量のSI単位は吸収線量の場合と同じ $1 \text{ kg}^{-1}$ であり、その固有名称はシーベルト(Sv)である。

誘導空気中濃度 (DAC) [Derived air concentration]。[年摂取限度] も参照

DACは、 $1.1 \text{ m}^3 \text{ d}^{-1}$ の性平均呼吸率および2000時間の年間労働時間を仮定した時の年摂取限度(ALI)の摂取量をもたらすであらう、対象放射性核種の空気中放射能濃度(単位: Bq  $\text{m}^{-3}$ )である。DACは以下の式によって求められる。

$$\text{DAC} = \frac{\text{ALI}}{2300}$$

委員会はDACの利用を勧告しない。線量限度の遵守のためには、放射性核種の摂取だけではなく外部放射線にも起因する総線量が考慮されなければならないと考えられるからである。

線量係数 [Dose coefficient]

成人作業者の場合、線量係数は、臓器または組織 $T$ における単位摂取量あたりの積託等価線量 $H_T(50)$ または単位摂取量あたりの積託実効線

10

ける予測放射能内容量あたりの、もしくは1日あたりの排泄あたりの、積託実効線量または臓器 $r$ に対する積託等価線量を表す。

単位摂取量あたりの線量係数 [Dose per intake coefficient]。[線量係数] も参照

本報告書シリーズでは、放射性核種の単位摂取量あたりの積託実効線量 $\alpha(50)$ もしくは、放射性核種の単位摂取量あたりの組織または臓器 $r$ に対する積託等価線量 $H_T(50)$ であり、ここで、その期間にわたって線量が計算される線量積算期間は50年である。

実効線量、 $E$  [Effective dose]

ICRP (2007) における実効線量の一般定義に従って、実効線量は以下のように計算される。

$$E = \sum_{wt} \left[ H_T + H_{T,50} \right]$$

ここで、 $H_T$ および $H_{T,50}$ はそれぞれ、標準成人男性および標準成人女性の組織または臓器 $r$ に対する等価線量、 $w_T$ は標的組織 $T$ に関する組織加重係数であって、 $\sum w_T = 1$ である。この合計は、確率的影響の修飾に対して感受性が高いとみなされる、人体のあらゆる臓器および組織にわたって行われる。 $w_{\alpha}$ および $w_T$ は無次元量であるため、実効線量のSI単位は吸収線量の場合と同じ $1 \text{ kg}^{-1}$ であり、その固有名称はシーベルト(Sv)である。

骨内膜 (または骨内臓層) [Endosteum (or endosteal layer)]

骨梁海綿質領域の骨表面とすべての長骨の骨幹部内の髄腔の皮質表面を覆う厚さ50 $\mu\text{m}$ の層。これは放射線誘発骨がんにかかわる標的組織と見なされている。この標的領域は、Publication 26と30(ICRP, 1977, 1979) で以前に導入されていた標的領域である骨表面に代わるものである。この骨表面は、骨梁の表面と皮質骨のハブアース管の表面を覆う厚さ10 $\mu\text{m}$ の単一細胞層と定義されていた。

等価線量、 $H_T$  [Equivalent dose]

ある組織または臓器に対する等価線量は、以下のように定義される。

11

12

$$H_1 = \sum_{\alpha} w_{\alpha} D_{\alpha,1}$$

ここで、 $w_{\alpha}$  は放射線タイプ  $R$  の放射線加重係数であり、 $D_{\alpha,1}$  は標本成人男性または標本成人女性の組織または臓器  $\alpha$  における放射線タイプ  $R$  による臓器吸収線量である。 $w_{\alpha}$  は無次元量であるため、等価線量の SI 単位は吸収線量の値と同じ  $1 \text{ kg}^{-1}$  であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。

被ばく [Exposure]

照射にさらされている状態または状況。外部被ばくは体外の線源に起因する放射線被ばくであり、内部被ばくは体内の線源に起因する放射線被ばくである。

グレイ (Gy) [Gray]

吸収線量の SI 単位を表す固有名称 (1 Gy =  $1 \text{ J kg}^{-1}$ )。

不活性骨髄 [Inactive (bone) marrow]

活性骨髄とは対照的に、不活性骨髄は造血機能を有さない (すなわち、造血を直接担うものではない)。不活性骨髄は、黄色骨髄系の大部分の空間を占有する脂肪細胞によって黄色を呈する。

骨髄細胞密度 [Marrow cellularity]

造血機能を有するある骨における骨髄体積の割合。骨髄細胞密度の年齢に対する骨部位ごとの標準値は、Publication 70 (ICRP, 1995a) の表 41 に示されている。第一次近似としては、骨髄細胞密度は、1 から骨髄における脂肪割合を引いた値と見なすことができる。

平均吸収線量、 $D_{\text{kr}}$  [Mean absorbed dose]

13

臓器または組織における平均吸収線量から臓器等価線量を導き出すために用いられる。

赤色骨髄 [Red (bone) marrow]

「活性骨髄」を参照。

参考レベル [Reference level]

緊急時又は現存の制御可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量またはリスクのレベルに設定される値は、考慮されている被ばくの広範囲に見られる状況によって決まる。

標準男性と標準女性 (標準個人) [Reference Male and Reference Female (Reference Individual)]

放射線防護の目的のために ICRP によって定義された解剖学的および生理学的および生理学的特性を有する、理想化された男性または女性。

標準パラメータ値 [Reference parameter value]

線量評価計算において用いているのが妥当とみなされる、ICRP によって勧告されたパラメータ、係数または量の値。これらの値は固定されており、不確かさを持たない。

標準個人 [Reference Person]

標準男性の線量と標準女性の線量を平均化することによって、臓器および組織等価線量を計算するための、理想化されたヒト。標準個人の等価線量は、実効線量の計算に利用される。

標準ファントム [Reference phantom]

特定の臓器または組織細胞  $m$  における平均吸収線量は、以下の式によって求められる。

$$D_m = I m_T \int D \, dt$$

ここで、 $m_T$  はその臓器または組織の質量であり、 $D$  は質量要素  $dm$  における吸収線量である。平均吸収線量の SI 単位は  $\text{J kg}^{-1}$  であり、その固有名称はグレイ (Gy) である。

職業被ばく [Occupational exposure]

作業者が自らの業務の結果として受ける放射線被ばく。ICRP は「職業被ばく」の使用を、作業管理者の責任である合理的にみなされる状況の結果として作業で受ける放射線被ばくに限定している。

個人線量当量、 $H_{\text{TD}}$  [Personal dose equivalent]

人体上の特定の点の下の適切な深さ  $d$  における軟組織中の線量当量。個人線量当量の単位は  $\text{J kg}^{-1}$  である。個人線量当量の単位は  $\text{J kg}^{-1}$  であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。この特定の点は通常、個人線量計が装着される部位によって与えられる。実効線量の評価の場合には 10 mm の深さが勧告され、皮膚および目の水晶体に対する等価線量の評価の場合にはそれぞれ 0.07 mm および 3 mm の深さが勧告される。

防護量 [Protection quantity]

ICRP が放射線防護のために定義した量であって、全身と身体部分の両方の外部照射および放射性核種の摂取による等価放射線被ばく程度の定量化を可能にする量。

放射線加重係数、 $w_{\text{R}}$  [Radiation weighting factor]

放射線タイプ  $R$  の生物効果比を反映させるために当該放射線の臓器または組織吸収線量成分に乘じられる無次元の係数。これは、ある

14

Publication 89 (ICRP, 2002a) の中で定義された標準男性および標準女性に合理的に模倣された解剖学的特性を有する、Publication 110 (ICRP, 2009) の中で定義された人体のコンピュータファントム (医学画像データに基づく男性または女性のボクセルファントム)、標準作業者 [Reference Worker]

本報告書シリーズにおいて標準作業者について定義される、標準体内動態モデルおよび線量評価モデル (全身体内動態モデル、ヒト呼吸気道モデル、ヒト消化管モデル及び線量評価モデル) ならびにそれらのパラメータ値と結びつけられる成人標準人。標準作業者の体内動態モデルの構造およびパラメータ値は性別、年齢、人種およびその他の個人固有の特性によって変化しないが、性別固有モデルが利用可能な場合は標準男性パラメータ値に基づく。

シーベルト (Sv) [Sievert]

等価線量および実効線量の SI 単位 ( $\text{J kg}^{-1}$ ) を表す固有名称。

線源領域、 $r_s$  [Source region]

放射線種類を含有する人体の領域。この領域は、臓器、組織、消化管内容物または膀胱内容物である場合もあれば、骨格や呼吸気道などにおける組織の表面である場合もある。

比吸収割合、 $\Phi(r_1 \leftarrow r_s, E_{\alpha})$  [Specific absorbed fraction]

線源領域  $r_s$  内で放出される放射線  $R$  のエネルギー  $E_{\alpha}$  のうち、標的領域  $r_t$  の質量あたりで吸収される割合。

海綿質 [Spongiosa]

体軸および体腔骨質内にある骨皮質内にある骨皮質と骨髄組織活性、不活性の両方を含む組織を指す用語。海綿質は Publication 110 (ICRP 2009) の標準ファントムで定義されている 3 つの骨領域の 1 つである。残りの 2 つは、長骨の骨髄腔と皮質骨である。骨皮質、活性骨髄と不活性骨髄の相対的割合は骨格部位によって変わるため、海綿質の元素組成と質量密度は一定でなく、骨格部位によって変わ

15

16

<p>る [Publication 110 (ICRP, 2009) の付属書 B を参照。 (放射線加重) S 係数, <math>S_w(r \leftarrow r_s)</math> [S coefficient (radiation weighted)]</p> $S_w(r \leftarrow r_s) = \sum_{i=1}^n w_i \sum_{j=1}^m E_{ij} \phi(r \leftarrow r_s, E_{ij})$ <p>ここで、  <math>E_{ij}</math> は、その放射性核種の核変換において放出される放射線タイプ <math>R</math> の <math>i</math> 次放射線のエネルギーであり、単位はジュールである。  <math>Y_{ij}</math> は、核変換あたりの放射線タイプ <math>R</math> の <math>i</math> 次放射線の放出量 (Bq s) である。  <math>w_i</math> は、放射線タイプ <math>R</math> の放射線加重係数 (表 1.1) である。  <math>\phi(r \leftarrow r_s, E_{ij})</math> は、線源領域 <math>r_s</math> 内で放出される放射線タイプ <math>R</math> のエネルギー <math>E_{ij}</math> のうち、標的領域 <math>r</math> の質量あたりで吸収される割合として定義される。比較吸収合である (kg<sup>-1</sup>)。  このケースでは、成人の場合、時間 (年齢) に伴う解剖学的パラメータのいかなる変化も考慮されたいため、<math>S_w</math> は時間に関する仮定であり、その値は放射能 (Bq) あたりの等価線量率 (Sv s<sup>-1</sup>) または、標的領域における核変換 (Bq s) あたりの等価線量 (Sv) のいずれかを表すことに注意。</p> <p>標的領域, <math>r</math> [Target region]  放射線吸収線量を受ける人体の臓器領域または組織領域。  標的組織, <math>T</math> [Target tissue]</p> <p>実効線量における組織加重係数が割り当てられる、体内の臓器または組織 (用語解説における定義および表 1.2 を参照)。多くの場合、それぞれの標的組織 <math>T</math> は単一の標的領域 <math>r_T</math> に対応する。しかし、胸郭外気道、胸郭内気道、肺動脈、肺静脈の場合、2 つ以上の標的領域 <math>r_T</math> の分割加重が標的組織 <math>T</math> を定義する (表 3.5 および 3.7 節を参照)。</p>
---

17

55

<p>食物が消化される、口から肛門までの管。  消化管移行係数, <math>f_a</math> [Alimentary tract transfer factor]</p> <p>消化管に入る放射能のうち、血液に吸収される割合。放射性壊変による損失または当該消化管への放射能の内因性の流入を考慮に入れない。</p> <p>肺動脈-間質 (AI) 領域 [Alveolar-interstitial region]</p> <p>呼吸細気管支、胞状部を有する肺動脈および肺静脈ならびに間質結合組織からなる、呼吸気道の一部 (気道分岐 16 以降)。  空気力学的放射能中央径 (AMAD) [Activity median aerodynamic diameter] (「粒子数中央径」も参照)</p> <p>エアロゾル中の放射能の 50% は、空気力学的直径 (<math>d_{50}</math>) が AMAD を上回る粒子と関連する。沈着が主に慣性衝突と沈降に依存する場合、通常は AMAD がおよそ 0.3 <math>\mu\text{m}</math> を上回る時に使用される。  熱力学的放射能中央径 (AMTD) [Activity median thermodynamic diameter]</p> <p>エアロゾル中の放射能の 50% は、熱力学的直径 (<math>d_{th}</math>) が AMTD を上回る粒子と関連する。沈着が主に拡散に依存する場合、通常は空気力学的放射能中央径がおおよそ 0.3 <math>\mu\text{m}</math> を下回る時に使用される。</p> <p>基底細胞 [Basal cell]</p> <p>胸郭外および気管支上皮の基底膜に付着しており、表面に広がっていない立方形上皮細胞。</p> <p>血液 [Blood]</p> <p>体内動態モデルにおける通過コンパートメントに相当する。以前の ICRP 刊行物では、「通過コンパートメント」または「体液」とも呼ばれた。</p>
--

19

<p>組織加重係数, <math>w_T</math> [Tissue weighting factor]。[実効線量] も参照</p> <p>確率的影響に起因する放射線損傷全体に対する当該臓器または組織の相対的寄与を表現するために、ある臓器または組織 <math>r_T</math> に対する等価線量に加重される係数。これは以下のように定義される。</p> $\sum w_T = 1$ <p>作業員 [Worker]</p> <p>本報告書シリーズでは、常勤、非常勤または臨時雇用にかかわらず、雇用主のために作業し、職業上の放射線防護に關係する雇員および義務を認識しているあらゆる個人。</p> <p><b>体内動態モデルに関する用語</b></p> <p>吸収 [Absorption]</p> <p>メカニズムにかかわらず、血液への物質の移行。一般に、粒子の解離ならびに可溶性物質および粒子から解離した物質の血液への取り込みに適用する。</p> <p>空気力学的直径, <math>d_{ae}</math> [Aerodynamic diameter]</p> <p>着目する粒子と同じ空気中終末沈降速度を有する、単位密度 (1 g cm<sup>-3</sup>) の球の直径 (<math>\mu\text{m}</math>)。</p> <p>消化管 [Alimentary tract]</p>
---

18

<p>気管支領域 (BB) [Bronchial region]</p> <p>気管 (気道分岐 0) および気管支 (気道分岐 1~8) からなる、呼吸気道の一部。</p> <p>細気管支領域 (bb) [Bronchiolar region]</p> <p>細気管支および末端細気管支からなる、呼吸気道の一部 (気道分岐 9~15)。</p> <p>骨表面 [Bone surface]</p> <p>「骨内膜」を参照。</p> <p>クリアランス [Clearance]</p> <p>粒子輸送および血液への吸収による、呼吸気道からの物質の移行。</p> <p>粒子数中央径 (CMD) [Count median diameter] (「質量中央径」も参照)</p> <p>(たとえば、顕微鏡検査によって測定される試料中の粒子の (数の) 50% は、CMD を上回る直径を有する。</p> <p>コンパートメント [Compartment]</p> <p>本報告書シリーズでは、一次反応速度則によって特徴づけることができる、体内の放射性物質の数学的モデルと定義される。コンパート</p>
--

20

メントは、臓器 (たとえば、肝臓、臓器の部分 (たとえば、骨)、組織の部分 (たとえば、骨表面) または人体の他の物質 (たとえば、血液) と関連付けることができる。放射能は、コンパートメント内で均一に分布するとみなされる。沈着 [Deposition]

吸い込まれた空気中の物質のうち呼吸後に呼吸気道に残留する量を決定する初期過程を指す。物質の沈着は、吸気と呼吸の両方の過程で起こる。

内因性排泄 [Endogenous excretion]

血液から消化管への物質の排泄を明示するために用いられる用語であり、胆汁排泄および消化管壁を通じた物質の通過に適用する。

骨内膜 (または骨内層) [Endosteum (or endosteal layer)]

骨梁海綿領域の骨表面とすべての長骨の骨幹部内の髄腔の皮質表面を覆う厚さ 50µm の層。これは放射線誘発骨がんにかかわる標的組織と見なされている。この標的領域は、Publication 26 と 30(ICRP, 1977, 1979) で以前に導入されていた標的領域である骨表面に代わるものである。この骨表面は、骨梁の表面と皮質骨のハヴァース管の表面を覆う厚さ 10µm の単一細胞層と定義されていた。

外因性排泄 [Exogenous excretion]

吸収を伴わずに消化管を通り抜ける物質の (糞中) 排泄を明示するために用いられる用語。

肺郭外 (ET) 気道 [Extrabronchic airway]

前部鼻腔 (ET, 領域) および後部鼻腔、咽頭ならびに喉頭 (ET, 領域) からなる、呼吸気道の一部。咽頭の口腔部はヒト消化管モデルに含まれるため、ET, 領域の一部ではないことに注意。

(吸入摂取と関連した) 概く [Exposure (in the context of inhalation)]

エアロゾル中の物質の質量の 50% は、直径が MMD を上回る粒子と関連する。幾何標準偏差が  $\sigma_g$  である対数正規分布の場合、MMD は粒子数中央径 (CMD) から計算することができる。

$$MMD = CMD + 1 \exp\left(\ln \sigma_g\right)^2$$

物質の比放射能が一様である場合、MMD は放射能中央径 (AMD) に等しいことになる。エアロゾル中の放射能の 50% は、直径が AMD を上回る粒子と関連する。粒子の空気力学的直径に対する粒径の関係、したがって粒子から形成されるエアロゾルの空気力学的放射能中央径に對する AMD 及び CMD の関係は、粒子の密度および形状ならびに、それらの直径が測定された方法によって決まる (さらなる情報については A.3.3 節を参照)。

鼻呼吸者 [Nasal augmenter]

「睡眠」, 「静座」 および 「軽い運動」 の運動レベルにおいては完全に鼻で呼吸するが、「激しい運動」時には口鼻で (一部は鼻で、一部は口で) 呼吸する人。ほとんどの人はこの様式に依って呼吸するため、「鼻呼吸者 (normal nose breather)」としても知られる。標準作業者を含まれたすべての標準対象者は、鼻呼吸者と仮定される。

鼻呼吸者 [Normal nose breather]

「鼻呼吸者」を参照。

粒子輸送 [Particle transport]

物質を呼吸気道から消化管およびリンパ節へと移行する過程ならびに、物質を呼吸気道のある部分から別の部分に移動させる過程。

標準体内動態モデル [Reference biokinetic model]

ある人がさらされる放射性核種の空気中濃度 ( $Bq\ m^{-3}$ ) と被ばく時間の積、より一般的には、空気中濃度が時間とともに変化する場合は、被ばく時間におたつて積分される、ある人がさらされる放射性核種の空気中濃度の時間積分。

胃腸管における吸収割合,  $f_1$  [Fractional absorption in the gastrointestinal tract] (「消化管移行係数」も参照)

Publication 30 (ICRP, 1979a) の胃腸管モデルにおいて用いられた、消化管から血液に直接吸収される元素の割合。

ヒト消化管モデル (HATM) [Human Alimentary Tract Model]

経口摂取された物質の、ヒト消化管を通じた移動を記述するための体内動態モデル。Publication 100 (ICRP, 2006) で公表された。

ヒト呼吸気道モデル (HRIM) [Human Respiratory Tract Model]

吸入摂取された物質の、ヒト呼吸気道における沈着、移動および吸収を記述するための体内動態モデル。Publication 66 (ICRP, 1994a) で公表され、本報告書で更新された。

インハラビリティ [Inhalability]

吸気前に周辺空気の体積中に存在する粒子のうち、鼻および口に入る粒子の割合。

摂取 [Intake] (「取り込み」も参照)

環境から呼吸気道または胃腸管に入る放射性核種。急性摂取は、即時に起こるとみなされる。吸入摂取または経口摂取による単一の摂取として定義され、慢性摂取は、特定の期間におたつて続く摂取として定義される。

質量中央径 (MMD) [Mass median diameter] (「空気力学的放射能中央径」および「粒子数中央径」も参照)

本報告書シリーズにおいて、標準作業者に採用される体内動態モデルは、標準体内動態モデルは、人体のさまざまな臓器または組織における放射性核種の摂取、取り込み、分布および残留ならびに、さまざまな経路による人体からの排泄を記述するものである。

分泌細胞 [Secretory cell]

粘膜または腺液分泌物を有する非上皮性細胞。

皮下組織 [Subcutaneous tissue]

皮膚の直下に位置する硬質の繊維質組織。これには血管、結合組織、筋肉、脂肪および腸が含まれる。創傷からの取り込みとの関連では、皮下組織は、可溶性物質若しくは溶解物質の血液への移行又はリンパ管を越えて不溶性物質の移行前に放射性核種が保持されるであろう創傷部位における組織を表す。

ヒト呼吸気道モデルの気管支領域における標的領域 [Target region in the bronchial region of the Human Respiratory Tract Model]

表 3.3 を参照。他のそれぞれの領域の場合、特定される標的は一つだけであるため、固有の記号は必要とされない。BB<sub>nas</sub> は、基底細胞が分布する気管支領域における組織として定義され、BB<sub>es</sub> は、分泌細胞が分布する気管支領域における組織として定義される。

熱力学的直径,  $d_g$  [Thermodynamic diameter]

対象粒子と同じ空気中拡散係数を有する球状粒子の直径 (µm)。

肺郭内 (TH) 気道 [Thoracic airway]

気管支領域、細気管支領域および肺胞一門質領域を合わせたもの。

<p>通商コンパートメント [Transfer compartment]</p> <p>組織における沈着場所からの血液を通じた放射性物質の移動を考慮に入れるために、ICRP によって以前使用された体内動態モデルの多くに数学的値を上導入されたコンパートメント。</p> <p>呼吸気道から血液への吸収率に依って分類された、物質のタイプ [Types of materials, classified according to their rates of absorption from the respiratory tract into blood]</p> <p>タイプ F は、呼吸気道から血液に容易に吸収される沈着物質として定義される (速い吸収)。タイプ M は、呼吸気道から血液への吸収率が中程度の沈着物質として定義される (中位の吸収)。タイプ S は、呼吸気道において比較的不可溶性である沈着物質として定義される (遅い吸収)。タイプ V は、臓器表面の目的のために、呼吸気道から血液に瞬時に吸収されると仮定される沈着物質として定義される (特定のガスおよび蒸気のみ；非常に速い吸収)。</p> <p>取り込み [Uptake] (「(体内) 採取 (量)」も参照)</p> <p>呼吸気道若しくは消化管から又は皮膚を通じて血液に入る放射性能。</p>	<p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>内容量 [Content]</p> <p>特定の臓器、組織、人体における放射性物質の放射性能。</p> <p>決定しきい値 [Decision threshold]</p> <p>ある物理的影響 (たとえば、試料中の放射性核種の存在) を定量化する実測結果がそれを超える場合にはその物理的影響が存在することを示すことなしでもよい。測定量の測定値 (ISO, 2000a,b)。決定しきい値は、その物理的影響が存在しないという仮説とそれが存在するという対立仮説のいずれか 1 つに決めるための統計的検定の棄却限界値である。実測結果が棄却限界値を超える場合、これは、当該仮説が棄却されるべきであることを示すこととなる。統計的検定は、その仮説を誤って棄却する確率 (第一種過誤) が多くとも所定の値 <math>\alpha</math> に等しいように設計される。決定しきい値は、ある特定の測定結果が有意かどうかを決定するためにその測定後に評価される、事後的な量である。決定しきい値は、「最小有意放射性能」とも呼ばれる。</p> <p>誘導調査レベル (DIL) [Derived investigation level] (「調査レベル」も参照)</p> <p>調査レベルまたは別の一次的なレベルから導き出される。測定可能量の事前設定レベル。DIL は、個人または作業環境と関連するいかなる作業パラメータについても設定することができ。放射性核種の摂取に対する仮定の個人モニタリングの場合、DIL は測定された人体若しくは臓器/組織の放射性能、排せ物中の放射性能レベル、又は個人用エアサンプラによって測定された空気中濃度と関連する可能性が最も高い。</p> <p>検出限界 [Detection limit]</p> <p>その測定手順によって検出可能であるという特定の確率を保證する、測定量の最小の真の値 (ISO, 2000a,b)。検出限界は、次のように、</p>
--	---

<p>直接測定 [Direct measurement]</p> <p>取り込まれた放射性核種のあらゆる種類の体外計測 (すなわち、全身計測、肺計測、甲状腺計測など) を表示総称用語。</p> <p>排泄関数 [Excretion function]</p> <p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>排泄速度 (瞬間) [Excretion rate (instantaneous)]</p> <p>放射性核種が排せ物中に取り除かれる瞬間速度 (<math>Bq s^{-1}</math>)。</p> <p>調査レベル (IL) [Investigation level] (「誘導調査レベル」も参照)</p> <p>これを超えたら採取の原因または意味合いが調査されるべきである (ICRP, 1997b)。防護で表された事前設定レベル。IL は、個人または作業環境と関連するいかなる作業パラメータについても設定することができる。放射性核種の摂取に対する仮定の個人モニタリングの場合、それらは、測定された人体若しくは臓器/組織の放射性能レベル、又は個人用エアサンプラによって測定された空気中濃度と関連する可能性が最も高い。</p> <p>測定量 (M), [Measured quantity]</p>	<p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>しきいレベル [Threshold level]</p> <p>これを超えたら何らかの特定の対策または決定が行われるべきである。測定量の値、それを超えたら結果が記録されるべきであり、それより低い値は無視される記録レベルおよび、それを超えたらその結果の原因または意味合いが調査されるべきである調査レベルが含まれる。</p>
--	--

<p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>内容量 [Content]</p> <p>特定の臓器、組織、人体における放射性物質の放射性能。</p> <p>決定しきい値 [Decision threshold]</p> <p>ある物理的影響 (たとえば、試料中の放射性核種の存在) を定量化する実測結果がそれを超える場合にはその物理的影響が存在することを示すことなしでもよい。測定量の測定値 (ISO, 2000a,b)。決定しきい値は、その物理的影響が存在しないという仮説とそれが存在するという対立仮説のいずれか 1 つに決めるための統計的検定の棄却限界値である。実測結果が棄却限界値を超える場合、これは、当該仮説が棄却されるべきであることを示すこととなる。統計的検定は、その仮説を誤って棄却する確率 (第一種過誤) が多くとも所定の値 <math>\alpha</math> に等しいように設計される。決定しきい値は、ある特定の測定結果が有意かどうかを決定するためにその測定後に評価される、事後的な量である。決定しきい値は、「最小有意放射性能」とも呼ばれる。</p> <p>誘導調査レベル (DIL) [Derived investigation level] (「調査レベル」も参照)</p> <p>調査レベルまたは別の一次的なレベルから導き出される。測定可能量の事前設定レベル。DIL は、個人または作業環境と関連するいかなる作業パラメータについても設定することができ。放射性核種の摂取に対する仮定の個人モニタリングの場合、DIL は測定された人体若しくは臓器/組織の放射性能、排せ物中の放射性能レベル、又は個人用エアサンプラによって測定された空気中濃度と関連する可能性が最も高い。</p> <p>検出限界 [Detection limit]</p> <p>その測定手順によって検出可能であるという特定の確率を保證する、測定量の最小の真の値 (ISO, 2000a,b)。検出限界は、次のように、</p>	<p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>しきいレベル [Threshold level]</p> <p>これを超えたら何らかの特定の対策または決定が行われるべきである。測定量の値、それを超えたら結果が記録されるべきであり、それより低い値は無視される記録レベルおよび、それを超えたらその結果の原因または意味合いが調査されるべきである調査レベルが含まれる。</p>
---	--

<p>記録レベル [Recording level]</p> <p>これを超えたら結果が記録されるべきであり、これより低い値は無視される、事前設定レベル。</p> <p>標準バイオアッセイ関数 [Reference bioassay function]</p> <p>本報告書シリーズでは、時間 <math>t=0</math> における急性摂取に続く、体内の放射性能の時間推移 (残留関数) 又は尿中若しくは糞中に排泄される放射性能の時間推移 (排泄関数) を記述する標準体内動態モデルによって予測される、表にまとめられた一連の値 <math>m(t)</math> と定義される。残留関数 <math>m(t)</math> が摂取後の時間 <math>t</math> における人体、臓器または組織における放射性核種の予測放射性能を表すのに対して、排泄関数 <math>m(t)</math> は摂取後の時間 <math>t</math> における 24 時間分の排せ物試料中の放射性核種の予測放射性能を表す。本報告書シリーズでは、排せ物試料の採取期間の終了までの日数であり、試料採取期間中の放射性能変化は考慮される。</p> <p>残留関数 [Retention function]</p> <p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>しきいレベル [Threshold level]</p> <p>これを超えたら何らかの特定の対策または決定が行われるべきである。測定量の値、それを超えたら結果が記録されるべきであり、それより低い値は無視される記録レベルおよび、それを超えたらその結果の原因または意味合いが調査されるべきである調査レベルが含まれる。</p>	<p>取り込みのモニタリングの一次的な結果。測定量は、体外測定の場合には全身、臓器または組織における放射性核種の放射性能 (<math>Bq</math>) であり、インテグレーションの場合には排せ物試料中の放射性核種の放射性能である。多くの場合、24 時間分の試料が用いられる。</p> <p>記録レベル [Recording level]</p> <p>これを超えたら結果が記録されるべきであり、これより低い値は無視される、事前設定レベル。</p> <p>標準バイオアッセイ関数 [Reference bioassay function]</p> <p>本報告書シリーズでは、時間 <math>t=0</math> における急性摂取に続く、体内の放射性能の時間推移 (残留関数) 又は尿中若しくは糞中に排泄される放射性能の時間推移 (排泄関数) を記述する標準体内動態モデルによって予測される、表にまとめられた一連の値 <math>m(t)</math> と定義される。残留関数 <math>m(t)</math> が摂取後の時間 <math>t</math> における人体、臓器または組織における放射性核種の予測放射性能を表すのに対して、排泄関数 <math>m(t)</math> は摂取後の時間 <math>t</math> における 24 時間分の排せ物試料中の放射性核種の予測放射性能を表す。本報告書シリーズでは、排せ物試料の採取期間の終了までの日数であり、試料採取期間中の放射性能変化は考慮される。</p> <p>残留関数 [Retention function]</p> <p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>しきいレベル [Threshold level]</p> <p>これを超えたら何らかの特定の対策または決定が行われるべきである。測定量の値、それを超えたら結果が記録されるべきであり、それより低い値は無視される記録レベルおよび、それを超えたらその結果の原因または意味合いが調査されるべきである調査レベルが含まれる。</p>
--	---

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

## 1 緒言

### 1.1 本報告書シリーズの範囲

- (1) 放射性核種の職業上の摂取 (OIR) は、さまざまな産業、医療、教育および研究施設における日常的な作業の間起こることがある。それらは、放射性物質に関する異常事象の後にも起こることがある。施設または活動の評価は、施設または認可のため、作業者の放射線防護の最適化のため、作業時の放射線防護のため、並びに規制要件遵守の適応的検証のために不可欠である。
- (2) 放射性核種の摂取による職業上の内部被ばくは活動の評価は、施設または認可のため、作業者の放射線防護の最適化のため、作業時の放射線防護のため、並びに規制要件遵守の適応的検証のために不可欠である。
- (3) 放射性核種の摂取後、臓器および組織が受ける線量は長期にわたって続くため、等価線量および実効線量は長期にわたって蓄積される。結果として生じる量は、「累積線量」と呼ばれる。
- (4) 作業者の内部被ばくは、「累積実効線量」という防護量によって評価されるべきである。
- (5) 本報告書シリーズでは、包括的な一連の線量係数 (すなわち、単位摂取量あたりの累積実効線量および臓器または組織に対する累積実効線量) を提示し、単位内容あたりの線量の関数に関する値も提示する。単位内容あたりの線量の関数は、特定の時間において人体または所定の臓器における単位放射能内容もしくは1日あたりの非連続中の単位放射能を生じさせる単一の要因による。累積実効線量もしくは臓器または組織に対する累積等価線量である。
- (6) これらのデータは、予測的評価と部分的評価の両方にも用いてよい。部分的評価は、施設または行先の設計および計画段階において得られた、予測された放射性核種の被ばくに関する情報をを用いて、特定の活動に携わる作業者の摂取および結果として生じる線量の推定値を与える。これらの評価は、被ばく条件に関するデフォルトの仮定および、吸入エアロゾルの粒径分布や吸入摂取または経口摂取後の物質の吸収特性など、物質別の特性を記述するパラメータのデフォルト値を利用する。適応的評価は、個人線量記録を維持することにも規制要件の遵守を促進する目的で線量を評価するため、個人モニタリングおよび作業場モニタリングの結果を利用する。これらの評価では、状況次第では6章で説明するように、被ばくに関する固有の情報を活用してもよい。
- (7) 施設における職業上の作業者の個人被ばくは適応的に評価されるべきであり、記録線量の観点から記録し、報告されるべきである。一般的に、記録線量は、(a) 当該作業者の個人モニタリングの結果を用いて部分的評価の結果として決定される累積実効線量および、(b) 外部被ばくに関して測定された個人線量当量 (400, という2つの成分の合計である。2つの成分の成分は、個別に記録線量の部分と呼ばれ、報告される。『記録線量』という用語の使用は、この量の成分は用語解説に示されている用語の定義に従って正式に評価され、記録される、報告されるという事実を強調することが意図されている。

29

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

- (8) 本報告書シリーズには、線量係数の導出に用いられるICRPの標準モデルに関する詳細情報が含まれる。シリーズの最初の本報告書において提供される情報には、ICRPの標準ヒト呼吸道モデル (HRHM) (ICRP, 1994) に加えられる改訂の説明および、ICRPの標準ヒト消化管モデル (HATM) (ICRP, 2006) の概要が含まれる。シリーズの以後の報告書では、標準全身内動態モデルの構造およびパラメータ値の説明を提示する。
- (9) 本報告書では、モニタリング方法およびモニタリングプログラムの概要ならびにバイオセッセイデータの解釈に関する一般ガイダンスも提示する。シリーズの以後の報告書では、モニタリングプログラムの設計および立案のための放射性核種固有の情報ならびに、職業上の内部線量の適応的評価を提示する。
- (10) 本報告書シリーズにおいて提示される資料は、職業上の放射線防護の範囲を超えて適用されることを意図していない。そのような適用の一例は、臓器線量が組織反応を引き起こす可能性が認められる場合、また、被ばくは放射線防護を摂取するパラメータを吸収線量の規模の個人固有の再構築を必要とするかもしれない治療の場合のような、相当な放射線防護を必要とする場合である。そのようなケースでは、正式に評価された記録線量と臓器または組織における吸収線量の個人関連推定値によって補完されるべきである。そのような個人関連評価は、本報告書シリーズの範囲を超えるものである。
- (11) 一部の例外を除く状況においては、公衆被ばくが生じ、臓器または組織における吸収線量が組織反応に関するしきい値を下回るならば、本報告書シリーズにおいて提示される資料はバイオセッセイモニタリングプログラム (通常は全身および/または甲状腺モニタリング) に基づく) の立案ならびに公衆の成人構成員について得られたバイオセッセイモニタリングデータの解釈のために用いることができるだろう。

### 1.2 本報告書シリーズにおける防護量および線量係数

- (12) ICRP によって定義された防護量一価等価線量実効線量一は、ICRP勧告の適用の基礎である。実効線量の概念は、性別、年齢 (成人の場合)、解剖学、生理学や人種など、個人の身体関連パラメータに依存せず、個人の内部被ばくと外部被ばくの両者の特徴づけるために使える一つの量を提示するものである。広い適用性を達成するために、実効線量および等価線量は、生理学的パラメータ値の広範な平均化を用いた計算モデルを用いて定義される。具体的に言えば、Publication 89 (ICRP, 2002a) は標準個人重要なパラメータ (ヒトの臓器および組織の質量、ジオメトリおよび組成) を定義しているが、本報告書シリーズでは、関連する一連のICRP標準体内動態モデルを含めて、標準作業者 (ICRP, 1994b) の場合の関連パラメータを提示する。
- (13) 実効線量は個人固有の線量ではなく、むしろ特定の被ばく条件下での標準個人に対する線量である。一般的なケースでは、標準人は標準作業者 (ICRP, 1994b) の場合の成人構成員について得られたバイオセッセイモニタリングデータの解釈のために用いることができるだろう。

30

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

らびに、より新しいデータを考慮し、Publication 66 (ICRP, 1994) のHRHMの改訂版を用いて計算されている。HRHMに追加された改訂については、本報告書の3.2節および付録書Aで説明する。さらに、本報告書シリーズでは、さまざまな化学形態の元素およびそれら放射同位体の吸入摂取および経口摂取の後に血管への吸収に関する情報が提供される。選ばれたケースにおいては、これらのデータは物質別の動態を行うのに十分なものであると判断される。放射性核種の全体内動態に関する多くのモデルは改訂され、臓器・組織における取り込みと残留ならびに排泄を生理学的により現実的に表現するものである。

- (20) 線量係数の計算には、体内動態モデル、標準の生理学的データ、コンピュータソフトウェアおよび放射線輸送計算コードが用いられる (ICRP, 2007)。ICRPは、作業による個人の放射性核種の吸入摂取または経口摂取に対する線量係数を発行しており、臓器・組織に対する等価線量と実効線量のいずれも示している (ICRP, 1991, 2007)。この計算のステップ (図11) は、以下のように要約することができる。
  - 標準体内動態モデルの利用によって、標準作業者の人体臓器・組織における放射性核種の分布および滞留が、吸入または経口による摂取後の時間の関数として決定される。放射線防護の目的では、標準作業者のあらゆる体内動態パラメータは、性別、解剖学、生理学、人種およびその他の個人関連因子によって変化しないと仮定されるが、任意のモデルが利用可能ならば標準男性パラメータに基づき、それらの線源領域において、50年の期間内に起こる核変換 (放射線誘発) の総数が計算される。
  - それぞれの線源領域における標準線量に起因する、各臓器または組織における性固有の吸収線量を計算するために、男性および女性の標準コンピュータデータに基づき、線量評価モデルならびにモンテカルロ放射線輸送コードが用いられる。
  - 臓器または組織に対する性固有の等価線量を決定するために、放射線加重係数が適用される。
  - 性固有の累積等価線量は性平均される。
- (21) 本報告書シリーズにおいて用いられる計算手順の詳細は3.7節に述べ、

### 1.3 放射性核種の職業上の摂取に関する以前の報告書

- (22) Publication 30 (ICRP, 1979a,b, 1980, 1981, 1982a,b, 1988b) は、Publication 26 (ICRP, 1977) において刊行された勧告ならびにPublication 23 (ICRP, 1975) における解剖学的および生理学的データとを参照し、吸入摂取および経口摂取による放射性核種の摂取に関する作業者の線量係数および年線量当量 (ALI) の値を与えた。Publication 68 (ICRP, 1994b) は、Publication 66 (ICRP, 1991) における1990年勧告を受け、作業員について改訂された線量係数を提示した。これは、吸入摂取された放射性核種に対応するPublication 66

31

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

制作業者 (用語解説を参照) または特定年齢の公衆の標準構成員のみがけになりうる。

(14) 内部線量評価においては、等価線量または実効線量の直接評価を与えるいかなる実用線量も定義されていない。体内の放射性核種による等価線量または実効線量を評価するためには、別の方法が適用される。それらの方法は主として、さまざまな放射能測定および体内動態モデル (計算モデル) の適用に基づいている。

- (15) 本報告書シリーズでは、線量係数および単位内容あたりの線量の関数は標準作業員について提示される。これらのデータは、各々の放射性核種のさまざまな物理化学的形態およびさまざまなエアロゾル粒径分布に応じて提示される。経口摂取および吸入 (すなわち、血液への直接吸入) に関するデータのケースは、例外的な (例えば、汚染された皮膚上の物質の経口摂取) もしくは無傷または傷がある皮膚を通じた急速な吸収 (注入) のケースに対応するバイオセッセイデータの解釈を可能にするために提示される。
- (16) 最新の勧告 (ICRP, 2007) では、防護量の一般定義は変更されていないが、放射線加重係数および組織加重係数の変更、標準コンピュータソフトウェアの採用 (ICRP, 2009) や、新しい世代の標準体内動態モデルの開発など、放射線被ばくあたりの線量計算値に影響を及ぼす変更が行われている。

(17) 本報告書シリーズでは、Publication 30 (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1982a,b, 1988b) およびPublication 68 (ICRP, 1994b) に置き換わるOIRに対応する改訂された線量係数を提示する。バイオセッセイ測定値を解釈するためのデータも提示するが、それらはPublication 54と78 (ICRP, 1988a, 1997b) に置き換わることも、特定の放射性核種に関するバイオセッセイ測定の結果を解釈するために必要とされるあらゆる情報を単一のICRP刊行物として集約するものである。

(18) 本報告書シリーズの完全なデータセットは、電子附属書として提供される。印刷された報告書には、改訂された一連のデータおよび資料が含まれる。データは、各元素およびその放射性同位体ごとに標準ソフトウェアで提示される。表にまとめられた線量係数は、既知の放射性核種の摂取量から累積実効線量および臓器または組織に対する累積等価線量を決定するために用いられる。表にまとめられた単位内容あたりの線量の関数に関する値は、適切なバイオセッセイ量 (たとえば、全身または肺における放射性核種の放射能や、尿や糞に含まれる放射性核種の排泄) の測定から直接評価するために用いられる。同様に、図解形式で提示される体内または1日あたりの排泄物中の単位放射能あたりの放射性核種の放射能は、単一のバイオセッセイ測定に対する摂取量を評価するために用いられる。次に、累積線量は、表にまとめられた線量係数を用いて摂取量から評価される。各元素および放射性同位体について提供される情報の詳細は7章に示す。

- (19) 改訂された線量係数、単位内容あたりの線量の関数、Publication 100 (ICRP, 2006) のHATMな

の HRTM (ICRP, 1994b), Publication 70 (ICRP, 1995a) において更新された骨格に関する基本的な解剖学および生理学のデータ、そして Publication 56, 67, 69 および 71 (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c) に示された 31 元素の選られた同位体の改訂された全身内動態モデルを適用したものである。他の元素に対する体内動態モデルは Publication 30 (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) から採用され、肺腺癌に付随する癌細胞について線量推定値を改善するために明確な神経経路を追加することにより修正された。Publication 68 (ICRP, 1994b) は ALI を与える放射線種が、作業場における外部放射線及びあらゆる放射線種の種類に起因する全ての組織放射線被ばくを考慮に入れた必要を強調したためである。

(23) Publication 54 および 78 は、放射線種の吸入摂取および経口摂取に起因して生じる作業者の線量を推定するための、モニタリングプログラムの設計および結果の解釈に関するガイダンスを提供するものだった (ICRP, 1988a, 1997b)。このガイダンスは、バイオアッセイデータ (すなわち、人体および臓器の内容量ならびに 1 日あたりの尿中および糞中排排物の測定値) から摂取量および線量を評価すること、可能にするための数値データによりサポートされた。これらのデータは、作業場において曝露する可能性が高いものとして選ばれた幾つかの放射線種について提示された。単一摂取の大きさまたは日常モニタリングにおける測定値の予測値は、測定された放射線能力の放射線種の放射能により示された。その後、評価された摂取量から実効線量を計算するために標準化線量係数が用いられたのであった。

**1.4 等価線量および実効線量の計算に影響する Publication 103 における変更**

(24) Publication 103 (ICRP, 2007) において発表された 2007 年勧告では、等価線量と実効線量の概念および利用については変更されていないが、それらの計算において用いられる方法については、いくつかの改訂が加えられた。放射線加重係数および組織加重係数は、以前勧告された Publication 60 (ICRP, 1991) の値から変更された。光子、電子およびアルファ粒子に対する放射線加重係数 (w<sub>R</sub>) は変更されていない。このため、潜在的に異なる体内に分布する放射線種で唯一異なるのは中性子の場合である (表 11)。その変更内容は、追加されたデータが反映したものでなく、むしろ防護の目的のための放射線加重の適切に取扱いを再検討したことを反映したものである。中性子においてエネルギーの開放である階段関数 w<sub>R</sub> を修正したのは、実際には連続関数のみが用いられてきたという事実を反映したためである。連続関数の主な変更は、低エネルギーにおける w<sub>R</sub> 値の引き下げであり、これは二次光子による低い線エネルギー付与の寄与をより適切に反映するものである。また、高エネルギーにおける w<sub>R</sub> 値は、腫瘍に取替するに反して十分に合理的な根拠がある。

(25) Publication 103 (ICRP, 2007) において勧告された組織加重係数 (w<sub>T</sub>) の値を表 1.2 に示す。Publication 60 (ICRP, 1991) に示された値からの変更は、放射線種に関する知識の進歩を反映するものである。がんリスクに関する主なデータ源は、日本の原爆被害者の追跡調査によるものであり、バックグラウンドのがん罹患率が異なる 7 つの西洋人およびアジア人の集団の平均リスク推定値を導出するために

な線量評価、及び規制目的のための (線量限度の) 遵守の過渡的実証である。等価線量と実効線量の計算における性平均は、これまで男性特有の数学ファントムを使うことを暗に含んでいたが、現在では、成人男性および女性ファントムにおける等価線量の平均であることが明確に示されている。組織加重係数の導出における性別及び年齢の平均化は、絶対的防護における男女間、及び大人と子供間の違いを曖昧にするように加える。しかし、実際の防護は、男性と女性または異なる年齢グループについて個別に実効線量を計算することによって改善されることはないと思われる。そうすることはこれらの量の精度について誤解を与える可能性がある。

**1.5 本報告書シリーズにおいて導入される体内動態モデル**

(28) 個々の元素およびそれらの放射性同位体に対する体内動態モデルは、それぞれの線量評価における時間積分した放射能を決定することによって、所定の期間中 (通常、成人の場合は 50 年、子供の期間は 70 歳まで) に特定の組織、臓器または人体領域 (線源領域) 内で起こる原子核の壊変の総数を計算するために用いられる。線量評価モデルは、すべての放射線のエネルギーと放出率を考慮に入れて、それぞれ線源領域において起こる原子核の壊変 (簡易) におけるエネルギーの位置を計算するために用いられる (ICRP, 2008)。次に、簡易領域における簡易吸収線量 (単位：グレイ) は、線源領域において起こる線量の数、および簡易領域におけるエネルギー位置が分かれば計算することができる。

(29) 消化管および呼吸気道内の体内動態モデルは、結果的に血液への吸収およびまたは人体から失われることとなる。これらの器官内の放射線種の移動を定義するために用いられる。血液に吸収される放射線種の移動は、複雑さがさまざまな要素固有の全身モデルによって記述される。これらのモデルは、線量係数の導出とバイオアッセイデータの解釈の両方を要したものである。本報告書シリーズで用いられるモデルは以下に示すとおりであり、さらなる情報は 3 章で提供される。

**1.5.1 ヒト呼吸気道モデル**

(30) Publication 66 (ICRP, 1994a) に述べられている HRTM は、その発表以後に蓄積されたデータを考慮に入れるために本報告書において更新されているが、このモデルの基本的な特徴は変わっていない。放射性核種を含む吸入粒子は、肺野外 (ET)、気道 (ET)、気道 (ET)、肺腺癌 (BB) および呼吸支 (BB) において呼吸支 (BB) 気道、そして肺野外 (AD) 領域に沈着し、それぞれ部位における沈着量に基づいて能率に依存する (ICRP, 1994a, 2002b)。呼吸気道からの移行は、主として溶解および血液へ吸収すること、ならびに呼吸への粒子の輸送と、それに伴う消化管への吸入という異なるプロセスによって起こる。血液に吸収されるもしくは粒子輸送によって移行する割合は、物質の種類および溶解性、また放射性核種の放射線半減期に左右される。呼吸気道に関する ICRP モデルは、本書ではガスおよび蒸気にも、そしてランタン

用いられた (ICRP, 2007)。これらの新たな w<sub>T</sub> 値は、がん死亡率データではなく、罹患率データに基づいており、致死率や生活の質の低下および損失発生年数によって調整されている。遺伝的影響に対する重みづけは現状、疾患の理論上の平衡値ではなく最初の 2 世代における推定値に基づいている。2007 年勧告 (ICRP, 2007) における w<sub>T</sub> 値の主な変更は、乳野についての引き上げ (0.05 から 0.12 へ)、生殖腺についての引き下げ (0.2 から 0.08 へ)、そしてより大きな「狭い」臓器および組織を含めたこと (0.05 から 0.12 へ) である。残りの組織の線量は現状、性別ごとに 13 の臓器および組織に対する線量の算術平均として計算される (表 1.2)。組織加重係数は引き継ぎ、性別およびあらゆる年齢における平均値である。

(36) 2007 年勧告 (ICRP, 2007) において導入されたさらなる重要な変更は、外部および内部線源による線量は人体の標準コンピュートファントム (ICRP, 2009) を用いて計算される、ということである。過去に委員会は、特定のファントムを指定せず、両性特有の医療的性質による線量 (MIRD) タイプのファントム (Snyder ら, 1969)、Kramer ら (1982) の性別モデルや, Csicsy と Eckerman (1987) の年齢別ファントムなどいろいろな数学的ファントムを使用してきた。年齢の人の医学画像データから構築されるボクセルモデルは、数学 (または定量化された) ファントムにおいて与えられるものよりも現実に近い人体構造を与える。したがって、ICRP は、内部被ばくと外部被ばくのいずれについても体内の線量分布の計算において用いられるべき標準ファントムを定義するためにボクセルコンピュートファントム (ICRP) を採用することを決定している。Publication 100 (ICRP, 2009) において説明されているこれらのモデル (すなわちコンピュートファントム) は、標準成人男性および標準成人女性を表す。これらは特に、2007 年勧告 (ICRP, 2007) による実効線量の概念に対応する放射線防護の計算のために設計されている。臓器および組織に対する等価線量 H<sub>E</sub> は標準成人男性と標準成人女性について独立に計算され、その後実効線量 E の計算において平均される。すなわち、

$$E = \sum w_T \left[ \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right]$$

ここで:

$$H_T^M = \sum w_R D_{TR} \quad (\text{男性})$$

$$H_T^F = \sum w_R D_{TR} \quad (\text{女性})$$

(27) Publication 103 (ICRP, 2007) では、実効線量は標準値に基づく防護量として用いることが意図されており、特定の個人ではなくむしろ標準人に関連したものであることが明確にされている。実効線量の主な利用は、放射線防護における計画防護のための予測的

およびその放射性子孫核種の吸入摂取にも適用される。

(31) 血液への吸収について、本報告書で導入された主な変更は以下のとおりである。

- タイプ F, M および S の吸収ファクトル値の再定義; タイプ M および S における急速溶解割合 (f<sub>d</sub>) の値を、それぞれ 0.1 および 0.001 から 0.2 および 0.01 に引き上げ、それとともに急速溶解率 (k<sub>d</sub>) の値を、100 d<sup>-1</sup> から、タイプ M および S において 3 d<sup>-1</sup>, タイプ F において 30 d<sup>-1</sup> とする引き下げ。
- 十分な情報が利用可能な選ばれたケースにおける、f<sub>d</sub>, k<sub>d</sub> および急速溶解率 (k<sub>d</sub>) の物質別のパラメータ値 (たとえば、ウランの形態)。
- 十分な情報が利用可能な場合、元素固有値 s<sub>f</sub> ならびに結合状態パラメータ k<sub>1</sub> および s<sub>1</sub>。
- 可溶性および反応性呼吸気道に沈着する割合によって定義されるガスおよび蒸気の取り扱いは、デフォルトの仮定として、100% の沈着 (20% は ETs, 10% は BB, 20% は bb および 50% は AI) およびタイプ F の吸収である。Publication 66 (ICRP, 1994a) に述べられている SR.0, -1, -2 の分類は有用ではないことがわかっており、もはや用いられない。

- (32) 粒子輸送によるクリアランスについては、主たる変更は以下のとおりである。
- 最近のヒトを対象とした実験的研究に基づいた、前部領域から後部領域への移行を含む、鼻腔からのより現実的なクリアランス。
  - 最近ヒトを対象とした実験的研究に基づいた、気管支樹からの低速粒子のクリアランスの特性の改訂。これは現在、気管支樹の全体における滞留に依存する現象ではなく、細気管支においてのみ起こることと仮定される。
  - 不溶性 <sup>239</sup>Pu および <sup>238</sup>Pu の二酸化アルミニウムにさらされた作業者の長期追跡調査を含む最近のデータに基づいた、モデル構造の改訂を伴う肺の AI 領域における、より長期間の滞留。

**1.5.2 ヒト消化管モデル**

(33) Publication 66 (ICRP, 1994a) の胃腸管モデルは、Publication 100 (ICRP, 2006) に述べられている HATM に基づいて置き換えられている。この HATM の主たる特徴は、以下のように要約できる。

- ある程度の消化管滞留すなわち、口腔、食道、胃、小腸、右結腸、左結腸および盲腸・S 字結腸 (S 字結腸および盲腸) を含める。
- ある程度およびその放射性同位体の血液への吸収は、小腸においてのみ起こる (すなわち、総吸収割合 f<sub>ab</sub> は小腸からの吸収割合 f<sub>ab</sub> に等しい) というデフォルトの仮定。利用できる情報がある場合、他の領域における吸収を考慮できるモデル構造。



- 利用できる情報がある場合、消化管領域の腸の粘膜組織および骨への移行を考慮できるモデル構造。
  - 消化管のそれぞれ領域内のがん発生に関する標的領域位置の明確な指定。
- (34) *Publication 109* (ICRP, 2006) では、消化管の部位毎の幹細胞層への電子およびアルファ粒子に対する吸収割合暫定値を示している。本報告書の一環として、両方の粒子タイプ、また内容物と壁の両方の線源について新たな計算が行われている。小腸内の領域については、分割の折り重なりに関する新しいモデルが導入されている。さらなる詳細は表 20.16 に示される。

### 1.5.3 全身モデル

- (35) 全身モデルは、全身性腫瘍に達してからの体内の放射性核種の時間依存分布および残留ならびに、人体からのその排泄について記述している。呼吸気道および消化管における放射性核種の挙動を記述する ICRP の現在のおよび過去の体内動態モデルとは対照的に、ICRP の全身モデルは概して、パラメータ値だけでなくモデル構造についても元素固有のものである。すべての潜在的に重要な全身の貯蔵される場所、及び放射線防護において対象となるすべての元素の移行経路を表現する単一の引用モデル構造は、複雑すぎるために採用にはそれほど役立たないだろう。しかし、以前の ICRP 報告書では、体内における挙動が定性的に同様のことが知られており（または予想されており）、一般的には化学種である元素フルオールの全身体内動態を扱うために、汎用モデル構造が用いられてきた。例えば、*Publication 20* (ICRP, 1973) は、アルカリ土類金属のカルシウム、ストロンチウム、バリウムおよびラジウムについて汎用モデル構造を導入したが、ほとんどのモデルパラメータについては元素固有の値を提示した。*Publication 30* の第 1-3 部 (ICRP, 1979a, 1980, 1981) では、アルミニウムについて開発されたモデルが、モデル構造だけでなくパラメータ値も含めて、ほとんどのアクチノイド元素に適用された。汎用全身モデル構造の利用は、放射性核種の摂取による公衆の健康に対する ICRP 報告書の中で増加しており (ICRP, 1993, 1995b,c)、本報告書においてさらに拡大されている。これは全身体内動態モデルの開発、記述および引用を容易にするからである。重要な進歩として、データの利用が可能になること、臓器アッセイデータの解釈に生理学的にいっそう現実的なモデルとなってきたため、それらのモデルは線量係数の計算だけでなくバイオアッセイデータの解釈にも適用できる、ということである。

### 1.5.4 放射性子孫核種の取り回しに関するルール

- (36) 放射性核種によって一連の放射性核種を生じる放射性核種（「親」核種と呼ばれる）に対する線量係数は、親核種の摂取後に体内

ICRP Publication 133 としして発行済み

トするコードの利用を必要とする。本報告書シリーズで提供されるデータは、改訂された機変データ (ICRP, 2008)、医学画像データ (ICRP, 2008)、医学画像データに基づいた成人男性および成人女性の ICRP 標準コンヒューアファントム (ICRP, 2009)、十分に確立されたモンテカルロコード (Telowitz, 2008; Kawrakow et al., 2009; Nita et al., 2010) を用いて計算されている。

- (40) 放射性核種は、臓器全体（例えば、肝臓）又はある組織内の層（例えば、骨表面）に存在し得るが、全ての線量計算において、放射性核種は線源領域の全体に均一に分布すると仮定される。同様に、標的細胞は、臓器全体から細胞層までサイズが異なる層の領域全体に渡って均一に分布すると仮定され、線源領域と標的領域の間の「クロスファヤール」放射線による線量は、透過性の放射線によって重要である。「非透過性」のアルファおよびベータ粒子放射線について、ほとんどの場合、エネルギーはその放射性核種が住する組織にほぼとどめて滞留する。光子および電子輸送は、線量と標的のほとんどの組みあわせにおいて起こる。さらには、多数の重要なケースにおけるアルファおよびベータ放出については、特別な配慮が考慮される。これらには以下のようなものがある。

- 気道中の放射性核種からの呼吸気道の気道壁における標的細胞に対する線量 (ICRP, 1994a)
- 管腔中の放射性核種からの消化管における標的細胞に対する線量 (ICRP, 2006)
- 骨表面および骨髄内の放射性核種からの骨表面（骨膜）および骨髄の骨髄に隣接する細胞に対する線量

### 1.6.1 機変データ, *Publication 107*

線量計算のための基本的要求は、半減期、機変モード、そして放射性核種およびそれらの子孫核種によって放出されるさまざまな放射線のエネルギーと放出率に関する情報である (Eckerman et al., 1994; Endo et al., 2003, 2005)。本報告書における計算では、*Publication 107* (ICRP, 2008) において提供されている機変データをを用いる。同引用物は *Publication 38* (ICRP, 1983) に置き換わるものであり、97 元素 1252 放射性同位体の放射線放出に関するデータを提供している CD-ROM を付属した説明文からなる。冊子番号が 101 未満の元素の放射性同位体は、それらの半減期が 1 分を上回る場合又はそれらが選ばれた放射性核種の子孫核種である場合、並びに基礎的な機変データがそれらの放出の意味ある分析を可能にする場合に、*Publication 107* (ICRP, 2008) に採り入れられた。CD-ROM の利用は、放出される放射線と、オージェ電子および自己分裂放射線の完全なリスト化を可能にしている。提供されているリストには、放出される放射線のエネルギーおよび強度、ベータ、中性子ならびにオージェ電子とアルファ粒子 (CK) 電子スペクトル、自己分裂放射線およびアルファ反跳、半減期、分岐機変および系列；そしてカットオフなしの放出率が含まれている。

で生成される放射性子孫核種による線量が含まれる。この線量係数は、子孫核種の体内動態に関する仮定に強く左右される可能性がある。本報告書シリーズでは、放射性機変によって体内で生成される子孫核種の運動について、以下のような仮定をしている。

- (37) 貴ガス (希ガス) を除くあらゆる放射性核種の場合：
- 吸入摂取された核種の、呼吸気道から血液への吸収を記述するパラメータ値は、呼吸気道において形成される機変系列のすべての機変核種に適用される。
  - 全身コンパートメントにおいて機変によって生成される、もしくは呼吸気道または消化管において機変により生成された後に血液に吸収される子孫核種は、本報告書シリーズの以後の節で示される、親核種に関する元素の節内で定義する。いくつかの例外はあるが、概して子孫核種の全身体内動態は親核種とは無関係であると仮定される。その機変核種がすべて同じ元素の同位体である機変系列の場合、その子孫核種には人体の全体にわたって親核種と同じ動態が割り当てられる。
  - 親核種の経口摂取後に（小腸またはより上流のコンパートメント内の）消化管内内容物における機変によって生成される子孫核種、もしくは腸管コンパートメントにおいて生成された後に消化管内内容物に移行する子孫核種に対する、デフォルトの吸収割合  $f_a$  は、親核種として経口摂取されるときに当該子孫核種の  $f_a$  の標準値である。放射性核種が異なる化学的形態または物理的形態に対して経口摂取されるとき、 $f_a$  の標準値を調整する必要がある。放射性核種が異なる化学的形態または物理的形態に対して経口摂取された後、 $f_a$  の標準値は、提示された最大の標準値である。
  - 親核種の吸入摂取後に呼吸気道において生成される、もしくは呼吸気道から消化管へ放射能が移行した後に消化管において生成される、子孫核種の既定の吸収割合  $f_a$  は、吸入摂取された物質のうち、割り当てられた吸収タイプにおける急速溶解の割合 ( $f_d$ ) と、親核種として経口摂取されるときに当該子孫核種の  $f_a$  の標準値の積である。親核種として経口摂取された場合、 $f_a$  のデフォルト値は、当該吸収タイプの場合の  $f_a$  と、提示された最大の標準値の積である。
  - (38) 放射性機変によって呼吸気道モデルおよび消化管モデルのコンパートメントにおいて生成される貴ガス (希ガス) は、血液コンパートメントへの移行および呼吸気道モデルと消化管モデルのコンパートメント間の移行を伴わずに、これらのコンパートメントから  $100 \text{ d}^{-1}$  の速度で直接機変へと排出されると推測される。体内で形成されるそのような貴ガス (希ガス) の子孫核種は、37 項に述べたルールに従って仮定される。

### 1.6 本報告書シリーズにおいて導入される線量評価

- (39) 線量計算は、機変データ、ヒト解剖学を描写する人体形状ファントムならびに、体内の放射線輸送とエネルギー一次普をシミュレート

(42) 本報告書シリーズでは、半減期が 10 分以上の、*Publication 107* (ICRP, 2008) に含まれているほとんどのすべての放射性核種およびその他の選ばれた放射性核種について、線量係数およびバイオアッセイ閾値が提示される。機変系列を有する放射性核種については、半減期が 10 分以上の全ての親核種が含まれるが、娘核種の半減期についてはいかなる制約も定めない。

### 1.6.2 成人標準コンヒューアファントム, *Publication 110*

(43) 従来、ヒト解剖学の定量化されたコンヒューアファントムが、外部被ばく内部被ばく両方の放射線防護のための線量係数の計算に用いられてきた。これらのファントムは、標本人の体内臓器の解剖学的構造および外側の体表面を描写するために数学的表現方程式を用いて構築されており (Christy, 1980; Grist and Eckerman, 1987)、したがって解剖学的リアリズムを捉える能力は限られている。放射線輸送シミュレーションのための代替形式として、ボクセルファントムは、コンピュータ断層撮影法 (CT) または磁気共鳴断層撮影法から得られる、実際の個人のセグメント化された断層撮影データに基づいている (Zank et al., 2002, 2003, 2007)。上記のように、2007 年報告 (ICRP, 2007) は、内部と外部両方の放射線源に対する線量係数の改訂のために現実的な解剖学的モデルの利用を採用した。*Publication 110* (ICRP, 2009) は、標本人男性および成人女性コンヒューアファントムの開発および限定的な目的について述べている。これらの標準ファントムは、その身体および体重が標準値と異く一致する 2 人の個人のボクセルモデルの修正を経て構築された。その報告書は、このプロセスのために用いられた方法および結果として得られたファントムの解剖学的およびコンピュータ的性質について述べている。

(44) 標本人男性および成人女性コンヒューアファントムは、放射線輸送およびエネルギー伝送をシミュレートするコードとともに、ある臓器または組織  $D_i$  における平均吸収線量  $D_i$  の算出のために用いることができ、そこから引き続き細胞線量および実効線量を計算することができる。

### 1.6.3 骨格線量評価における進歩

(45) 本報告書では、内在する放射性核種から放出される全ての放射線—ベータ粒子、電子、アルファ粒子、光子および中性子（例えば、自己分裂による）—について、*Publication 30* (ICRP, 1979a) の骨格線量評価モデルが大幅に更新されている。*Publication 30* のモデルに対する改良には、粒子エネルギー、*骨格線量* および骨固有有機質微小構造に対する吸収割合依存性のより精密な取り扱いが含まれる。放射線輸送シミュレーションのために、骨格画像の 2 つの標準セットが定められた。第一のセットは、40 歳の男性死体から採取された約 38 の骨格部位の 1 mm サイズの断片 CT 画像を含むものだった (Houghton et al., 2010)。これらの画像は、皮膚骨、軟骨組織および骨格の骨格部別体積割合を定めるために、また粒子輸送に関する巨視的幾何学モデルとして使立するために用いられた。第二のセットは、骨質および骨髄組織の

体積割合を定めたため、また粒子輸送に関する幾何的幾何モデルとして役立つために、梁状核物質コア試料の30µm マイクロ CT 画像を含むものだった。画像セットは、内部放出による電子の対面像放射線輸送計算において組み合わされた (Shah et al., 2005)。線源組織は、骨髄 (活性および不活性)、ミネラル骨表面 (骨梁および皮質骨) ならびにミネラル骨本体 (骨梁および皮質骨) であった。考慮された標的細胞は、活性骨髄 (造血幹細胞および前駆細胞の代謝組織) ならびに、骨髄内臓の成り立った50µm モデル (骨髄幹細胞の代謝組織) (骨髄細胞) であった。(骨内臓を参照)。内臓内臓の骨髄細胞が発生させる反照率の吸収割合は、Jokisch et al. (2011a,b) に示されている経路長ベースの輸送アルゴリズムに基づいて定められた。内部放出による中性子および中性子骨髄および骨内臓への吸収割合の値は、*Publication 110* による標準成人男性および標準成人女性のボクセルファラントム (ICRP, 2009) の活線量および制御領域内のエネルギー依存性フルエンシスをまず計算し、次にフルエンシス-吸収線量定数関数 (DRF) を適用することによって取得された。これらの光子および中性子骨髄 DRF の導出に関するさらなる詳細は、*Publication 116* (ICRP, 2010) の付属書 D および E だけでなく、Johnson et al. (2011) および Bahaduri et al. (2011) にそれぞれ見られる。

### 1.7. バイオアクセスゲートの解説

(46) 一般的に適用されるバイオアクセスゲートの線量評価体系は、直接測定 (例えば、発がんまたは特定の臓器及び組織の外傷性モニタリング) 又は間接測定 (例えば、尿、糞または環境試料) のどちらかからの放射性核種の排泄量に依存している。放射性核種の排泄に関するこれらの測定値は ICRP によって報告されており、これらの値は排泄量を推定するために利用できる (ICRP, 1979)。ただし、いかなる排泄に関する予測値も、ICRP によって報告されたもしくは ICRP が報告する方法論を用いて決定された適切な線量係数を用いて計算される。場合によっては、この問題は、線量の正式な評価だけでなく、放射性核種の排泄量の評価も要求するデータは、この目的にも役立つ。

(47) Berkowski et al. (2003a) によって論じられているように、バイオアクセス測定値を採取時間と関連づける関数を用いて、排泄有効線量をそれらの測定値から直接計算することが可能である。このアプローチの主な利点は、モニターは線量を評価するために排泄量の計算という中間ステップを実施しないということである。これは、ある特定の体内動態モデルおよびそのモデルの別の (以前のまたはより新しい) パラメータから導き出された線量係数によって計算されたバイオアクセス関数を用いるというリスクを排除する。これは、相互比較における計算の違いのある問題であることが示されている (IAEA, 2007)。

(48) 2つのアプローチが採用されるように、評価された線量係数の化学形について、[内容量あたりの線量係数] は、採取後の幅広い測定時間に対応する。Berkowski et al. (2003a) は、多数の放射性核種の化学形について、[内容量あたりの線量係数] は、採取後の幅広い測定時間に対応する。

では、有効なモニタリングプログラムのための要求事項について論じるとともに、単一のまたは複数の測定におけるデータの取扱いは、アプローチを要約する。バイオアクセス測定結果の解釈のための体内動態モデルの利用と関連する不確かさが検討される。

(51) 7章では、本報告書シリーズの後の「**補**」に含まれる情報の**タイプ**の簡潔な開陳を提示する。すなわち、体内動態データ；線量係数；そして個々の要素およびそれらの放射性核種に関するバイオアクセス解釈のためのデータである。それぞれの要素の項では、線量係数 [放射線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>)]；及び標準バイオアクセス関数 [吸入摂取または経口摂取の予期放射線量あたりの組織に対する予期等価線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>)]；内容量あたりの線量係数 [全身または所定の臓器における予期放射線量あたりの組織に対する予期放射線量あたりの予期放射線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>)]；及び標準バイオアクセス関数 [吸入摂取または経口摂取による単位摂取 (すなわち、1 Bq) 後のさまざまな時間における有効線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>)]；及び標準バイオアクセス関数 [吸入摂取または経口摂取による単位摂取 (すなわち、1 Bq) 後のさまざまな時間における線量係数] および標準バイオアクセス関数が計算される。

(54) 印刷された報告書に提示されるデータは、摂取量あたりの予期有効線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>) の表、内容量あたりの予期有効線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>) の表、そして標準バイオアクセス関数に関するグラフに限られる。データは、最も一般的な向位体のあらゆる吸収タイプ、ならびに 5 µm の AMAD について提示される。十分な情報が利用可能なケースでは (主としてアクチノイド元素について)、異なる化学形について肺吸収率が明示され、それに応じて線量係数およびバイオアクセス関数が計算される。

(55) 本報告書シリーズに付属する電子付属文書は、*Publication 107* (ICRP, 2008) に示されたほとんどの向位体並びにさまざまな**物理化学的形態**およびエアロゾルの AMAD について、予期有効線量係数および予期等価線量係数および予期放射線量あたりの線量係数、そして標準バイオアクセス関数の包括的なセットを含む。経口摂取による取り込みおよび血液への直接注入に関するデータも与えられ、電子付属文書は、ユーザーが直接または付随するデータビューの利用によってアクセスすることのできる一連のデータファイルとして、線量係数およびその他の放射性核種固有データを提供する。データビューは、データセットの迅速な閲覧ならびに、採取後の期間の関数としての内容量あたりの線量係数または線量あたりの予測放射線量 (Bq Sv<sup>-1</sup>) の時系列グラフなど、図表形式でのデータの視覚化を可能にする。

### 2. 放射性核種の内部線量係数に基づくモニタリングおよび評価

#### 2.1 作業量の線量の評価

(56) 職業被ばくにおいては、線量は外部放射線測定と内部放射線測定の両方から受けることがしばしばある。外部被ばくの測定の目的の場合、個人モニタリングは通常、個人線量計を用いて個人線量当量を測定し、この測定値を実効線量の推定値とみなすことによって、

る吸入摂取された粒径の選択にほとんど影響されないことを示した。したがって、そのような状況では、エアロゾルの適切な AMAD に関する特定の情報の必要性は生じないかもしれない。同様に、内容量あたりの線量係数の関数は、採取後の特定範囲の測定時間に対して、関与する特定の化学形に対する吸収タイプの選択に影響しないかもしれない。最も適切な測定データの種類および採取時間の定義においては、注意がなお必要とされる。

(49) 測定値が実効線量に変換するために寄与する臓器線量と直接関連する場合 (例えば、肺線量が実効線量を支配する、不溶性<sup>60</sup>Co化合物の吸入摂取後の肺残留測定の場合)、バイオアクセス測定から評価される実効線量は、パラメータの選択に対して比較的影響を受けない。しかし、肺線量が実効線量に変換するために寄与する場合には線量係数が用いられる場合など、測定値が実効線量と密接に関連しない場合には、パラメータ値に対する影響はるかに高いかもしれない。そのようなケースの場合、尿モニタリングの結果は全身の臓器に対する線量の信頼できる尺度を提供しうるが、評価された肺線量は吸入パラメータ値の選択に影響を受ける。一例は、不溶性ウラン化合物の吸入摂取後の尿モニタリングデータからの実効線量の評価である。

#### 1.8 報告書の構成

(50) 本報告書シリーズは、吸入摂取および経口摂取による OIR に対する改訂された線量係数を提供し、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) および *Publication 68* (ICRP, 1994b) に置き換わる。また、*Publication 54* および 78 (ICRP, 1988a, 1997b) に置き換わる。バイオアクセス測定値の解釈のためのデータも提供される。

(51) 本報告書の 2 章は、放射性核種への職業被ばくの管理に対する線量限度および線量拘束の適用について論じている。また、規則上の要件の防止を確保するために設計されるモニタリングプログラムの目的および要件の要点も述べる。3 章では、線量係数およびバイオアクセス関数を計算するために用いられる体内動態モデルおよび線量評価モデルの概要を示す。*Publication 60* の HRTM (ICRP, 1994a) に加えられ、変更を説明し、*Publication 100* の HATM (ICRP, 2006) の主な特徴について述べる。3 章では、元素およびそれらの放射性同位体の全身体内動態を記述するために本報告書シリーズで用いられるモデルの概観も提示する。線量評価モデルおよび ICRP の計算方法論についても説明する。

(52) 個人モニタリング方法の説明は、4 章に示される。同章では、作業場モニタリングだけでなく、体外計測並びに排泄物およびその他の生体物質の分析も取り上げる。モニタリングプログラムの設計に関する一般原則、プログラムのタイプおよびモニタリング要件は、5 章に要約される。また、個人モニタリングは、医学的介入の潜在的な影響も簡潔に扱われる。測定的線量評価の一般的な側面は、6 章において考察される。同章では、被ばく状況および扱われている放射性核種ならびにそれらの**物理化学的形態**を理解する必要性について考察する。同章

実施される (ICRP, 2010)。内部被ばくの測定の評価の場合、予期放射線量は、体内、バイオアクセス試料中もしくは作業場内の放射性核種の放射線測定値から決定される。

(57) 1.1 節に示したように、作業者の総線量  $E$  は、以下のように推定されるべきである。

$$E \approx I_d(10) + E_{50} \quad (2.1)$$

ここで、 $I_d(10)$  は測定された個人線量当量であり (外部被ばく)、 $E_{50}$  は以下の式によって評価される。内部被ばくによる予期放射線量である。

$$E_{50} = \sum_{j=1}^n I_{in}(50) \cdot I_{in} + \sum_{j=1}^m I_{in}(50) \cdot I_{in} \quad (2.2)$$

ここで、 $i(50)$  は、放射性核種  $j$  の吸入摂取 (inh) および/または経口摂取 (ing) による予期期間 50 年の線量係数 (単位摂取量あたりの予期実効線量, Sv Bq<sup>-1</sup>) である。摂取量  $I_j$  (Bq) は、1 つのまたはいくつかの放射性核種  $j$  に対応する場合がある。

#### 2.2 モニタリングの目的

(58) 放射性核種の内部被ばくモニタリングの目的は、当該作業者が放射線リスクに対して十分に防護されていること、また、提供された測定値に使用されることを検証し記録することである。作業者の内部被ばくのモニタリングは、個人モニタリングと作業場モニタリングの 2 つのタイプの間に別れている。

(59) 内部被ばくの個人モニタリングには、必要ならば他の線量計測量とともに、その記録線量の評価のために個々の作業者について行う測定値を利用する。計画状況および現存状況における個人モニタリングの主たる目的は、以下のとおりである。

- 作業者の記録線量を評価するとともに規則要件の遵守を裏付けること；および
  - 施設内の職業の安全管理および制御に寄与すること
- (60) 緊急時状況における個人モニタリングの主たる目的は、以下のとおりである。

放射線作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定値

- 記録簿によって、また、適切な場合は、有意に被ばくした臓器または組織における吸収線量によって、作業員の被ばくを記録すること  
および
  - あらゆる適切な健康監視および治療についての開始および支援のための情報を提供すること
- (61) 通常、年線量が比較的低い場合には、特定の線量評価および/または被ばくの情報も重点を置くことが必要になる。
- (62) 作業場に関する情報とともに、測定により、それぞれの放射線種が特定され、その放射線が定量化される必要がある。そして、測定結果を摂取および/または排泄線量に基づいて判断することが可能であるべきである。個人モニタリング手法が線量を評価するに適切でないような状況がいくつか存在する場合もあり、個人モニタリング手法と作業場モニタリング手法を組み合わせたことが必要場面もある。
- (63) 内部被ばくの作業場モニタリングには、作業環境中で行う測定を利用する。一例は、固定式空気サンパを用いた空気中放射線濃度の測定である。一般に、作業場モニタリングは個人モニタリングを補完するものであり、個人モニタリングが正当化されない場合もしくは個人モニタリングの感度が不十分な場合、個人モニタリングの代わりに内部被ばくのモニタリングのために用いられることがある。これは作業員のグループについての被ばく評価に用いることができるが、被ばく条件の仮定が必要である。作業場モニタリングはまた、作業条件が安全基準を満たしており、変化していないことを確認する際にも有用である。さらに、作業環境中への放射線種への放射線種の放出を示し、したがってその後の個人モニタリング測定のきつかけとなる可能性がある。

### 2.3 個人モニタリングプログラムのカテゴリ

(64) 日常モニタリングは、通常職業の結果として、作業場の汚染リスクが本質的に継続する条件下で、もしくは、被加されていない喫煙的な摂取が起る可能性がある場合に実施される。日常モニタリングプログラムにおける測定は、既知の摂取とは関連しないあらゆるかみ決定められた期間に行われるため、摂取のパターンについていくつかの仮定を行う必要がある。国または地方の法律または規則は、被ばくが線量限度または線量物束値の特定の割合を超え、おそれのある場合と必要とされる場合とを定めるべきである。

(65) 特定の職務と関連して、もしくは現況のまたは既おられる異常事態における摂取量を決定するために実施されるであろうモニタリングプログラムもある。このような状況においては、摂取の時間または潜在的摂取はおそらくわかっており、作業場モニタリングプログラムは、

45

放射線作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定値

- トリウム鉱石の加工にさらびにトリウムおよびその化合物の使用 [これらの放射線は、放射性物質とトロン ( $^{230}\text{Th}$ ) およびその子孫種のすべてによる内部被ばくにつながる]
  - ウラン鉱石の採掘、粗製および精製
  - 天然および濃縮ウランの処理ならびに燃料加工
  - 大量の自然起源放射性物質を用いる作業
  - 放射性医薬品の製造
  - 放射線医療用  $\text{HI}$  の取り扱い
- (71) 作業場モニタリングの結果は、作業場の日常モニタリングプログラムの必要性を確認することを目的とする臨時の特殊個人モニタリングプログラムの必要性を示唆することもある。

### 2.5 妊娠と授乳

(72) 妊娠している女性に対する作業における防護方法は、公衆の構成員に対してとおおむね同様のレベルの胚/胎児に対する防護を要行すべきである。この公衆委員会の方針である (ICRP, 2007)。委員会は、妊娠の申告に先立つその母親のいかなる被ばくも委員会によって報告された防護体系に基づいて管理されるならば、この方針は十分に適用されると考える。ひとたび妊娠が申告され、雇用主がその届け出を受けたなら、胚/胎児に対する追加的防護が考慮されるべきである。妊娠を申告した後の作業員の作業条件は、胎児に対する追加的外部被ばく線量が、妊娠前および妊娠中の放射線種の制限による胎児および新生児に対する追加的線量と合わせて、およそ 1 mSv を超えることがないようにすべきである。

(73) ICRP は Publication 88 および 95 (ICRP, 2001, 2004) の中で、妊娠前または妊娠中もしくは授乳中もしくは授乳中における女性作業員の放射線種の制限に続いて、胚、胎児および新生児に対する線量に関する情報を提供している。Publication 88 (ICRP, 2001) に示されている胎児の線量係数と対応する成人の線量係数の比較では、妊娠前または妊娠中に女性が摂取によって受ける線量は、ほとんどの場合、その胎児に対する線量よりもかなり大きくなることを示された。しかし、いくつもの放射線種では、子に対する線量はその母親に対する線量を上回る可能性がある。特に、胎児成長期間における骨格発達の要件が、とりわけ妊娠後期では、リンおよびカルシウムの放射線種に対する線量の取り込みにより、そして程度低い他のアルカル土類金属の取り込みにもつながりうる。したがって、成人の線量に対する線量係数の取り込みは、P および Ca の同位体の場合でおよそ  $10^{-20}$ 、Sr の同位体の場合で  $2-6$  という倍率に達した (Stuber et al., 2003; ICRP, 2004)。

47

放射線作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定値

あらゆる汚染の物理的および化学的性質について何らかの情報を提供する可能性がある。特殊モニタリングは、現実または疑われる異常事態に伴う有意な被ばくを定量化するために実施する。確認モニタリングは、被ばく条件について行った仮定を確認する必要がある場合に実施する (たとえば、防護措置の有効性を確認するために)。作業関連モニタリングは、特定の作業に携わる作業員に対して行う。

### 2.4 個人モニタリングの必要性

(66) 雇用主および/または免許所有者の重要な職務は、被ばく原の管理を維持することならびに職業上被ばくする作業員の防護を確実にすることである。これを達成するために、委員会は引き続き、管理区域と監視区域の分類を勧告する (ICRP, 2007)。管理区域には、通常被ばくの管理または通常換気時の汚染の拡大防止のために、また偶発的な被ばくの防止またはその範囲の制限のために特定の防護措置および安全規定が必要とされる。監視区域では、放射線の状態は常に調査対象とされるが、特別な手順は通常は必要とされない。

(67) 個人モニタリングが必要とされる作業員のグループを特定することが必要である。個人モニタリングの実施の決定は、多くの因子に依存する。放射線物質の摂取に関する個人モニタリングは、特に汚染管理と関連して管理区域に指定され、かつ、有意な摂取を排除できない区域で働く作業員に対して日常的に行われるべきである。

(68) 管理区域内の作業員は、作業場で受ける放射線被ばくについて最も頻繁にモニタリングが行われ、特別な医学的監視を受けることもあるグループである。これらの作業員は、十分に情報を与えられ、特別に訓練されるべきであり、容易に識別できるグループを形成すべきである。

(69) 年有効線量が 1 mSv を超えるかもしれない作業員に対して個人モニタリングを行うことは多くの組織においては一般的に行われていることとは異なる。それは法令による要求ではないかもしれない。規則上、技術上および管理上の考慮は、少なくともその評価が容易かつ実用的であるような放射線種については、比較的低いレベルにおける個人線量評価の根拠を裏付ける場合がある。

(70) 経験によれば、以下の作業のタイプは、作業員の内部被ばくに関する日常個人モニタリングに考慮を払う必要がある。

- 大量の気体状および揮発性物質の取り扱い (たとえば、大規模な生産工程、重水炉および発光体製造におけるトリウムおよびその化合物)
- 原子炉施設の保守
- 放射性医薬物の取り扱い (たとえば、原子力施設や病院からの)
- アルトニウムおよびその他の超ウラン元素の加工

46

放射線作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定値

胎児の甲胎蛋白によるヨウ素の放射性同位体の取り込みによる線量は、妊娠後期における摂取によって生じる母親の線量を上回る可能性もある (線量比は最大でおよそ 3) (Berkovits et al., 2003b)。胎児に対する線量が母親に対する線量を上回る可能性がある他の放射性種には、トリチウム水としてのトリチウム、 $^{13}\text{C}$  および  $^{14}\text{C}$  がある。成人の線量に対する子の線量の比率は、可溶性 (タイプ F) の形態の種口摂取または吸入摂取後に最大となる。成人の線量に対する子の線量の比率は、Publication 03 (ICRP, 2007) および関連する変理により、将来的な計算の結果として変化し得る可能性がある。職業被ばくが容認できる線量 レベルであるその他の状態において、胚、胎児または新生児に対する実効線量が 1 mSv に達するかもしれないため、線量比が 1 (未測) の場合でも、子供の防護が重要な場合もある (Phipps et al., 2001)。

(74) ある作業員が妊娠を申告した場合、その子供の考えうる線量は、被ばくを制限するための対策において考慮されることになる。したがって、妊娠後期における摂取に起因する子の線量は実際には、妊娠の申告前の摂取に起因する線量よりも重要ではないかもしれない。このカテゴリにおいて潜在的に重要ないくつかの放射性種は、 $^{60}\text{Co}$ 、 $^{131}\text{I}$  および  $^{239}\text{Pu}$  である (Phipps et al., 2001; Nodke and Karcher, 2003)。

(75) 一般に、母乳によって種口摂取される放射性種に起因する乳児の線量は、標準成人の線量と比較して小さく推定される (ICRP, 2004)。Publication 88 (ICRP, 2004) における開発されたモデルに基づくと、乳児の線量が成人の線量を 1-3 の倍率を上回ることがあるのは、トリチウム水、 $^{60}\text{Co}$ 、 $^{59}\text{Fe}$  および  $^{131}\text{I}$  の場合のみである。乳児の線量は、母親の種口摂取が出生直後に起こる場合に最大となる。これは、これらの条件下で移行が限られたためである。成人の線量に対する乳児の線量の比率は一般に、種口摂取による場合よりも吸入摂取による場合の方が高い。Publication 88 (ICRP, 2001) における子宮内被ばくによる子の線量との比較は、これらの線量は授乳に起因する線量よりも重要であることを示しており、例外に含まれるのは  $^{60}\text{Co}$ 、 $^{131}\text{I}$  および  $^{239}\text{Pu}$  である。ICRP は、近い将来にこれらの線量係数の改訂版を提示する意向である。

### 3 体内動態モデルおよび線量評価モデル

#### 3.1 緒言

(76) 本書では、線量係数およびバイオアベイラビリティ関数を計算するために用いられる体内動態モデルおよび線量評価モデルの概要を示す。本章では、本書 HRTM (ICRP, 1994a) に加えられた変更を説明するとともに、HATM (ICRP, 2006) の主たる特徴について述べて、また、元素およびそれらの放射性同位体の全身体内動態を記述するために本報告書シリーズにおいて用いられるモデルの概観も提示する。線量評価モデルと方法についても説明される。

48

(77) 作業場における放射性核種の曝露は、いくつかの経路による摂取をもたらさしめる。すなわち、吸入摂取、経口摂取、そして無傷の皮膚および制皮を通じた吸入である。図 3.1 は、摂取経路、体内移行および排泄経路を要約したものである。

(78) 吸入摂取については、*Publication 68* (ICRP, 1994b) および線量係数に関する刊行物 (ICRP, 1958, 1996) において、*HRTM* (ICRP, 1994a) が適用された。*HRTM* を導入するにあたり、*Publication 30* (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988) において吸入のクラス D、W および Y に割り当てられていた放射性核種の化学形態がそれぞれ、*HRTM* の吸収タイプ F、M および S に割り当てられた。本報告のシリーズにおける元素の項目では、*HRTM* の枠組み内で、それぞれの元素の異なる化学形態の肺クリアランス特性に関する情報が提供される。1.5.1 項で要約し、3.2 節および付属書 A に述べるように、機会をとらえて、*Publication 66* (ICRP, 1994a) の発行以後に利用可能な新たな情報を考慮して *HRTM* のいくつかの側面の更新が行われている。

(79) 放射性核種の経口摂取については、*HATM* (ICRP, 2006) が適用される。このモデルは、吸入摂取後に呼吸気道から咽喉へと移行する粒子中の放射性核種についても用いられる。*HATM* においては、放射性核種の吸入割合は、*Publication 30* (ICRP, 1979a) によって示されている胃腸管モデルに対して与えられたようなふるまいの代わりに、消化管移行係数  $f_{GI}$  によって指定される。 $f_{GI}$  値は呼吸管のあらゆる種類の吸収を描写するものであるが、あらゆる吸収が小腸に起こることというがデフォルトの仮定である。

(80) *ICRP* は概して、創傷部位から血液さらびにその他の臓器および移行する放射性核種の摂取に関する線量の評価に関する助言を提供している。創傷に起因する内部曝露は、しばしば、通常の管理された作業環境下にある日常作業の結果としてよりむしろ、作業場における事故の起因として起こる。創傷からの取り込みはそれぞれ的事件の状況次第で大きく変動する可能性があり、実際には、内部曝露の範囲がケースバイケースで変われる。結果として、確率的な線量係数またはバイオッセイ関数の提示は、無傷に限られたものにとどめられ、しかし、創傷部位からの放射性核種の移行に関する情報は、米国放射線防護規制委員会 (NCRP) の科学委員会によって提供されており、これらのデータは、異なる物理化学的形態に対して、摂取後の創傷からの物質の移行を記述するためのモデルを開発するために利用されている (NCRP, 2006)。この情報は、創傷部位の個々のケースに対応するバイオッセイデータの解釈において有用かもしれないため、3.4 節では、この *NCRP* モデルの主な特徴を要約する。

(81) *NCRP* の創傷モデルなどのモデルを用いて個々のケースについて計算された、創傷部位からの放射性核種の時間依存取り込み速度は、これらの取り込み速度を *OR* 電子付属文書に示されている血液への直接急性摂取の場合の線量係数と組み込むことにより線量係数を計算するために用いることができる。同様に、個々のケースに対応するバイオッセイデータは、時間依存取り込み速度を、同様に *OR* 電子付属文書に示されている血液への直接急性摂取の場合の時間依存標準バイオッセイ関数と組み込むことによって予測することができらる。無傷の皮膚を経た放射性核種の時間依存取り込み速度が計算されているならば、同様の分析を行うことができると考えられる。

ある。これらの組織の領域への部分は、主として放射線に対する感受性の違いに基づいたものであった。TH 領域は、気管支領域 (BB；気管、気道分岐 0；気管支、気道分岐 1-8)、細気管支領域 (bb；気道分岐 9-15)、AI 領域 (ガス交換領域、気道分岐 16)、そして TH リンパ節 (LNp) である。ET 領域は、前部臓器、咽頭および喉頭 (ET1)；そして ET リンパ節 (LNp) である (図 3.2)。*HATM* との一貫性のために、口腔はもはや *Publication 66* (ICRP, 1994a) においてはそのうであったように領域 ET1 に含まれるのではない。このことは、このモデルを用いて得られる結果に影響を及ぼさない。口に入る空気からの ET における沈着は喉頭においてのみ起こるとみなされたためである。

### 3.2.1 沈着

(肺体または液体) 粒子沈着物のエアロゾル

(87) *Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている沈着モデルは、気道開口のあるすべてのエアロゾルサイズ (0.6 μm ~ 100 μm) について、各領域におけるエアロゾルの沈着率を評価するものである。ET 領域については、測定された沈着率が経路および気流の特性により、モデルと関連づけられ、他の条件 (たとえば、年齢や性別) に基づいて沈着を予測するために、解剖学的方法によってそのスケールが行われた。TH 気道については、BB、bb および AI 領域それぞれにおける粒子沈着を計算するために、また、対象者の肺の大きさおよび呼吸率の影響を定量化するために、ガス輸送および粒子沈着の理論的モデルが用いられた。粒子沈着をモデル化するために、これらの領域は、吸気時と呼吸時における一連のフィルタとして扱われた。それぞれの効率は、総合的に作用する空気力学的過程 (重力的沈着、慣性沈着) および熱力学的過程 (拡散) を考慮することによって評価された。各領域への沈着割合は、各領域への沈着割合を、0.6 μm における 1.0 の値からおよそ 5 μm 超では 2.5 の値へと増加する、粒子沈着の関数であるとみなされる幾何階層係数をもつ対数正規分布のエアロゾルについて計算された。

(88) 領域 ET、ET1 の間の ET 気道における沈着物の分布を除いて、*Publication 66* (ICRP, 1994a) におけるエアロゾルに関する沈着モデルの導入には、本書ではいかなる変更も加えない。付属書 A に述べるとおり、ET 気道における総沈着量は現在、65% が ET1、35% が ET1 へと分割される (およそ 50% が ET1、50% が ET2 であった *Publication 66* (ICRP, 1994a) を置き換え)。

(89) 腸管納びくの場合、AMAD として一般に制定されるデフォルト値は 5 μm であり (ICRP, 1994b)、これは以前に *ICRP* (2002b, B9 項) によって述べられているように、Dorrain and Bailey (1995)、Kelso and Weight (1996) および Anoshkin et al. (1997) によるデータと一致している。数ミクロンの AMAD は、分散メカニクスによって生成されるエアロゾルに特有である。しかし、ラドン短寿命子孫核種は浮遊する自由イオンとして形成され、これは微細ガスおよび蒸気と急速に反応し、直径がおよそ 1 nm の粒子を形成する (非揮発性子孫核種)。これらの粒子は次に、気中に存在するエアロゾル粒子に付着するかもしれない (付着子孫核種)。適切な粒径分布は、ラドン核種)。

(82) それぞれの摂取経路において、体内に入る放射性核種の一部は、血液に放射性核種の全身分布は、トリウム系やカリウム系およびセシウム系の放射性同位体の事例のように、広がりがあり比較的均等でありうる場合や、ヨウ素 (甲状腺)、アルカリ土類金属 (骨) やアルミニウム (骨および肝臓) の放射性同位体の例のように、ある臓器または組織に局在する場合もある。全身体内動態モデルは、血液に吸収される放射性核種の分布および排泄を記述するために用いられる。それらの元素に対応する全身モデルは、より最新の情報を考慮に入れるために必要に応じて精査され改訂されており、線量評価とバイオッセイ解釈のいずれにも適切なモデルを提供している。

(83) 沈着した物質の体内からの除去は、主として尿中および糞中排泄によって起こるが、放射性核種は呼吸によってまたは皮膚を通じて失われる場合もある (たとえば、トリウム系)。尿中排泄は、腎臓による濾過に続く。放射性核種の血液からの尿中への除去である。糞中排泄には 2 つの成分がある。すなわち、肝臓からの胆汁分泌および消化管に沿った腸管における放射性核種の分布による。消化管を通じた全身性物質の除去を表す全身性 (内因性) 糞中排泄 および、経口摂取後にもしくは吸入摂取後の呼吸系から咽喉へのクリアランスによって吸収されずに消化管を通り抜ける物質の直接 (外因性) 糞中排泄である。本章で腸管を述べる標準モデルは標準パラメータ値を割り当てられ、急性または慢性摂取後のある時間における体内または臓器の内容量および 1 日あたりの尿中または糞中排泄量を計算するために用いられる。これらのモデルは、標準バイオッセイ関数と、また線量評価データと合わせて標準線量係数を計算するために用いられる。標準作業者は、経口摂取に従事する健康で非喫煙の通常の高呼吸者である成人男性の沈着およびクリアランスパラメータが割り当てられた。悪い作業は、次の作業で定義されている：2.5 時間の作業 (このときの吸入量は 0.54 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>) および 5.5 時間の軽い運動 (このときの吸入量は 1.5 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>)。両方のレベルの活動について、すべての吸入空気は蒸気を通して入る。

### 3.2 ヒト呼吸気道モデル

(84) *Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている *HRTM* は、作業場および公衆の構成員の場合の吸入摂取線量係数を計算するために *Publication 68*, 71 および 72 (ICRP, 1994b, 1995, 1996) において、またバイオッセイ関数を計算するために *Publication 78* (ICRP, 1997b) において適用された。その利用に関するさらなるガイダンスは、*ICRP* (2002b) に示された。

(85) 以下に述べるように、本報告書シリーズにおいては *HRTM* の改訂版が用いられる。本節では、もとの *HRTM* からの根拠を変更している旨を、なされた主な変更は、粒子輸送と血液への吸収の両方による、沈着した物質のクリアランスと関連する。これらの変更は、関連する最近の情報の精査および分析ならびに *HRTM* への変更を行うための判断を含みだものである。それらについては付属書 A に述べる。

(86) *HRTM* のもととバージョン 2 の同様に、呼吸気道は 2 つの組織として扱われる。すなわち、胸郭外 (ET) 気道と胸郭内 (TH) 気道で

吸入摂取の項目において報告される [補注: Part 3 (ICRP, 2016b) を参照]。

(90) 標準作業者の呼吸気道のそれぞれの領域における沈着割合の値を、AMAD が 5 μm のエアロゾルについて表 3.1 に示す。他のサイズのエアロゾルに対応する値は、付属書 A に示す。

ガスおよび蒸気

(91) エアロゾルとして吸入摂取される放射性核種の場合、*HRTM* では、呼吸気道における総沈着量および細別別沈着量は吸入された粒子の粒径分布によってのみ決定されたと仮定する。ガスおよび蒸気の場合には状況が異なり、呼吸気道における沈着は完全に化学的に依存する。これに関連して、沈着とは、吸入空気中の物質のどのくらいの量が呼吸後に体内にとまるとかをいう。吸入されたガス分子はほとんどすべて気道表面に接触するが、それらが表面液膜に溶解または反応しない限り、通常は気管へと戻る。したがって、吸入されたガスまたは蒸気のうち、それぞれの領域に沈着する割合は、その可溶性および反応性に依存する。

(92) 粒子状放射性核種に関しては、より詳細な情報がない場合に用いるためにデフォルト設定のパラメータ値が用いられる。ガスおよび蒸気の場合の一般的な初期沈着率は、呼吸気道における 100% の総沈着率であり、領域別沈着率 20% が ET1、10% が BB、20% が bb、そして 50% が AD、タイプ F の吸収 (3.2.3 項) を行う。この分類は *Publication 66* (ICRP, 1994a) に報告されているものは少し異なるが、適用するのはより容易である。特に、ET1 には沈着がないことが初期設定により仮定される。 *Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている SR-0、-1、-2 の分類は有用ではないことがわかっており、本書では用いられず。

(93) 本報告書シリーズでは、水素、炭素、硫黄やヨウ素など、いくつかの元素のガスおよび蒸気形態の化合物についてパラメータ値が採用される。どのケースにおいても、総沈着、領域別沈着および呼吸について値が示される。

### 3.2.2 クリアランス：粒子輸送

(94) このモデルは、呼吸気道からの複数のクリアランス経路を記述するものである (図 3.3)。ET1 に沈着した何らかの物質は、鼻をむくなどの外的手段によって除去される。他の領域では、クリアランスは、消化管およびリンパ節への粒子の移動 (粒子輸送) として、呼吸気道における粒子からの物質の血液への吸収の間に総合的に起こる。粒子輸送と血液への吸収には無関係である。粒子輸送は、互いに無関係であるとみなされる。さらに、クリアランス速度はすべて、年齢および性別には無関係であると仮定される。

(95) もとの *HRTM* と同様に、粒子輸送速度はあらゆる物質について同一であると仮定される。したがって、あらゆる物質の粒子輸送を記述するために汎用コンパートメントモデルが用意される。本書で採用される改訂版モデルを図 3.4 に示す (もとのモデルは、行われ

た改訂の背景および改訂されたモデルにおけるパラメータ値の選択に関する詳細とともに、付属書 A に示す) 速度定数の標準値は、可能な限りヒトについての値から導き出された。粒子輸送速度は哺乳類の種の間に大きく異なることがわかっているためである。

(96) 肺導気道 (領域 ET, ET<sub>2</sub>, BB および bb) に沈着した物質のほとんどにおけるクリアランス速度は、人のボランティア実験の結果に基づいている。肺呼吸においては、ET 気道における沈着物の約 65% が ET<sub>2</sub> に沈着し、およそ 8 h の半減期 (2.1 d の速度) で、およそ 3 分の 1 は鼻を介することによって、3 分の 2 は ET<sub>2</sub> への移行によって取り除かれる。これは、コンパートメント ET<sub>1</sub> から肺導気道 (ET、ET<sub>2</sub> および BB) へとコンパートメント ET<sub>2</sub> へは 1.5 d<sup>1</sup> の粒子輸送速度で実現される (図 3.4)。ET<sub>1</sub> に沈着したものは図 3.4) から ET<sub>2</sub> へと移行したほとんどは、粘膜線毛運動によって呼吸へと急速に取り除かれ、およそ 10 分の時間尺度で飲み込まれる。これは、100 d<sup>1</sup> の速度のコンパートメント ET<sub>2</sub> から食道へのクリアランスによって表される。

(97) 気管支樹の至る所において (領域 BB および bb)、転送速度は一般に気管に向かって増大するため、滞留時間は、最小で速い肺気管支における数日から気管および気管支における 1 時間未満の範囲である。これは、コンパートメント bb からコンパートメント BB への 0.2 d<sup>1</sup> のクリアランス速度 (およそ 3.5 d の半減期) および BB から ET<sub>2</sub> への 10 d<sup>1</sup> のクリアランス速度 (およそ 2 h の半減期) によって表される。

(98) 複数の動物の種類における実験は、肺導気道に沈着した粒子のうち気道壁において保持される (隔離される) 割合は極めて小さいことを示している。これを考慮に入れるために、領域 ET<sub>1</sub>, BB および bb に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それぞれコンパートメント ET<sub>1</sub>, BB, および bb<sub>sw</sub>) と仮定される。物質は、0.001 d<sup>1</sup> の速度 (およそ 700 d の半減期) でこれらのコンパートメントから領域リンパ節へと取り除かれる。

(99) ヒトの肺クリアランスは、吸入摂取後およそ 1 年までの期間にわたる複数の実験的研究において定量化されており、AI 領域における沈着物の約 50% がその期間中とどまった。職業被ばく後の胸部中放射能の測定および解剖時の肺中放射能の測定は、一部の物質は数十年にわたって肺内に保持されることが示されている (ICRP, 1994a)。付属書 A に述べたように、これは改訂モデルにおいて、肺リンパ節 (ALV) における沈着によって表される。その除去の主体はコンパートメント ALV (およそ 250 d の半減期) であり、このうち気管支樹 (コンパートメント bb) へは 0.002 d<sup>1</sup> の速度で、間質コンパートメント (INT) へは 0.001 d<sup>1</sup> の速度で取り除かれる。INT コンパートメントは、領域リンパ節へと、極めてゆっくり取り除かれる (0.00003 d<sup>1</sup> の速度)。したがって、AI 領域における沈着物のおよそ 33% は間質において隔離される。

(100) 図 3.4 は現状では不溶性物質の残留およびクリアランスを記述するであろう。しかし、上で指摘したように、一般的には同時に血液への吸収が存在する。

53

$$\begin{aligned} \dot{m}_p &= \dot{m}_i / (1 - f_p) \\ \dot{m}_p &= (1 - f_p) \dot{m}_i \end{aligned} \quad (3.1)$$

しかし、上述のように、逆は真ではない。

(106) 図 3.5(b) に示されている体系は、以前の報告書 (ICRP, 1994b, 1995b, 1997b) ではデフォルトの設定として適用された。しかし、それがもたらすさらなる柔軟性が実際に必要とされることがより稀である (かつ、直線的なわかりやすさに劣る)。したがって、図 3.5(a) に示されているより単純なアプローチが現在仮定として採用され、より柔軟なアプローチは選択肢として保持される。ウランアミドを含めた、「初期状態にある粒子」および「迅速された状態にある粒子」によって表現されている、時間とともに増大する溶解速度を示す物質の例は、本シリーズの報告書における図 3.5(a) に示される。

#### 粒の沈み

(107) 溶解物質の血液への取り込みは、通常、瞬時に起こる。しかし、元素によっては、溶解物質の一部は速やかに血液に吸収されるが、呼吸気道の成分との結合のために、かなりの割合がより遅く吸収される。時間依存取り込みを実現するために、溶解物質のある割合 (f<sub>6</sub>) は「結合」状態で保持され、そこから速度  $\dot{m}_6$  で血液に入るが、糞の割合 (1-f<sub>6</sub>) は瞬時に血液に入ると仮定される (図 3.5)。このモデルでは、「結合」状態の物質は、粒子輸送プロセスによってではなく、血液への取り込みによってのみ取り除かれる。したがって、そこからいかなる吸収も起こらない ET<sub>1</sub> を除いて、それぞれの領域について「結合」コンパートメントが 1 つのみ必要とされる。

(108) 図 3.5 に示される体系は、図 3.4 に示した粒子輸送モデルにおけるコンパートメントのそれと異なる。ET<sub>1</sub> からはいかなる吸収も起こらないと仮定されるが、図 3.5(a) におけるモデルを用いられる場合には、ET<sub>1</sub> 沈着物がそれでもなお、速い吸収のコンパートメントと速い吸収のコンパートメントに分類されなければならない。それは、物質が ET<sub>1</sub> から、そこから吸収が速い ET<sub>2</sub> へと取り除かれるためである。

(109) どの元素についても、パラメータのデフォルト値は、吸収速度が速い (タイプ F)、中位 (タイプ M)、又は遅い (タイプ S) かどうかに従って調整される。ガスまたは蒸気については、血液への瞬時の取り込みが報告される場合がある [タイプ V (非常に速い)]。

(110) タイプ F、M および S の場合の当初のデフォルト値 [Publication 66 (ICRP, 1994a)] に示されており、付属書 A の表 A.4 (再掲する) は、実験データのレビューに基づくのではなく、粒子輸送速度との比較に基づくものだった。例えば、速い溶解速度  $\dot{m}_i$  に対する「100 d<sup>1</sup>

55

### 3.2.3 クリアランス：血液への吸収

(101) 血液への吸収は、沈着した物質の物理的形態に依存する。示す HRTM と改訂された HRTM のいずれにおいても、いかなる吸収も起こらないと仮定される ET<sub>1</sub> を除いて、吸収はあらゆる領域 (リンパ節を含む) において同じ速度で起こること (デフォルトの設定として) 仮定される。吸収は、肺導気道 (ET, BB および bb 領域) より空気血液界面が広い AI 領域において、より速くそして認められる。しかし、異なる領域に対して異なる速度を与えるスケール係数のような、領域による吸収速度の違いを考慮するための一般的な系統的な根拠を示すための情報は十分である。

(102) HRTM では、吸収は 2 段階のプロセスとして扱われる。すなわち、血液に吸収される物質への粒子の溶解 (溶解) と、可溶性物質および粒子から溶解した物質の血液への吸収 (取り込み) である。いずれの段階についても、関連するクリアランス速度は時間に依存している。

#### 溶解

(103) もとの HRTM と改訂された HRTM のいずれも、時間依存溶解を表現するために同じ単純なコンパートメントモデルを用いる。ある割合 (f<sub>6</sub>) の速度  $\dot{m}_6$  で比較的速度やかに溶解し、残り (1-f<sub>6</sub>) は速度  $\dot{m}_i$  でより遅く溶解すると仮定される (図 3.5(a))。

(104) この体系の制限は、全体の溶解速度が時間とともに減少することを表現できずに過ぎないことである。これを克服するために、Publication 66 (ICRP, 1994a) は、図 3.5(b) に示されている、より柔軟な体系も記述している。この体系では、呼吸気道に沈着した物質は「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、そこでは一定速度  $\dot{m}_p$  で溶解する。物質は同時に、「変換された状態にある粒子」と名づけられた対応するコンパートメントへと (一定速度  $\dot{m}_d$ ) 移行し、そこでは異なる溶解速度  $\dot{m}_s$  を有する。この体系を用いると、初期溶解速度はおおよそ  $\dot{m}_p$  であり、最終溶解速度はおおよそ  $\dot{m}_s$  である。したがって、 $\dot{m}_p > \dot{m}_s$  を含めて適切なパラメータ選択を伴うならば、増大する溶解速度を表現することができる。  $\dot{m}_p$  に対する  $\dot{m}_s$  の比率は、速やかに溶解する割合に近似する。

(105) 図 3.5(a) に示されているモデルを用いて表現することができるいかなる時間依存溶解運動も、適切なパラメータ選択を伴うならば図 3.5(b) に示されているモデルを用いることによっても表現することができることに注目すべきかもしれない。したがって、通常はそうであるように、溶解速度が時間とともに減少する場合には、いずれの体系も使用可能であり、以下の値を用いなければならない同じ結果を示すだろう。

54

という値は、鼻 (ET<sub>1</sub>) から呼吸への粒子クリアランス速度に等しくするために選択された。

(111) 本報告書の以後の章を作成するに際しては、放射線防護と関連する吸入物質の吸収特性について詳細なレビューが実施された。それらは、それぞれの元素の吸入摂取の順に要約される。

(112) 情報が得られた場合、固有のパラメータ値は、インビトロ研究とインビトロ研究の両方による実験データから導き出された。付属書 A に述べるように、これらは、一般的に「速い」(中位の) または「遅い」速度で取り除かれるとみなされる物質の代表値の選択に関するガイダンスを提供するためのデフォルト値をもたらし、これに基づき、タイプ F、M および S のデフォルト値として選択された値は、本報告シリーズで用いられる改訂された HRTM に採用されている (下記を参照)。

(113) 限られた数の選ばれた物質、すなわち以下のような物質については、物質別の吸収速度が元素の順の中で採用されている (また、付随する電子付属文書には、これらの物質についての輸送係数およびバイオアッセイ関数が提示されている)。

- 固有のパラメータ値をそこから導き出すことができるインビトロデータが存在する。
- さまざまな研究の結果が一貫している。
- その物質への職業被ばくが起こりそうであることとみなされた。
- 固有の輸送係数およびバイオアッセイ関数を追加的に提示することを正当化するのに十分なほど、固有のパラメータ値がタイプ F、M および S のデフォルト設定の標準値と異なる。
- タイプ S の要素の輸送係数およびバイオアッセイ関数値は異なる。

(114) 要素の順を編纂する際のレビビューに基づいて、他の物質は、適切な実験データがある場合はそれを使ってデフォルト設定のタイプが割り当てられた。Publication 66 (ICRP, 1994a) は、実験結果に基づいて物質をタイプに割り当てたための判断基準 (規律) を示さなかった。その判断基準は Publication 71 (ICRP, 1995c) において凍定され、その適用は Supporting Guidance 3 (ICRP, 2002b) の中でさらに詳しく述べられている。あるタイプに割り当てられるには足る情報がない場合、ほとんどの元素のあらゆる粒子形態についてタイプ M が仮定される。ある物質について急性摂取後 30 d までに血液に吸収される量が、0.069 d<sup>1</sup> という一定の吸収速度 (10 d の半減期に相当する) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間に吸収される量を上回る場合、タイプ F に割り当てられる。同様に、ある物質について急性摂取後 180 d までに血液に吸収される量が、0.001 d<sup>1</sup> という一定の血液への吸収速度 (およそ 700 d の半減期に相当する) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間に吸収される量を下回る場合、タイプ S に割り当てられる。

(115) それぞれの元素の粒子状態は、これらの判断基準を用いて HRTM のデフォルト設定の吸収タイプに割り当てられた。しかし、物質をタイプ S に割り当てたための判断基準の厳密な適用は、継続期間が少なくとも 180 d の実験を必要とし、これは多くの有用な情報を排除

56

すると思われるため、本文に示すように、場合によっては外挿が用いられている。これらの場合を適用することが可能だった研究については、結果はタイプF (M または S) への割り当てと整合する (または「を考える」という旨の記述がなされる)。結果は特定のタイプを指しているが、これらの判断基準を適用するための情報が不十分だった研究については、結果はタイプF (M または S) の乗動を「示す」または「示唆する」という旨の記述がなされる。呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんどまたはまったく存在しない一部の元素については、化学的形態に基づいた物質をデファルト設定のタイプに割り当てることができるだろう。

(116) それぞれの元素の可溶性 (タイプ F) 形態については、呼吸気道から血液への吸収の全体速度が推定される (情報が得られる場合)。一般に、これは、(a) 元素の溶解 (乗動として吸収されたのではないため) に溶解している場合；(b) 特に肺導気道における、内腔を通じた上皮への移行；そして(c) 上皮の透過による移行 (乗動として吸収されたのではないため) を含むプロセスの結果として得られるかもしれない。厳密には、モデルはタイプF (M または S) の乗動を適用するための情報が不十分だった研究については、結果はタイプF (M または S) の乗動を「示す」または「示唆する」という旨の記述がなされる。呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんどまたはまったく存在しない一部の元素については、化学的形態に基づいた物質をデファルト設定のタイプに割り当てることができるだろう。

(117) 一部の元素の可溶性形態では、溶解した物質の一部は速やかに血液に吸収されるが、かなりの割合はより遅く吸収される。場合によっては、これは粒子状物質 (粒子輸送によるクリアランスの支配下に血液) の形態によって表現することができる。しかしながら、一部の溶解物質が肺の構成成分に付着し、血液への吸収によってのみ取り除かれるように見える場合もある。後者のタイプの時間依存取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 (A) は「結合」状態でも保持され、そこから速度 $w_d$ で血液に入るが、残り割合 (1-A) は肺壁に血液に入ると仮定される (図 3.5)。粒子状態物質への変換による滞留よりむしろ結合状態での保持の証拠は、1 つ以上の形をとるかもしれない (例えば、保持されたクリアランスよりむしろ全身 $w_d$ の取り込み)；呼吸気道の同じ領域に付着した不溶性粒子の場合よりも速くクリアランス；又は放射能の局所的な残留ではなく、吸収と排出の両方を含むクリアランスである。

(118) 結合状態は主として、肺動脈から可溶性物質の遅いクリアランスを考慮に入れたためにこのモデルに包含されたが、デフォルト

のおよそ30%が最終的に血液に到達する。

(122) タイプ F、M および S の場合、ET<sub>1</sub> に付着した物質の一部は外的手段によって取り除かれる。呼吸気道に付着した物質であったと仮定されたものはほとんど、粒子輸送によって消化管へと取り除かれる。リンパ管へと移行した少量は、呼吸気道における場合と同じ速度で引き続き血液に吸収される。

(123) 呼吸気道から消化管へと取り除かれた物質に対し、デフォルト設定の吸定として、消化管における吸定割合は $f$ と $f_{tr}$ の積であり、ここでは、その元素の比較的親水性の形態に対する消化管における吸定割合であるとしている。(3.3.3項)。このアプローチは、 $f$ は消化管における吸収の点で有効な物質の可溶性割合を意味し、 $f_{tr}$ は可溶性割合の消化管吸収を意味するとして考案されたものであった。このアプローチの採用においては、消化管における吸収を大きく過大評価しないことが重要であると認識された。なぜならば、これは尿中排泄の予測の過大評価を、それゆえ尿のバイオアッセイ測定による採取量の過小評価をもたらさうからである。

*呼吸気道において生成する子孫核種*

(124) 以下は、親核種の吸入摂取後に呼吸気道において生成する子孫核種に明確に適用される。吸入摂取前に生成し、親核種とともに吸入される子孫核種は、一般的に別個の摂取として扱われるため、吸入される子孫核種は、その同位体の元素に応じた体内動態を採用すると同定される。

(125) Publication 66 (ICRP, 1994a, 272 項) は、以下のことが予想されるであろうと指摘した。

- 粒子が解離する割合は、その粒子の基質によって決定され、したがって、吸入物質の溶解パラメータ値は、呼吸気道において生成する子孫核種に適用される (「共通動態」)。
- ラドンを含めた貴ガス (希ガス) として生成する子孫核種は、粒子から放射するため、例外となる。
- 解離した物質の後継は、その元核の形態に依存する。そのため、例えば、子孫核種に対する結合割合のハラメータ値は、親核種の値と同じではないことになる。(個別動態)。

(126) それにもかかわらず、従来の HRTEM の適用 [例えば、Publication 68, 71, 72 および 78 (ICRP, 1994b, 1995c, 1996, 1997b)] においては、貴ガス (希ガス) を除いて、呼吸気道において生成するすべての線素系列核種に対し、親核種の吸入パラメータ値が適用された (「共通動態」)。関係する問題に対する詳細な検討を経て (付属書 A を参照)、本報告書シリーズでは同じアプローチが採用される。

(127) アルファ崩壊により生成する原子核の反跳は、少なくとも粒子からのラドンの放射メカニズムとしての拡散と同程度に重要であり

と設定では、すべての領域に同じ結合状態パラメータ値を適用することが仮定されるだろう。場合によっては (例えば、長寿命アルファ放出体の長期的な結合状態)、このことははばかすも、BB および bb 領域に対する高い線量計算値をもたらさう。そして、これらの組織に大きな加重 (線素係数) が与えられているため、肺に対する高い等価線量計算値をもたらさうだろう。したがって、本報告書シリーズでは、結合状態が採用される (6.5.0 元素については、それを裏づけるための実験による証拠があるならば、それは肺導気道 (ET<sub>1</sub>, BB および bb 領域) において適用される) と仮定される。

(119) 呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんどまたはまったく存在しない一部の元素については、元素固有の吸入パラメータ値 (6.5,  $f_{tr}$  および  $w_d$ ) は化学的形態に基づいたものとするところができるだろう。

(120) 上記のとおり、実験データ (インビトロ研究とインビトロ研究の両方による) から導き出された固有のパラメータ値は、一般的に「適切な」[中位の] または「適切な」速度で取り除かれるとみなされる物質の代表値の選択に関するガイダンスを提供するためのデータベースをもたらし、これは、いくつかの客観的な統計手法によって中心値を導き出したことを強調してよくわかる。これは、それは肺導気道 (ET<sub>1</sub>, BB および bb 領域) において適用される。改訂された HRTEM に対応して更新され、本報告書シリーズで適用されるデフォルト設定値を表 3.2 に示す。

(121) 近似的な半減期として表されるデフォルト設定の吸入速度、および (呼吸気道から) 血液に到達するそれぞれの領域に付着した物質のうち血液に到達する量は、以下のよう要約することができる。

- **タイプ V: 100%** が肺に吸収される。そのような物質の場合、領域別の付着を評価する必要があるからである。
  - **タイプ F: 30 d<sup>+</sup>** という  $w_d$  の一般的なデフォルト値において、およそ 30 分の半減期で 100% が吸収される。bb および AI に付着したほとんどすべての物質、BB に付着した物質のおよそ 80%、ET<sub>1</sub> に付着した物質のおよそ 25%。そして ET<sub>1</sub> に付着した物質のおよそ 20% が速く吸収される。BB および ET<sub>1</sub> に付着した粒子の物質は、粒子輸送によって消化管へと取り除かれる。
  - **タイプ M: 3 d<sup>+</sup>** という  $w_d$  の一般的なデフォルト値において、およそ 6 h の半減期で 20% が吸収され、およそ 140 d の半減期で 80% が吸収される。bb, BB, ET<sub>1</sub>, および ET<sub>1</sub> に付着した物質のそれぞれのおよそ 20%、5%、0.5% および 0.4% が速く吸収される。AI における付着物のおよそ 80% が最終的に血液に到達する。
  - **タイプ S: 3 d<sup>+</sup>** という  $w_d$  の一般的な吸定値において、およそ 6 h の半減期で 1% が吸収され、およそ 7000 d の半減期で 99% が吸収される。bb, BB, ET<sub>1</sub>, および ET<sub>1</sub> に付着した物質のそれぞれのおよそ 1%、0.25%、0.03% および 0.02% が速く吸収される。AI における付着物

うだろう。そのような反跳は、アルファ放出によって生成する他の子孫核種にもあてられる。不溶性粒子の場合、これは、親核種の放射能と比べて、線素系列核種の放射能を相対的に低くするだろう。本報告書シリーズでは、線素係数の計算においてアルファ反跳による子孫核種の喪失を導入するのは実験的ではないとみなされた。しかし、この現象は、特に親核種の採取量および線量の検討に子孫核種を用いる場合には留意されるべきである。

(128) それにもかかわらず、親核種とその子孫核種の間に吸収率を直接比較できる実験結果がある場合、それらは補正 (例えば、ウラン、トリウム) の吸入摂取の部に適用される。このような情報は、親核種の採取量から 1 つ以上の子孫核種の測定によって評価されている場合は特に、個人モニタリングにとって有用かもしれない。

(129) 本報告書シリーズでは、計算の目的のために、呼吸気道内で生成するラドンを含めた貴ガス (希ガス) は 100 d<sup>+</sup> の速度で人体から排出するという仮定が適用される。

(130) 呼吸気道から消化管へと取り除かれる物質については、消化管における吸定割合は  $f_{tr}$  であると仮定される (上記を参照)。呼吸気道において生成する子孫核種については、 $f$  は呼吸気道に付着した親核種の  $f$  (粒子の基質を反映する) であるとみなされるが、 $f_{tr}$  の値は消化管に入る子孫核種と同じであるとみなされる。

(131) 呼吸気道において生成する子孫核種は、血液への吸収後、親核種の子孫核種の元素に適用される全身モデルに従って挙動すると仮定される。

### 3.2.4 呼吸気道の線量評価

(132) HRTEM の線量評価モデルは、Publication 66 (ICRP, 1994a) の 8 章に述べられている。線量評価の目的のために、呼吸気道は 2 つの組織として扱われる。すなわち、TH 気道と ET 気道である。これらは、主として放射線に対する感受性の違いに基づいて、領域に区分される。TH 領域は、BB, bb, AI および LN<sub>tr</sub> である。ET 領域は、ET<sub>1</sub>, ET<sub>2</sub> および LN<sub>tr</sub> である (図 3.2)。

(133) それぞれの呼吸気道領域に対する線量は、リスクにさらされる肺動脈を含有する肺動脈の領域に対する平均線量として計算される。AI 領域およびリンパ管 (LN<sub>tr</sub> および LN<sub>tr</sub>) においては、リスクにさらされる肺動脈は領域の至る所に分布すると考えられ、肺全体およびリンパ管のそれぞれに対する平均線量が計算される。線量評価を構成する領域 (ET<sub>1</sub>, ET<sub>2</sub>, BB および bb) の場合、肺動脈は気道表面から一定の範囲の深さにおける肺動脈の層であるとみなされ、この層に対する平均線量が計算される。ET<sub>1</sub>, ET<sub>2</sub>, BB および bb とされる肺動脈、ならびにそれぞれ領域における肺動脈を含有する組織の線量計算のための質量を表 3.3.1 に示す。

放射線作業用 (前年)  
後半との調整があるため未定値

(134) これらの領域のそれぞれには、いくつかの考えられる線源領域もある。例えば、bb 領域では、気道壁においては隣接した粒子 (bb<sub>eq</sub>) は 20–25 μm の厚さにおけるマクロファージ層にあるとみなされ (すなわち、標的細胞の下)、上皮に「結合された」放射能はその中に均一に分布しており、AI 領域に存在する放射能からの照射も考慮される。元の HRTM では、2 つの組織線毛クリアランス相が存在した。すなわち、速いクリアランス相 (コンパートメント bb<sub>1</sub>、図 A.1) における放射能は線毛より上の組織線毛とみなされ、遅いクリアランス相 (コンパートメント bb<sub>2</sub>) における放射能は線毛間の粘液にあるとみなされた。改訂された HRTM では、クリアランス相は 1 つのみである。

(135) 線源領域のそれぞれの組み合わせについては、Publication 66 (ICRP, 1994a) は、臓器全体の感受性に対する当該領域の放射線 (γ ルフア、ベータおよび電子) に対する吸収割合を示している。これらの吸収割合は不十分な空間分解能のためにボクセルファラントム (γ) ではない。本書では Publication 66 (ICRP, 1994a) に示されている値が用いられる。それらの値は、肺線源領域のそれぞれ領域 (ET, ET<sub>1</sub>, ET<sub>2</sub>, BB, bb) を描写するために単一の円筒形の幾何形状を用いて導き出された。すなわち、BB を代表する吸収割合は、Publication 66 (ICRP, 1994a) を代表する直径 1 mm の細気管支である。単一相の BB および bb 線源領域に対応する吸収割合は、Publication 66 (ICRP, 1994a) の中で表にまとめられているように、遅いおよび速い除去に対応した線源領域の厚さによる加重和として導き出された。

(136) 組織線の感受性の違いを考慮するために、それぞれの領域に対する等価線量 H<sub>eq</sub> は、臓器全体の感受性に対する当該領域の相対的な推定感受性を表す校正係数 A<sub>i</sub> を乗じられる。表 3.3 には、A<sub>i</sub> の動向値も示してある。Publication 103 (ICRP, 2007) では LN<sub>eq</sub> および LN<sub>in</sub> は リンパ節組織に含まれており、リンパ節はそれ自体、残りの組織および臓器のリストに含まれている (表 1.2)。したがって、元の HRTM では LN<sub>in</sub> および LN<sub>eq</sub> はそれぞれ ET<sub>1</sub> および ET<sub>2</sub> に含まれていたが、もはや ET および TH 気道に含まれない。Publication 66 (ICRP, 1994a) においてそれらに割り当てられた w<sub>T</sub> の割合 A<sub>i</sub> は、表 3.3 では他の領域に割り当てられている。それらの領域に対する等価線量 H<sub>eq</sub> の加重和がそれぞれ、ET または TH 気道に対する等価線量である。すなわち、

$$H_{ET} = H_{ET_1} A_{ET_1} + H_{ET_2} A_{ET_2}$$

$$H_{TH} = H_{TH} A_{TH} + H_{bb} A_{bb} + H_{AI} A_{AI}$$

(137) TH 領域に対する等価線量 H<sub>eq</sub> には、Publication 103 (ICRP, 2007) において胸について指定された 0.12 という組織加重係数 w<sub>T</sub> が適用される。ET 気道は、残りの組織および臓器のリストに含まれている (表 1.2)。

### 3.3 ヒト消化管モデル

61

放射線作業用 (前年)  
後半との調整があるため未定値

示す。たとえば、便秘、下痢、普通でない食事、医薬品や、神経系に影響を及ぼすもしくはエネルギー消費を増大させるさまざまな疾患によつて、標準から著しくはずれられる場合がある。

#### 経腸経路

(142) HATM は、守法ならびに各領域の内容物の通過時間について、成人の場合の性固有パラメータ値を示す。胃および腸の守法は一般に男性よりも女性のほうが小さいが、これらの領域の通過時間の中央推定値は男性よりも女性のほうが 1.3 倍 (約 1.3 倍) 大きい。しかし、男性と女性の両方において全ての消化管領域の通過時間に大きな変動があることを考慮に入れ、標準作業者には成人男性の標準通過時間が割り当てられる。

#### 呼吸気道または唾液から入る物質

(143) 呼吸気道から取り除かれる非吸収および非付着物質は、口呼吸の結果として食道に入る。経口摂取された食物および液体については、HATM は、食道通過の 2 つの成分を明示している。それは、飲み込まれた物質の 90% の比較的速い移行 (総合的食事の移行) の平均通過時間および残りの 10% の比較的遅い通過 (総合的食事の場合で 40 秒) を表す。呼吸気道から取り除かれる全ての物質については、遅い方の食通過通過時間が適用されたと仮定される。唾液によつて消化管に入る放射能についても同じ仮定がなされる。

### 3.3.3 消化管からの吸収

(144) 放射線核種は次のように消化管に入り得る。それは、経口摂取の結果として直接的な侵入、吸入摂取後に呼吸気道から口呼吸頭および食道への粒子の粘着毛運動による間接的な侵入、あるいは唾液、胆汁や胃液などの分泌による侵入である。また、放射線核種は、腸核種の濃縮によつて消化管内で生成されることも多い。HATM では、放射線核種の血液への吸収は消化管に入る量に対する割合として与えられ、総吸収は A<sub>i</sub> と表される (ICRP, 2006)。モデル構造は、吸収に利用可能な領域全てについてそのデータを使用できるようにしている。ほとんどの場合、放射線核種の領域別の吸収に関する情報は利用できず、デフォルト設定では吸収はすべて小腸において起こることが仮定される (すなわち、f<sub>1</sub> = f<sub>2</sub> = f<sub>3</sub> = f<sub>4</sub>)。初期設定として、消化管の壁から内容物へ再循環しないことも仮定されている。

(145) 本報告で報告される一部の A<sub>i</sub> 値は、値の改訂を正当化するために十分な新たな情報がないため、以前に Publication 30 のモデル (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) で用いられていたために示された f<sub>1</sub> 値と同じである。他の領域からの吸収に関する特定のデータの利用可能な

63

放射線作業用 (前年)  
後半との調整があるため未定値

(138) Publication 30 (ICRP, 1979a) の胃腸管モデルは、Publication 100 (ICRP, 2006) に述べられている HATM によつて置き換えられた。この置き換えは、物質の消化管通過に関する新しい情報が利用可能になったこと、感受性が高い細胞の位置に関する情報が向上したことなど、いくつかの進展によつて動機づけられたものだった。このモデル構造を図 3.6 に、パラメータ値を表 3.4 に示す。HRTM との関係として、HATM の重要な特徴は、がんリスクの感受性が低い細胞を含む有する腸的領域に対する線量の詳細な計算と、情報が利用可能な場合における、固有の吸収値および/または残留値の考慮である。HATM と HRTM は、図 3.6 に示されているように、而立しうるものであり相互に関連するものである。

### 3.3.1 構造

(139) HATM は、経口摂取による口腔への、もしくは呼吸気道から粒子輸送を経た食道への放射線核種が入っていくことを表現するものである。これは、口腔、食道、胃、小腸および結腸の各部分、それに続く消化管領域における連続的な移行を記述する。線量は、これらの領域すべてについて計算される。結腸は、線量計算の目的のために、利用可能な通過時間データに基づいて、右結腸、左結腸および直腸・S 字結腸 (S 字結腸および直腸) に分割される。直腸は、通過時間を個別に決定することが難しく、また両者の w<sub>T</sub> 値を持たないため、S 字結腸とともに直腸・S 字結腸に包まれる。総結腸線量は、右結腸、左結腸および直腸・S 字結腸を包むために質量加重平均として結合される。

### 3.3.2 モデルパラメータ

(140) HATM は、口腔、食道および胃における固体の食物、液体および総合的食事について異なる通過時間を指示する。一次反応速度式が仮定される。これは、消化管の管壁を通じた物質の移行に關係する複雑なプロセスをかなり単純化しているが、消化管のそれぞれの部分における放射線核種の平均滞留時間について合理的正確性を持つて再現することが見込まれる。

#### 移動要因

(141) HATM に示されているデフォルト設定の領域別通過時間は、所定の性別、年齢グループおよび物質のタイプ (たとえば、固体、液体、コロイドである液体やナノコロイド) について収集されたデータに基づく中心推定値である。Publication 100 (ICRP, 2006) に例をあげて詳しく説明されているように、消化管の各主要部分の物質の通過は、通常の条件下でさえ、被験者間および被験者内での変動を

62

放射線作業用 (前年)  
後半との調整があるため未定値

少数のケースにおいては、そのデータが考慮されるが、一部の例では (たとえば、比較的長寿命のヨウ素同位体)、消化管領域および他の組織に対する線量は吸収の部位に関する仮定に影響されない (ICRP, 2006)。

(146) 放射線核種の吸収の原理は、元素およびその化学形態に依存する。化学形態の変化は口腔内から始まる消化プロセスの間起こり得るが、主として胃および小腸において起こる。これらの化学形態または種分化の変化は、放射線核種の吸収の効率を決定し、したがって腸上皮を通じて血流への取り込みの配分を決定する (ICRP, 2006)。

(147) 経口摂取された線種 Y の濃縮によつて消化管内で生成される放射線核種 X のデフォルト設定の吸収割合 A<sub>i</sub> は、線種 X として X に対応する標準の A<sub>i</sub> である。X が異なる化学的または物理的形態に対応する線種の標準値を付する場合、初期設定の A<sub>i</sub> は、X について指示される標準値の最も大きな値である。

(148) 吸入摂取された呼吸気道からクリアランス後に消化管に達する粒子の場合、A<sub>i</sub> 値を特定する際には腸における可溶性を考慮に入れることが適切である。その物理形態の形態に従つてさまざまな可溶性を示す一部の元素については、タイプ M または S 物質の可溶性の低下から消化管内内容物の分岐を表現する。全身コンパートメントから小腸またはそれより上部の消化管部分へと移行する放射能は、血液への再吸収の対象となるかと仮定される。そのような場合、分泌された放射能の初期設定の吸収割合 A<sub>i</sub> は、その放射線核種の経口摂取に対応する標準の A<sub>i</sub> である。経口摂取された放射線核種の異なる形態に対応して複数の標準の A<sub>i</sub> 値が与えられる場合、分泌された放射能のデフォルト設定の A<sub>i</sub> は、X について指示される標準値の最も大きな値である。

(149) 放射線核種の全身にわたる挙動を予測するために本報告でモデルの一部は、全身コンパートメントから消化管内内容物の分岐を表現する。全身コンパートメントから小腸またはそれより上部の消化管部分へと移行する放射能は、血液への再吸収の対象となるかと仮定される。そのような場合、分泌された放射能の初期設定の吸収割合 A<sub>i</sub> は、その放射線核種の経口摂取に対応する標準の A<sub>i</sub> である。経口摂取された放射線核種の異なる形態に対応して複数の標準の A<sub>i</sub> 値が与えられる場合、分泌された放射能のデフォルト設定の A<sub>i</sub> は、X について指示される標準値の最も大きな値である。

### 3.3.4 消化管壁における吸収

(150) このモデル構造は、情報が利用可能な場合、さまざまなコンパートメントにおける放射線核種の滞留に関するデータを利用可能な

64

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

する。経口摂取された放射性核種の蓄まりは小腸を主とする消化管領域の壁の粘膜組織における残留を意味あるいは示している。及び動物物のデータは、消化管の蓄積計算を精緻化するために利用できる。カドミウムについては *Publication 100* (ICRP, 2006) に示されている例は、骨における  $^{113}\text{Cd}$  の残留は、口腔粘膜の蓄積量、*Publication 30* のモデル (ICRP, 1979a, 1980) を用いて計算されたものと比べてほぼ 2 桁増大させるとして示している。同様に、小腸壁における  $^{90}\text{Sr}$  の残留は、小腸壁の等価蓄積量を、*Publication 30* のモデル (ICRP, 1979a, 1980) を用いて計算されたものと同じ程度に増大さうする。しかし、いずれの事例においても、これらの臓器蓄積量の増大は、他の組織からの蓄りによって支配される蓄積実効蓄積量の大きな変化にはつながらない (ICRP, 2006)。消化管組織における蓄積に関する情報は、利用可能ならば、本報告書シリーズの個々の元素の項目に示される。

### 3.3.5 消化管の線量評価

(151) HATM は、それぞれ消化管領域内のがん誘発に関する標的細胞に対する線量の明確な計算を可能にする。その際、それらの領域の内容物中の放射性核種による線量を考慮し、また、かかるべき場合には放射性核種の細胞残留を考慮する。

(152) 食道および口腔は、これらの領域における通過時間が短いため、経口摂取された放射性核種から受ける線量が極めて低くなる (ICRP, 2006)。しかし、食道には固有の Wt が割り当てられており (ICRP, 2007)、また、口腔、たとえば咽における残留は口腔粘膜 (これは *Publication 03* (ICRP, 2007) において、残りの組織を構成する臓器および組織に追加された) に対する線量のかなりの増加をもたらしているため、これらは包められた。

(153) 一般に、線量およびがんリスクの点で重要性がより高い消化管領域は胃と、特に結腸であり、小腸は胃よりも大きな線量を受け、場合があるが、放射線誘発がんに対する感受性が高くはなく、固有の Wt が割り当てられていない (ICRP, 2007)。したがって、小腸の残り組織を構成する臓器および組織に含められている (ICRP, 2007)。

(154) HATM における重要な改良の 1 つは、非透過性のアルファ線および電子線によるさまざまな領域における線量を計算するために用いられている方法である。*Publication 30* (ICRP, 1979a) では、内容物中のベータおよびアルファ放出体による、全ての胃腸領域の壁の線量は、それら内容物のそれぞれにおける線量に対して、ベータ放出体では 100% およびアルファ放出体では 1% であると仮定されている。一方、HATM は、胃腸領域それぞれにおける標的細胞に対する標的細胞の位置ならびにベータおよびアルファ粒子の壁への透過深さを考慮する。がん誘発に関連する標的上皮管細胞であるとみなされ、口腔および食道では扁平上皮の基底層に、また、胃、小腸および大腸では単細胞層上皮を離れたす腔内に位置する。

65

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

2007) は、次のように動用している。局所皮膚線量は、70  $\mu\text{m}$  の深さにあると仮定される感受性の高い細胞に対して計算されるべき、もしくは、皮膚表面でのこの移行を記述するためのモデルを開発した (ICRP 2006) および図 3.7。十分なヒトのデータがないため、このモデルは、皮膚表面に分する放射能にも、粒子中に濃集した放射能にもあてはまる。皮膚に沈着した放射性核種による線量の計算については、ICRP はいかなる線量評価モデルも勧告せず、いかなる線量係数も示さない。

### 3.4.2 創傷

(161) 放射性核種は、汚染された創傷部位から血液ならびに他の臓器および組織へと移行する可能性がある。NCRP は、異なる物理化学的状態の物質に依存してこの移行を記述するためのモデルを開発した (ICRP 2006) および図 3.7。十分なヒトのデータがないため、このモデルのパラメータ値は動物実験によるデータに基づいたものである。元素固有の全身体動能モデルと適合するならば、このモデルは、尿中および糞中排泄を計算するだけでなく、臓器および組織に対する蓄積等価線量ならびに放射性核種の血液および全身循環への移行後の蓄積実効線量を計算するために用いられることができる。

(162) このモデルは、創傷から注入または透過した後の放射性核種の両方の放射線物質に適用できるように設計された。創傷部位にある放射性核種の物理的または化学的状态を記述するために、3 つのコンパートメントを用いられる。これらは、可溶性物質；コロイド状態および中間状態の物質；粒子状態、凝集状態および結合状態；捕捉された粒子からなる凝集物；そして破片からなる。場合によっては、これらのコンパートメントは、その最初の物理化学的状態の放射性核種を含む。また、当初沈着した物質が状態を変化させ、1 つのコンパートメントから別のコンパートメントへと移行する場合もある。ほとんどの場合、このモデルは、指定された放射性核種の物理的および化学的形態に依存して 2 つまたは 3 つのコンパートメントへと単純化される。

(163) 最初に可溶性の形態で創傷中に存在する放射性核種について、4 つの残留カテゴリーが定義される。すなわち、弱い、中位の、強い、強い、強い、強い、強い。これらは一般的に、創傷部位における特徴的な残留の大小に依ってまはる。分類の判断基準は次のものに基づいて、そしてフラットについて、前記に注入された放射性核種のうち従事後 1 日間とどまる割合；および (b) 最初保持された割合が取り除かれた速度。

(164) 創傷部からの放射性核種の放出は、可溶性の物質の場合は血液を経由して、粒子の場合はリンパ節を経由して起こる。リンパ節における粒子のさらなる溶解は、放射性核種の血液への移行も生じる。血液は、この創傷モデルをそれぞれの放射性核種固有の全身体動能モデルと結びつける中心となるコンパートメントである。放射性核種はひとたび血液に到達すると、可溶性の状態に直接注入されたかのような挙動をとる。これは、HRTM および HATM において採用されているのと同じアプローチである。

67

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

(155) この新たな方法は概して、細胞内容物中のアルファおよびベータ放射放射性核種による結腸線量の推定値を *Publication 30* のモデル (ICRP, 1979a) を用いて得られるものより低くする。これは、結腸内容物および (280~300  $\mu\text{m}$  の深さの)、腸管細胞の上にある粘膜組織におけるアルファ粒子および電子のエネルギーの喪失のためである。これは、標的領域における電子のエネルギー喪失を低減し、内容物から放出されるアルファ粒子の、標的領域の線量に対する蓄りをゼロにする。消化管壁における放射性核種の残留がない場合、経口摂取されたアルファ放出体による、消化管のあらゆる領域に対する線量は、それらの血液への吸収と、その後の軟組織における全身性放射能からの照射のみによることになる。

(156) 局所的な結腸線量のこの低下が総蓄積実効線量に及ぼす影響は、放射性核種によって異なる。 $^{59}\text{Fe}$ 、 $^{90}\text{Sr}$  および  $^{239}\text{Pu}$  については *Publication 100* (ICRP, 2006) に示されている例は、結腸に対する局所線量の低下は実効線量にはほとんどと、又は全く影響を及ぼさないことを示している。これは、実効線量の支配的な蓄りが、血液に吸収された放射能による臓器および組織の等価線量に由来するためである。一般に、実効線量に対するこの影響は、Fi が大きい放射性核種もしくは体内に長期間残存する長寿命放射性核種の線量に由来する。しかし、 $^{106}\text{Ru}$  の例の場合、消化管領域の等価線量が実効線量に大きく寄与するため、蓄積実効線量および結腸線量はそれぞれおよそ 2 分の 1 および 5 分の 1 に低下する。

(157) *Publication 100* (ICRP, 2006) における線量計算は、消化管区画それぞれから細胞層への電子およびアルファ粒子の吸収割合の推定値に基づいたものだった。本報告書では、粒子の種類および内容物と壁における線源について、新たな計算が行われている。小腸の領域については、分割のやり取りに関する新たなモデルが導入されている。さらなる詳細は将来の刊行物 (ICRP, 2016c) に示されることになる。

## 3.4 傷のない皮膚および創傷

### 3.4.1 傷のない皮膚

(158) 傷のない皮膚は、ほとんどの物質の体内投入に対する有効防護であり、この防護を越える放射性核種はほとんどない。実際に重要な例外は、液体または蒸気状態のトリチウム水、有機炭素化合物、そして蒸気状態または溶解中のヨウ素である。

(159) 考えうる被ばくシナリオが幅広いため、皮膚を通じて放射性核種の吸収について、一般モデルは存在しない。例えばエアロゾル、液体、汚染された表面や汚染された衣類との接触によって、皮膚は汚染される可能性がある。汚染物質の物理的および化学的形態 (pH を含む) ならびに皮膚の生理学的状態は、いかなる線量評価においても重要な因子である。

(160) 汚染された皮膚の領域に対する放射線量と、吸収の結果としての全身に対する線量は、いずれも考慮されるべきである。ICRP (1991、

66

翻訳者作業用 (前序)  
後半との調整があるため未定稿

(165) バイオアッセイ解析のためのモデルの適用を例示するために、この創傷モデルは  $^{137}\text{Cs}$  に対応する全身体動能モデル (ICRP, 1979a, 1989, 1997b) と整合された。創傷モデルにおけるオフオフトレンドは、「閉」カテゴリーである。それゆえ、このカテゴリーの場合の  $\beta$  のパラメータが創傷モデルに適用され、尿中および糞中排泄パラメータが予測された (図 3.8)。これらのパラメータは、 $^{137}\text{Cs}$  の排泄がヒトに異なるのが、尿中では摂取後 2~3 日、糞中ではおよそ 5 日であることを示している。いずれのパラメータも、創傷部位からの  $^{137}\text{Cs}$  の速い移動、そして全身臓器部位における分布およびそれらからの排泄を反映している。

(166) 比較のために、 $^{137}\text{Cs}$  が照射線量率を用いる放射性核種の粒子として汚染された創傷部位に存在するならば、それには「粒子」カテゴリーのパラメータ値を与えることができる。この場合、血液への溶解と吸収は「閉」カテゴリーの場合よりもはるかに速く、尿中および糞中排泄パラメータはおよそ 10 日後には、数年間継続する類似平衡排泄パラメータを示す (図 3.9)。

(167) 創傷、擦傷、火傷またはその他の病理学的な皮膚損傷の存在は、放射性物質が皮下組織に到達し、その後全身循環に到達する能力を大幅に増大させる場合がある。創傷部位に沈着した物質の多くはその部位に保持され、外科的に切除することが可能かもしれないが、可溶性 (移行可能) 物質は血液へと溶解し、したがって人体の他の部分へと移行する。3.1 節において言及したように、創傷に起因する内臓汚染の評価は実際上は、専門家の判断を用いてケースバイケースで扱われる。多くの場合、創傷部位から血液へと移行する放射性核種の量は、尿のバイオアッセイデータから直接評価されるだろう。創傷部位から血液ならびに他の臓器および組織へと移行する放射性核種の量の計算については、ICRP はいかなる線量評価モデルも勧告しない。しかし、そのようなモデルは NCRP (2006) によって発表されているため、損傷程度として注記に対応する線量係数は電子付文書に示されており、これは創傷汚染後の線量の評価に役立つだろう。

## 3.5 全身性放射性核種に対する体内動能モデル

### 3.5.1 線量係数

(168) 本書では、全身性循環に達してからの体内放射性核種の分布および排泄の時間依存性モデルを、全身体動能モデルと通称する。呼吸経路および消化管における放射性核種の挙動を記述する ICRP の体内動能モデルとは対照的に、ICRP の全身体動能モデルは通常、バイオアッセイだけでなくモデル構造についても元素固有のものである。放射線評価における対象元素の、潜在的に重要な全身性動能モデルおよび移行経路をすべて表現する汎用モデル構造は、実用的な用途には複雑すぎるだろう。しかし、以前の ICRP 報告書では、時折、汎用モデル構造を用いられてきた。それは体内における線量に定性的な同様に知られている、または予推定される典型的な元素の全身体動能モデルを記述するためである。例えば *Publication 20* (ICRP, 1973) は、アルガリ土壌金属のカドミウム、ストロンチウム、バリウムおよびラジウムについて汎用モデルの記述を導入したが、ほとんどのモデルのパラメータについては元素固有の値を示した。*Publication 30*

68



の第1-3番 (ICRP, 1979a, 1980, 1981) では、プルトニウムについて考察されたモデルが、モデル構造だけでなくパラメータ値も含めて、ほとんどのアクチノイド元素に適用された。これらのアクチノイド元素のいくつかに対応する体内動態モデルは *Publication 30* の第4部 (ICRP, 1988b) において修正されたが、そこではプルトニウムに対応するモデル構造が汎用モデル構造として用いられ、一連の共通パラメータの値がプルトニウム、アメリカシウム、アメリシウムおよびキュリウムに適用され、他の元素に対応するモデルにおける選ばれたパラメータには元素固有の値が適用された。汎用全身モデル構造の利用は、全身体内動態モデルの開発、記述及び適用を容易にするという理由で、放射性核種の摂取による公衆の構成員に対する線量に関するICRP報告書の中で増加しており (ICRP, 1993, 1995e, 1995f), 本報告書においてさらに拡大されている。

(169) 本報告書シリーズで用いられる全身体内動態モデルは、放射性核種の摂取による公衆の構成員に対する線量に関するICRP報告書シリーズ [ここで「*Publication 72* シリーズ」(ICRP, 1989, 1993b, 1995bc, 1996) と呼ぶ] において比較的限られた最終で適用された、生理学的に記述されるモデルングスキームに一般的に従う。すなわち、このモデル構造は、血液を代表とする1つ以上のコンパートメント、血管外の滞留場所から血液への放射能のフリードバンドバックを表現し(すなわち、それらは再循環モデルである)、そして実用上可能な限り、個々の元素の全身体内動態モデルを決定すると考えられる主要な生理学的プロセスを表現する。

(170) いくつかの重要な要素に対応する全身体内動態モデルは、体内におけるこれらの元素特有の挙動を記述するために具体的に設計されたモデル構造の枠内で開発されている。しかし、ほとんどの元素に対応するモデルは、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995bc, 1996) において骨親和性放射性核種に適用された2つの汎用モデル構造 (図 B.1 および B.2) の1つもしくはそれらの構造のリエーションの枠内で構築されている。これは、骨親和性元素についてだけでなく、比較的低い骨中沈着を示すいくつかの元素(たとえば、コバルトやルテチウム)についても行われた。体内におけるそれら元素の主たる滞留場所および移動経路は、これら2つの構造のいずれか一方には含まれるためである。ある場合には、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995bc, 1996) において適用されたモデル構造は、元素固有の特性に適合させるためにわずかに修正されているが、元素の体内動態のある側面に関する情報が限られていることを考慮して単純化されている。

(171) 本報告書で用いられる全身体内動態モデルには、全身性放射能の尿および糞による生物学的除去の明確な経路が含まれる。一部の元素に対応するモデルにおいては、肝臓のさらなる排泄経路も表現されている。

(172) 膀胱について採用される体内動態モデルは、*Publication 67* および *68* (ICRP, 1993, 1994b) に述べられている。目あたり排泄回数、作業者の場合6回とみなされる。一次プロセスの点から膀胱の動態を表現するために、膀胱からの除去速度は  $12d^{-1}$  とみなされる。

(173) 本報告書シリーズで用いられる全身モデルの多くにおいては、放射能は、元素固有である内因性の分泌経路によって、全身コン

(177) 本報告書シリーズにおけるそれぞれの元素の項では、その元素の放射性同位体の線量評価面上重要な子孫核種に対応する体内動態の仮定の導入について述べる。所定の親元素に対する導入方法は、体内で生成される系列構成核種の挙動に関する特定の情報が入手できる可能性、系列構成核種の挙動に関する不確実性に関する線量評価の感度、その元素に対応する放射性核種系列の長さ、そして系列構成核種に対応する特定の全身モデルの複雑さおよび一貫性に依存する。場合によっては、主として物理学的半減期短い子孫核種に由来して、その子孫核種に対応する特定の全身モデルは、インビボでの生成に続くその短期的な挙動に関する不確実性を考慮して実証的な目的のために適切に簡化される。第二の例として、本報告書シリーズにおいては、貴ガス(希ガス)が親核種の場合に適用される比較的詳細な機能的モデルは、インビボでの生成後のそれらの挙動への適用のために、はるかに単純なモデルによって置き換えられる。どの場合にも、元素  $X$  の子孫核種としての元素  $Y$  に適用される全身モデルは、親核種としての  $Y$  が早いあらゆる系列について同じである。たとえば、 $^{226}\text{Ra}$  の摂取に起因して全身の滞留地点において生成される  $^{226}\text{Ra}$  に適用される全身モデルは、 $^{226}\text{Ra}$  の摂取に起因して全身の滞留地点において生成される  $^{226}\text{Ra}$  にも適用される。

### 3.6 医学的介入

(178) 取り込みを防止するまたは排泄を促進するための医学的処置が適用される場合、本報告書シリーズにおいて要約されるモデルに示されているデータは、モニタリング情報から予測定効果量を評価するために直接使用することはできない (ICRP, 1980; Gerber and Thomas, 1992; IAEA, 1996)。そのような状況では、当該人物における特定の汚染物質の残留を追跡するために特殊モニタリングプログラム(5.5節)が行われるべきであり、測定値の間の評価を行うためにこれらのデータが用いられるべきである。

### 3.7 線量計算方法: ICRP 線量評価体系

(179) 以下では、放射性核種の摂取効果量の臓器等価線量および実効線量の評価に適用されるICRP線量評価体系を提示する。この体系は、さまざまな線源組織における時間依存の線量換算を含む。線源体内動態モデルの数値解法を含む。これらの解法は、線量評価から、骨組織の質量、そして *Publication 110* (ICRP, 2009) における標準ファクターに定義される骨組織質量に定着する。線源組織面積から放出される放射エネルギーの割合に関する標準ファクターと結合される。以下に、*Publication 103* (ICRP, 2007) に定義されている防護量と整合する。これらの線量評価計算の計算形式を提示する。さらに詳細なデータは、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) に示される。

ートメントから消化管の特定部分へと移行し、その後業に含まれて取り除かれると仮定される。分泌された物質は、消化管のさまざまな部分を通じた移行速度は、HATM に特定されている元素固有の速度である。全身コンパートメントから小腸またはより前段の消化管部分の内容物へと移行する放射能は、一部血液に再吸収されると仮定される。右結腸またはそれより後段の消化管区画の内容物に割り当てられる放射能は、再吸収の影響下にはないと仮定される。

### 3.5.2 放射性子孫核種

(174) *Publication 30* および *68* (ICRP, 1979a, 1994b) では、親核種の摂取に起因して全身コンパートメントにおいて生成される系列構成核種は親核種の体内動態を使用するという一般的な仮定が行われた。これは「共通動態」の仮定と呼ばれる。*Publication 68* (ICRP, 1994b) では、親核種が鉛、ラジウム、トリウムまたはウランの同位体。また、テルの子孫であるヨウ素ならびにさまざまな系列に属して生じた貴ガス(希ガス) 同位体についても、系列構成核種の「個別動態」という別な仮定が行われた。子孫核種の個別動態の導入には、実験的研査および職業放射線研究のレビューによって特徴づけられた (Leggett et al., 1984)。全身に生成される子孫核種の一般挙動パターンに基づき、そのデータは、軟組織または骨表面において生成されるほとんどの放射性子孫核種は、親核種から離れ、それらに特有な生物学的挙動に従い始める傾向にあるのに対し、骨本体(海綿骨) において生成される放射性子孫核種は親核種間におわって親核種とともに骨中にとどまる傾向にあることを示唆していた。

(175) 本報告書シリーズでは、骨本体(海綿骨) コンパートメント以外の全身コンパートメントにおいて生成されるもしくは、子孫核種の生成または消化管における生成、または血液と血液に吸収される子孫核種には、一般的に独立動態の仮定が適用される。基本的な仮定は、子孫核種は、全身の滞留地点における生成、またはそこへの吸収の時点からその特有の挙動に従うということである。この仮定の導入は、多くの親核種と子孫核種の組み合わせに対応する全身モデルのために、必ずしも容易ではない。例えば、ある放射性核種は、子孫核種の特有なモデルにおいて明確に指定された組織ではなく、親核種のモデルにおいて明確に指定された組織内で生まれるかもしれない。これが起こる場合、そのモデルを解決できるようにするには、子孫核種の除去速度および取り除かれた放射能の先行を定義しなければならない。

(176) たとえば子孫核種が、子孫核種の特有なモデルにおいて明確に指定された線源臓器である組織内で生成されるとしても、子孫核種のモデルがその組織を親核種のモデルにおけるコンパートメントと同一とはみなさない(コンパートメントを分ける)ならば、**個別動態の仮定**の導入は、幾分任意的なものになるかもしれない。例えば、これは、その組織のコンパートメントへの分割が、親核種の生理学的または解剖学的考察、および子孫核種の動態の基礎に基づく場合や、あるいはその逆の場合に起こるかもしれない。そのようなコンパートメント間の同一性の問題は、ケースバイケースで扱われる。

### 3.7.1 ICRP 標準体内動態モデルに対する計算方法

(177) HRTM (ICRP, 1994a), HATM (ICRP, 2006) および本報告書の全身体内動態モデルは、体内における放射性核種の動的挙動を記述するものである。摂取経路が与えらるると、これらのモデルは、その後の全身性循環への取り込み、人体組織間における分布、そして人体からの排出経路を予測する。これらの動態に重ね合わされるのは、その場における放射性核種および放射性子孫核種の生成である。したがって、親核種の取り込み、分布および排出に加えて、あらゆる子孫核種の取り込み、分布および排出が予測される。

(178) 全身体内動態のコンパートメントモデルと結合された呼吸気道および消化管のコンパートメントモデルは、一階微分方程式の体系を定義する。この連立の方程式の解は、体内の解剖学的領域と関連づけられる数学的コンパートメント(プール) における、放射性核種、もしも存在するならばその放射性子孫核種の時間依存分布である。 $A_{ik}(t)$  を、時間  $t$  におけるコンパートメント  $j$  内の放射性核種  $i$  の放射能を表すものとする。コンパートメント  $j$  内の、線量系列の構成核種  $i$  ( $i=1, 2, \dots, N$ ) であり、 $i=1$  は親核種である) の放射能の変化率は、以下のように記述できる。

$$\frac{dA_{ik}(t)}{dt} = \sum_{l=1}^N \lambda_{lik} A_{lk}(t) - A_{ik}(t) \left[ \sum_{l=1}^N \lambda_{ilk} + \lambda_{ik}^p \right] \quad (3.3)$$

ここで、

$M$  は動態を描写するコンパートメントの数である。

$\lambda_{ik}$  は体内動態モデルにおける、コンパートメント  $j$  (提供側コンパートメント) からコンパートメント  $k$  (受領側コンパートメント)

への、系列構成核種  $i$  の移行速度の割合である。

$\lambda_{ik}^p$  は系列構成核種  $i$  の物理的崩壊定数である。そして、

$\beta_{ik}$  は構成核種  $i$  を形成する系列構成核種  $k$  の線量の割合である。

(179) これらのコンパートメントについて指定される初期条件  $A_{ik}(0)$  が与えらると、式(3.3)は、人体内の放射性核種およびその子孫核種の動的挙動を定義する。式(3.3)の右側の第1項は、あらゆる提供側コンパートメントからコンパートメント  $j$  への、系列構成核種  $i$  の流量を表す。第2項は、受領側コンパートメントへの移行と物理的崩壊の両方による、コンパートメントからの構成核種  $i$  の除去速度を表す。第3項は、コンパートメント内の構成核種  $k$  の存在による、コンパートメント  $j$  内の構成核種  $i$  の生成を表す。この線量系列の構成核種は、構成核種  $i$  の前駆核種が  $i$  未満の指数を有するような順序であることを注意する。順序づけられた系列構成核種のリストは、*Publication 107*

(ICRP, 2008) とともに配布されている DECDATA ソフトウェアを用いて得ることができる。  
(180)  $N \times M$  階常微分方程式の体系は、追加な数値方法を用いて解かれなければならない。この体系は一般に、非ゼロ初期条件が観測種のみ適用される摂取コンパートメント (すなわち、 $j=1$ ) を除いたあらゆるコンパートメントに対する  $A_{ij}(0)=0$  という初期条件について解かれる。

(181) 線量係数の数値を計算するには、式(3.3)の体内動態コンパートメントを  $r_i$  によって示される解剖学的線源領域と関連づけることが必要である。線源領域は生体組織である場合もそうでない場合もあり (たとえば、胃の内容物は線源臓器かもしれないが生体組織ではない)、1つ以上の動態コンパートメントからなる場合もある。線源領域  $r_i$  において起こる、系列形成核種  $T$  の核変換の数  $A_i(r_i, T)$  (Bq s) は、以下の式によって求められる。

$$\dot{A}_i(r_i, T) = \sum_{j=1}^n A_{ij}(r_i, T) \quad (3.4)$$

ここで、 $\tau$  は預託期間 (作業者の場合 50 年 とみなされる) である。式(3.4)における合計は、線源領域  $r_i$  と関連するあらゆる動態コンパートメント  $j$  におけるものであり、放射能  $A_{ij}$  は式(3.3)を解くことによって得られる。 $\dot{A}_i(r_i, T)$  (s) として表される、線源領域  $r_i$  における放射能摂取量あたりの核変換の数は、以下の式によって求められる。

$$\bar{a}_i(r_i, T) = \frac{\dot{A}_i(r_i, T)}{\sum_{i=1}^n A_i(r_i, T)} \quad (3.5)$$

ここで、分母における合計は、 $i=0$  におけるコンパートメントの内容物にわたるものである。粒子状物質およびガス状物質の吸入摂取の場合、吐き出された放射能はこの分母に含まれない。HRTM のコンパートメントに定着するのは放射能摂取量のうちのわずかな割合に過ぎないためである。

### 3.7.2. 臓器等価線量に対する ICRP 線量係数係数の計算法

73

### 3.7.3. 実効線量に対する ICRP 線量係数係数の計算法

(184) Publication 103 (ICRP, 2007) で定義されているように、預託実効線量係数  $e(r)$  は以下のとおりである。

$$e(r) = \sum_{i=1}^n w_T \left[ \frac{A_i^H(r) + A_i^D(r)}{2} \right] \quad (3.10)$$

ここで、 $w_T$  は表 1.2 の組織  $T$  の組織加重係数であり、 $A_i^H(r)$  および  $A_i^D(r)$  は、それぞれ標準成人男性および標準成人女性における、これらの同じ組織に対応する預託等価線量係数である。

### 3.7.4. ICRP 線量評価体系における比較割合の導入

(185) ある放射性核種の放射線加重  $S$  係数 (Sv (Bq s)<sup>-1</sup>) は、以下のように計算される。

$$S_A(r - r_S) = \sum_{i=1}^n w_T \sum_{j=1}^n E_{ij} Y_{ij} \Phi(r - r_S, E_{ij}) \quad (3.11)$$

ここで、 $E_{ij}$  は、その放射線核種の核変換において放出されるタイプ  $R$  の  $i$  次放射線のエネルギーである。 $Y_{ij}$  は、核変換あたりのタイプ  $R$  の  $i$  次放射線の放出率である [(Bq s)<sup>-1</sup>]。 $w_T$  は、放射線タイプ  $R$  の放射線加重係数 (表 1.1) である。そして、 $\Phi(r - r_S, E_{ij})$  は、線源組織  $r_S$  内で放出される放射線タイプ  $R$  のエネルギー  $E_{ij}$  のうち、標的組織  $r_i$  において質量あたり取り込まれる割合として定義される。比較割合である (kg<sup>-1</sup>)。

(186) 放出される放射線のエネルギーと放出率すなわち  $E_{ij}$  および  $Y_{ij}$  は、Publication 107 (ICRP, 2008) から引用される。ベータ線の放出については、平均値ではなく、スペクトルデータが  $S_W$  の計算に用いられる [すなわち、式(3.5)における内部合計はそのスペクトルの積分によって置き換えられる]。

(182) 摂取時間を  $\tau$  とする場合、標的領域  $r_i$  における標準成人男性の預託等価線量係数  $H^M(r_i, \tau)$  および標準成人女性の預託等価線量係数  $H^F(r_i, \tau)$  は、以下の式によって求められる。

$$H^M(r_i, \tau) = \sum_{j=1}^n \bar{a}_j(r_i, \tau) A_j^M(r_i - r_S) \quad (3.6)$$

$$H^F(r_i, \tau) = \sum_{j=1}^n \bar{a}_j(r_i, \tau) A_j^F(r_i - r_S) \quad (3.7)$$

ここで  $S$  係数、 $S^M(r_i - r_S)$  および  $S^F(r_i - r_S)$  は、それぞれ男性作業員および女性作業員の場合の、線源領域  $r_S$  における系列形成核種  $T$  の核変換による標的領域  $r_i$  における放射線加重等価線量 [Sv (Bq s)<sup>-1</sup>] である。外部の総和は親核種とその子孫核種にわたることに注意する。  
(183) 実効線量を計算するために用いられる、表 1.2 に挙げられているいくつかの組織は、単一の標的領域  $r_i$  によって代表されることとみなされる。複数の組織領域が標的領域を定める場合には、割合に応じた等価線量の加重を行わなければならない。したがって、組織  $T$  における、標準成人男性の預託等価線量係数  $H^M(r_i, \tau)$  および標準成人女性の預託等価線量係数  $H^F(r_i, \tau)$  は、以下のようになされる。

$$H^M(r_i, \tau) = \sum_{j=1}^n f_j(r_i, T) H_j^M(r_i, \tau) \quad (3.8)$$

$$H^F(r_i, \tau) = \sum_{j=1}^n f_j(r_i, T) H_j^F(r_i, \tau) \quad (3.9)$$

ここで、標的領域の加重割合  $f_j(r_i, T)$  は、標的領域  $r_i$  と関連する組織  $T$  における等価線量の割合である。表 3.5 で扱われている組織を除いて、表 1.2 の組織は単一の標的領域によって代表されるため、これらの組織の場合は  $f_j(r_i, T) = 1$  である。表 3.5 では、ET および TH 組織に対応する  $f_j(r_i, T)$  の値は、改訂された HRTM で指定され、それらのリスク按分係数に等しいとみなされる (表 3.3 を参照)。肺腸の場合、 $f_j(r_i, T)$  の値は、消化管管内の幹細胞層の質量割合である [Publication 100 (ICRP, 2006) の表 7.8 を参照]。リンパ節の場合、 $f_j(r_i, T)$  の値は、ET、TH および呼吸気道領域内のリンパ節 (リンパ組織ではなく) の質量割合とみなされ、これは、Publication 66 (ICRP, 1994a) の中で以前に示されたデータと一致する。

74

(187) いずれの性別についても、Publication 107 (ICRP, 2008) の中で表にまとめられた、核変換において放出されるすべての放射線に対応する比較割合の値は、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) で発表される。表にまとめられたエネルギーにおける比較割合は、三次スプライン補間によって求められる。

(188) 線源領域と標的領域のほとんどの組み合わせについて、光子、電子および中性子の比較割合は、Publication 110 (ICRP, 2009) に述べられている標準成人男性および標準成人女性の標準ファントムを用いて行われたモンテカルロ放射線輸送計算に基づいている。これらのファントムは、実際の人間の断層撮影画像から構成されている。

(189) アルファ粒子については、比較割合は、 $r_S = r_i$  ならば標的領域の質量の逆数であり、 $r_S \neq r_i$  ならば 0 である。呼吸気道および消化管、骨髄、膀胱、そして胆嚢の内臓が線源領域および標的領域の場合は例外である。これらの場合、線源領域内で放出されたエネルギーのうち大部分のみが標的領域に定着し、その割合はエネルギーに依存するかもしれない。

(190) 消化管および呼吸気道においては、光子の場合の吸収割合は標準ファントム (ICRP, 2009) を用いて導き出される。Publication 100 (ICRP, 2006) の消化管における電子およびアルファ粒子の吸収割合のデータは、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) に含まれる補完計算により更新される。Publication 66 (ICRP, 1994a) に示された、呼吸気道における電子およびアルファ粒子の吸収割合は、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) の中で提示される。

(191) 体内動態モデルは、以下の骨格線源領域において取り込みが起これることを考慮している。

- 骨梁の表面および体積。
- 皮膚骨の表面および体積。この場合、骨表面には以下が含まれる。
  - あらゆる葉状海綿質領域を取り囲む皮膚骨の皮質内のハバース管
  - 長骨幹の皮質骨内のハバース管； および
  - 長骨の骨髄腔と皮質骨を分ける表面
- 活性骨髄と不活性骨髄の両方の葉状海綿質領域内の骨髄に相当する葉状骨髄； および
- 長骨の骨髄腔内骨髄ならびに皮膚骨のハバース管内体液に相当する皮質骨髄。成人の場合、長骨幹の骨髄は不活性骨髄である。骨格の標的領域は、以下のとおりである。
- 50  $\mu$ m の骨内線源領域 (表 1.2 において骨表面と呼ばれている)

76

### • 活性 (赤色) 骨髄

表 1.2 の骨髄組織である骨表面は、ミネラル骨表面の 50 μm 以内の軟組織であり、その中に骨がんに関連する骨前駆細胞がある領域である。この骨髄組織は、骨髄の細胞性 (造血活性を有する骨髄組織の割合) とは無関係である。全身体内動態モデルは、「活性骨髄」または「梁状骨髄」を線源領域として識別することがあり、比吸収割合はいずれの線源領域についても将来の刊行物 (ICRP, 2016c) の中で示される。

### 3.7.5 放射性子孫核種の線量率

(192) 以前の ICRP 刊行物と同様に、本報告書シリーズにおける線量係数は、親核種の摂取後の放射性子孫核種の生成を考慮に入れていない。これらの係数は、親核種の摂取に対応している (すなわち、摂取時に子孫核種は存在しない)。ラドン吸入摂取は例外であり、摂取時に放射性子孫核種が存在すると仮定される。

(193) 一般に、全身体内動態モデルには、特定の臓器および組織のコンパートメントに明示的に割り当てられない、全身性放射能を含有する「その他」として表示されるコンパートメントが含まれる。「その他」は、明示的に指定されたコンパートメントの補完である。すなわち、このコンパートメントは、全身体内動態モデルにおいて明示的に識別されたコンパートメントと関連するもの以外のあらゆる全身性組織で構成される。子孫核種について独立動態が仮定される場合、その線量率のそれぞれが親核種は異なるコンパートメントセットを有することがあり、結果として、「その他」コンパートメントの解剖学的同一性は、系列構成核種の間で異なる。この状況に対処するための 2 つの代替計算手順が、Publication 71 (ICRP, 1995c) の付録書 C.3 で論じられている。

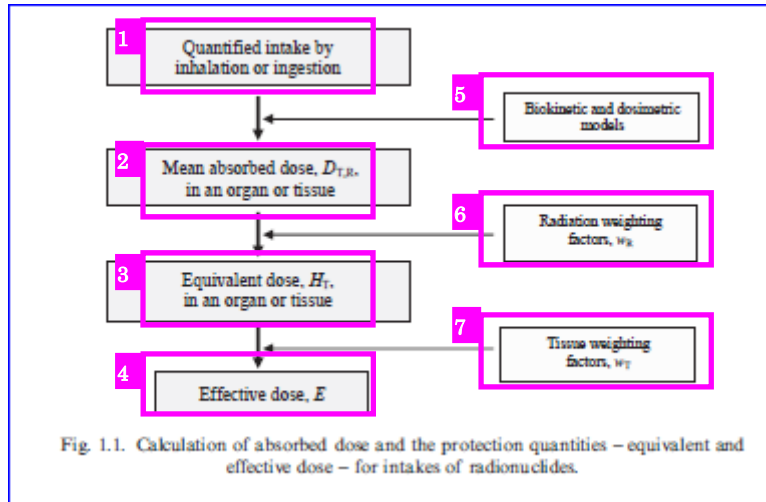
### 3.7.6 バイオアッセイデータ

(194) バイオアッセイデータからの測定の線量評価における体内動態モデルの利用について、いくつかの問題に言及する。

- 1.4 節に説明したように、臓器および組織に対応する等価線量係数は、標準男性および標準女性について計算され、実効線量の計算において平均される。一部の体内動態モデル (HATM および HRTM) は、性別固有のパラメータ値を有する。しかし、実効線量は特定の個人よりもむしろ標準作業員について算定された防護量であるため、組織/臓器吸収線量が組織反応のしきり値をはるかに下回る場合には、通常の測定の線量評価のための単純な手法を採用することで大きな利益が生じる。これらの理由から、本報告書シリーズにおいて採用される手法は男性の体内動態モデルを用いて摂取量を決定することであり、したがって、女性のいかなる数値係数または排泄係数も提示されない。

- 本報告書シリーズにおいて提示される単位内容量あたりの線量の関数は、体内の放射能に対応するものである (膀胱および消化管の内容量を含む)。肺の場合、この係数には、LNm を含めた呼吸気道の TH 領域におけるすべての放射能が含まれる。同様に、骨格の場合は、骨梁および皮質骨 (表面と体積の両方) ならびに骨髄 (活性と不活性の両方) におけるすべての放射能が含まれる。
- バイオアッセイデータに対応する単位内容量あたりの線量の関数は、24 時間尿試料または糞試料の内容量に適用可能である。これらの係数を用いるには、試料採取期間の終了時点までの線量が補正されるべきである。

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication130 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- 1 吸入摂取または経口摂取による、定量化された摂取量
- 2 臓器または組織における平均吸収線量,  $D_{T,R}$
- 3 臓器または組織における等価線量,  $H_T$
- 4 実効線量,  $E$
- 5 体内動態モデルおよび線量評価モデル
- 6 放射線加重係数,  $w_R$
- 7 組織加重係数,  $w_T$

図 1.1. 放射性核種の摂取の場合の吸収線量および防護量—等価線量と実効線量—の計算

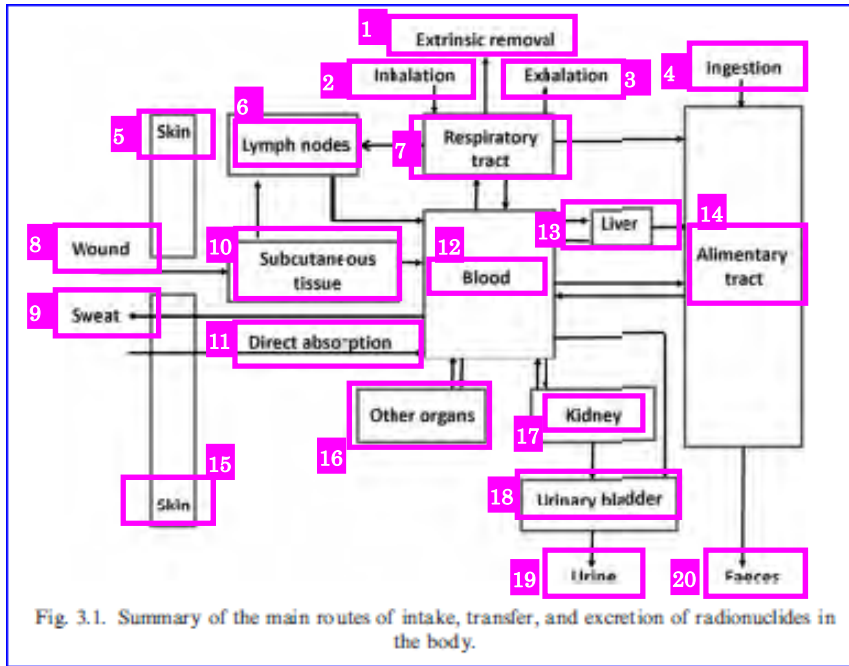
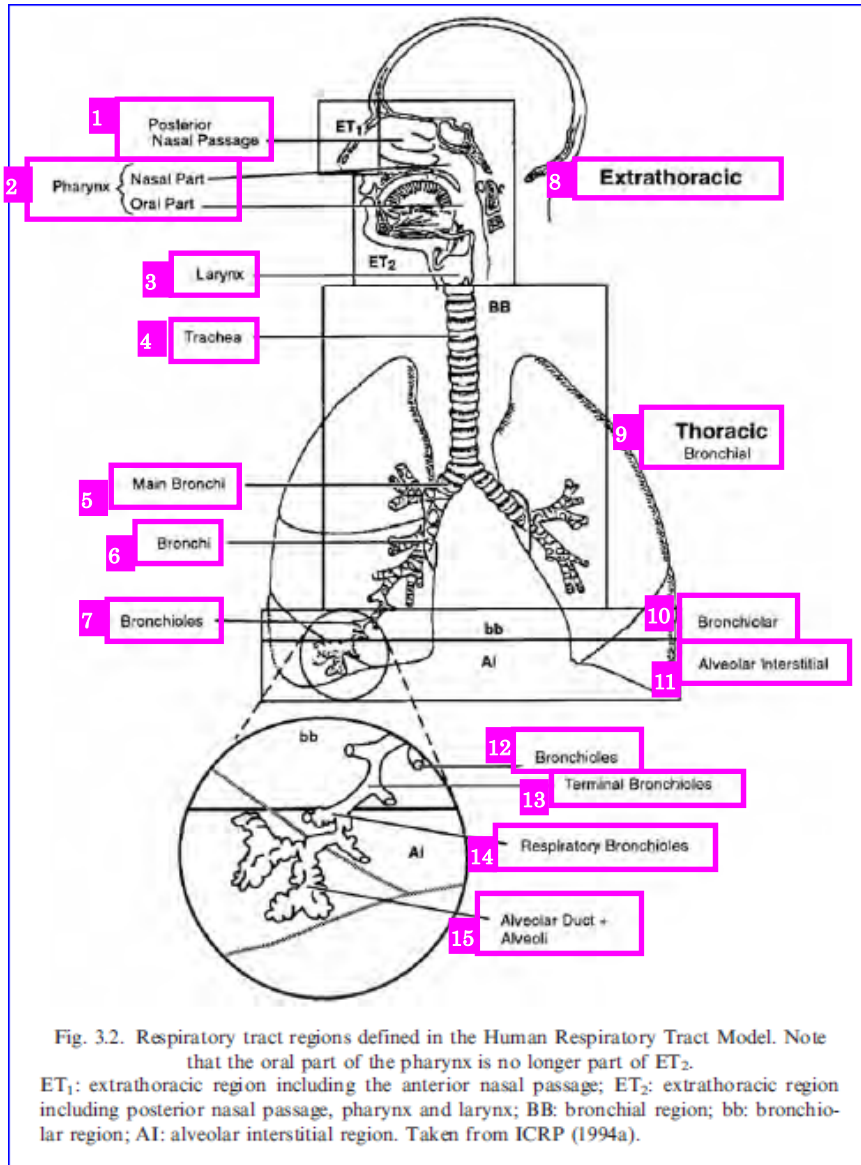


Fig. 3.1. Summary of the main routes of intake, transfer, and excretion of radionuclides in the body.

- 1 体外への除去
- 2 吸息
- 3 呼息
- 4 経口摂取
- 5 皮膚
- 6 リンパ節
- 7 呼吸気道
- 8 創傷
- 9 汗
- 10 皮下組織
- 11 直接吸収
- 12 血液
- 13 肝臓
- 14 消化管
- 15 皮膚
- 16 他の臓器
- 17 腎臓
- 18 膀胱
- 19 尿
- 20 糞

図 3.1. 体内における放射性核種の摂取，移行および排泄の主要経路の概要

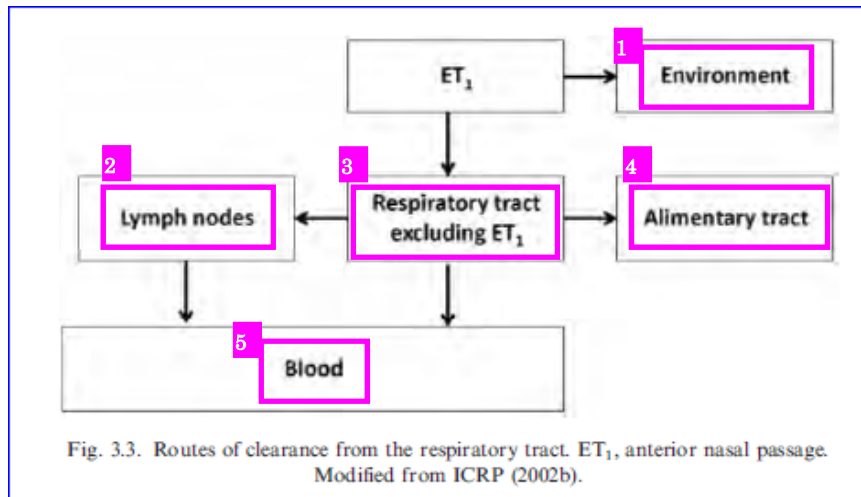


- 1 後鼻腔
- 2 咽頭  
鼻部  
口腔部
- 3 喉頭
- 4 気管
- 5 主気管支
- 6 気管支
- 7 細気管支
- 8 胸郭外領域
- 9 胸郭内領域  
気管支領域
- 10 細気管支領域
- 11 肺胞-間質領域
- 12 細気管支
- 13 末端細気管支

- 14 呼吸細気管支
- 15 肺胞管+肺胞

図 3.2. ヒト呼吸気道モデルにおいて定義される呼吸気道領域。咽頭の口腔部は  $ET_2$  の部分ではないことに注意。

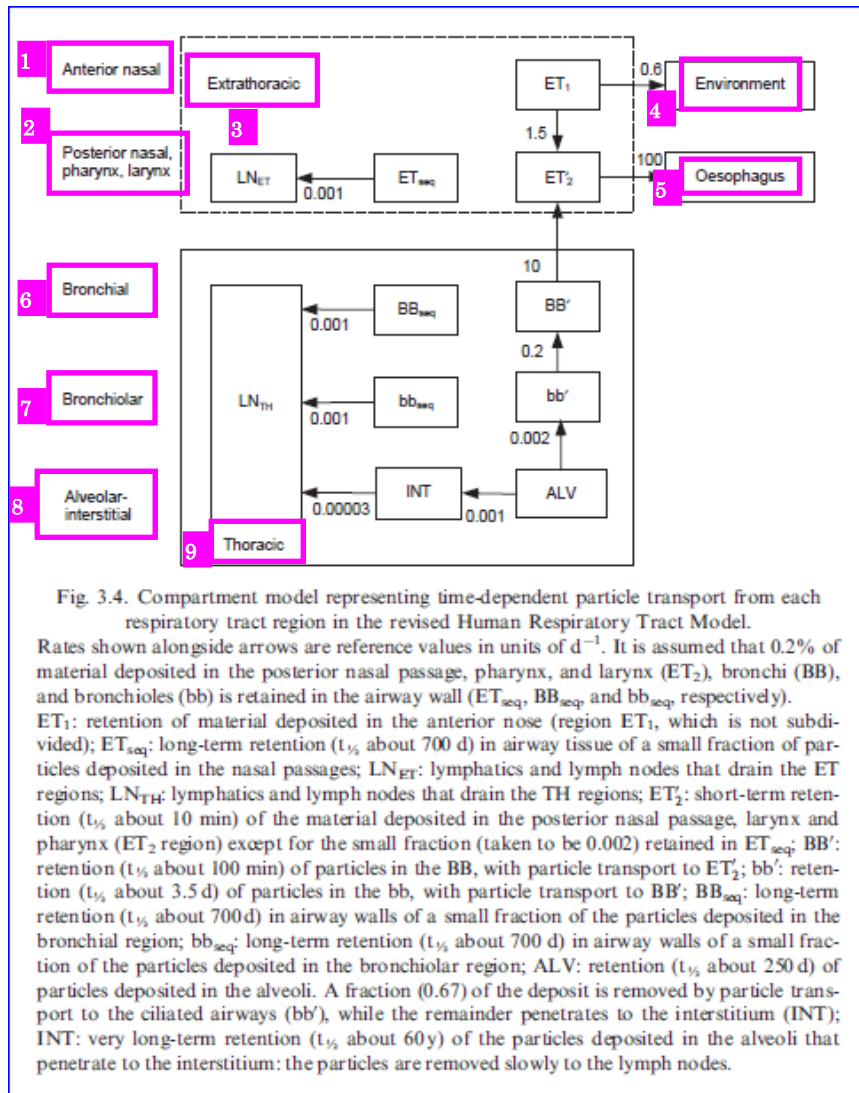
$ET_1$ ：前鼻腔を含む胸郭外領域； $ET_2$ ：後鼻腔，咽頭および喉頭を含む胸郭外領域； $BB$ ：気管支領域； $bb$ ：細気管支領域； $AI$ ：肺胞-間質領域。ICRP（1994a）から引用。



- 1 環境
- 2 リンパ節
- 3 ET<sub>1</sub>を除く呼吸気道
- 4 消化管
- 5 血液

図 3.3. 呼吸気道からのクリアランス経路。ET<sub>1</sub>は前鼻腔。ICRP (2002b) から改変。





- 1 前鼻腔
- 2 後鼻腔, 咽頭, 喉頭
- 3 胸郭外領域
- 4 環境
- 5 食道
- 6 気管支領域
- 7 細気管支領域
- 8 肺胞-間質領域
- 9 胸郭内領域

図 3.4. 改訂されたヒト呼吸気道モデルにおける, 各呼吸気道領域からの時間に依存する粒子輸送を表すコンパートメントモデル

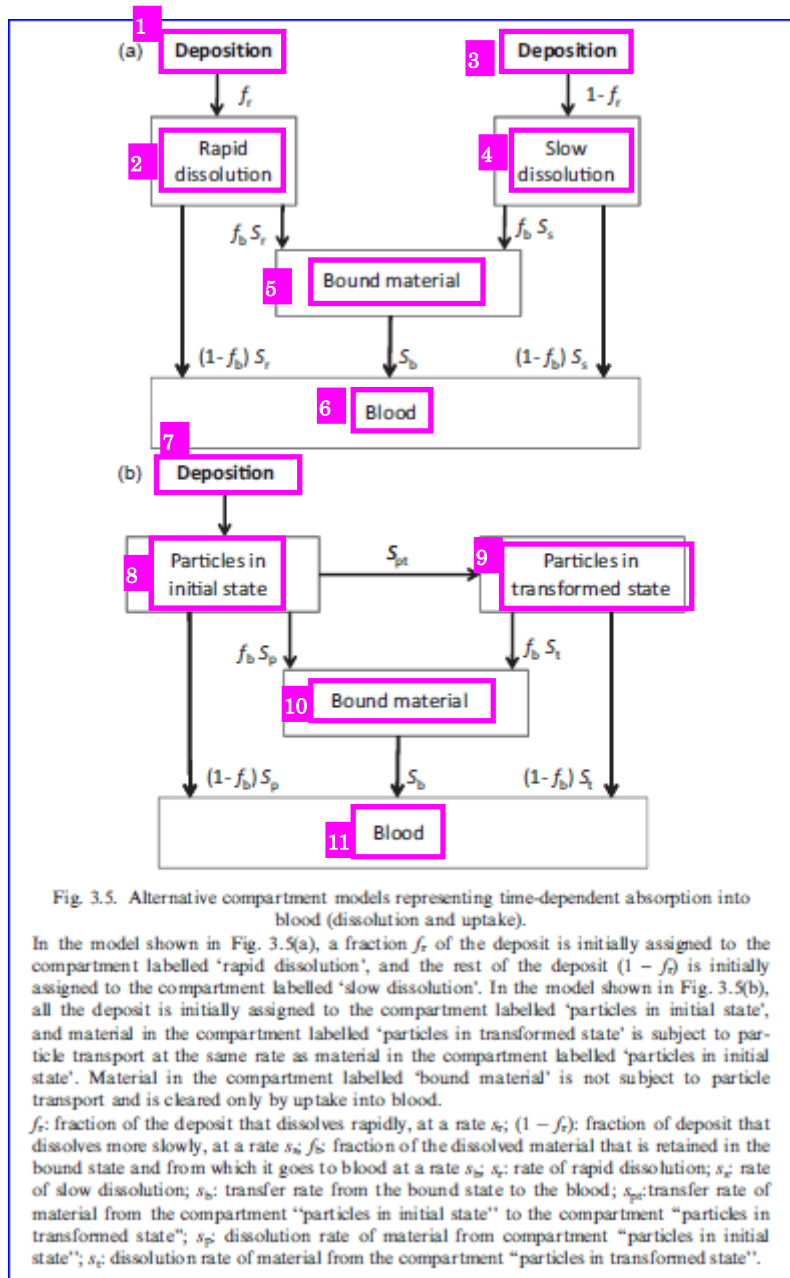
速度は, 矢印の横に示されている  $d^{-1}$  を単位とする標準値である。後鼻腔, 咽頭および喉頭 ( $ET_2$ ), 気管支 (BB) ならびに細気管支 (bb) に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それぞれ  $ET_{seq}$ ,  $BB_{seq}$  および  $bb_{seq}$ ) と仮定される。

$ET_1$ : 前鼻腔 (細分されない領域  $ET_1$ ) に沈着した物質の残留;

$ET_{seq}$ : 鼻腔に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期 約 700 d);

$LN_{ET}$ : ET 領域から流出するリンパ管およびリンパ節;

$LN_{TH}$  : TH 領域から流出するリンパ管およびリンパ節 ;  
 $ET'_2$  :  $ET_{seq}$  に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなされる) を除いた, 後鼻腔, 咽頭および喉頭 ( $ET_2$  領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10 min) ;  
 $BB'$  :  $ET'_2$  への粒子輸送を伴う,  $BB$  における粒子の残留 (半減期約 100 min) ;  
 $bb'$  :  $BB'$  への粒子輸送を伴う,  $bb$  における粒子の残留 (半減期約 3.5 d) ;  
 $BB_{seq}$  : 気管支領域に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期約 700 d) ;  
 $bb_{seq}$  : 細気管支領域に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期約 700 d) ;  
 $ALV$  : 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 d)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって線毛気道 ( $bb'$ ) へと取り除かれるが, 残りは間質 ( $INT$ ) へと浸透する ;  
 $INT$  : 肺胞に沈着した, 間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期約 60 y)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり取り除かれる。



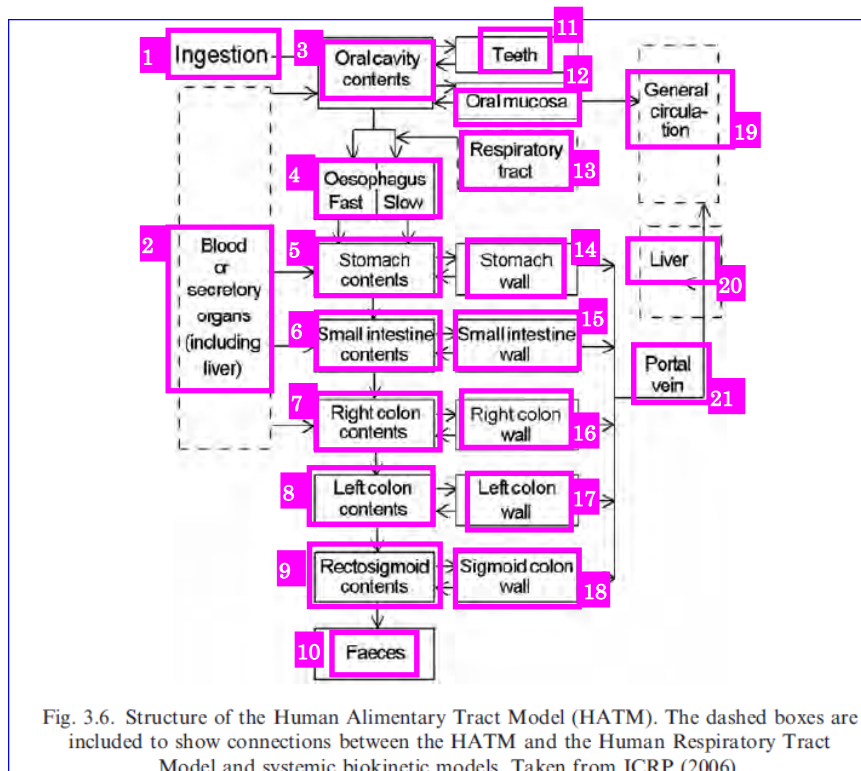
- 1 沈着
- 2 速い溶解
- 3 沈着
- 4 遅い溶解
- 5 結合した物質
- 6 血液
- 7 沈着
- 8 初期状態にある粒子
- 9 変換された状態にある粒子
- 10 結合した物質
- 11 血液

図 3.5. 血液への時間依存吸収を表現する 2 つのコンパートメントモデル(溶解および取り込み)

図 3.5(a)に示されているモデルでは、沈着物のある割合  $f_r$  が最初に「速い溶解」と名づけられた

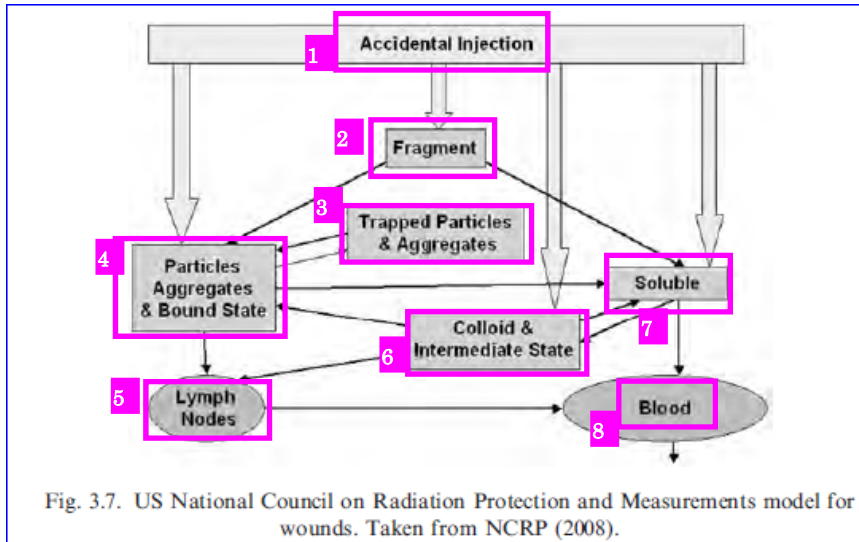
コンパートメントに割り当てられ、残りの沈着物 ( $1-f$ ) が最初に「遅い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられる。図 3.5(b)に示されているモデルでは、すべての沈着物が最初に「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質は、「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質と同じ速度で粒子輸送に従う。「結合した物質」と名づけられたコンパートメントにおける物質は粒子輸送に従わず、血液への取り込みによってのみ取り除かれる。

$f$ : 速度  $s_r$  で速やかに溶解する沈着物の割合;  $(1-f)$ : 速度  $s_s$  でより遅く溶解する沈着物の割合;  
 $f_b$ : 結合状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液へと向かう溶解物質の割合;  $s_r$ : 速い溶解の速度;  
 $s_s$ : 遅い溶解の速度;  $s_b$ : 結合状態から血液への移行速度;  $s_{pt}$ : コンパートメント「初期状態にある粒子」からコンパートメント「変換された状態にある粒子」への物質の移行速度;  
 $s_p$ : コンパートメント「初期状態にある粒子」からの物質の溶解速度;  $s_t$ : コンパートメント「変換された状態にある粒子」からの物質の溶解速度。



- 1 経口摂取
- 2 血液または分泌臓器 (肝臓を含む)
- 3 口腔内容物
- 4 食道  
高速 低速
- 5 胃内容物
- 6 小腸内容物
- 7 右結腸内容物
- 8 左結腸内容物
- 9 直腸・S字結腸内容物
- 10 糞
- 11 歯
- 12 口腔粘膜
- 13 呼吸気道
- 14 胃壁
- 15 小腸壁
- 16 右結腸壁
- 17 左結腸壁
- 18 S字結腸壁
- 19 一般的な循環
- 20 肝臓
- 21 門脈

図 3.6. ヒト消化管モデル (HATM) の構造。破線の四角枠は、HATM とヒト呼吸気道モデルおよび全身体内動態モデルとの関連を示すために含まれた。ICRP (2006) から引用。



- 1 偶発的な注入
- 2 断片
- 3 捕捉された粒子および凝集物
- 4 粒子状態、凝集状態および結合状態
- 5 リンパ節
- 6 コロイド状態および中間状態の物質
- 7 可溶性の物質
- 8 血液

図 3.7. 創傷に対応する米国放射線防護測定審議会のモデル。NCRP (2008) から引用。

（以下は、もとの翻訳用ファイルには含まれていなかった図の訳文です。おそらく見落とされたためと思われるので追加しましたが、不要ならば削除してください）

1 日あたりの排泄,  $Bq$

尿中

糞中

摂取後の時間,  $d$

図 3.8. 創傷中の  $^{137}Cs$ , 「弱」 カテゴリー；急性摂取後の予測値 ( $Bq$  摂取あたりの  $Bq$ )

1 日あたりの排泄,  $Bq$

尿中

糞中

摂取後の時間,  $d$

図 3.9. 創傷中の  $^{137}Cs$ , 「粒子」 カテゴリー；急性摂取後の予測値 ( $Bq$  摂取あたりの  $Bq$ )

Table 1.1 Publ.103 の表 2 と用語の訳ソロエル (RI 手帳に同じ表あり)

☆参考☆ 103 の表 2

表 2 放射線加重係数の勧告値

放射線のタイプ	放射線加重係数, $w_R$
光子	1
電子 <sup>a)</sup> とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
アルファ粒子, 核分裂片, 重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数 (図 1 と式(4.3) 参照)

すべての数値は, 人体へ入射する放射線, 又は, 内部放射線源に関しては取り込まれた放射性核種から放出される放射線に関する。

<sup>a)</sup> 116 項と付属書 B の B.3.3 節に論じられているオージェ電子の特別な問題に注意。

Table 1.1. International Commission on Radiological Protection radiation weighting factors.

2 Radiation weighting factor, $w_R$		
1 Radiation type	3 Publication 103 (ICRP, 2007)	4 Publication 60 (ICRP, 1991)
Photons	1	1
Electrons and muons	1	1
Protons and charged pions	2	5*
$\alpha$ particles, fission fragments, heavy ions	20	20
Neutrons	5 Revised continuous function of neutron energy	6 Step and continuous functions of neutron energy

7 \*Pions were not considered.

表 1.1. 国際放射線防護委員会による放射線加重係数の勧告値

- 1 放射線のタイプ  
光子  
電子とミュー粒子  
陽子と荷電パイ中間子  
アルファ粒子, 核分裂片, 重イオン  
中性子
- 2 放射線加重係数,  $w_R$
- 3 *Publication 103* (ICRP, 2007)
- 4 *Publication 60* (ICRP, 1991)
- 5 改訂された中性子エネルギーの連続関数
- 6 中性子エネルギーの階段関数および連続関数
- 7 \*パイ中間子は考慮されていない。



この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication130 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table 1.2 Publ.103 の表 3 にほぼ同じ。訳ソロエル

☆参考☆ 103 の表 3

**表 3 組織加重係数の勧告値**

組 織	$w_T$	$\Sigma w_T$
骨髄（赤色），結腸，肺，胃，乳房，残りの組織*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱，食道，肝臓，甲状腺	0.04	0.16
骨表面，脳，唾液腺，皮膚	0.01	0.04
合計		1.00

\* 残りの組織：副腎，胸郭外(ET)領域，胆嚢，心臓，腎臓，リンパ節，筋肉，口腔粘膜，膵臓，前立腺（♂），小腸，脾臓，胸腺，子宮／頸部（♀）。

Table 1.2. *Publication 103* (ICRP, 2007) tissue weighting factors.

Tissue	$w_T$	$\Sigma w_T$
Bone marrow, breast, colon, lung, stomach, remainder tissues (13 for each sex*)	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Urinary bladder, oesophagus, liver, thyroid	0.04	0.16
Bone surface, brain, salivary glands, skin	0.01	0.04

\*Remainder tissues: adrenals, extrathoracic regions of the respiratory tract, gall bladder, heart, kidneys, lymphatic nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate (male), small intestine, spleen, thymus, and uterus/cervix (female).

表 1.2. *Publication 103* (ICRP, 2007) の組織加重係数

1

組織

骨髄，乳房，結腸，肺，胃，残りの組織（性別ごとに 13\*）

生殖腺

膀胱，食道，肝臓，甲状腺

骨表面，脳，唾液腺，皮膚

2 \*残りの組織：副腎，胸郭外（ET）領域，胆嚢，心臓，腎臓，リンパ節，筋肉，口腔粘膜，膵臓，前立腺（男性），小腸，脾臓，胸腺，子宮／頸部（女性）。

2 章は、表なし

Table 3.1-3.3 表注に数か所同じ文章が登場します。その部分は訳ソロエル。

Table 3.1. Regional deposition of inhaled aerosols with an activity median aerodynamic diameter of  $5\ \mu\text{m}$  in the Reference Worker\* (% of inhaled activity).

1 Region	2 Deposition (%) <sup>†,‡</sup>
ET <sub>1</sub>	47.94
ET <sub>2</sub>	25.82
BB	1.78
bb	1.10
AI	5.32
3 Total	81.96

4 ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial.  
 \*The Reference Worker was assigned the deposition and clearance parameter values of a healthy, non-smoking, normal nose-breathing adult male at light work. Light work is defined on the following basis: 2.5 h sitting, during which the amount inhaled is  $0.54\ \text{m}^3\ \text{h}^{-1}$ ; and 5.5 h light exercise, during which the amount inhaled is  $1.5\ \text{m}^3\ \text{h}^{-1}$ . For both levels of activity, all the inhaled air enters through the nose.  
 †Reference values, given to sufficient precision for calculation purposes, which may be greater than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.  
 ‡The particles are assumed to have density  $3.00\ \text{g}\ \text{cm}^{-3}$  and shape factor 1.5. The particle aerodynamic diameters are assumed to be log-normally distributed with geometric standard deviation  $\sigma_g$  of approximately 2.50 [the value of  $\sigma_g$  is not a reference value, but is derived from the corresponding activity median thermodynamic diameter (ICRP, 1994a)].

表 3.1. 標準作業\*における、空気力学的放射能中央径が  $5\ \mu\text{m}$  の吸入エアロゾルの領域別沈着 (吸入放射能の%)

- 1 領域
- 2 沈着 (%)<sup>†,‡</sup>
- 3 合計
- 4

ET<sub>1</sub>, 前鼻腔 ; ET<sub>2</sub>, 後鼻腔, 咽頭および喉頭 ; BB, 気管支領域 ; bb, 細気管支領域 ; AI, 肺胞-間質領域。

\*標準作業者には、軽作業に従事する健康で非喫煙の鼻呼吸者である男性の沈着およびクリアランスパラメータが割り当てられた。軽作業は、次を根拠に定義される : 2.5 h の着座, その間の吸入量は  $0.54\ \text{m}^3\ \text{h}^{-1}$  ; および 5.5 h の軽運動, その間の吸入量は  $1.5\ \text{m}^3\ \text{h}^{-1}$ 。いずれのレベルの活動の場合も, 吸入空気はすべて, 鼻を通して入る。

†計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値であり, 各パラメータの平均値が知られている確実さを反映するのに選ばれるであろう精度よりもっと高い精度で与えられている。

‡これらの粒子は, 密度が  $3.00\ \text{g}\ \text{cm}^{-3}$ , 形状係数が 1.5 であると仮定される。空気力学的直径は, 幾何標準偏差  $\sigma_g$  がおよそ 2.50 の対数正規分布であると仮定される [ $\sigma_g$  の値は標準値ではなく, 対応する熱力学的放射能中央径から導き出される (ICRP, 1994a)]。



Table 3.2. Default absorption parameter values for Type F, M, and S materials\*<sup>†</sup> in the revised Human Respiratory Tract Model.

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	1	0.2	0.01
Dissolution rates:				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	30 <sup>‡</sup>	3 <sup>§</sup>	3 <sup>§</sup>
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	–	0.005	0.0001

\*Reference values, given with sufficient precision for calculation purposes, which may be greater than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.

<sup>†</sup>The bound state is also used for default types of some elements.

<sup>‡</sup>Element-specific rapid dissolution rates are adopted for Type F forms of many elements.

<sup>§</sup>The element-specific value for Type F is also used for Types M and S if it is less than  $3 d^{-1}$ .

表 3.2. 改訂されたヒト呼吸気道モデルにおける、タイプ F、M 及び S の物質に対応するデフォルト設定の吸収パラメータ値\*<sup>†</sup>

1

タイプ

速やかに溶解する割合

溶解速度:

速い ( $d^{-1}$ )

遅い ( $d^{-1}$ )

2

F (速い)

M (中位の)

S (遅い)

3

\*計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値であり、各パラメータの平均値が知られている確実さを反映するのに選ばれるであろう精度よりもっと高い精度で与えられている。

<sup>†</sup>結合状態は、一部の元素のデフォルト設定タイプについても用いられる。

<sup>‡</sup>元素固有の速い溶解速度は、多くの元素のタイプ F 形態について採用される。

<sup>§</sup>タイプ F に対応する元素固有値は、それが  $3 d^{-1}$  を下回るならばタイプ M および S についても用いられる。

Table 3.3. Target regions of the respiratory tract.

Tissue	Region	Target cells	Depth of target cell* ( $\mu\text{m}$ )	Mass of target region* <sup>†</sup> (kg)		Assigned fraction* <sup>‡</sup> $A_i$ of $w_T$
				Male	Female	
ET	ET <sub>1</sub>	Basal	40–50	$2.000 \times 10^{-5}$	$1.729 \times 10^{-5}$	0.001
	ET <sub>2</sub>	Basal	40–50	$4.500 \times 10^{-4}$	$3.890 \times 10^{-4}$	0.999
TH	BB	Secretory (BB <sub>sec</sub> )	10–40	$8.648 \times 10^{-4}$	$7.771 \times 10^{-4}$	1/3 <sup>‡</sup>
		Basal (BB <sub>bas</sub> )	35–50	$4.324 \times 10^{-4}$	$3.885 \times 10^{-4}$	
	bb	Secretory	4–12	$1.949 \times 10^{-3}$	$1.874 \times 10^{-3}$	1/3
	AI		§	1.100	0.904	1/3

ET, extrathoracic; TH, thoracic; ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial.  
\*Reference values, given with sufficient precision for calculation purposes, which may be greater than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known. For the BB, bb, and AI regions, each value of  $A_i$  is exactly one-third.  
<sup>†</sup>Male values were taken from Table 3 of *Publication 68* (ICRP, 1994b). Female values for ET and AI were taken from Table 5 of *Publication 66* (ICRP, 1994a). Female values for BB were calculated here using information from Tables 2, 4, and B6 of *Publication 66* (ICRP, 1994a). Masses for BB<sub>sec</sub> and BB<sub>bas</sub> are the masses of bronchial epithelium through which the secretory cells and basal cells, respectively, are distributed and are based on reference values of airway dimensions. The mass of AI includes blood, but excludes lymph nodes.  
<sup>‡</sup>The dose to BB ( $H_{BB}$ ) is calculated as the arithmetic mean of the doses to BB<sub>sec</sub> and BB<sub>bas</sub>.  
§Average dose to region calculated.

表 3.3. 呼吸気道の標的領域 ★ここから

1  
組織

領域

標的細胞

標的細胞の深さ\* ( $\mu\text{m}$ )標的領域の質量\*<sup>†</sup> (kg)割り当てられた  $w_T$  の割合  $A_i$ \*<sup>‡</sup>

2

基底細胞

基底細胞

分泌細胞 (BB<sub>sec</sub>)基底細胞 (BB<sub>bas</sub>)

分泌細胞

3

男性

女性

4

ET, 胸郭外領域 ; TH, 胸郭領域 ; ET<sub>1</sub>, 前鼻腔 ; ET<sub>2</sub>, 後鼻腔, 咽頭および喉頭 ; BB, 気管支領域 ; bb, 細気管支領域 ; AI, 肺胞-間質領域。

\*計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値であり, 各パラメータの平均値が知られている確実さを反映するのに選ばれるであろう精度よりもっと高い精度で与えられている。BB, bb 及び AI 領域については, それぞれの  $A_i$  値は正確に 1/3 である。

<sup>†</sup>男性の値は, *Publication 68* (ICRP, 1994b) の表 3 から引用された。ET および AI に関する女性の値は, *Publication 66* (ICRP, 1994a) の表 5 から引用された。BB に関する女性の値は, ここでは *Publication 66* (ICRP, 1994a) の表 2, 4 および B6 による情報を用いて計算された。BB<sub>sec</sub> および BB<sub>bas</sub> の質量は, それぞれ分泌細胞および基底細胞がその全体に分布する気管支上皮の質量であり, 気道寸法の標準値に基づいている。AI の質量には血液が含まれるが, リンパ節は含まれない。

<sup>‡</sup>BB に対する線量 ( $H_{BB}$ ) は, BB<sub>sec</sub> および BB<sub>bas</sub> に対する線量の算術平均として計算される。

§計算される領域に対する平均線量。

Table 3.4. Default generic Human Alimentary Tract Model transfer coefficients (per d) for total diet for the Reference Worker.\*†

From <sup>1</sup>	To <sup>2</sup>	Transfer coefficient <sup>‡</sup> (d <sup>-1</sup> ) <sup>3</sup>
Oral cavity contents	Oesophagus fast	6480
Oral cavity contents	Oesophagus slow	720
Oesophagus fast	Stomach contents	12,343
Oesophagus slow	Stomach contents	2160
Stomach contents	Small intestine contents	20.57
Small intestine contents	Right colon contents	6
Right colon contents	Left colon contents	2
Left colon contents	Rectosigmoid contents	2
Rectosigmoid contents	Faeces	2

<sup>4</sup>\*The transfer rates of *Publication 100* (ICRP, 2006) for the adult male have been assumed for the Reference Worker.  
<sup>†</sup>Other transfer coefficients not given here are assumed to be zero unless specified in the relevant element section. In most cases, uptake into blood from the alimentary tract is taken to occur from the small intestine (SI) contents, without retention in the SI wall. The corresponding transfer coefficient is:  $\frac{\lambda_{SI,RC}}{1-f}$ , where  $\lambda_{SI,RC}$  is the transfer coefficient from SI contents to right colon contents.  
<sup>‡</sup>The degree of precision of the values given is for computational purposes, and does not reflect the certainty with which the central values are known.

表 3.4. 標準作業者の全ての食事に対応する包括的なヒト消化管モデルのデフォルト設定の移行係数(1日あたり) \*†

- 1  
 移行元  
 口腔内容物  
 口腔内容物  
 食道, 高速  
 食道, 低速  
 胃内容物  
 小腸内容物  
 右結腸内容物  
 左結腸内容物  
 直腸・S字結腸内容物
- 2  
 移行先  
 食道, 高速  
 食道, 低速  
 胃内容物  
 胃内容物  
 小腸内容物  
 右結腸内容物  
 左結腸内容物  
 直腸・S字結腸内容物
- 3 移行係数<sup>‡</sup> (d<sup>-1</sup>)

4  
 \*成人男性に対応する *Publication 100* (ICRP, 2006) の移行速度が標準作業者に対応すると仮定されている。

†ここに示されていない他の移行係数は, 関連する元素の項目に明示されていない限り, ゼロと仮定される。ほとんどの場合, 消化管から血液への取り込みは, 小腸壁における残留を伴わずに小腸内容物から

起こるとみなされる。対応する移行係数は $\frac{\lambda_{SI,RC}}{1-f}$ であり、ここで  $\lambda_{SI,RC}$  は、小腸(SI)内容物から右結腸内容物への移行係数である。

†示されている値の精度は計算を目的とするためのものであり、それらの中心値に伴っている既知の確からしさを反映していない。



Table 3.5. Target region fractional weights,  $f(r_T, T)$ .

Tissue, $T$	$r_T$	$f(r_T, T)$
ET	ET <sub>1</sub>	0.001
	ET <sub>2</sub>	0.999
TH	BB*	1/3
	bb	1/3
	AI	1/3
Colon	Right colon	0.4
	Left colon	0.4
	Rectosigmoid	0.2
	LN <sub>ET</sub>	0.08
	LN <sub>TH</sub>	0.08
	Lymph (systemic)	0.84
	Lymphatic nodes	

ET, extrathoracic; TH, thoracic; ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; LN<sub>ET</sub>, ET lymph nodes; LN<sub>TH</sub>, TH lymph nodes.  
\*The basal and secretory cells are the two target regions weighted equally.

表 3.5. 標的領域の加重割合,  $f(r_T, T)$ 1 組織,  $T$ 

2

結腸

リンパ節

3

右結腸

左結腸

直腸・S字結腸

LN<sub>ET</sub>LN<sub>TH</sub>

リンパ液 (全身性)

4

ET, 胸郭外領域; TH, 胸郭領域; ET<sub>1</sub>, 前部鼻腔; ET<sub>2</sub>, 後部鼻腔, 咽頭および喉頭; BB, 気管支領域; bb, 細気管支領域; AI, 肺胞-間質領域; LN<sub>ET</sub>, ET リンパ節; LN<sub>TH</sub>, TH リンパ節。

\*基底細胞および分泌細胞は, 等しく加重される 2 つの標的領域である。

- 4, 5, 6, 7 章, 表なし

Table A.1 表の中身については、略称でない用語だけ翻訳。

Table A.1. Reference values of parameters for the compartment model to represent time-dependent particle transport from the human respiratory tract.

1 (a) Clearance rates

2 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17A) 3 Revised HRTM

4

From	To	Rate (d <sup>-1</sup> )	Half-time*	From	To	Rate (d <sup>-1</sup> )	Half-time*
Al <sub>1</sub>	bb <sub>1</sub>	0.02	35 d	ALV	bb'	0.002	–
Al <sub>2</sub>	bb <sub>1</sub>	0.001	700 d	ALV	INT	0.001	–
Al <sub>3</sub>	bb <sub>1</sub>	0.0001	–	INT	LN <sub>TH</sub>	0.00003	–
Al <sub>3</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.00002	–				
bb <sub>1</sub>	BB <sub>1</sub>	2	8 h	bb'	BB'	0.2	4 d
bb <sub>2</sub>	BB <sub>1</sub>	0.03	23 d	bb <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
bb <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.01	70 d				
BB <sub>1</sub>	ET' <sub>2</sub>	10	100 min	BB'	ET' <sub>2</sub>	10	100 min
BB <sub>2</sub>	ET' <sub>2</sub>	0.03	23 d	BB <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
BB <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.01	70 d				
ET' <sub>2</sub>	Gastrointestinal tract	100	10 min	ET' <sub>2</sub>	Oesophagus	100	10 min
ET <sub>seq</sub>	LN <sub>ET</sub>	0.001	700 d	ET <sub>seq</sub>	LN <sub>ET</sub>	0.001	700 d
ET <sub>1</sub>	Environment	1	17 h	ET <sub>1</sub>	Environment	0.6	–
				ET <sub>1</sub>	ET' <sub>2</sub>	1.5	–

9 (b) Partition of deposit in each region between compartments

10 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17B) 11 Revised HRTM

12

Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment <sup>†</sup>	Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment
ET <sub>1</sub>	ET <sub>1</sub>	1	ET <sub>1</sub>	ET <sub>1</sub>	1
ET <sub>2</sub>	ET' <sub>2</sub>	0.9995	ET <sub>2</sub>	ET' <sub>2</sub>	0.998
	ET <sub>seq</sub>	0.0005		ET <sub>seq</sub>	0.002
BB	BB <sub>1</sub>	0.993-f <sub>s</sub>	BB	BB'	0.998
	BB <sub>2</sub>	f <sub>s</sub>		BB <sub>seq</sub>	0.002
	BB <sub>seq</sub>	0.007			
bb	bb <sub>1</sub>	0.993-f <sub>s</sub>	bb	bb'	0.998
	bb <sub>2</sub>	f <sub>s</sub>		bb <sub>seq</sub>	0.002

13 (continued on next page)

Table A.1. (continued)

1 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17B)			2 Revised HRTM		
3 Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment <sup>†</sup>	Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment
AI	bb <sub>aeq</sub>	0.007			
	AI <sub>1</sub>	0.3	AI	ALV	1
	AI <sub>2</sub>	0.6			
	AI <sub>3</sub>	0.1			

HRTM, Human Respiratory Tract Model; Regions or depositions sites: ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; INT, interstitial; ALV, alveolar; LN<sub>ET</sub>, extrathoracic lymph nodes; LN<sub>TH</sub>, thoracic lymph nodes.  
 Compartments: ET<sub>1</sub>: retention of material deposited in the anterior nose (region ET<sub>1</sub>, which is not subdivided); ET<sub>aeq</sub> long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 700 d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages; ET<sub>2</sub> short-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx and pharynx (ET<sub>2</sub> region) except for the small fraction (taken to be 0.002) retained in ET<sub>aeq</sub>; BB: retention (t<sub>1/2</sub>, about 100 min) of particles in the BB, with particle transport to ET<sub>2</sub>; bb': retention (t<sub>1/2</sub>, about 3.5 d) of particles in the bb, with particle transport to BB'; BB<sub>aeq</sub> long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchial region; bb<sub>aeq</sub>: long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchiolar region; ALV retention (t<sub>1/2</sub>, about 250 d) of particles deposited in the alveoli. A fraction (0.67) of the deposit is removed by particle transport to the ciliated airways (bb'), while the remainder penetrates to the interstitium (INT); INT very long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 60 y) of the particles deposited in the alveoli that penetrate to the interstitium: the particles are removed slowly to the lymph nodes.  
 \*The half-times are approximate because the reference values are specified for the particle transport rates and are rounded in units of d<sup>-1</sup>. A half-time is not given for the transport rate from AI<sub>3</sub> to LN<sub>TH</sub>, or from INT to LN<sub>TH</sub>, because these rates were chosen to direct the required amount of material to the lymph nodes. The clearance half-times of compartment AI<sub>3</sub> in the original HRTM, and compartments ALV and ET<sub>1</sub> in the revised HRTM are determined by the sum of the clearance rates from them.  
 †As noted in the caption to Fig. A.1, it is assumed in the original HRTM that the slow-cleared fraction f<sub>s</sub> is particle-size-dependent. For details, see Table 17 and Section E.5.6 in *Publication 66* (ICRP 1994a).

Table A.2 表タイトル、小見出し(a)、(b)、(c)、表注のみ訳

Table A.2. Fractional deposition in regions of the respiratory tract as a function of aerosol size\*† (adult male, normal nose breather).

$\mu\text{m}$	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	1	Total
<b>2 (a) Adult male resting (sitting) (breathing rate = 0.54 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>)</b>							
<b>AMTD</b>							
0.0006	$5.953 \times 10^{-1}$	$3.205 \times 10^{-1}$	$6.144 \times 10^{-2}$	$1.568 \times 10^{-2}$	$3.762 \times 10^{-6}$		$9.930 \times 10^{-1}$
0.001	$5.424 \times 10^{-1}$	$2.921 \times 10^{-1}$	$9.541 \times 10^{-2}$	$5.381 \times 10^{-2}$	$2.054 \times 10^{-4}$		$9.839 \times 10^{-1}$
0.002	$4.268 \times 10^{-1}$	$2.298 \times 10^{-1}$	$1.194 \times 10^{-1}$	$1.735 \times 10^{-1}$	$9.412 \times 10^{-3}$		$9.590 \times 10^{-1}$
0.003	$3.390 \times 10^{-1}$	$1.826 \times 10^{-1}$	$1.104 \times 10^{-1}$	$2.591 \times 10^{-1}$	$4.395 \times 10^{-2}$		$9.351 \times 10^{-1}$
0.005	$2.347 \times 10^{-1}$	$1.264 \times 10^{-1}$	$8.279 \times 10^{-2}$	$3.038 \times 10^{-1}$	$1.509 \times 10^{-1}$		$8.985 \times 10^{-1}$
0.01	$1.317 \times 10^{-1}$	$7.093 \times 10^{-2}$	$4.638 \times 10^{-2}$	$2.454 \times 10^{-1}$	$3.541 \times 10^{-1}$		$8.485 \times 10^{-1}$
0.02	$7.707 \times 10^{-2}$	$4.150 \times 10^{-2}$	$2.656 \times 10^{-2}$	$1.678 \times 10^{-1}$	$4.375 \times 10^{-1}$		$7.505 \times 10^{-1}$
0.03	$5.963 \times 10^{-2}$	$3.210 \times 10^{-2}$	$2.060 \times 10^{-2}$	$1.338 \times 10^{-1}$	$3.953 \times 10^{-1}$		$6.414 \times 10^{-1}$
0.05	$4.441 \times 10^{-2}$	$2.391 \times 10^{-2}$	$1.554 \times 10^{-2}$	$9.960 \times 10^{-2}$	$3.111 \times 10^{-1}$		$4.946 \times 10^{-1}$
0.1	$3.411 \times 10^{-2}$	$1.837 \times 10^{-2}$	$1.077 \times 10^{-2}$	$6.594 \times 10^{-2}$	$2.170 \times 10^{-1}$		$3.462 \times 10^{-1}$
0.2	$4.384 \times 10^{-2}$	$2.361 \times 10^{-2}$	$7.815 \times 10^{-3}$	$4.351 \times 10^{-2}$	$1.632 \times 10^{-1}$		$2.820 \times 10^{-1}$
<b>AMAD</b>							
0.3	$4.231 \times 10^{-2}$	$2.279 \times 10^{-2}$	$7.949 \times 10^{-3}$	$4.469 \times 10^{-2}$	$1.656 \times 10^{-1}$		$2.833 \times 10^{-1}$
0.5	$7.109 \times 10^{-2}$	$3.828 \times 10^{-2}$	$7.070 \times 10^{-3}$	$3.354 \times 10^{-2}$	$1.478 \times 10^{-1}$		$2.978 \times 10^{-1}$
0.7	$1.036 \times 10^{-1}$	$5.580 \times 10^{-2}$	$7.445 \times 10^{-3}$	$2.968 \times 10^{-2}$	$1.470 \times 10^{-1}$		$3.435 \times 10^{-1}$
1	$1.502 \times 10^{-1}$	$8.088 \times 10^{-2}$	$8.673 \times 10^{-3}$	$2.800 \times 10^{-2}$	$1.509 \times 10^{-1}$		$4.187 \times 10^{-1}$
2	$2.657 \times 10^{-1}$	$1.431 \times 10^{-1}$	$1.270 \times 10^{-2}$	$2.803 \times 10^{-2}$	$1.511 \times 10^{-1}$		$6.006 \times 10^{-1}$
3	$3.343 \times 10^{-1}$	$1.801 \times 10^{-1}$	$1.497 \times 10^{-2}$	$2.734 \times 10^{-2}$	$1.369 \times 10^{-1}$		$6.936 \times 10^{-1}$
5	$4.011 \times 10^{-1}$	$2.159 \times 10^{-1}$	$1.626 \times 10^{-2}$	$2.373 \times 10^{-2}$	$1.040 \times 10^{-1}$		$7.610 \times 10^{-1}$
7	$4.257 \times 10^{-1}$	$2.293 \times 10^{-1}$	$1.574 \times 10^{-2}$	$1.977 \times 10^{-2}$	$7.815 \times 10^{-2}$		$7.686 \times 10^{-1}$
10	$4.336 \times 10^{-1}$	$2.335 \times 10^{-1}$	$1.402 \times 10^{-2}$	$1.493 \times 10^{-2}$	$5.244 \times 10^{-2}$		$7.485 \times 10^{-1}$
15	$4.235 \times 10^{-1}$	$2.281 \times 10^{-1}$	$1.109 \times 10^{-2}$	$9.647 \times 10^{-3}$	$2.939 \times 10^{-2}$		$7.017 \times 10^{-1}$
20	$4.087 \times 10^{-1}$	$2.200 \times 10^{-1}$	$8.780 \times 10^{-3}$	$6.540 \times 10^{-3}$	$1.793 \times 10^{-2}$		$6.620 \times 10^{-1}$
<b>3 (b) Adult male at light exercise (breathing rate = 1.5 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>)</b>							
<b>AMTD</b>							
0.0006	$5.788 \times 10^{-1}$	$3.116 \times 10^{-1}$	$5.918 \times 10^{-2}$	$4.311 \times 10^{-2}$	$3.406 \times 10^{-4}$		$9.930 \times 10^{-1}$
0.001	$5.192 \times 10^{-1}$	$2.796 \times 10^{-1}$	$7.855 \times 10^{-2}$	$1.037 \times 10^{-1}$	$4.225 \times 10^{-3}$		$9.852 \times 10^{-1}$
0.002	$3.979 \times 10^{-1}$	$2.142 \times 10^{-1}$	$8.325 \times 10^{-2}$	$2.217 \times 10^{-1}$	$4.829 \times 10^{-2}$		$9.654 \times 10^{-1}$
0.003	$3.110 \times 10^{-1}$	$1.674 \times 10^{-1}$	$7.156 \times 10^{-2}$	$2.670 \times 10^{-1}$	$1.302 \times 10^{-1}$		$9.472 \times 10^{-1}$
0.005	$2.118 \times 10^{-1}$	$1.140 \times 10^{-1}$	$5.045 \times 10^{-2}$	$2.560 \times 10^{-1}$	$2.897 \times 10^{-1}$		$9.220 \times 10^{-1}$
0.01	$1.187 \times 10^{-1}$	$6.393 \times 10^{-2}$	$2.745 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.909 \times 10^{-1}$		$8.808 \times 10^{-1}$
0.02	$7.224 \times 10^{-2}$	$3.890 \times 10^{-2}$	$1.616 \times 10^{-2}$	$1.194 \times 10^{-1}$	$4.950 \times 10^{-1}$		$7.417 \times 10^{-1}$

4 (continued on next page)

Table A.2. (continued)

$\mu\text{m}$	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	1	Total
0.03	$5.638 \times 10^{-2}$	$3.036 \times 10^{-2}$	$1.258 \times 10^{-2}$	$9.370 \times 10^{-2}$	$4.167 \times 10^{-1}$		$6.097 \times 10^{-1}$
0.05	$4.268 \times 10^{-2}$	$2.299 \times 10^{-2}$	$9.405 \times 10^{-3}$	$6.829 \times 10^{-2}$	$3.109 \times 10^{-1}$		$4.543 \times 10^{-1}$
0.1	$4.302 \times 10^{-2}$	$2.317 \times 10^{-2}$	$6.758 \times 10^{-3}$	$4.399 \times 10^{-2}$	$2.057 \times 10^{-1}$		$3.226 \times 10^{-1}$
0.2	$8.048 \times 10^{-2}$	$4.334 \times 10^{-2}$	$6.445 \times 10^{-3}$	$2.777 \times 10^{-2}$	$1.427 \times 10^{-1}$		$3.007 \times 10^{-1}$
<b>AMAD</b>							
0.3	$7.657 \times 10^{-2}$	$4.123 \times 10^{-2}$	$6.378 \times 10^{-3}$	$2.864 \times 10^{-2}$	$1.458 \times 10^{-1}$		$2.986 \times 10^{-1}$
0.5	$1.374 \times 10^{-1}$	$7.399 \times 10^{-2}$	$8.097 \times 10^{-3}$	$2.016 \times 10^{-2}$	$1.172 \times 10^{-1}$		$3.568 \times 10^{-1}$
0.7	$1.926 \times 10^{-1}$	$1.037 \times 10^{-1}$	$1.022 \times 10^{-2}$	$1.677 \times 10^{-2}$	$1.068 \times 10^{-1}$		$4.301 \times 10^{-1}$
1	$2.601 \times 10^{-1}$	$1.401 \times 10^{-1}$	$1.304 \times 10^{-2}$	$1.465 \times 10^{-2}$	$9.938 \times 10^{-2}$		$5.272 \times 10^{-1}$
2	$3.927 \times 10^{-1}$	$2.114 \times 10^{-1}$	$1.809 \times 10^{-2}$	$1.263 \times 10^{-2}$	$8.253 \times 10^{-2}$		$7.174 \times 10^{-1}$
3	$4.523 \times 10^{-1}$	$2.435 \times 10^{-1}$	$1.930 \times 10^{-2}$	$1.138 \times 10^{-2}$	$6.733 \times 10^{-2}$		$7.938 \times 10^{-1}$
5	$4.923 \times 10^{-1}$	$2.650 \times 10^{-1}$	$1.801 \times 10^{-2}$	$8.949 \times 10^{-3}$	$4.488 \times 10^{-2}$		$8.292 \times 10^{-1}$
7	$4.955 \times 10^{-1}$	$2.668 \times 10^{-1}$	$1.565 \times 10^{-2}$	$6.961 \times 10^{-3}$	$3.098 \times 10^{-2}$		$8.159 \times 10^{-1}$
10	$4.819 \times 10^{-1}$	$2.595 \times 10^{-1}$	$1.241 \times 10^{-2}$	$4.858 \times 10^{-3}$	$1.897 \times 10^{-2}$		$7.777 \times 10^{-1}$
15	$4.523 \times 10^{-1}$	$2.436 \times 10^{-1}$	$8.593 \times 10^{-3}$	$2.846 \times 10^{-3}$	$9.571 \times 10^{-3}$		$7.169 \times 10^{-1}$
20	$4.273 \times 10^{-1}$	$2.301 \times 10^{-1}$	$6.185 \times 10^{-3}$	$1.789 \times 10^{-3}$	$5.411 \times 10^{-3}$		$6.707 \times 10^{-1}$

2 (c) Reference Worker† (breathing rate =  $1.2 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ )

<b>AMTD</b>							
0.0006	$5.811 \times 10^{-1}$	$3.129 \times 10^{-1}$	$5.950 \times 10^{-2}$	$3.925 \times 10^{-2}$	$2.932 \times 10^{-4}$		$9.931 \times 10^{-1}$
0.001	$5.225 \times 10^{-1}$	$2.814 \times 10^{-1}$	$8.092 \times 10^{-2}$	$9.672 \times 10^{-2}$	$3.660 \times 10^{-3}$		$9.852 \times 10^{-1}$
0.002	$4.019 \times 10^{-1}$	$2.164 \times 10^{-1}$	$8.834 \times 10^{-2}$	$2.149 \times 10^{-1}$	$4.282 \times 10^{-2}$		$9.644 \times 10^{-1}$
0.003	$3.149 \times 10^{-1}$	$1.695 \times 10^{-1}$	$7.702 \times 10^{-2}$	$2.659 \times 10^{-1}$	$1.181 \times 10^{-1}$		$9.455 \times 10^{-1}$
0.005	$2.150 \times 10^{-1}$	$1.157 \times 10^{-1}$	$5.500 \times 10^{-2}$	$2.627 \times 10^{-1}$	$2.702 \times 10^{-1}$		$9.187 \times 10^{-1}$
0.01	$1.206 \times 10^{-1}$	$6.492 \times 10^{-2}$	$3.011 \times 10^{-2}$	$1.891 \times 10^{-1}$	$4.717 \times 10^{-1}$		$8.764 \times 10^{-1}$
0.02	$7.292 \times 10^{-2}$	$3.927 \times 10^{-2}$	$1.763 \times 10^{-2}$	$1.263 \times 10^{-1}$	$4.869 \times 10^{-1}$		$7.430 \times 10^{-1}$
0.03	$5.684 \times 10^{-2}$	$3.060 \times 10^{-2}$	$1.371 \times 10^{-2}$	$9.934 \times 10^{-2}$	$4.137 \times 10^{-1}$		$6.142 \times 10^{-1}$
0.05	$4.292 \times 10^{-2}$	$2.312 \times 10^{-2}$	$1.027 \times 10^{-2}$	$7.269 \times 10^{-2}$	$3.109 \times 10^{-1}$		$4.599 \times 10^{-1}$
0.1	$4.177 \times 10^{-2}$	$2.249 \times 10^{-2}$	$7.323 \times 10^{-3}$	$4.707 \times 10^{-2}$	$2.073 \times 10^{-1}$		$3.260 \times 10^{-1}$
0.2	$7.532 \times 10^{-2}$	$4.056 \times 10^{-2}$	$6.638 \times 10^{-3}$	$2.998 \times 10^{-2}$	$1.456 \times 10^{-1}$		$2.981 \times 10^{-1}$
<b>AMAD</b>							
0.3	$7.176 \times 10^{-2}$	$3.864 \times 10^{-2}$	$6.599 \times 10^{-3}$	$3.089 \times 10^{-2}$	$1.486 \times 10^{-1}$		$2.965 \times 10^{-1}$
0.5	$1.281 \times 10^{-1}$	$6.897 \times 10^{-2}$	$7.953 \times 10^{-3}$	$2.203 \times 10^{-2}$	$1.215 \times 10^{-1}$		$3.486 \times 10^{-1}$
0.7	$1.801 \times 10^{-1}$	$9.695 \times 10^{-2}$	$9.833 \times 10^{-3}$	$1.859 \times 10^{-2}$	$1.125 \times 10^{-1}$		$4.180 \times 10^{-1}$
1	$2.447 \times 10^{-1}$	$1.318 \times 10^{-1}$	$1.242 \times 10^{-2}$	$1.652 \times 10^{-2}$	$1.066 \times 10^{-1}$		$5.120 \times 10^{-1}$
2	$3.749 \times 10^{-1}$	$2.018 \times 10^{-1}$	$1.732 \times 10^{-2}$	$1.479 \times 10^{-2}$	$9.218 \times 10^{-2}$		$7.010 \times 10^{-1}$

3 (continued on next page)

Table A.2. (continued)

$\mu\text{m}$	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	1	Total
3	$4.357 \times 10^{-1}$	$2.346 \times 10^{-1}$	$1.869 \times 10^{-2}$	$1.363 \times 10^{-2}$	$7.712 \times 10^{-2}$		$7.797 \times 10^{-1}$
5	$4.795 \times 10^{-1}$	$2.582 \times 10^{-1}$	$1.777 \times 10^{-2}$	$1.103 \times 10^{-2}$	$5.319 \times 10^{-2}$		$8.197 \times 10^{-1}$
7	$4.857 \times 10^{-1}$	$2.615 \times 10^{-1}$	$1.567 \times 10^{-2}$	$8.763 \times 10^{-3}$	$3.761 \times 10^{-2}$		$8.093 \times 10^{-1}$
10	$4.751 \times 10^{-1}$	$2.558 \times 10^{-1}$	$1.265 \times 10^{-2}$	$6.275 \times 10^{-3}$	$2.368 \times 10^{-2}$		$7.735 \times 10^{-1}$
15	$4.482 \times 10^{-1}$	$2.414 \times 10^{-1}$	$8.944 \times 10^{-3}$	$3.803 \times 10^{-3}$	$1.236 \times 10^{-2}$		$7.147 \times 10^{-1}$
20	$4.247 \times 10^{-1}$	$2.287 \times 10^{-1}$	$6.550 \times 10^{-3}$	$2.457 \times 10^{-3}$	$7.171 \times 10^{-3}$		$6.695 \times 10^{-1}$

2 ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; AMTD, activity median thermodynamic diameter; AMAD, activity median aerodynamic diameter.

\*Reference values are given to a greater degree of precision than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.

<sup>†</sup>The particles are assumed to have density of  $3.00 \text{ g cm}^{-3}$  and shape factor of 1.5 [typical of compact, irregular (i.e. non-spherical) particles]. The particle diameters are assumed to be log-normally distributed with geometric standard deviation  $\sigma_g$  increasing from a value of 1.0 at  $0.6 \mu\text{m}$  to a value of 2.5 above approximately  $1 \mu\text{m}$  [Publication 66 (ICRP, 1994a, Para. 170)]. The value of  $\sigma_g$  is not a reference value, but is derived from the corresponding AMTD (ICRP, 1994a).

<sup>‡</sup>Light work is defined on the following basis: 2.5 h sitting, at which the amount inhaled is  $0.54 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ ; and 5.5 h light exercise, at which the amount inhaled is  $1.5 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ . For both levels of activity, all the inhaled air enters through the nose. The deposition fractions are therefore volume-weighted average values for the two levels of activity given for normal nose-breathing adult males sitting and at light exercise in Table A.2(a,b). As described in the text, the fractions deposited in ET<sub>1</sub> and ET<sub>2</sub> were summed to give the total deposit in the extrathoracic airways, and partitioned 65% to ET<sub>1</sub> and 35% to ET<sub>2</sub>.

Table A.3 表タイトルのみ訳

Table A.3. Sources of data on retention in the thoracic airways used in Fig. A.3.		
<b>Cobalt</b>	<b>Uranium</b>	<b>Plutonium</b>
Co1 Newton and Rundo (1971)	U1 Ronen (1969)	Pu1 Newton et al. (1983)
Co2 Gupton and Brown (1972)	U2 Saxby et al. (1964)	Pu2 Ramsden (1976)
Co3 Raghavendran et al. (1978)	U3 Rundo (1965)	Pu3 Ramsden et al. (1978); Ramsden (1984)
Co4 Ramsden (1984)	U4 Schultz (1966)	Pu4 Bihl et al. (1988a,b,c)
Co5 Davis et al. (2007)	U5 Scott and West (1967)	Pu5 Foster (1991)
	U6 West and Scott (1966)	Pu6 ORAUT (2007)
	U7 West and Scott (1969)	Pu7 Carbaugh and La Bone (2003)
<b>Cerium</b>		
Ce1 Tyler and Lister (1973)	U8 West et al. (1979)	
	U9 Crawford-Brown and Wilson (1984)	<b>Americium</b>
<b>Tantalum</b>	U10 Kvasnicka (1987)	Am1 Fry (1976)
Ta1 Newton (1977)	U11 Price (1989)	Am2 Toohey and Essling (1980)
<sup>196</sup> Au-labelled teflon		Am3 Newton et al. (1983)
T1 Philipson et al. (1996)		Am4 Wernli and Eikenberg (2007)

Table A.4 すべて翻訳



Table A.4. Original Human Respiratory Tract Model (HRTM) default absorption parameter values for Type F, M, and S materials [based on *Publication 66* (ICRP 1994a, Table 18)].\*

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Model parameters				
Initial dissolution rate ( $d^{-1}$ )	$s_p$	100	10	0.1
Transformation rate ( $d^{-1}$ )	$s_{pt}$	0	90	100
Final dissolution rate ( $d^{-1}$ )	$s_t$	—	0.005	0.0001
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	1	0.1	0.001
Approximate dissolution rates				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	100	100	100
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	—	0.005	0.0001
Fraction to bound state	$f_b$	0	0	0
Uptake rate from bound state ( $d^{-1}$ )	$s_b$	—	—	—

\*The model values  $s_p$ ,  $s_{pt}$ , and  $s_t$  in this table are the original HRTM reference values (i.e. the recommended default values for use in the model). No 'bound' state was assumed for default types.

Table A.5-A.6 表タイトルと表注のみ翻訳

Table A.5. Central values of dissolution parameters for Type F, M, and S materials from a review of experimental data.\*

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	0.95 (0.84) [1.4]	0.20 (0.18) [4]	0.007 (0.003) [9]
Dissolution rates:				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	12 (9) [8]	1.7 (1.5) [9]	2.0 (3.8) [14]
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	0.02 (0.02) [8]	0.003 (0.003) [4]	0.00018 (0.00008) [9]

\*Median value, with geometric mean in parentheses, and geometric standard deviation in square brackets.

Table A.6. Updated default absorption parameter values for Type F, M, and S materials.\*†

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	1	0.2	0.01
Dissolution rates:				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	30‡	3§	3§
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	—	0.005	0.0001

\*Reference values (see footnote to Table 3.1).  
 †The bound state is also used for default types of some elements.  
 ‡Element-specific rapid dissolution rates are adopted for Type F forms of many elements.  
 §The element-specific value for Type F is also used for Types M and S if it is less than 3  $d^{-1}$ .

この種取物は、令和2年3月時点のICRP Publication130監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。ドラフトからの引用を併せて【事務局】

<p><b>4 個人モニタリングおよび作業場モニタリングの方法</b></p> <p><b>4.1 概論</b></p> <p>(195) 本章では、個人モニタリングについて、主要な測定手法、それらの利点および限界について簡潔に述べ、ほとんどの場合、放射性核種の摂取量の評価は、身体内放射能測定、排泄モニタリング、個人用エアサンプラを用いたエアサンプラ、作業場の測定、もしくはこれらの手法の組合せによって達成されるであろう。測定手法の選択は、放射性核種から放出される放射線の種類、利用可能な機器、汚染物質の体内動態や、考慮される放射線量など、いくつかの要因によって決定されることになる。</p>
<p><b>4.2 身体内放射能測定 (体外計測)</b></p> <p>(196) 身体または臓器内容量の体外計測は、体内の放射能の迅速かつ簡便な推定をもたらす。これは、測定される被曝者に対する特定の位置に配置される1台以上の光子検出器を用いて行われる。これは、体外で検出可能な放射線を放出するような放射性核種の場合にのみ実行可能である。原則的に、この手法は、X線またはガンマ線、消滅放射線の測定によって放出可能な陽電子や中性子を生成することによって達成される放射性核種に対して用いられる。</p> <p>(197) 体外計測のために用いられる検出器は通常、部分的に遮蔽されている。そして、周囲の放射線源からの平均を低減するために、被曝者が遮蔽された低バックグラウンドの高限に配置されることである。</p> <p>(198) 直接(ガイオセチル)ガイオセチル(体外計測)は、その放射能が高速放出で高エネルギーのガンマ線放出体である場合、もしくは陽電子の放出による(消滅放射線の放出を伴う)変換の場合に、その物質が人体から速やかに排泄されるのではない限り、最適なモニタリング手法だろう。そのような放射性核種によって放出されるガンマ線は透過性が高いため、身体に近く配置されるシンチレーション検出器または半導体検出器を用いて容易に検出される。物質が呼吸気道から速やかに吸収され、常に人体組織に均一に分布するもの(たとえば、ほとんどの一般的な化学形態の<sup>137</sup>Cs)も、もしくはいくつかの臓器の間で選択的に分布するもの(たとえば、<sup>90</sup>Y)、のいずれかである場合には、全身モニタリングが選択されるべきである。放射性核種が甲状腺などの単一臓器に選択的に分布する場合には(たとえば、<sup>131</sup>I、<sup>131</sup>Cs)、関連する臓器の身体部分モニタリングが選択されるべきである。呼吸気道からの吸収がそれほど速く運ばない物質の場合には(たとえば、<sup>90</sup>Co)酸化物の不</p>

<p>がある。</p> <p>(204) 尿試料の採取は、3つの事項を考慮する必要がある。第一に、試料の簡便な回収を確保するために注意が払われなければならない。第二に、通常は、検出された試料の測定から単位時間あたりに尿中へ排泄された全放射能を評価または推定することが必要である。ほとんどの日常分析では、24時間採取が望ましいが、これが実行可能ではないならば、少量の試料に代表されない場合があることが認識されなければならない。24時間採取が望ましい場合、分析には尿を採取した尿量で排泄された試料が望ましい(IAEA, 2000)。尿中クレンジング時間による濃度の推定は、1日の内的部分的に排泄された尿試料から放射性核種の24時間排泄量を推定するためにたびたび用いられてきた。24時間排泄量の推定値を他の方法には、量による規格化(比重に関する補正を行う場合と行わない場合がある)や、サンプリング間隔の長さによる規格化がある。さまざまな規格化の方法の相対的利点は、いくつかの著作によって論じられている(Jackson, 1966; Graul and Stanley, 1982; Boeniger et al., 1993; Kim, 1995; Duke, 1998; NCRP, 2008)。トリチウム水の排泄で採取するのは例外なケースである。少量の試料のみを採取し、測定された放射能濃度を体内水分の濃度と関連づけるのが通常である。第三に、分析のために必要とされるのは分析手法の感度(左右される。一部の放射性核種については、数日分の排泄物の分析によってのみ、十分な感度が達成される)である。</p> <p>(205) 日常モニタリングのため、微量の試料の採取は、糞中排泄量に日々の変動があるため、不確かさを伴う。したがって、理想的には、採取は数日間におこなうべきである。しかし、実際には、複数の試料を採取するのは難しい場合があり、単一の試料に基づいて解釈することが必要になるかもしれない。糞モニタリングは、特に中程度に可溶性または不溶性化合物の腸内摂取の判断または疑いの後に行われる特別な調査で頻用される。これらの状況においては、1日あたり排泄される量の測定は、肺からのクレンジングの前後および排泄量の推定の際に有用かもしれない。日常モニタリングに関しては、採取は一日ではなく数日間におこなうべきである。これは、初期の数日間は糞中排泄量に大きな変動があるため、排便事象の直後は特に重要な場合である。可能ならば、一部の試料は排便事象日の直後に採取されるべきである。初期の測定結果は被ばくした個人の特定において有用な場合があるためである。</p> <p>(206) 生体試料中の光子を放出する放射性核種は、シンチレーション検出器または半導体検出器を用いた直接測定によって測定されるであろう。アルファおよびベータ放射能測定は、アルファ線スペクトル分析や液体シンチレーション計測法などの適切な測定手法の前に、化学的分離を必要とする。いわゆる全アルファまたは全ベータ放射能の測定は、簡易なスクリーニング手法として時には有用である。</p> <p>(207) 糞試料の分析においては、糞量分析手法の利用が増加している。例として、長寿命放射性核種についてアルファ線分析測定法の検出限界よりもはるかに低い検出限界を達成しようとする誘導型アルファ質量分析法や、尿中の低濃度の<sup>239</sup>Puを測定するために用いられる熱イオン化質量分析法がある(Mink et al., 1998; LaMont et al., 2005; Elliott et al., 2006)。</p> <p>(208) 呼吸中の放射能の測定は、<sup>222</sup>Rnや<sup>222</sup>Thなど、一部の放射性核種のモニタリング手法として用いられる場合がある。それは、これら</p>
---

<p>溶性形態)、摂取後は全身モニタリングよりも肺モニタリングが望ましい。これは、肺モニタリングが全身測定よりも正確な測定結果および残留の測定結果をもたらすためである。</p> <p>(199) 直接ガイオセチル(体外計測)は、比較的低いエネルギーおよび/または比較的短い放出半減期(例えば、<sup>241</sup>Am, <sup>210</sup>Pb, <sup>147</sup>Cs)は、放射線防護の目的のために要求される一部は放射性核種に対して有用である(たとえば、<sup>241</sup>Am, <sup>210</sup>Pb, <sup>147</sup>Cs)。しかし、主として25 keV未満のX線を低収率で放出する放射性核種の場合(特に、フルトニウムおよびキウリウムのアルファ放出同位体)、直接ガイオセチルは、放射線防護の目的のために要求される感度を達成しないかもしれない。</p> <p>(200) 放射能が肺中に存在する場合、汚染物質が高エネルギーガンマ線を放出するならば通常ガンマ線検出器を用いてそれを検出することができる。放射線放出放射線による汚染の場合、検出にははるかに難しい。アルファ線は吸収され、放出される低エネルギーX線は組織内で激しく減衰するためであり、この効果は創傷が深いほど重要になる。放射性物質の位置を突きとめること(例えば)はしばしば必要であり、それはエネルギー弁別能力を有するものでなければならない。全身測定が行われる場合には、創傷部位に検出される放射性核種も測定することが必要かもしれない。</p> <p>(201) 体内計測システムの放射線校正のために、検査機関は通常、市販または作成した物理ファントムを用いる(たとえば、Bottle-Mannikin-Absorptionファントム、肺モニタリングのためのLawrence Livermore thoraxファントム(Griffith et al., 1986; Snyder and Traub, 2010))。この手法には、身体寸法、身体形状および放射性核種の分布に関するいくつかの限界がある。校正ファントムにおける放射性核種の分布は、被曝者において想定されるものと可能限り一致すべきである。代わりに、数値計算校正法が適用されることもある。ファントムからの光子の輸送およびモニタリングされた検出器による光子の検出をモデル化するために、ボクセルファントムとモンテカルロ統計シミュレーションを統合した数値ソフトウェアが用いられる(Finnik et al., 2003; Gómez-Ros et al., 2007; Lopez et al., 2011a)。</p> <p>(202) 国際原子力機関(IAEA, 1996)および国際放射線単位測定委員会(ICRU, 2002)は、放射性核種の体内量の直接測定に関するガイダンスを提供している。</p>
<p><b>4.3 排泄物およびその他の生体試料の分析</b></p> <p>(203) 排泄物モニタリングは通常、尿の分析を必要とするが、物質が比較的溶解性である場合には、糞の分析も必要とされることとがある。特定の調査のためにその他の試料が分析される場合もある。例として、日常スクリーニング手法である尿のみや糞のみまたは肺</p>

<p>の面放射性核種の濃度系列には呼吸によって吐き出される可能性があるガスが含まれるためである(Youngman et al., 1994; Sultiyabona et al., 2005)。これはまた、<sup>14</sup>C 糖化化合物の代謝によって体内で形成される<sup>14</sup>CO<sub>2</sub>を測定するにも用いられることができる(Leide-Sveghol et al., 1999; Gunnarsson et al., 2003)。</p> <p>(209) 糞スミアおよび糞のみ試料の放射性核種測定は、有用なスクリーニング手法として用いられる場合がある(Smith et al., 2012)。有意な測定値は、予感外の状況が生じたかもしれないことと目安となる。放射性物質の採取を確認し、定量準備を行うために、排泄物の測定または肺モニタリングが望ましい場合がある。</p>
<p><b>4.4 作業場の被ばくモニタリング</b></p> <p>(210) 作業場のモニタリングは、ガイオセチル測定のための有用なものである。さらに、作業場の特性は、ガイオセチルモニタリングの測定精度を向上させる。これは作業環境に存在する放射性核種の物理的および化学的組成に関する有用な情報をもたらすためである(たとえば、粒径、径路、AMAD)に関する情報。</p> <p>(211) 個人被ばくモニタリングのために用いられる作業場モニタリングの方法は2つある。それは、パーソナルエアサンプリング(PAS)と固定式エアサンプリング(SAS)である。パーソナルエアサンプラは、作業者の呼吸距離における空気中放射能濃度の測定から個人の作業者の採取量を推定するために設計された可搬型の装置である。フィルタを含むサンプリングヘッドは、呼吸器内の胴体上部に装着される。装置は、作業が携帯する校正済のエアサンプラによってフィルタを通じて吸い込まれる。理想的には、サンプリング速度は作業者の典型的な呼吸率と同様である(およそ1.2 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>)。しかし、現在の装置のサンプリング速度は、この値のほぼ5分の1に過ぎない。異なる被ばくレベルを得るため、サンプリング期間の終了時にフィルタ上の放射能を測定する。PAS測定は、この値のほぼ5分の1に過ぎない。Whicker (2004)によって考案された、呼吸距離の測定値は、サンプリングが装着される下流の位置(右か左か)による線源に対するサンプリングの向き、エアサンプラヘッドの設計、経路、局所気流速度および方向といった測定条件、並びに、作業者の呼吸領域内および周囲の急勾配の影響を受けるため、大幅に影響を受ける。における、や、</p> <p>(212) Boucher と Strong (1994)は、英国のコールダーホール原子炉およびセラフイーロード核燃料再処理施設における内部曝露評価モニタリングプログラムの一環として、PASの利用について調査した。サンプリングは、作業者のグループについては採取量の純得の低い推定値を得るために利用することができると結論づけられた。しかし、個人についてはPASを用いた詳細な生体試料を用いた詳細な評価は適切で、筆者らは、作業環境において直接的な被ばくレベルにおいては、個人の作業者の年採取量を推定するためのPASの適切なモニタリングの利点を強調した。筆者らはまた、環境モニタリングの場合、PASはSASプログラムにまさる何らかの利点があるかどうかについても疑問視した。PASに基づく</p>

採取量の推定値とバイオアクセス試験に基づく採取量の推定値の間の相関の欠如は、既知の急性被ばくについても見られた (Bitcher et al., 1998)。
(213) 米国テキサス州オーククリークの Y12 ウラン濃縮プラントにおいて、PAS によって予測されたウラン採取量とバイオアクセスによって予測された採取量の間の相関を決定するために、Eckeman と Kerr (1999) によってウラン被ばく研究が実施された。この研究は、2 つの測定値の間の相関は乏しいと結論づけた。
(214) 固定式リアクターは、一般的に作業場の状況を監視するために用いられるが、作業者の呼吸器領域における空気中濃度を過小評価する可能性がある。Marshall と Stevens (1980) は、PAS / SAS の空気中濃度比は作業の性質によって 1 未満から 50 まで変動しうると報告した。Bitcher と Strong (1994) は、英国におけるマグネシウムプラントの作業員に対するモニタリングデータの調査から、PAS データから評価される採取量は SAS データによって示される採取量よりもほぼ 1 桁大きいと結論づけた。しかし、SAS 装置は、放射性核種の組成と、カスケードインパクタなどの粒径分析とともに用いられるからば粒径に関する有用な情報を提供できる。
(215) 全体として、PAS および SAS の利用は包括的な作業場モニタリングプログラムの重要な部分であり、被ばくリスクの初期の指標を提供することができる。PAS および SAS の利用に関する経験は、空気中放射性核種の個人採取量および実効線量の評価のためには身体放射性核種測定および/または排泄物の分析が望ましいことを示している。
(216) しかし、一部の胸ウラン放射性核種については、バイオアクセス試験の分析のための高感度の質量分析手法が利用できる限り、身体放射性核種測定および尿分析は mSv を上回る被ばくのみを十分な信頼性を持って定量化するに過ぎない、より低い被ばくの検出のためには、モニタリング方法の組み合わせが必要になると思われ、これにはエアサンプリングおよび糞分析が含まれるだろう。
<b>5 モニタリングプログラム</b>
<b>5.1 緒言</b>
(217) 本章では、モニタリングプログラムの設計および管理について検討する。いかなる特定のモニタリングプログラムにおいても、関連する線量限度に対する大きな割合を日常的に受けるであろうとみなされる作業員、または、事故の場合に被ばくが有意なものになりうると思われる区域で作業する作業員に対する作業員に対する正式な線量評価に重点が置かれるべきであると動向されている。
(218) 一般に、個人に対する内部被ばくモニタリングプログラムの設定は、その個人が通常の作業の結果もしくは事故において、既定のレベルを超える放射性核種物質を摂取しうる可能性に基づきものである。年間の摂取によって実効線量が 1 mSv を超える作業員に対する

<ul style="list-style-type: none"> <li>物質の呼吸気道吸入放射性核種および消化管摂取放射性核種</li> <li>摂取と測定の間隔の間の間隔としての、体内における残留または体内からの排泄速度</li> <li>特定の人体臓器および組織におけるあらゆる選択的沈着ならびに、それらの臓器におけるその後の残留</li> <li>親核種の体内動態挙動とその子孫核種の体内動態挙動のあらゆる有意な相違</li> <li>排泄経路 (例えば、尿、糞)</li> <li>測定の技術的な実行可能性</li> </ul>
(224) モニタリングプログラムの線量評価性能は、評価線量の正確さおよびモニタリングプログラムと関連する測定に対するこれらの要求の影響を考慮することによって評価される場合がある。感度は最小検出可能線量の評価によって定量化することができる (Cunhaugh, 2003; Ehringston et al., 2004a,b)。モニタリングプログラムの設計を最適化するための方法の 1 つは、測定の種類、測定数および期間に関するさまざまな選択的評価線量の正確さにどのように影響するかを評価することである。
<b>5.3 モニタリングプログラムのカテゴリ</b>
(225) 一般的に、モニタリングプログラムは 4 つのカテゴリに定義することができる。 <ul style="list-style-type: none"> <li>日常モニタリングは、作業員による採取が通常作業時のいつでも起こりうる場合、もしくは、偶発的な摂取が検知されない可能性がある場合は実施される。</li> <li>特殊モニタリングは、実際の異常事象発生またはそれが疑わしい場合の後に実施される。</li> <li>確認モニタリングは、作業員が十分であること、そして日常的な個人モニタリングの必要がないことを実証するために実施される。これは通常行われる個人モニタリング測定からなる。</li> <li>作業員モニタリングは、特定の作業に関する情報を提供するために実施される。</li> </ul>
(226) モニタリングのこれら 4 つのカテゴリは相互に排他的なものではなく、実際にはかなり重なり合う可能性がある。例えば、有労な日常モニタリングプログラムは、面々の作業員の被ばくおよび線量に関する信頼できるデータを提供するための作業員モニタリングプログラムと十分な管理下にあることを実証するためにも用いることができる。

個人モニタリングは通常多くの組織において実施されているが、それは法律によって要求されないかもしれない。
(219) モニタリングプログラムの設計と線量評価プロセスのいずれも、放射線防護プログラムの全体の不可欠なものとして考えることが重要である。適切に設計されたモニタリングプログラムは、線量評価が特定の要求を満たすために必要なデータを提供すべきであり、最も高度な線量評価計算できず、不十分なモニタリングデータを補うことはできない。
(220) 評価線量に有意になりうる場合、様々なモニタリング方法 (例えば、肺、尿、糞、モニタリング) および、作業場における被ばくモニタリング) を組み合わせることにより得られるものは多く、それらは補完的な情報を提供する。例えば、直接バイオアクセス測定装置における装置および装置に関する情報を提供し、尿の測定は全身への取り込み量を提供しうるが、作業場モニタリングは空気中放射能、粒径、化学形および摂取時間に関する情報を提供しうる。
(221) これらの測定された放射能 (バイオアクセスモニタリング結果および作業場の測定値) を用いた摂取量および/または線量の評価は、複雑であるかもしれない。しばしば事例ごとに専門家の判断を必要とする。線量評価の責任は、適切な教育、訓練および実務経験を通じて得られた十分な専門知識と技能を有する専門家によるみ割り当てられるべきである。
<b>5.2 個人モニタリングプログラムの設計に関する一般原則</b>
作業場におけるモニタリングプログラムの内容には、用いられるべきモニタリング方法 (例えば、身体および排泄物試料中の放射性核種の測定や、モニタリングにおける被ばくモニタリング) を用いた測定手法 (例えば、光子スペクトル分析、アルファ線スペクトル分析、質量分析)、日常モニタリングにおけるモニタリング間隔、そして特殊モニタリングにおける測定期間または試験採取期間が含まれる。
(223) 個人モニタリングプログラムを設計する際は、多数の要素を考慮する必要がある。これらの要素には、モニタリングの目的 (例えば、それは規則要件の遵守を実証するために実施されるのか、それとも線量が極めて低いことを単に確認するために実施されるのか)、モニタリングが行われるべき作業員の数や特定の測定方法の利用可能性などの施設固有の要素、そして経済的要素が含まれる。モニタリングプログラムの線量評価性能を決定する主要な要素は、作業員が被ばくする恐れのある (通常は吸入摂取によって) 物質の放射性核種との関係、これらの特性は以下のようである。 <ul style="list-style-type: none"> <li>放射性核種およびその子孫核種によって放出される放射線</li> <li>放射性核種およびその子孫核種の実効半減期</li> <li>エアロゾルの呼吸気道沈着特性</li> </ul>

<b>5.3.1 日常モニタリング</b>
(227) 日常モニタリングプログラムは、達成される感度に依存して、1 種類の測定の組み合わせ、いくつかの手法を組み合わせて行う場合もある。放射性核種によっては、1 つの測定手法のみが有効となる (例えば、トリチウムの排泄量を評価するための尿モニタリング)。測定と解釈のいずれも困難なアルトニウム同位体などの放射性核種の場合は、様々な手法を用いることが必要かもしれない。十分な感度の様々な方法が利用可能な場合、解釈の正確さの観点から一般的な優先順位は (高い方から)、身体放射性核種測定、排泄物の分析、そして作業場における被ばくモニタリングである。
(228) これらの手法は、一般に補完的であって、相互に排他的なものではない。例えば、作業環境のモニタリング (エアモニタリング) の結果は、作業員の被ばくの初期の兆候を提供することが可能であり、したがって特別なバイオアクセスモニタリングのきっかけとすることで利用することができる。それらの結果は、個人モニタリングの結果の解釈を助ける情報 (例えば、空気中放射能、粒径、化学形および溶解性や摂取時間に関する情報) を提供する場合もある。
(229) 尿モニタリングは、尿中排泄速度が十分に高い元素について、吸入摂取および経口摂取後の臓器および排泄への全身取り込み量を推定する。これは、傷口に沈着した放射性核種のうち <b>全身性核種</b> に移行する割合を決定するためにも用いることができる。
(230) 呼吸気道から比較的にゆっくりと吸収される物質 (すなわち、「不溶性」物質) について尿モニタリングを用いる際は、注意が必要である。この物質の被ばくは、実効線量に最も大きく寄与するが、物質の吸収特性に依存する不確かさ、評価線量における有意な誤差を生じうる可能性がある。不溶性物質の場合、尿モニタリングに加え、糞モニタリングを用いることにより、感度の大幅な向上を達成することができる。これは、ET 気道と肺のいずれに沈着した不溶性物質も、そのかなりの割合が消化管を経由して糞へ取り込まれるためである。
(231) 糞モニタリングデータの解釈では、糞中排泄経路に固有のいくつかの要素を考慮に入れる必要がある。糞の排泄は不連続プロセスであるため (通常は一次排便を用いてモデル化される)、1 日あたりの排泄速度を得るには 3 日間におたって排泄された量を合計することが望ましい。
(232) 作業場では、個人は燃料再処理プラントや燃料加工プラントなどにおいて生じるさまざまな放射性核種にさらされる場合がある。そのような場合においては、プラントにおける他の放射性核種からの被ばくの可能性を評価するために、容易に検出できる放射性核種を用いることが適していることがある。例えば、アクチノイドからの被ばくの可能性を評価するために <sup>137</sup> Cs を対象とするスクリーニングを用いることができるだろう (Doverfi et al., 2008)。

(233)	空気汚染を対象とする作業場モニタリングの結果は、個人モニタリングが実行できない場合、個人の摂取量を推定するために用いられることがある。しかし、摂取に関するエアサンプリング測定の結果の解釈は、はるかに決まらずに不確かさおよびバイアスを伴う。
(234)	被ばく量の確率および摂取の時間パターンは、従来している作業に依存することがよくある。例えば、職業における作業者の場合、被ばくは慢性的なものかもしれない。一方で、原子力発電所における作業者は、稀に発生する事故を除いて、有意な摂取を受けず、ほとんどは慢性的なものではない。
(235)	日常モニタリングプログラムにおいて要求される測定精度は、放射性核種の残留と排泄および利用可能な測定手法の感度と左右される。モニタリング間隔の選択は、摂取の発生確率も考慮されるべきであるため、摂取リスクが高い場合には、摂取時間の不確かさを低減するためにモニタリング頻度を上げるべきである。測定手法は、測定値の不確かさが、不確かさの要因に対して小さくなるように選択されるべきである。
(236)	急性被ばくが予想される状況の場合、 <i>Predictation 78</i> (ICRP, 1997b) は、不明確な被ばく期間から生じる摂取量の推定値に対する誤差を制限する単純なルールを示している。モニタリング間隔は、摂取の時間が不明であることによってもたらされる過小評価もフラクター3を超えないように選ばれる。時間が対する実際の被ばく分布は不明であるため、実際には、これは最大の過小評価である。評価された摂取量における誤差は、モニタリング間隔にわたる被ばく量の確率分布に依存して、正と負のいずれの値もとりうるが、いかなる過小評価の平均値もフラクター3を下回るという結果になる。しかし、摂取量のかかりの部分がサンプリングまたは測定直前に生じる場合、摂取量はフラクター3を超える過大評価に変化するだろう。これは、排泄物モニタリングの場合には特に重要であり、毎日の排泄物生成の期間において時間とともに急速に変化する可能性があるためである。
(237)	別の方法として、グラフ式アプローチが <i>Smalding et al.</i> (2005) によって開発されており、これは、吸収、経分布や排泄の時間などの物質固有パラメータにおける不確かさを考慮するものである。特定の測定手法における検出限界に関する情報は、関心のある線量レベルにわたって適したモニタリング間隔を決定するために用いられる。
(238)	慢性被ばくが予想される場合、体内および排泄物中に存在する量で平均する上で増加するという事実を考慮して、モニタリングプログラムを設計すべきである。それぞれのモニタリング区間において、測定値は、それ以前の慢性的な摂取によって人体臓器に蓄積された放射能を反映する。モニタリングプログラムは、作業者に限り当てられた臓器を考慮する必要がある。特定の放射性核種の場合、週末前後または休業前後に得られた測定値に有意な変化が生じることがある。

140

<p>記実効線量が計算される。</p>	
<p><b>5.4 曝露調査レベル</b></p>	<p>(244) 放射性核種への潜在的被ばく量の状況では、モニタリングプログラムにおいて測定される量(すなわち、全身内容量、臓器内容量、1日あたりの尿中または糞中排泄、空気中放射能濃度)について曝露調査レベル(DIL)を定めると便利である。DILとして選択される値は、線量またはあらかじめ定められた摂取量として表された調査レベル(IL)と直接関連するかもしれない。たとえば、放射性核種の摂取の結果、摂取実効線量としてIL=1 mSvを超える場合は、調査が必要とされるだろう。したがって、個人放射性核種についての、時間間隔をT日とする日常モニタリングプログラムにおいて、対応するDILは1 mSvの摂取実効線量に相当する身体内容量に基づくものとする必要がある。これは、1年以内に複数の摂取が起こる確率が低くみられる場合には適用される。この標準が比較的高く、1年を通して摂取の確率が一律であるとみなされる場合には、DILは摂取実効線量としてIL/7365 mSvから導き出すことができるだろう。この例ではIL=1 mSvである。</p> <p>(245) ILに相当する値は、関連するグラフから直接得るか、または、本報告書シリーズもしくは付随する電子版付属文書に示されているデータベースに当たりの単位容量あたりの線量の関数の表から計算することができる。Publication 103 (ICRP, 2007) に述べられている約束およびILを定めたい目的に基づいて用いることができるだろう。そのようなILを定めるときは、他の放射性核種および外部照射)に留意しなければならない。摂取量おおよび線量は低いとわかっており、実施されるプロセスについてかなり経験がある状況においては、経験に基づいて測定値について単純にILを定めることが可能かもしれない。ILを超える測定結果は、正常な状況からの逸脱、および、さらなる調査を必要とすることを示しているだろう。</p>

142

<p><b>5.3.2 腫瘍モニタリング</b></p>	<p>(239) 作業状況が満足なものである(一般的には、年実効線量が1 mSvを下回る場合)ことを確認するひとつの方法は、腫瘍の個人モニタリングを行うことである。予想外の調査結果はさらなる調査の時期となるだろう。このタイプの腫瘍モニタリングは長期間隔におかたって体内に残留する放射性核種について最も有効であり、腫瘍測定は体内の放射能のビドアップに関するチェックになる。</p>
------------------------------	---

<p><b>5.3.3 特殊モニタリングまたは作業関連モニタリング</b></p>	<p>(240) 特定の作業または現象と関連したモニタリングは、しばしばいくつかの手法の組み合わせが必要となる。これは、新規または異常な状況の最終の評価を行うためである。特殊モニタリングと作業関連モニタリングの両方とも、明確な実際の異常事象または発生疑いがある異常事象に関連しているため、日常モニタリング結果の解釈において遭遇する問題のほとんどはあてはまらない。すなわち摂取開始は既知である。さらに、汚染物質の物理形態と化学形態の異なる状態のモニタリング手法(塵かみ吸引やスミアの測定など)が用いられる場合がある。これらのケースでは、臓器内の局所的沈着を用いて、摂取が起こったことを確認し、摂取量の概算を得ることが可能である。有意なスミア汚染(線棒)の結果は、特別なバイオアッセイ測定をきつかけとすべきである (Guinette et al., 2007)。</p> <p>(241) 体内からの放射性核種の排出速度を高めるために治療処置が適用されている場合、体内におけるその残存量を追跡するとともに線量評価の根拠をもたらすために、特殊モニタリングが必要となるかもしれない。治療が行われている場合、放射性核種の通常の体内動態が大きく変化するため、モニタリング方法の選択に注意しなければならない。たとえば、フルシメチンによるセシウム放射性同位体の排出を高める。したがって、日常モニタリングでは用いられないが、糞のバイオアッセイが体外計測および尿モニタリングに加え実施されるべきである。</p>
---	---

141

<p>ユーザコードの詳細が含まなければならない。事故状況においては、管理活動の必要性および経過観察のためのモニタリングの必要性を判断するために、中間情報が必要となる。</p>	
<p><b>5.6 品質マネジメントシステム</b></p>	<p>(247) 放射線防護プログラム全体における品質マネジメントシステムの必要性は、国際標準化機構によって発行された2つの規格(ISO, 2006, 2011)の中で論じられている。完全な説明についてはこれらの規格を参照すべきであるが、重要な論点のいくつかを以下に示す。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>品質保証プログラムの性質および範囲について決定する際は、モニタリングされる作業者の数ならびに予想される被ばく量の規模および複雑性を考慮すべきである。</li> <li>放射性核種の組成、吸入される粒子のサイズ、化合物の同定や吸収挙動などの要素に関する仮定は、適切な測定によって検証されるべきである。</li> <li>レビューまたは監査は適時に実施されるべきである(たとえば、新たなモニタリングプログラムが実施される場合や、プログラムに重要な変更が加えられた場合)。</li> <li>(248) 検査計画は、適切な間隔で測定および線量評価の国内のまたは国際的に相互比較に参加すべきである。相互比較への参加は、測定値および線量評価手順の決定を可能にし、信頼性を向上させ、そして方法の調和を促進する。</li> </ul>

143

<p><b>6 測及的線量評価および線量評価の一般的な側面</b></p>	
<p><b>6.1 計算</b></p>	<p>(249) 防護の目的のために計算される実効線量は人体の臓器および組織に対する等価線量から決定され、これらの等価線量もまた、それらの臓器および組織に対する平均吸収線量から計算される(2.2節)。実効線量は、所定の被ばく条件を考慮した値を単純に、特定の個人の特性は考慮されない。特に、実効線量を決定するために用いられる組織加重係数は、さまざまな年齢および男女の多数の個人にわたる平均を表す。選択された臓器化されたものである。標準男性と標準女性性の臓器や組織の等価線量は平均される。この平均した線量は個人の場々の平均的実効線量を決定するために、対応する組織加重係数を乗じられる(ICRP, 2007)。実効線量は個人固有の線量ではなく、むしろ所定の被ばく条件下にある標準人の線量を示すこととなる(ICRP, 2007)。</p> <p>(250) 測及的線量評価のために適用されるであろうアプローチは2つある。</p>

<ul style="list-style-type: none"> <li>直接測定 (例えば、全身または特定の臓器および組織における放射性核種の放射能を外部計数によって測定すること) および/または間接測定 (例えば、尿中または糞中の放射性核種の放射能を測定することや、作業場における被ばくモニタリング) から、放射性核種の摂取量を計算する。放射性核種摂取量の評価においては測定値を解釈するために体内動態モデルが用いられ、その後に実効量が、ICRP 2007 によって計算された標準線量係数 (単位摂取量あたりの線量, <math>Sv/Bq</math>) を用いて計算されるか、もしくはICRP が勧告した方法 (ICRP, 2007) を用いて決定される。</li> <li>測定値と摂取量を関連づける関数を用いて、測定値から直接、摂取実効線量を計算する。これらは測定値は、全身または臓器内容積、24時間尿排泄量または糞排泄中の放射能、もしくは作業場における空気中の放射性核種濃度の値である。バイオアクセスデータの解釈のために、このアプローチは、排泄後の時間の関数として「単位内容積あたりの線量の関数」の表 (ICRP, 2007) の利用を必要とする。</li> </ul>
<p>(251) これら2つのアプローチは同等であり、同じ体内動態モデル、パラメータ値および仮定が用いられる限り同一の結果をもたらすべきものである。</p> <p>(252) 選ばれた放射性核種に対する「単位摂取量あたりの線量係数」の表は、本報告書シリーズおよび付随する電子付属文書に示される。放射性核種の急性摂取後の特定の時間におけるバイオアクセス測定値に対する摂取実効線量も提示される。提示されるデータのさらなる詳細な説明は、7.3節に示す。これらの表は、バイオアクセスデータの解釈における調和を促進するような、単純で利用しやすい手段を提供する。</p> <p>(253) 実効線量の計算においてパラメータ値が標準値から変更されることがあるかもしれない。したがって、特定の被ばく状況の下で実効線量の計算において変更してよい標準パラメータ値と、実効線量の定義に基づき変更が許されなければならないパラメータ値を区別することが重要である。実効線量は標準人に適用されるため、個人固有のパラメータ値は変更すべきではないが、物質固有のパラメータ値は変更してよい。個人固有のパラメータ値の例には、線量評価アルゴリズムを記述するパラメータ、HRTM の呼吸パラメータおよび粒子輸送パラメータ、消化管移行係数以外の HXIM のパラメータや、全身モデルのあらゆるパラメータがある。物質固有のパラメータの例には、肺から血液への吸収パラメータ、吸入エアロソルの AMAD などのエアロソルパラメータやがんがある。</p> <p>(254) 大多数のケースでは、評価された線量は線量限度と比較して低い。そのような場合、線量評価では、報告された物質固有のパラメータのデフォルト設定値、表にまとめられた線量係数、本報告書シリーズに付随する「単位内容積あたりの線量の関数」の表を利用することになるだろう。評価された線量が比較的高くなりそのような場合、もしくは複数のモニタリング方法が用いられており、多くのモニタリング測定が行われている場合、報告されたデフォルト設定値以外の物質固有のパラメータ値を用いてよい。</p> <p>(255) モニタリングデータから調査と線量評価に取り組み、評価者は、摂取のパターンや物質の特性などの因子について、特定の情報の</p>

<p>(260) 新たな根拠が確認されているような日常作業の場合には、以下のデフォルトの仮定を用いた標準評価を行ってよい。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>摂取はモニタリング間隔の中間点における急性事象。</li> <li>被ばくは AMAD が 5 <math>\mu m</math> である物質の吸入摂取によるもの。</li> <li>吸入および/または、既知の物質に対する吸入タイプまたは固有の吸入パラメータのデフォルト設定値は、本報告書に述べられているとおりである。化合物が不明である場合、「不特定化合物」に対応する吸入タイプが用いられるべきである。</li> </ul> <p>(261) 代わりに、施設固有または物質固有のデフォルト設定値が利用可能であり文書化されているならば、作業者が従事したプロセスに対して、これらの値が適切であることが明らかになっていることを条件に、それらを用いてもよい。</p> <p>(262) 摂取実効線量の値が事前に定められた低い値 (例えば、1 mSv) を下回ることを確認されるならば、それ以上の評価は不要である。</p>
--

<p>がないため、仮定を行うことが必要かもしれない。モニタリングデータに伴う摂取線量の推定に関するガイドラインを示すために、欧州委員会の第5フレームワークプログラムにおける欧州プロジェクト (IDEAS プロジェクト) のこの IDEAS プロジェクト、ICRP 職業評価作業班によって行われた提案をもとに (Fry et al., 2003)、個人モニタリングデータの解釈のための体系的な方法を開発した (Doerfler et al., 2006, 2007; Cusellam et al., 2013)。このガイダンスは、欧州線量評価委員会がさらに発展させている (Marsh et al., 2008; Lopez et al., 2016)。</p> <p>(256) このガイダンスに加えて、ISO は、作業者のモニタリングのための内部線量評価に関する最小限の要件を記した国際規格 ISO 27048:2011 (ISO, 2011) を発行している。IDEAS ガイドラインおよび ISO 27048 は、いずれも線量評価のために必要とされる労力は、予想される被ばくレベルにおおむね対応すべきである、という原則を採用している。</p> <p>(257) 特定の個人に対する線量は線量限度を大幅に超えた可能性があり、放射線リスクを評価することが必要と異常な場合では、臓器固有のリスクを決定するために臓器または組織線量の詳細な推定が必要である。そのような場合は、臓器固有の線量係数が計算され、最も適切な生物効果データおよびリスク係数データとも組み合わせて用いられるべきである (ICRP, 2007)。この調査的個人線量評価は、専門知識、技能および実務経験等を有すると認められた専門家によるのみ行われるべきである。特定の個人に対する調査的線量評価およびリスク評価を行う方法に関する助言を提供することは、本刊行物の範囲外である。</p> <p>(258) 以下の節では、被ばくに関して収集されるべき情報を検討し、単一または複数の測定におけるデータ取り扱い方法を要約するとともに、測定の不確かさを含めて内部線量評価に関連する不確かさの検討を行う。標準評価と施設固有の評価の2種類の分析について論じる。</p>
--

## 6.2 分析のタイプ

### 6.2.1 ICRP の標準体内動態モデルおよび線量評価計算モデルを用いた標準評価

(259) 放射性核種の摂取による作業者の予期的に評価された年摂取実効線量が低く、取り扱われる放射性核種の半減期が短く、存在する物質の量が限られる施設および作業の場合、内部モニタリングは、法令遵守を証明するためにに行われる場合もあれば、他の目的のために実施される場合もある。それらの施設における作業者の場合、一般には、施設固有または物質固有のパラメータを用いてモニタリング測定結果を評価する必要がある。典型的な例は、核医学業務である。国の当局によって要求される場合には、技術スタッフ、医師および看護師のバイオアクセスモニタリングは、作業場の標準評価 (例えば、AMAD の決定) を必要とせず、ICRP の標準モデルを用いて実行される。他の例には、微量の放射性同位体を用いる大学や研究機関があるかもしれない。

<p>一の汚染事象、モニタリング期間中の複数の個々の事象、短期間継続する摂取や慢性摂取など、さまざまな考えうる摂取パターンを考慮すべきである。</p> <p>(266) 慢性摂取が予想されるならば、測定 (またはサンプリング) の時間を選択する際およびバイオアクセスモニタリングの結果を解釈する際に、勤務スケジュールを考慮すべきについて評価すべきである。摂取量のある割合が急速に削減される要素の場合、週末、休暇や休日など、いかなる被ばくも起こりえないであろう時間および期間に、摂取量の評価に大きな影響を及ぼす。半減期が短い放射性核種を除いて、そのような期間直後の測定またはサンプリング時間の選択は、評価された摂取量の急速な排泄による不確かさを低減することになる。</p> <p>(267) 慢性被ばくが予想されないときの日常モニタリングにおいては、モニタリング間隔の終了時点において行われる測定から摂取量を推定する必要がある。この場合は摂取の時間を特定せずに推定することがよくある。</p> <p>(268) 日常のバイオアクセスプログラムから有意な測定値が現れた場合 (すなわち、摂取が起こった可能性を示唆する測定値)、空気中または表面汚染レベルなどの作業場モニタリングデータのレビューにより、摂取が起こり得た時間を知ることができるとなる。同様に、同じ作業場における他の作業員モニタリングデータの試料が有意な結果を示している場合、それらの個々の作業員のデータおよびモニタリングスケジュールのレビューは、すべての作業員の摂取時間を決定する助けになる。作業者とこの施設は、事故、異常な手順または機器の故障が、その摂取を引き起こしたかどうかを明らかにするだろう。有意な測定値を裏付けるために、施設観察のためのバイオアクセスの予定が決められるべきである。異なるタイプの測定を含めて、複数のバイオアクセス結果が利用可能な場合、これらの結果と異常割合の表の比較は、摂取が起こった時間の選択を助めるのに役立つだろう。</p> <p>(269) 別のアプローチとして、マルチコンシュームモデルアルゴリズムを用いて、バイオ統計学ベースの線量計算を行ったことが、Miller (2002) により述べられている。利用可能なあらゆるバイオアクセスデータを同時に分析することの方法は、あらかじめ認められた一連の体内動態モデルを用いて、N回の起こりうる摂取に対応する数、相乗および時間を確率的に決定する。重み付き実効モンテカルロサンプリング法は、もう一つのバイオアクセス法である (Puscher and Birchall, 2008)。このアプローチでは、バイオアクセスデータが得られる前に被ばくに関する情報を表現する確率分布から、体内動態モデルのパラメータをおよぼす摂取時間の標本が抽出される。それぞれの標本は、「重み付き尤度」と呼ばれる重さを得るために、所定の摂取に対応する適切な尤度関数によって重み付けされる。観察された測定データが与えられると、それらの摂取の重さおよび摂取の時間は、単一観測積分法を用いて重み付けされる。観察された測定データが与えられると、それらの状態に関する情報は、場合に摂取の時間の仮定を必要としない。</p> <p>(270) Publication 54 および 78 (ICRP, 1988a, 1997b) では、いかなる情報もない場合は、摂取の時間はモニタリング間隔の中間点の後にとも等しく生じたであろうと推定されており、それゆえ、これらの状況において <math>t = T/2</math> という値が用いられるべきであると提言さ</p>
---

<ul style="list-style-type: none"> <li>測定値と摂取量を関連づける関数を用いて、測定値から直接、摂取実効線量を計算する。これらは測定値は、全身または臓器内容積、24時間尿排泄量または糞排泄中の放射能、もしくは作業場における空気中の放射性核種濃度の値である。バイオアクセスデータの解釈のために、このアプローチは、排泄後の時間の関数として「単位内容積あたりの線量の関数」の表 (ICRP, 2007) の利用を必要とする。</li> </ul> <p>(251) これら2つのアプローチは同等であり、同じ体内動態モデル、パラメータ値および仮定が用いられる限り同一の結果をもたらすべきものである。</p> <p>(252) 選ばれた放射性核種に対する「単位摂取量あたりの線量係数」の表は、本報告書シリーズおよび付随する電子付属文書に示される。放射性核種の急性摂取後の特定の時間におけるバイオアクセス測定値に対する摂取実効線量も提示される。提示されるデータのさらなる詳細な説明は、7.3節に示す。これらの表は、バイオアクセスデータの解釈における調和を促進するような、単純で利用しやすい手段を提供する。</p> <p>(253) 実効線量の計算においてパラメータ値が標準値から変更されることがあるかもしれない。したがって、特定の被ばく状況の下で実効線量の計算において変更してよい標準パラメータ値と、実効線量の定義に基づき変更が許されなければならないパラメータ値を区別することが重要である。実効線量は標準人に適用されるため、個人固有のパラメータ値は変更すべきではないが、物質固有のパラメータ値は変更してよい。個人固有のパラメータ値の例には、線量評価アルゴリズムを記述するパラメータ、HRTM の呼吸パラメータおよび粒子輸送パラメータ、消化管移行係数以外の HXIM のパラメータや、全身モデルのあらゆるパラメータがある。物質固有のパラメータの例には、肺から血液への吸収パラメータ、吸入エアロソルの AMAD などのエアロソルパラメータやがんがある。</p> <p>(254) 大多数のケースでは、評価された線量は線量限度と比較して低い。そのような場合、線量評価では、報告された物質固有のパラメータのデフォルト設定値、表にまとめられた線量係数、本報告書シリーズに付随する「単位内容積あたりの線量の関数」の表を利用することになるだろう。評価された線量が比較的高くなりそのような場合、もしくは複数のモニタリング方法が用いられており、多くのモニタリング測定が行われている場合、報告されたデフォルト設定値以外の物質固有のパラメータ値を用いてよい。</p> <p>(255) モニタリングデータから調査と線量評価に取り組み、評価者は、摂取のパターンや物質の特性などの因子について、特定の情報の</p>
<p>(260) 新たな根拠が確認されているような日常作業の場合には、以下のデフォルトの仮定を用いた標準評価を行ってよい。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>摂取はモニタリング間隔の中間点における急性事象。</li> <li>被ばくは AMAD が 5 <math>\mu m</math> である物質の吸入摂取によるもの。</li> <li>吸入および/または、既知の物質に対する吸入タイプまたは固有の吸入パラメータのデフォルト設定値は、本報告書に述べられているとおりである。化合物が不明である場合、「不特定化合物」に対応する吸入タイプが用いられるべきである。</li> </ul> <p>(261) 代わりに、施設固有または物質固有のデフォルト設定値が利用可能であり文書化されているならば、作業者が従事したプロセスに対して、これらの値が適切であることが明らかになっていることを条件に、それらを用いてもよい。</p> <p>(262) 摂取実効線量の値が事前に定められた低い値 (例えば、1 mSv) を下回ることを確認されるならば、それ以上の評価は不要である。</p>
<h3>6.2.2 線量の標準評価</h3> <p>(263) 作業者が線量限度のある施設として定められた参考レベルを上回る、もしくは DIL (例えば、線量の管理の喪失などの状況) を上回る線量に被ばくする可能性がある場合、作業場モニタリングプログラムの一環として、吸入摂取または経口摂取された放射性核種の物理的および化学的特性について、また、摂取の時間およびパターンについて、情報が収集されるべきである。この情報は、評価を精密にするとともに評価された線量における不確かさを低減するために用いられるだろう。そのような評価において用いられるかもしれない情報の種類については、6.4節で論じる。</p>
<h3>6.3 被ばく状況の理解</h3> <p>(264) 被ばく状況を理解するために、作業場の情報が収集されるべきである [たとえば、取り込まれたおそれのある放射性核種 (天然核種の放射平衡を含む)、化学形態、想定される短径、あらゆる摂取のありうる時間、パターンおよび摂取経路]。</p>
<h3>6.3.1 摂取の時間およびパターン</h3> <p>(265) バイオアクセスデータの解釈における不確かさの主な原因は、摂取の時間およびパターンの設定である。予測される測定値を与えるバイオアクセス間隔は摂取以後の時間に依存するため、摂取がいつ起こったと仮定されるのかによって、摂取の推定値は変動することになる。単</p>

れている（ナベウチら、摂取はモニタリング間隔の中間点において起こったと仮定される）。代替アプローチも提言されている（Strom, 2003；Punchev et al., 2006；Brehall et al., 2007；Marsh et al., 2008a, 2008b）。しかし、ほとんどの場合においては、これらの代替アプローチの結果は中間点方法と大きく異なることはなく、摂取量および線量の過大評価はおおよそ2倍未満だろう。本書では、標準評価（6.2.1項）として中間点をとる方法を勧告する。

### 6.3.2 採取経路

(271) 作業場では吸入摂取のみによる摂取が最も一般的であるとはいえ、経口摂取ならびに創傷部および傷のない皮膚を經由した摂取を除くことはできない。再経路が不明な場合であっても、異なるタイプのバイオアッセイ測定を含む複数のバイオアッセイ結果が利用可能なならば、これらの結果の比較は経路の決定に役立つだろう。施設によっては、複数の経路による同時摂取が起こりうる。

(272) 放射能を直接測定によって評価することができるとは、吸入摂取された物質と経口摂取された物質を区別するために計測を用いることができる。しかし、これが可能ではなく、放射性核種が不溶性の場合、摂取に関する葉および尿試料中に排泄された放射性核種の量は、大きな問題がある。経口摂取された物質は上部呼吸道に沈着する吸入摂取された物質はいずれも、摂取後数日間作業を通じて排泄されることになる。したがって、急性摂取後であるだけ早急な排泄物サンプリングを開始し、引き続き期間において継続することが重要である。第2週以後の葉物質は主として呼吸気によって排出されることになるため、これ以降の測定値は、その成分に対応する初期の葉試料測定値を補正するために用いることができる。長寿命の不溶性放射性核種に特異的に示されるモニタリングに支えられ、欠落15日後の葉中放射能は主として、吸入摂取された物質が運ばれたクリアランスを反映することになり、これが線量を支配する（AIEA, 1999a, 2004b）。創傷部を通じて放射性物質の摂取は、事故の結果として起こる場合がある。NCRP (2006) によって開発された創傷モデルの薬効は、3.4節に示されている。

### 6.3.3 線量

(273) 放射性核種は多数のプロセスを通じて空気中に飛散しうる。また、ガス、蒸気、そして広範囲がサイズ、形状および密度の粒子などのさまざまな物理的形態で存在しうる。ほとんどのエアロゾルは、複雑な形状およびさまざまな粒径の粒子からなる（NCRP, 2010）。線量計算におけるモデルの目的は、ICRPは、線回帰係数と併せて吸入エアロゾルの粒径分布を表すAMAD (AMADが0.3µmを下回るときはAMTD)を用いるよう勧告している（ICRP, 2002b）。AMADは呼吸気道への沈着に影響を及ぼし、結果として、吸収されない粒子の消化管への移行に影響を及ぼす。

する際は、これらの存在が考慮されるべきである。体外計測の検出能力および最小検出レベルは、体内の<sup>40</sup>Kの存在によって大きく影響される。

(279) ウラン系列およびトリウム系列放射性核種に由来する排洩データは、食事による摂取量の補正を必要とする排洩データがある。作業の開始に先立って、「プランクの」バイオアッセイ飲料を作業着から入手するべきである。これができる場合、天然または非職業上の摂取と職業上の摂取を区別するために、家族の一員または同僚に居住する住民のバイオアッセイ飲料が採取され分析されるべきである（Eckerman and Kerr, 1999；Lipslein et al., 2001, 2003）。それを超えることと職業被ばくが示唆されるレベルを決定するためにこの情報を用いることが有益な場合がある。バックグラウンド値は、そのような手順を裏付ける明確な証拠があることを条件に差し引いてもよいが、個々のバックグラウンドレベルは非常に変動的でありうることに留意すべきである。Littecal (2007) は、職業上の摂取がない場合の個人それぞれ典型的なウラン排泄速度を特定するためのサイズ法について述べている。

(281) さらに、診断または治療の目的で投与された可能性のある放射性医薬品の影響を評価することが重要である。

(280) 長寿命放射性核種の場合、バイオアッセイ結果は、以前のモニタリング間隔において特定された摂取の影響を明らかにすることができる。以前の摂取によって体内に残留した放射性核種は考慮されるべきである。

### 6.3.6 特殊モニタリング状況

(282) 多くの状況においては、被ばくは単一の放射性核種または限られた数の放射性核種によるものとなる。しかし、元素によっては、被ばくが線量特性の異なる多様な同位体に関連する場合がある。ウランおよびプルトニウムは、複雑な混合物への被ばくの可能性を例証している。原子力産業においては、さまざまなプルトニウム同位体が存在する。比較放射能の違いゆえにプルトニウムの同位体の挙動にはかなりの違いがあることが研究により示されている（Guilmette et al., 1992）。ウランによって被ばくする作業着は常に、濃縮レベルに依存して同位体組成が異なる混合物にさらされる。バイオアッセイモニタリング結果の正しい解釈のために、濃縮に関する知識が不可欠である。

(283) 親核種の体内排泄率を決定するために放射性核種の直接バイオアッセイ測定が用いられる場合には、特別な考慮がされる（3.2節および付録A）。子孫核種は常に永続平衡にあると仮定されるならば、有意な過剰が生じうる。たとえば、期における<sup>232</sup>Thの放射能は、その子孫核種<sup>208</sup>Pb、<sup>212</sup>Pb、<sup>212</sup>Biおよび<sup>208</sup>Tlの直接測定から決定される場合には過小評価される。測定された元素と対象放射性核種の間の平衡関係の違いは、結果の不確かさに寄与する。同じ理由から、期における<sup>226</sup>Raの放射能は、呼気中の<sup>222</sup>Rnの測定から決定される場合には過小評価される。

(274) 作業場における空気中放射性物質のAMADは、作業場モニタリングプログラムの一環として特徴づけられるかもしれない。作業環境によっては、複数の粒径分布の状態が見られる場合がある。物質の偶発的な放出の場合、可能な限り常に、その放出物の空気中割合の粒径分布に関する情報が入手されるべきである。放射性エアロゾルの粒径分布が不明な場合には、職業被ばくの場合のAMADのデフォルト値である5µmが用いられるべきである（ICRP, 1994a, 2002b）。

### 6.3.4 化学的組成

(275) 摂取した放射性核種の化学的組成は、体内での核種の挙動に重大な影響を及ぼしうる。作業環境における一般的な化学的組成は、いくつかの放射性核種について、本シリーズの以後の報告書に示す。十分な実験的データがある場合、化学的組成はデフォルト設定の吸収タイプの1つ（タイプF、MまたはS）に割り当てられ、消化管移行係数 $f$ の値が与えられる。一部の特殊なケースにおいては、血液中への吸収を表す物質固有のバイオアッセイ値が提示される（3.2.3項）。

(276) ある化合物は、デフォルト設定の吸収特性とはわずかに異なる吸収特性を有する可能性がある。バイオアッセイ測定値の解釈は、吸入摂取された放射性物質の吸収パラメータ $f$ の値の選択に影響される。放射性核種の多量の摂取および事故状況においては、摂取量およびの預託実効線量をより現実的な評価を行うために、関係する放射性核種の化学的組成の固有データを得ることが必要だろう。しかし、追加のノースタータラ情報の収集は時間を必要とし、異常事故/事故の直後は利用できないことがよくある。最初のモニタリング結果を用いた最初の線量計算においては、放出された物質を最も忠実に記述する化学的組成に対する、ICRPによる固有の標準の肺吸収パラメータおよび $f$ が用いられるべきである。最初の線量計算の結果を確認または修正するには、追跡バイオアッセイモニタリングおよび事故のさらなる調査の結果が用いられるべきである。

(277) 多くの状況においては、作業着と同じ放射性核種の複数の化学的組成にさらされる。たとえば、ウラン濃縮施設のある区域において被ばくする作業者は、ウランの異なる化学的組成にさらされる可能性がある。バイオアッセイの結果、特に排泄物の結果の解釈は、様々な化学的組成のバイオアッセイ結果に対する寄与に関する仮定に大いに依存する。

### 6.3.5 バックグラウンドの影響

(278) 自然線源および人工放射線源において生じる3つの天然放射性核種の親変系列に由来する放射性核種は、あらゆる曝露媒体中に存在しており、したがって食品、飲料水および空気中にも含まれ、人の集団による曝露につながる。バイオアッセイ測定値を解釈

(284) また、別の放射性核種の代謝物としてある放射性核種が用いられる状況もある（たとえば、体外計測モニタリング）。一例は、期に内部に蓄積したPuのレベルの決定であり、これは胸部の<sup>241</sup>Amの体外計測に基づいて推定されることがよくある。<sup>241</sup>Amは一般に、作業場においてPuに付随し、もしくは<sup>241</sup>Puの曝露によって体内で生成される。この手順は概ね適切である。しかし、エアロゾルの可溶性特性および同位体組成に依存して肺からのクリアランス速度が異なる場合があり、<sup>241</sup>Amに関する肺中放射能の結果は、肺中Pu放射能を過小評価する場合がある（たとえば、肺腫瘍エアロゾル）。

### 6.4 データの収集、処理および線量評価

#### 6.4.1 データの収集および処理

(285) 一部のタイプの測定データは、用いる前に処理を必要とする場合がある。

• 一般に、肺およびL<sub>1</sub>Nmにおける放射能の合計が「尿」放射能と呼ばれ、内部被ばく線量評価ソフトウェアによって計算されるのはこの値である。肺およびL<sub>1</sub>Nmの放射能の推定値は個別に与えられる場合、それらは合計されるべきである。胸部測定は、肝臓および骨格に蓄積する放射性核種の放射能に由来する計数を含まない場合があり、それらの寄与を差し引く必要がある。

• 採取期間が24時間を下回る尿および糞試料は、一般に、24時間値へと規格化されるべきである。これは、24時間排泄物体積または質量の基礎に比して試料の体積または質量を乗じるることによって達成することができる。男性および女性に対する標準値は、それぞれ1.6Lおよび1.2L、糞が150gおよび120gである（ICRP, 2002a）。尿サンプリングの場合、広く用いられる別の方法は、1日あたりに排泄されるクレアチニンの量で規格化することであり、男性および女性に対する標準値は、それぞれ1.7g d<sup>-1</sup>および1.0g d<sup>-1</sup>である（ICRP, 2002a）。24時間試料が尿の場合で500ml、糞の場合で60gを下回る場合、それが完全な24時間の期間にわたって採取されたものであることは疑わしく、規格化が考慮されるべきである。放射性核種によっては、日常サンプリングにはスポット試料の採取で十分である（例えば、トリチウム水の摂取のモニタリング）。

#### 6.4.2 線量評価：単一測定、急性摂取

##### 特殊モニタリング

(286) 摂取の時間がわかっている特殊モニタリングまたは作業関連モニタリングの場合、摂取量は、本シリーズの以後の報告書に示される（286） 摂取の時間がわかっている特殊モニタリングまたは作業関連モニタリングの場合、摂取量は、本シリーズの以後の報告書に示される（286） 摂取の時間がわかっている特殊モニタリングまたは作業関連モニタリングの場合、摂取量は、本シリーズの以後の報告書に示される（286） 摂取の時間がわかっている特殊モニタリングまたは作業関連モニタリングの場合、摂取量は、本シリーズの以後の報告書に示される（286）

量の値であり、「残留または排泄関数」として知られることもある。単一測定が行われる場合、摂取量 $I$ は、測定量 $M$ に対する以前の摂取量の寄与が無視できる程度であるならば、測定量 $M$ から決定することができる。測定結果である $M$ と $m(t)$ の値が比較可能であることを確保するべく、注意が払われなければならない。例えば、尿分析の場合、バイオアッセイ結果は、採取終了時点（分析時点ではなく）における24時間間隔中の急尿排泄能として表されなければならない。
$I = \frac{M}{m(t)} \quad (6.1)$
(287) 摂取量は、排泄実効係数 $E$ を得るために、線量係数（排泄経路 $i$ および放射性核種 $j$ の場合、 $e_{ij}$ ）を乗じられるべきである。すなわち、
$E_{50} = e_{ij} \times I \quad (6.2)$
(288) あるいはまた、さまざまな放射性核種および物質のタイプに対応する、表にまとめられた「単位内容量あたりの線量の関数」の値が用いられるべきである。単位内容量あたりの線量の関数 $f(t)$ は、以下の式によって与えられる。
$f(t) = e(50)/m(t) \quad (6.3)$
(289) 単一測定が行われ、測定量 $M$ に対する以前の摂取量の寄与が無視できる程度であるならば、摂取量 $I$ と関連する排泄実効係数 $E_{50}$ は、以下の式によって決定することができる。
$E_{50} = M \times f(t) \quad (6.4)$
<i>日常モニタリング</i>
(290) 日常モニタリングの場合、モニタリング間隔中の摂取量は、モニタリング間隔の終了時点に行われた測定から評価される。摂取の間隔がわかっている（または容易に決定することができる）場合は、標準評価が実施されている場合（6.2.1項）、摂取は $I$ 日間のモニタリング間隔の中間点において起こると仮定されることが多い。以前のモニタリング間隔中に生じた摂取量の寄与が無視できる程度であるならば、モニタリング間隔の終了時点に得られた所定の測定量 $M$ に対して、摂取量は以下のとおりである。

152

$E_{50} = \left( M(t_0) - \sum_{k=1}^{n-1} \frac{E_{50k}}{m(t_0 - t_k)} \right) f(t_0 - t_n) \quad (6.7)$
ここで、 $t_k$ は測定 $k$ （モニタリング区間 $k$ の終了）の間隔であり、 $t_n$ および $t_0$ はそれぞれモニタリング区間 $n$ および $k$ の中間点における時間である。 $M(t_0)$ が決定しきり値を下回る場合（ISO, 2011）もしくはバックグラウンドを差し引いた結果が負である場合、 $E_{50} = 0$ である。
<i>排泄モニタリング</i>
(294) 摂取量評価のために用いられるバイオアッセイデータは、異なる時間の実施された異なる測定に対応する結果で構成されることがあり、異なるモニタリング手法（例えば、直接測定と間接測定）による結果から構成されることさえある。
(295) 排泄時刻がわかっている単一採取の最良推定値を決定するには、まず、単位摂取量に対する測定量の予測値 $m(t)$ を計算することが必要である。次に、種 $i$ の $M(t)$ が測定データ $(t_k, M)$ と「最適フィットする」ように、単位摂取量の最良推定値が決定される。線量タイプのバイオアッセイデータセットが利用可能な場合、摂取量および線量は、予測値を異なるタイプの測定データと同時にフィッティングさせることによって評価されるべきであると勧告される。例えば、尿および糞バイオアッセイデータセットが利用可能なならば、摂取量は、適切に加重された予測値を両データセットと同時にフィッティングさせることによって評価される（Doerfler et al., 2006, 2007; ISO, 2011; Casellani et al., 2013）。
(296) 多数の統計的データフィッティング方法が利用可能である（IAEA, 2004a,b）。最も広く通用できる2つの方法は、最尤法（Doerfler et al., 2006; ISO, 2011）およびベイズ的アプローチ（Miller et al., 2002; Puncher and Birchall, 2008）である。点推定の平均や最尤法による推定値は、データに付随する誤差についてある仮定を行った最尤法に基づいて正当化される。例えば、最小二乗法は、データの正確さが正規分布によって特徴づけられることができると仮定される場合、最尤法から導くことができる。この仮定される分布（例えば、正規分布または対称正規分布）は、モデルがデータをうまくフィットしない時、評価された摂取量および線量に劇的な影響を及ぼしうる。しかし、データに対するモデルのフィットが改善されると、評価された摂取量および線量に対するデータの正確さの影響は低減する。

**6.4.4 慢性摂取**

(297) 体内に存在する放射性核種の量および1日あたりの排泄量は、その個人が被ばくした期間に左右される。得られたバイオアッセイ結果（例えば、体内、人体臓器内または排泄物中に存在する量）は、あらゆる摂取量の重ね合わせを反映することになる。慢性摂取の場合の残留

154

$I = \frac{M}{m(T/2)} \quad (6.5)$
ここで、 $m(T/2)$ は、モニタリング間隔の中間点において起こったと仮定される単位摂取に対応する測定量の予測値である。モニタリング間隔中の摂取による線量は、排泄量は、排泄係数を乗じることによって得られる。詳細線量または摂取量は、それぞれ線量度またはその限度に対応する排泄量の比例割合と比較することができる。あるいはまた、線量または摂取量は、あらかじめ定められた $M$ と比較することもできる。
(291) 先行するモニタリング間隔における摂取は、得られる測定結果に影響を及ぼすことがある。日常モニタリングプログラムにおける一連の測定では、以下の手順に従ってよい。
<ul style="list-style-type: none"> <li>• 最初のモニタリング間隔における摂取の量を検定する。</li> <li>• この摂取による、以後の測定にそれぞれに対する寄与を予測する。</li> <li>• 次のモニタリング間隔について上記を繰り返す。</li> </ul>
(292) 代わりに、単位内容量あたりの線量の関数の表を用いると、モニタリング間隔の終了時点に得られた所定の測定量 $M$ に対して、摂取量 $I$ と関連する中間点線量 $E_{50}$ は以下のとおりである。
$E_{50} = M \times f(T/2) \quad (6.6)$

**6.4.3 線量評価：慢性の測定***日常モニタリング*

(293) 以前のモニタリング間隔中に生じた摂取量の寄与が無視できないならば、以下の手順を用いてもよい。それぞれのモニタリング区間  $n$  について、関連する実効係数  $E_{50n}$  は0に等しいか正のいずれかであると仮定してもよい。直近のモニタリング区間  $k$  の終了時点に得られた所定の測定量  $M(t_0)$  に対する実効係数  $E_{50k}$  は以下のとおりである。

153

関数および排泄関数は本行物には示されないが、急性摂取については本報告書シリーズに示される残留関数および排泄関数と特定されたあらゆる慢性排泄関数とを積み込むことによってこれを決定することができる。

**6.4.5 体外除去法の影響**

(298) 内部汚染に関係するケースでは、人体の自然の化合物排出速度を高めるために、又は、大きな取り込みが起こるかもしれない部位における放射性核種の取り込み（例えば、甲状腺における放射性ヨウ素）を妨ぐために、キレート剤またはその他の治療法が用いられることがある。これらの両方の目的は、排泄量を低減することである。

(299) この介入手法の利用は、排泄および線量を推定するための上述の標準化されたモデルアプローチの使用は、治療の停止後数週間または月におわって排泄速度に影響を及ぼす可能性がある。

(300) いくつかのバイオアッセイデータの取扱いも、被ばくの状態ならびに線量評価の必要性および要求される時間尺度に依存するため、特定の助言を提供することはできない。

**6.4.6 創傷**

(301) その性質ゆえに、汚染された創傷または創傷に起因する放射性核種の摂取は、概して、高線量被ばくのかかりの割合を占める。放射核種は創傷部位から血液中ならびに他の臓器および組織へと移行する場合があります。NCRP は選ばれた放射性核種のさまざまな化学形態についてこの移行を予測するためのモデルを開発した（NCRP, 2006）。元素固有の全身体内動態モデルと結合すると、この NCRP モデルは、尿中および糞中排泄を予測するためにだけでなく、放射性核種の血液および全身性循環への移行後の臓器および組織に対する排泄線量ならびに排泄効果係数を計算するためにも用いることができる。

(302) 3.1.節に言及したように、創傷に起因する内部汚染の評価は、実際には専門家の判断に基づきケースバイケースで扱われる。多くの場合、創傷部位から血液中に移行する放射性核種の量は、尿バイオアッセイデータから直接評価されるかもしれない。3.4.節は、この NCRP モデルの主たる特徴を要約している。この情報は創傷の関心のケースにおけるバイオアッセイデータの解釈に有用なことがあるためである。

**6.5 バイオアッセイに基づく線量評価における不確かさ**

155

(303) *Pulmiration 103* (ICRP, 2007) は、不確かさの評価に関して以下のように述べている。

放射線量を評価するには、外部被ばくの線源と位置関係、取り込まれた放射性核種の体内動態や人体を模倣するためのモデルが必要である。標準モデルと必要経路パラメータ値は、一度の実験的調査と人体研究から制約を通じて確立され、選択される。規則的目的のため、これらのモデルとパラメータ値は被ばくによって決定されて、不確かさに左右されない。

(304) それゆえ、規則上の要求事項を裏付けるために行われる個人線量評価については、関連する不確かさの評価は、モニタリングプログラムの設計を最適化するための重要な情報を提供する。特定のモニタリング手順（線量評価を含む）と関連する不確かさの評価は、モニタリングされた実効線量における不確かさを評価する場合、物質固有のモデルパラメータ値に不確かさは考慮されるべきである。個人固有のモデルパラメータ値はそれらの標準値に固定されたとみなされるべきである（6.1節）。

(305) 本節では、測定的線量評価における不確かさの重要な原因について述べることも考察する。バイオアッセイデータに基づく内部線量評価における不確かさは、以下に依存する：体内または生体試料中の放射性核種の放射能を決定するために用いられる測定に関連する不確かさ；バイオアッセイ結果を解釈するために用いられる被ばくシナリオにおける不確かさ；そしてバイオアッセイ結果を解釈するために用いられる体内動態モデルおよび線量評価モデルにおける不確かさ。被ばくシナリオには、摂取の経路、摂取の時間パターン、体内に取り込まれる特定の放射性核種や、生着した放射性核種の化学的および物理的形態などの因子が含まれる。

#### 6.5.1 測定における不確かさ

(306) 体内または生体試料中の放射能の測定における不確かさは、IAEA (1996, 2000) の中で論じられている。間接または直接バイオアッセイ測定の標準手順は存在しないが、バイオアッセイ方法のいくつかの例は本報告書シリーズおよび脚注に示されている。手順、検出器または検体は、対象核種、検出限界や予算のような特定の必要性を鑑みて選択される。放射性核種の放射能を定量的に用いる手順または、偶然誤差および系統誤差の原因である。測定における不確かさは典型的には、主として計数の統計的変動、校正手順の妥当性、線源または測定システムの汚染の可能性、そしてバックグラウンドにおける不確かさによる。ICRP は、測定の不確かさを極めて詳細に扱った、内部放射線量評価における不確かさに関する包括的な報告書を作成している（ICRP, 2010）。

(307) 測定と関連する総合不確かさは一般に、測定量の値がある信頼水準で存在すると考えられる区間として表される（EURACHEM/CITAC, 2000）。測定における総合不確かさを推定する際は、不確かさのそれぞれの原因を取り上げ、その原因による寄与を得

156

(312) 身体の一部のみで測定の場合、ある特定の臓器中の放射能によるものとしてその結果を解釈するのは一般的に困難である。人体の他の領域からの放射線量が検出されるかもしれないためである。そのような測定の解釈は、放射性核種および体内で生成されるあらゆる放射性子核種の体内動態に関する仮定を必要とする。<sup>241</sup>Am を用いた実例が、IAEA (1996) により示されている。肺モニタリングの校正において行われる基本的な仮定は、肺における放射性核種の定置は均一であることであるが、生着がこのパターンに拠ることはまれである。肺における粒子の分布は、短径、呼吸率および被検者の健康状態の関数である（Kramer and Hauck, 1999；Kramer et al., 2000）。

(313) 計数の統計的変動と関連する測定誤差（タイプAの不確かさ）は放射能の増加につれて減少するのに対して、測定の不確かさはタイプAの成分によって（すなわち、計数の統計的変動）はほとんど無関係かもしれない。放射能レベルが低く、検出限界に近い場合、総合不確かさはタイプAの成分によって（すなわち、計数の統計的変動）によって支配されることがよくある。容易に検出され、十分な量が存在する放射性核種の場合、総合不確かさはタイプBの成分によって（すなわち、計数の統計的変動）の不確かさによって支配されることによくある。一般に、さまざまな不確かさの成分と関連するバイオアッセイ測定量の分布に対する寄与は対数正規分布を用いて記述することができる。不確かさは幾何標準偏差を用いて定量化することができる。バイオアッセイ測定量の分布の幾何標準偏差はしばしば、「スキヤッタリングファクター」と呼ばれる。体外計測および体内計測（Doerfler et al., 2006；Marsh et al., 2008；Lopez et al., 2011b）。

#### 6.5.2 被ばくシナリオにおける不確かさ

##### 摂取経路

(314) 摂取の時間パターンにおける不確かさは、推定線量における不確かさの支配的な原因になりうるが、ほとんど、または全く寄与しない場合がある。例えば、摂取が事故後しばらくの間問題とされ、全身残留量ならびに尿中および糞中排泄割合が急速に減少するならば、仮定された摂取の時間パターンは、線量推定における支配的な不確かさになりうる。他方、直ちに認識された偶発的放出の近くで作業者が被ばくする場合、もしくは全身残留量および排泄割合がほとんど一定であるならば、摂取の時間パターンは、線量推定における不確かさの無視できる原因になるかもしれない。

(315) 日常モニタリング期間中の摂取期間が不明な場合、その摂取は一般に、モニタリング期間中に割り当てられる。代わりに、考えうる摂取時間それぞれに対応する摂取を計算し平均する、もしくはモニタリング期間全体にわたる一定の摂取率を仮定することもできる。Puncher et al. (2006) および Birchall et al. (2007) は、測定および排泄/残留量が正確にわかっているか、又はそれらは不確かさはあるが幅がないという理想条件下において、一定の摂取率は、これら3つの摂取シナリオのうち、真の摂取率のない推定値をもたらす唯一のシ

158

るためにそれを個別に扱うことが必要かもしれない。不確かさに対する個別の寄与はそれぞれ、「不確かさの成分」と呼ばれる。

(308) ある量における不確かさの成分は、タイプAおよびタイプBの不確かさと呼ばれる。2つの主たるカテゴリに分けられる（EURACHEM/CITAC, 2000；Cox and Harris, 2004；BIPM, IEC, JFCC, ISO, IUPAC, IUPAP, OIML, 2010；NCRP, 2010）。基本的に、タイプAの成分は、一連の観察における変動性の統計的分析によって評価される成分であり、タイプBの成分は、他の手段によって、一般的には、利用可能なあらゆる関連情報を用いた科学的判断によるものとみなされる。全身または生体試料中の放射能の測定の場合、タイプAの不確かさは一般に、計数の統計的変動のみを生じるものとみなされ、ポアソン分布によって記述することができるのに対して、タイプBの不確かさは成分は、その他のあらゆる不確かさの原因と関連する成分とみなされる。

(309) インビトロ測定におけるタイプBの成分の例として以下が挙げられる。試料の体積または重量の定量化；希釈およびベント操作における誤差；保管中の溶液の蒸発；校正のために用いられる標準物質の安定性および放射能；トレーサと対象放射性元素の化学的挙動の同等性；フランク補正；バックグラウンド放射性核種の非特異性および変動；電気の安定性；スペクトルの分解能およびピークの重なり；試料の汚染および不純物；許容時間における線源の位置；校正モデルからの密度および形状の変化；そして、試料における均質性に関する仮定（Skable et al., 1994）。これらの不確かさは、試料中の放射能の測定にあっては、非測定においては、放射線の放射能が、モデル予測との比較のため被検者の24時間平均排泄量を推定するために用いられる。試料の採取期間が24時間未満の場合、それらの試料は同等の24時間間隔へと規格化されるべきである。これは、生物学的（被検者間および被検者内）変動性およびサブサンプリング手順と関連する、タイプBの不確かさに追加の原因をもたらす。これは測定された試料中の放射能の不確かさよりもいくぶん大きくなるかもしれない。サンプリング手順は、フルトニウム分解分析について Sun et al. (1993) によって、また屋内ラドン被ばくについて Moeller and Sun (2006) によって示されているように、サンプリングの不確かさを最小化するよう設計することができる。

(310) 体外計測は、さまざまなジオメトリで表される（全身測定ならびに、肺、甲状腺、頭蓋、肝臓や胸腺部測定などの臓器または特定部位の測定）。それぞれのタイプのジオメトリは、専用の検出システムおよび校正方法を必要とする。IAEA (1996) と ICRU (2003) は、測定の感度および精度に関する考察を含む、直接バイオアッセイ方法のレビューを刊行している。

(311) 体外計測におけるタイプBの成分の例には、測定ジオメトリの誤差；検出器と被検者の位置関係および測定時の被検者の体動；胸腺厚の決定；幾何学的特性。密度、体内および臓器内の放射性核種の分布や線減衰係数など、ファントムと測定対象の個人または臓器との差異；隣接する人体領域に生着した放射性物質からの妨害；スペクトルの分解能およびピークの重なり；電気の安定性；他の放射性核種からの妨害；バックグラウンド放射線の変動；校正のために用いられる標準放射性核種の放射能；被検者の体表面汚染；体内に存在する天然放射性元素やその妨害；そして校正用線源の不確かさがある（Skable et al., 1994；IAEA, 1996）。

157

ナリオである」と論じた。

**摂取経路**

(316) 実際には、摂取経路が不明であって、依據物理関連の記録または利用可能なバイオアッセイデータに基づいてそれを見分けることはできない状況に直面するかもしれない。例えば、摂取が吸入摂取、または経口摂取のみによって、それと両者によって起こったのかどうかからなる場合がある。たとえ吸入摂取と経口摂取の組み合わせが起こったことはわかっているとしても、これら2つの経路による相対的な摂取量に関する情報はほとんどない。特定の情報がなく、職業被ばくにおいては、一般的に、摂取が吸入摂取によるものだったと仮定されるべきである。これは概して、職業上の環境において、最も頻度の高い放射性核種への被ばくモードだからである。仮定された摂取経路が評価量に大きく影響することがあり、評価量が有意な場合、この影響は調査されるべきである。

##### 採取した放射性核種の組成

(317) ソースタームに関する仮定（すなわち、放射性核種およびそれらの相対的な存在性）は、作業環境に存在する全ての放射性同位体の測定がモニタリングに含まれない場合にも、不確かさの主要因においても、多くの状況において、作業員が同一元素の複数の同位体に被ばくしていること、モニタリングはこれらの同位体の1つの測定によって果たされる。例えば、<sup>239</sup>Pu測定によるモニタリングは、濃縮度に関する仮定に依存する。他の状況では、ある放射性核種による被ばく評価が、肺における子孫核種のモニタリング結果に基づく。例えば、子孫核種の測定による<sup>239</sup>Puの不確かさは、作業環境に存在した物質中の<sup>239</sup>Pu系列に属する放射性核種の平衡に関する仮定に依存する。幾つかの放射性核種によるモニタリングは、作業環境に存在することがわかっている代わりとなる放射性核種の測定に基づくかもしれない。例えば、<sup>239</sup>Puの肺モニタリングは、<sup>241</sup>Amの測定に基づくかもしれない。この際、吸入物質中の<sup>241</sup>Am、<sup>241</sup>Pu（<sup>241</sup>Amの崩壊産物）および<sup>239</sup>Puの相対量、ならびに沈着したプルトニウム同位体および、沈着した<sup>241</sup>Am及び肺において生成した<sup>241</sup>Amの相対リアリテス速度に関する仮定を用いる。

(318) 吸入した放射性核種または化学形態の混合に関する情報は、肺に沈着した放射性核種について適切な線量モデルの決定に役立てるために必要である。肺における放射性核種の溶解速度は、特に線量推定値が線量データのみに基づき場合、線量評価における不確かさの主要因となる。例えば、線量推定値が尿中排泄データに基づく場合、肺に対する不確かさが高い溶解性であると同程度で仮定されるならばは数桁過大評価される。放射性核種の吸い込まれることがあり、あるいは、その物質が低い溶解性であると同程度で仮定されるならば数桁過大評価されることがある。放射性核種の吸い込まれることに関するいくつかの線量推定値も得られない場合、尿および糞データ、実行可能なならば肺計測を組み合わせれば、放射性核種の化学形態

159



関連する、線量測定値における不確かさを大幅に低減するかもしれない。
<p>319) 経途は呼吸気道における放射線の影響を及ぼすため、経途は不確かさの重要な原因になりうる。経途は吸収されない粒子の閉ループの移行に影響を及ぼすため、尿中および糞中への排泄速度は経途に依存する。作業場跡における、吸入可能な粒径範囲の多様なエアロゾルが存在する (Dominan and Bales, 1995)。</p>

### 6.5.3 体内動態モデルにおける不確かさ

<p>(320) 体内動態モデルは、放射線防護においては、体内における放射性核種の時間依存分布および幾何学、ならびにその放射性核種の尿中および糞中排泄速度を予測するために用いられる。これらのモデルは本報告書シリーズでは、放射性核種の吸入摂取または経口摂取の場合の線量係数を導き出すために、また、バイオアッセイデータの解釈において用いるための放射性核種の尿中および糞中排泄の標準速度を示すために用いられる。</p> <p>(321) 体内動態モデルの開発及びモデルの信頼性の評価に用いられる主な情報の以下の分類は、Leggett (2001) による論文から引用される。ICRP 報告書で用いられている多くの体内動態モデルの信頼性の調査は、次の論文および報告書に見られる： Apostoloi et al. (1998)；Leggett (2001)；Leggett et al. (1998, 2007, 2008)；Hamonet et al. (2001, 2002)；Bocheret. (2001, 2003)；Skemble et al. (2002)；Likhnevetal. (2003)；Apostoloi and Miller (2004)；Sánchez (2007)；Pawel et al. (2007)；および NCRP (2010)。</p>
---

#### 体内動態モデルの開発 (構造) と関連する不確かさ

<p>(322) ある元素または化合物に対する体内動態モデルの予測における信頼性は、そのモデルのパラメータ値に関連する不確かさだけでなく、モデル構造と関連する不確かさにも依存する。モデル構造の不確かさは次に生じうる。モデル構造が既知のプロセスの単純化しすぎた表現となつているため、不明なプロセスがモデルから省かれていたり、もしくはモデル構築の一部または全部がプロセスの考察よりも数学的性質に基づいているためである。モデル構造におけるこれらの境界の組み合わせは、放射性核種に対する事実上すべての体内動態モデルと関連する。これらの境界は、モデルのパラメータ値の解釈に疑問を投げかけるため、パラメータ値の不確かさに対する意味のある説明を示すことを妨げる。</p>
--

<p>(326) HI データはモデル構築の目的のために望ましいタイプの情報ではあるが、そのデータにはしばしば、次のような 1 つ以上の制限がある：ある元の体内動態における潜在的に大きな被曝者間の変化に対して、研究対象グループが小規模なこと；潜在的に大きな被曝者間内ならば対して、観測期間が短いこと；不健康な被曝者を使用し、その疾患が元素の体内動態を変更するかもしれないこと；女性および子供の観測結果が少数、少量で代表性が低い可能性があること；測定技術の採取、測定技術の不確かさ、元素の摂取パターンまたは摂取レベルにおける不確かさ；変則的研究条件；および、報告された値の不一致、場合によっては、報告された値の不一致、異なる情報および信頼性によって、モデルパラメータに対する有用な制約をもたらす。しかし、収支の考慮は、異なる情報および信頼性によって、モデルパラメータに対する有用な制約をもたらす。場合によっては、関連したモデルまたはパラメータ値を導いたかもしれない。</p> <p>(327) 放射性核種に対する体内動態モデルの開発における重要な手段の 1 つは、環境レベル又は職業場レベルにおいて直面する高レベルにおいて仮定的に被曝者に対する解析測定から推定される安定元素の排泄物含有率の利用であった (ICRP, 1978)。そのようなデータは、一般に、体内動態モデルのパラメータを調整するためにもしくは安定元素の排泄物含有率、全身内容量および排泄量と一致した値の間の収支を表すための新たなモデル成分を導入するための良い材料である。収支の考慮は、そのデータが注意深く管理された条件下で収集されているとすれば、モデルパラメータに対する有用な制約をもたらす。しかし、収支の考慮は、異なる情報および信頼性によって、モデルパラメータに対する有用な制約をもたらす。場合によっては、関連したモデルまたはパラメータ値を導いたかもしれない。</p> <p>(328) HI データに基づく信頼性の説明は、測定技術の信頼性、被曝者の数および健康状態、被曝者および生体材料の代表性、他の研究のデータとの整合性、摂取のレベルおよびパターンに関する知識や、モデル化される状況に対する情報の関連性など、様々な因子を反映するであろう。例えば、HI データが次の研究対象集団のいずれかに関して決定された場合、そのデータに基づくパラメータ値に対する信頼度は低下するだろう：採取が既知である複数の重労働被曝者；採取の特徴づけが乏しい複数の健康被曝者；または、採取が既知かつ 1 名の健康被曝者。</p>
<p>体内動態データの信頼性に関する不確かさ</p> <p>(329) 体内動態データの信頼性を示す方法は、排泄物、臓器構造および生化学に関する、様々な種にわたる一般的な生物学的規則性の考えに基づき、細胞構造、臓器構造、生化学および体温調節がヒトのそれらに特に近い哺乳類の体内動態に類似して、哺乳類以外の種と比べてヒトへとより良い類似性を示すことが予想される。</p> <p>(330) 哺乳類の種間の広範な構造的、機能的および生化学的類似性にもかかわらず、体内動態データの信頼性を不確かかプロセスであることが判明している。種をまたいだ類似性はしばしば、定量的よりも定性的な性質のものである。内部定性的な性質を同じ定性的方法で処理する 2 つの種が、その性質に類似して異なる動物を示す場合がある。さらに、哺乳類の種の間には重要な構造的、機能的および生化学的</p>

<p>元素に対する体内動態モデルを構築するために用いられる情報の種類</p> <p>(323) モデルの構築またはモデリングアプローチにかかわらず、元素または化合物に対する体内動態モデル、特に全身モデルは、通常、以下の情報源を組み合わせて構築される。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• HI：ヒトに関する直接情報 (すなわち、被曝者) における元素の定量的測定</li> <li>• H2：被曝者における化学的に類似する元素の動物の観測結果</li> <li>• A1：ヒト以外の種における元素の動物の観測結果</li> <li>• A2：ヒト以外の種における化学的に類似する 1 つ以上の元素の動物の観測結果</li> </ul> <p>HI データ (ヒトに関する直接情報) は体内動態モデルの基礎となる情報であり、H2、A1、A2 及び A2 データは、HI データの代わりとしての役割を果たす。</p> <p>(324) HI、H2、A1 および A2 データは、時には、以下の様々な種類の情報又は情報によって補充される。定量的な生理学的情報 (例えば、骨の骨質密度)、物質収支の考慮；基本的な物理的、化学的および数学的原理に基づいた理論的モデルの予測 (例えば、肺の様々な部分における吸入粒子の着着する理論的モデル)；正確な解剖学的物理モデルを用いて得られる実験データ (例えば、吸入粒子の着着を測定するために用いられる呼吸気道のある部分の中等動物)；そしてインビトロデータ (たとえば、細胞レベルにおける化合物の溶解) など。これらの測定情報の中では、物質収支および定量的な生理学データ (P データ) が特に広く用いられる。</p> <p>ヒトデータの適用における不確かさの原因</p> <p>(325) ある元素または化合物に対する体内動態モデルは、被曝者におけるその元素の時間依存分布および排泄の観測結果 (HI データ) に基づくことが望ましい。ある程度のこの種類の直接情報は、セシウム、鉛、ラジウム、ウラン、アメリカシウム及びアルストロニウムなど、いくつかの重要な非必須元素と、ほとんどの必須元素に対して利用可能である。モデルの構築における生物学的なリアリズムの観点から、被曝者に対する元素固有の情報を、対象元素の体内動態を制御する重要なプロセスに関するもの定量的な生理学的情報で補充することが可能かもしれない。例えば、Publication 07, 69 および 71 (ICRP, 1993, 1995b) では、骨体 (硬組織) では、骨体 (硬組織) からある放射性核種の長期的な除去が骨の代謝回転により明らかにされている。</p>
---

<p>相違があり、これには分化した臓器における違い、肝胆汁の形成および組成、胆汁分泌のレベル、尿の量および濃度、体脂肪量、消化管のさまざまな領域における吸収または分布の形態、消化管内のバクテリアタイプや、骨の微細構造およびモデリングのパターンが含まれる。</p> <p>(331) 一般に、動物モデルの選択は、ヒトの場合の放射性核種の体内動態において最も重要であると考えられるが、他は違ってもよいが、システムに強く左右されることになる。ある種は一定のプロセスおよびサブシステムについてはヒトに似ていないが、他は違ってもよいが、ヒトの間の幅広い定量的類似性ゆえに、肝臓からの放射性核種の喪失速度をモデル化する目的では、比較的重要視されるかもしれない。ヒトの間の幅広い定量的類似性ゆえに、肝臓からの放射性核種の喪失速度をモデル化する目的では、比較的重要視されるかもしれない。</p> <p>(332) 生理学モデルは、実験動物に由来するデータをヒトに対して外挿するための適切な条件をもたらす。それは、たとえ全身への外挿は無効な場合でも、外挿が有効かもしれない特定の生理学のプロセスおよび特定の生体サブシステムに関する種間比較の対象とするのに役立つかもしれない。モデル化されたデータは、ヒト以外の種またはヒトの種間比較の対象とするデータは、多くの放射性核種の肝臓処理に関するイソトプの分布をモデル化する目的では、比較的重要視されるかもしれない。イソトプに関するデータは、多くの放射性核種の肝臓処理に関するイソトプとヒトの間の幅広い定量的類似性ゆえに、肝臓からの放射性核種の喪失速度をモデル化する目的では、比較的重要視されるかもしれない。</p> <p>(333) 動物データに基づくモデルに類似して、ヒトの品質および完全性ならびに、所定の状況における動物種間比較の予想される強さを左右される。したがって、ヒトに対するその特定のデータの外挿の信頼性の観点だけでなく、データ自体における潜在的な実験の上おのり生じた問題も考慮しなければならない。動物データに基づくモデル値に対する信頼度は、次の場合には比較的高いかもしれない：かなり広範な種間比較が行われており、ヒトに最も似ている種に関する種間比較が含まれている場合；データが種によって変化しない、もしくは異なる種における元素の体内動態を支配する生理学のプロセスが合理的に十分確立されている、のいずれかのために、種間比較が種間外挿の強力な根拠を示唆する場合；モデル構築が、通常は生理学のプロセスに基づいて、ヒトに対する有意義な外挿を可能にする場合；そして、生理学的プロセスがヒトの場合に十分確立されている (すなわち、ヒトの場合の中心臓器に合理的に十分確立され可能だった場合)；もしくは、対象の量に似てヒトに似ている外挿のいかなる有意義な根拠も確立されていない場合には、かならずいって不確かさの範囲が示される。どのような動物データも品質が良くない、不確かさの範囲が広い、あるいは、データが種をまたいで外挿されるならばデータの予測能力に対する信頼の一部は失われるという事実を反映すべきである。</p>
<p>体内動態データの元素外挿における不確かさ</p> <p>(334) 一般に、元素に対する体内動態モデルは、化学的に類似する元素のデータから部分構造的に構築されることによくある。これは、</p>

化学的類似性とはしばしば生理学的類似性を示すという経験的な証拠に基づいている。たとえば、アルカリ土類金属のカルシウム、ストロンチウム、バリウムおよびラジウムは、化学的類似性だけでなく多くの生理学的類似性を示し (ICRP, 1993)、アルカリ金属のルビウムおよびセシウムは、それらの化学的類似性でよく似た行動を示す。
(335) しかし、化学的類似性は生理学的類似性でもあり、前項には反証がある。たとえば、アルカリ金属のバリウムおよびナトリウムは物理的および化学的類似性を共有するが、体内ではまったく異なる挙動を見せ、カリウムは主として細胞内元素、ナトリウムは主として細胞外元素である。
(336) さらに、化学的に類似し、体内で定性的には同様に挙動するいくつかの元素は、まったく異なる動態を見せることがある。たとえば、セシウムは定性的な意味では体内におけるカリウムの挙動に似ているが、摂取後の早い時間にはカリウムとは少々異なっており、かなり長い全身滞留時間を示す。
(337) 化学的に類似する元素のヒトデータに基づいたモデルに属することができ、信頼のレベルは、所定の状況における類似性の予想される強さだけでなく、類似性に対するデータの品質および完全性に左右される。どのような化学的類似性に対するデータの品質があれ、信頼区間は、データが複数の元素にわたって外挿されるならばデータの予測能力に対する信頼の一部は失われるという事実を反映すべきである。
(338) ある元素の化学的類似性の強さをおおむね、化学的に類似する元素が生理学的に類似している程度に左右される。すなわち、比較的大きな実験データセットが、一組の元素が本質的に同じ定性的体内挙動を示すことを示し、かつ、それらの定性的挙動が同程度である。または予測される理由として異なることを示すならば、これらの元素の類似性は低いとみなされるだろう。化学的に類似する元素は必ずしも生理学的に類似するという前提に対する反証を考えると、対象の元素が動物またはヒトの場合において比較されていないならば、この化学的類似性は低い信頼をもたらしえない。
(339) ある化学的類似性が良好な生理学的類似性であることが示されている場合、その化学的類似性に関するヒトデータ (H2 データ) の適用は、対象元素に関するデータ (A1 データ) の適用よりも望ましいかもしれない。たとえば、ヒトの場合のアメリカンウームに対応する体内動態モデルを構築または評価する目的では、生理学的類似性のヒトデータに関する定量的なヒトデータの利用が、アメリカンウームに関する最も良質な定量的動物データの利用よりも望ましいと思われる。ラジウムとバリウム、ルビウムとカリウム、もしくは他の生理学的類似性データについても同様のことが言える。他方、化学的に類似する2つの元素がさまざまな生物学的類似性を示すに過ぎないならば、さまざまな動物の種について元素固有のデータが利用可能な場合を除き、動物種性が化学的類似性よりも適しているかもしれない (例えば、ウランとカルシウムの場合)。一般に、化学的類似性による動物データの信頼は、対象元素による動物データの信頼よりも低いだろう。

存在する。これらの不確かさの大きさは、放射線のタイプおよびエネルギーならびに標的のタイプによって異なる。医学画像データに基づくコンピュータシミュレーション (しばしば「ボクセルファントム」と呼ばれる) の採用は、いくつかの線源領域と標的領域のより現実的な空間的関係をもちよることによって、光子および中性子放射線による組織のクロス照射と関連する不確かさをある程度低減している (ICRP, 2009)。しかし、吸収線量は、しばしば非透過性放射線からの寄与によって支配される。医学画像データで解像することができない線源領域および標的領域の場合 (たとえば、呼吸道および消化管ならびに骨格における線源領域および標的領域)、不確かさは、これらの領域を表現するために用いられる計算モデルと関連する。
(345) 解剖学的モデルは簡易的であり、したがって、呼吸および消化以外の体位による臓器の空間的位置における不確かさには関与しない。
(346) 吸収線量における不確かさに寄与する線量評価モデルのパラメータは、放出放射線のエネルギーおよび強度を決定する劣化後プロセスに関連する物理的パラメータおよび体内の放射線輸送を支配するパラメータである。光子の減衰係数および吸収係数に関する不確かさは比較的小さく、概して10%を下回るが、アルファ粒子および電子の線組織の阻止能値に関する不確かさはそれよりさらに大きい。基本となる放射線の改修は、放射線種の物理学的半減期および線源の空間的分岐比における不確かさを低減している。目撃観察の遅延ペーシング線および遅延ガンマ線を扱うための線量評価計算において用いられる単純化された手法は、一部の組織における平均吸収線量のかなり不確かさに寄与しうる。
(347) 線量評価計算では、解剖学的領域 (線源領域) をそれぞれ体内動態コンパートメントと関連づけなければならない。多くの体内動態モデルは、全身放射線をいくつかの個別の臓器組織に分割しており、残りの放射線を表す「その他の組織」と呼ばれるコンパートメントを含んでいる。(3.7節を参照)。線量評価の手順では、「その他の組織」コンパートメントにおける放射線を、モデルにおいて明示的に識別されていないすべての組織の間で均等に分配する。「その他の組織」を構成する組織の平均吸収線量は、かなりの不確かさが伴うかもしれない。「その他の組織」には、明示的な組織加重係数を割り当てられた組織がしばしば含まれる。たとえば、乳房線源は体内動態モデルにおいて線源領域として明示的に特定されるはまれであり、したがって、その平均吸収線量は、「その他の組織」への包含に基づくことがよくある。
(348) いくつかの数値計算方法は、動態を記述する潜在的な多数 (数百) の「硬い」連立微分方程式のセットを解くことができるが、しばしば数値計算の正確さを計算時間と釣り合わせなければならない。平均吸収線量における不確かさに寄与するコンパートメントモデルの間隔には、線源系列の体内動態の位置 (独立動態または共同動態) や、「その他の組織」の解剖学的識別が線源系列の種間で異なる場合の「その他の組織」の表現が含まれる。 [Publication 71 (ICRP, 1996c) の3.7.2項および付属書C]。

## 7. 元素および放射線種について表示されるデータ

集団内の変動性から生じる中心推定値における不確かさ
(340) 「不確かさ」はここでは、集団に対する中心値に関する知識の欠如をいい、「変動性」は集団の異なる構成員間の定量的相違をいう。不確かさと変動性は別の概念であるが、集団内の体内動態特性の変動性は、しばしば体内動態特性の中心推定値における不確かさに寄与する重要な因子となる。これは、一般に利用可能な観測結果の数が少ないことと、体内動態研究の被験者は通常、無作為に選ばれたのではないという事実のために、集団内の変動性がその集団における体内動態特性の中心傾向を特定するという問題を複雑にするからである。
(341) ヒトの集団内の放射線種、医薬品または化学物質の体内動態の変動性は、年齢、性別、妊娠、授乳、運動、疾患、ストレス、喫煙や食事など、多数のさまざまな生理学的因子または環境的な性質の宿主調節因子に起因すると思われる。個人間の大きな体内動態における変動は、目に見えざるほどの相違の相違がない場合でも発生することがあり、これらの変動は遺伝的に制御されるものかもしれないことを示唆している。実際の状況においては、運動因子と環境因子が動的に相互作用し、人体に取り込まれた物質の挙動の大きな変動を生み出す場合がある。

<p><b>6.5.4 線量評価モデルにおける不確かさ</b></p> <p>(342) 線量評価モデルは、体内に存在する放射線種の核変換によって放出される放射線に起因する平均吸収線量を推定するために用いられる。吸収線量は、放射線感受性がある定められた標的領域 (臓器、組織または組織領域) について計算される。放射線加重係数および組織加重係数は、等価線量および実効線量を決定するために平均吸収線量に適用される。これらの加重係数には標準が割り当てられるので、不確かさを持つ重とみなされない。したがって、たとえば臓器に対する推定等価線量に関する不確かさは、元となる平均吸収線量に関する不確かさであることとみなされる。</p> <p>(343) 内部放射線による平均吸収線量における不確かさに寄与する物理的および解剖学的パラメータは、以下のとおりである。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>放射線種およびあらゆる放射性子孫種によって放出される核放射線および原子放射線のエネルギーおよび強度</li> <li>組織における放出された放射線の相互作用係数</li> <li>人体組織の元素組成</li> <li>臓器の体積、形状および密度</li> <li>線源領域 (放射線種を含有する領域) と標的領域 (線量値が要求される放射線感受性のある臓器および組織) の空間的関係を記述するパラメータ</li> </ul> <p>(344) 解剖学的構造を表現する計算モデルおよび標的領域において吸収されるエネルギーを計算するために用いられる数値的手法には限</p>
---

者の記録線量の計算の目的のために個人固有の他の個人固有の特性によって変化する。
(350) 総刊にあるそれ以外の元素についての章には、以下が含まれる。作業場において直面するさまざまな放射線種の化学種に関する情報; 主要な放射線種にその物理学的半減期および崩壊形式のリスト; 吸入摂取、経口摂取および全身体内動態に関するデータのレビュー; 標準全身体内動態モデルの構造およびパラメータ値。線量評価データは以下が提示される。全ての重要な放射線種に吸入摂取および経口摂取に対する線量係数 [簡便実効線量 (Sv Bq <sup>-1</sup> )] または組織に対する簡便等価線量 (Sv Bq <sup>-1</sup> ); 単位内容量あたりの線量の関数 [予測される線量係数 (Sv Bq <sup>-1</sup> )]; その1日の排泄あたりの簡便実効線量 (Sv Bq <sup>-1</sup> ); そしてハイオクセインの関数 [吸入摂取または経口摂取 (すなわち、1 Bq) 後のさまざまな時間における、体内もしくは特定の臓器内に保持される、または尿または糞中に排泄される放射線の量 (Bq)]。線量評価データは、3.2節に述べた改訂されたHRTM、HATM (ICRP, 2006)、そして標準作業場について報告書シリーズにおいて定義される標準全身体内動態モデルを用いて計算される。

<p><b>7.1. 線量係数およびハイオクセイン関数</b></p> <p>(351) 標準作業場に対する実効線量の評価のために、以下の線量評価データが提示される。</p> <p>単位吸収線量あたりの簡便実効線量または指定された臓器または組織に対する簡便等価線量 [または「単位内容量あたりの線量係数、e(Sv Bq<sup>-1</sup>)」。これら2つの係数は、摂取放射線に基づいて評価し、モニタリングデータに基いて評価される。その放射線吸収量は予測的 (すなわち、設計または計画段階) である。モニタリングデータは、摂取放射線に基づいて評価し、モニタリングデータに基いて評価される。標準作業場の身体における特定の線源領域内 (たとえば、肺、甲状腺、全身) の放射線種および24時間排泄物中の放射性核種に対する、単位内容量あたりの簡便実効線量の関数 [または「単位内容量あたりの線量の関数、f(Sv Bq<sup>-1</sup>)」。これらは、急性摂取のさまざまな時間に対して表にまとめられた。これらの時間依存量は、全身計測や尿分析データなどのモニタリングデータに基づく測定の誤差を考慮するために用いられるべきである。5章で述べたように、単位内容量あたりの線量の関数は、モニタリングプログラムの設計のために予測的に用いられることもできる。</p> <p>(352) 標準ハイオクセイン関数 <math>m(t)</math> は、摂取量に対する放射線積分 (すなわち、単位吸収線量あたりの残留量および1日の排泄量、Bq per Bq) の形で表にまとめられプロットされる。ひとつの例外はトリチウム水の場合である。この場合、データはBq L<sup>-1</sup> per Bqで示される。これは線量率と直接関連するためである。</p>
---

(353)  $z(0)$  を利用することは、従来の方法の代わりに、線量評価を単一のステップへと単純化する。従来の方法とは、最初に摂取量を計算するために衰減定数  $m(0)$  を適用し、次に実効線量を計算するために線量係数  $w(0)$  を適用するという方法である (6.4節)。単位内容量あたりの線量の値  $z(0)$  は、最初に摂取量を決定する必要がなく、バイオアッセイ測定値からの摂取線量をより容易に評価するために提示される。

(354) それぞれの放射性核種について、すべての摂取タイプによる吸入摂取に対するモニタリング期間が選択されている [Publication 78 (ICRP, 1979b) の 91 項に述べられている]。これらは、仮にモニタリング期間の中間に急性摂取があったとしても摂取時期が不明なことによって生ずるいかなる過小評価もファクター-3 を超えないように選ばれている。適用されているモデルを用いて決定されたモニタリングの頻度は、体内の放射性核種の移動とその物理学的半減期の両方によって決定されている。

(355) 全身コンタクトモニタリングおよび HRTEM のコンパートメントにおける放射性核種に関するバイオアッセイデータは、いくつかの放射性核種についてのみ示される。個人モニタリングの目的では、通常は放射性核種の内容量に関するバイオアッセイデータで十分である。

## 7.2. 印刷物の報告および電子版付属文書に提示されるデータ

(356) 印刷物の報告書に提示されるデータは、吸入摂取および経口摂取の場合の単位摂取量あたりの摂取実効線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>) の表、吸入摂取の場合の単位内容量あたりの摂取実効線量 (Sv Bq<sup>-1</sup>) の表、そして吸入摂取の場合の単位摂取量 Bq あたりの残留および排泄データのグラフに限られる。これらのデータは、すべての摂取タイプについて、またそれぞれの元素の最も一般的な同位体について提示される。十分な情報が利用可能な場合は (主としてアクチノイド元素について)、さまざまな化学形態に対応する肺吸収が詳細に述べられ、それらに従って線量係数およびバイオアッセイデータが計算される。標準作業者によって吸入される粒子のサイズは、5  $\mu\text{m}$  の AMAD およびおよそ 2.5 の幾何標準偏差  $\sigma_g$  を持つガウス正規分布であると仮定される (ICRP, 1994b, 170 項)。これらの粒子は、3.00  $\text{g cm}^{-3}$  の密度および 1.5 の形状係数を持つと仮定される (ICRP, 1994b, 181 項)。ラドンの短寿命子孫核種は例外とされ、OR: Part 3 (ICRP, 2016b) の吸入摂取の章に述べられる。

(357) 本報告書シリーズに付随する電子版付属文書には、単位摂取量あたりの摂取実効および等価線量係数、単位内容量あたりの摂取実効線量の関数、そして標準バイオアッセイ関数の包括的内容が含まれる。データは、半減期が 10 分以上の、Publication 107 (ICRP, 2008) に含まれているほとんどすべての放射性核種について、またその他の選ばれた放射性核種について提示される。データは、さまざまな物理化学的形態について、また、AMTD が 0.001  $\mu\text{m}$  から 20  $\mu\text{m}$  までの範囲の中央径を持つエアロゾルについて提示される。経口摂取 (特定の用量) および血液への直接入力データのデータも提示される。

## 7.3. 提示されるデータの品質保証

(358) 委員会は、品質保証を特に重視している。内部線量係数に関する第2専門委員会タスクグループは、本報告書シリーズに示される量、異なる研究機関において異なるコンピュータコードを用いて独立して計算されるよう手配した。これらの計算におけるいかなる不一致も、実行前に調査され解決された。

## 付属書A ヒト呼吸気道モデルの改訂

## A.1 新章

(A1) OIR (作者注：放射性核種の職業上の摂取) シリーズの刊行は、*Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている **HRIM** (作者注：ヒト呼吸気道モデル) を、経験および新たな情報に対応して更新する機会を提供する。OIR シリーズにおいて用いられる **HRIM** の改訂版は 3.2 節に要約しており、元の **HRIM** からの単純な変更については述べてある。主な変更は、線形伝達と血液への吸収の両方による、沈着した物質のクリアランスに関連している。これらの変更は、関連する最近の情報レビューおよび分析、並びに **HRIM** においてこれらの変更を実施する際の判断を必要とした。以下では、これらの原則間の分布の変更を伴うものについて以下に述べる。本付録書では、呼吸気道では、ET 気道に沈着した物質の ET、ET<sub>1</sub> および ET<sub>2</sub> 間の分布の変更を伴うものであり、これについて以下に述べる。これらに関する詳細な考察についても述べる。

## A.2 グリアランス：粒子輸送

(A2) 元の **HRIM** と同様、粒子輸送速度は年齢および性別とは無関係であり、あらゆる物質について同一であると仮定される。したがって、あらゆる物質の粒子輸送を記述するために汎用コンパートメントモデルが与えられる。この仮定には例外があることが認識されている。*Publication 66* (ICRP, 1994a) の付録 B を参照。特に、AI 領域からの一部のクリアランスは、このモデルにおいて仮定される挙動とは異なる場合がある (A.3.4 項を参照)。しかし、これを考慮に入れることに伴う更新された目的のために、これは正當化されたいとみなされた。

(A3) 元のモデルを図 A.1 に示す。各パラメータの標準値は図 A.1 に示されており、表 A.1 にリスト化してある。速度定数の標準値は、可能限りヒトを対象とした研究から導出された。粒子輸送速度は哺乳動物の間で大きく異なることがわかっているためである。

(A4) 新たな研究は、*Publication 66* (ICRP, 1994a) の刊行時よりも、ET、BB、bb 及び AI 領域に対して信頼できる粒子輸送パラメータ値の選択を可能にしている。

(A5) 本書で採用される改訂された粒子輸送モデルを図 A.2 に示す (図 3.4 にも示してある)。各パラメータの標準値は図 A.2 に示されており、表 A.1 にリスト化してある。ここでは 2 つのモデルの違いを要約し、変更の背景を以下に詳しく示す。

(A6) 領域 ET<sub>1</sub> は、モデルの中で 2 つのコンパートメント、ET<sub>1eq</sub> 及び ET<sub>2</sub> によって記述される。口腔はもはや ET<sub>1</sub> には含まれないため、コンパートメント ET<sub>2</sub> は後鼻腔、咽頭および喉頭から構成されるものとして再定義される。

(A10) *Publication 66* (ICRP, 1994a) では、利用可能な情報に基づいて、以下のとおり評価された。経腸吸入摂取時は、ET<sub>1</sub> における沈着よりも ET<sub>2</sub> における沈着の方がやや多く、また、ET<sub>1</sub> に沈着した粒子のほとんどは鼻をかむことによって取り除かれるが、一部は ET<sub>2</sub> を経由し消化管へと数時間程度で取り除かれる。また、多くの実験データは、粒子は ET<sub>1</sub> から咽頭へ取り除かれ、数 10 分程度で飲み込まれることを示した。

(A11) ET<sub>1</sub> からのクリアランスに関する定量的な情報が不足していたため、元の **HRIM** では、これらの判断が単純化されたと運用された。ET 気道に沈着した物質のうち、ET<sub>1</sub> におけるおよそ 50% の沈着物は鼻をかむことによって 1 d<sup>1</sup> の速度で取り除かれ、ET<sub>2</sub> における沈着物は 100 d<sup>1</sup> の速度で胃腸管へと取り除かれると仮定された (図 A.1)。

(A12) この情報不足に対処することを意図した実験において、被験者は、静止して着座している間もしくは軽い運動を行っている間に、気流学的直径 (*d<sub>a</sub>*) が 1.5 μm、3 μm または 6 μm の放射性標識不溶性粒子を経鼻吸入した (Smith et al., 2002, 2011)。初期の ET 沈着物の少なくとも 95% が取り除かれるまで (概して 2 日)、**鼻気道** における残留および目的な鼻かみによるクリアランスが追跡された。平均して、初期の ET 沈着物の 19% は鼻をかむことによって取り除かれ (50% のクリアランスに対する残留は約 8 時間だった)、残りは消化管へと取り除かれた。15% は数分~1 時間で、そして 45% は鼻をかむことによって取り除かれた割合と同程度の時間で取り除かれた。この研究における測定ならびに、元のモデルの基礎とされた以前の研究は、1 時間以内に取り除かれなかったほとんどの粒子は **鼻腔** において保持されることを示している。

(A13) これらのデータに基づいて、改訂されたモデルでは、ET<sub>1</sub> に沈着した物質 (今は ET における沈着物の 65% とみなされる) は 2.1 d<sup>1</sup> の速度 (約 8 時間の半減期) で取り除かれると仮定される。これは、およそ 3 分の 1 は鼻をかむことによって、3 分の 2 は ET<sub>2</sub> への移行による (Smith et al., 2014)。これは、コンパートメント ET<sub>1</sub> から領域へは 0.6 d<sup>1</sup>、コンパートメント ET<sub>1</sub> からコンパートメント ET<sub>2</sub> へは 1.5 d<sup>1</sup> の粒子輸送速度で実現される。ET<sub>2</sub> からのクリアランスは変更されず、100 d<sup>1</sup> の速度 (約 10 分の半減期) で消化管へと行はれる。

(A14) **HRIM** と同様、改訂されたモデルでも、ET<sub>2</sub> に沈着した (しかし、ET<sub>1</sub> から ET<sub>2</sub> へと取り除かれたものではない) 少量の粒子は気道腔において隔離され (ET<sub>2eq</sub>)、リンパ節へと移行すると仮定される。しかし、粒子が隔離される割合は、元の **HRIM** における ET<sub>2</sub> 沈着物の 0.05% から、改訂されたモデルでは 0.2% へと引き上げられる。これは部分には、ET<sub>2</sub> における粒子の沈着割合の引き下げを理由とするが、*Publication 66* でレビューされた、**鼻腔** における吸入粒子の長期残留に関する実験データの再考によるものでもある (ICRP, 1994a; Smith et al., 2014)。

(A15) 元の **HRIM** では、吸入摂取時に **鼻腔** に沈着した粒子は、ET<sub>1</sub> と ET<sub>2</sub> の一部である **後鼻腔** の間で等しく分配されると仮定された (しかし、沈着効率が **鼻腔** と **咽頭** の多分散エアロゾルについて計算されたため、放射線防護上対象となるほとんどのエアロゾルサイズにお

(A7) BB および bb 領域のそれぞれにおいて、咽頭へのクリアランスの長関は、2 つではなく 1 つとなる。したがって、図 A.1 におけるコンパートメント BB、および図 A.2 におけるコンパートメント BB' によって置き換えられ、図 A.1 におけるコンパートメント bb、および図 A.2 におけるコンパートメント bb' によって置き換えられる。

(A8) AI 領域においては、元の **HRIM** の 3 つの AI コンパートメントが AIV コンパートメントおよび INT コンパートメントによって置き換えられている。粒子は、AIV コンパートメントから **鼻毛気道** (N<sub>R</sub>) または INT コンパートメントのいずれかへと取り除かれる。粒子は、INT コンパートメントからリンパ節へと種々の取り除かれる。

(A9) したがって、改訂された **HRIM** では以下のコンパートメントが定義されている。

- ET<sub>1</sub> : **前鼻腔** (領域 ET<sub>1</sub>、この領域は細分されない) に沈着した物質の残留。
- ET<sub>2eq</sub> : **鼻腔** に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期約 700 日)。
- LN<sub>tr</sub> : ET 領域を排出するリンパ管およびリンパ節。
- LN<sub>tm</sub> : TH 領域を排出するリンパ管およびリンパ節。
- ET<sub>2</sub> : ET<sub>2eq</sub> に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなされる) を除いた、**後鼻腔**、咽頭および喉頭 (ET<sub>2</sub> 領域) に沈着した物質の長期残留 (半減期約 10 分)。
- BB' : ET<sub>2</sub> への粒子輸送を伴う、BB における粒子の残留 (半減期約 100 分)。
- bb' : BB' への粒子輸送を伴う、bb における粒子の残留 (半減期約 3.5 日)。
- BB<sub>eq</sub> : BB' に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道腔における長期残留 (半減期約 700 日)。
- bb<sub>eq</sub> : bb に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道腔における長期残留 (半減期約 700 日)。
- AIV : 肺腔に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 日)。沈着物の一部の割合 (0.67) は粒子輸送によって **鼻毛気道** (N<sub>R</sub>) へと取り除かれるが、残りは咽頭 (INT) へと浸透する。
- INT : 肺腔に沈着した粒子のうち、咽頭へと浸透するものの長期残留 (半減期約 60 年)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり取り除かれる。

## A.2.1 粒子輸送：肺外気道

いて、*Publication 66* (ICRP, 1994a) に示されている沈着割合は ET<sub>1</sub> よりも ET<sub>2</sub> の方が少し高い。改訂された **HRIM** では、最近の実験 (Smith et al., 2011) に基づいて、鼻呼吸の場合、ET 気道における沈着物は 65% が ET<sub>1</sub> へ、35% が ET<sub>2</sub> へと分配されると仮定される。改訂された **HRIM** における ET<sub>1</sub> および ET<sub>2</sub> に沈着する吸入物質の割合を計算する目的で、ET 気道における総沈着量を示すために ET<sub>1</sub> および ET<sub>2</sub> に沈着した割合 (元の **HRIM** を用いて計算された) が合計され、次に、65% が ET<sub>1</sub> へ、35% が ET<sub>2</sub> へと再分配された (口呼吸の場合、ET<sub>1</sub> には沈着せず、ET<sub>2</sub> に沈着する割合は元の **HRIM** を用いて計算されたものと同じである)。

(A16) 表 A.2 にエアロゾルサイズの間隔として呼吸気道と呼吸気道のそれぞれの領域における沈着割合を示す。AMAD が 5 μm のエアロゾルの場合、(b) 軽い運動を行っている成人男性、および (c) 標準作業者の場合について示す。AMAD が 5 μm のエアロゾルに対する標準作業者の場合の値は、表 3.1 に示す。

(A17) AMAD が約 0.3 μm よりも小さいエアロゾルについては、呼吸気道における沈着は熱力学メカニズム (すなわち、拡散) に支配され、結果として、沈着割合は主として AMTD に依存する。したがって、表 A.2 では、このサイズの範囲における AMTD に対する沈着割合をまとめた。AMAD が約 0.3 μm よりも大きいエアロゾルについては、呼吸気道における沈着は衝突および沈着に支配されるため、沈着割合は主として AMAD に依存する。したがって、表 A.2 では、このサイズの範囲における AMAD に対する沈着割合をまとめた。

(A18) ET<sub>1</sub> の取り扱いは元の **HRIM** からの変更は、多くの場合、ET<sub>1</sub> から ET<sub>2</sub> への移行ならびに、それによる ET<sub>2</sub> および消化管における全身への取り込みの増大のため、鼻毛係数を増大させる。これらの変更は、薬材における放射性核種の測定の簡便にも影響を及ぼすことになり、鼻に沈着した物質の大部分 (典型的には、吸入物質のおよそ 50% である) は、消化管を通じて取り除かれる。

## A.2.2 粒子輸送：気管支気道および肺気管支気道

低速クリアランス

(A19) 元の **HRIM** には、半減期約 23 日である、BB および bb 領域に沈着した粒子の遅いクリアランス (図 A.1 におけるコンパートメント BB、および bb) が含まれている。これは主として、ポラテニアが放射性核種で標識された粒子の「シャローボラス (shallow bolus)」 (すなわち、主要気道に粒子が沈着するよう設計された、それぞれの呼吸の終了時点の少量のエアロゾル) を吸入した実験の結果に基づくものだった。「遅いクリアランス」の成分が観察され、これは *d<sub>ae</sub>* よりも幾何学的粒子径 *d<sub>e</sub>* の方により高い相関を示すことなされた (ICRP, 1994a)。元の **HRIM** では、BB および bb に沈着した粒子の遅いクリアランスの割合 (*f<sub>d</sub>*) は *d<sub>e</sub>* ≤ 2.5 μm の場合に 0.5 であり、粒子が小さくなると急激に低下すると仮定している。

(A20) 改訂された HRTM では、ヒトのポリアクリアミドを用いたより最近の実験に基づき、気管支樹から運ばれるクリアランスに対して別のアプローチがとられている。特に、一連の研究では、大きな粒子 ( $d_{ae}$ が $6 \mu\text{m}$ ) が極度にゆっくり吸入されており、これは理論的には、ほとんど全ての粒子が細気管支において起こることに帰着するべきものである (例えば、Anderson et al., 1995; Garner et al., 1997; Falk et al., 1997, 1999; Philipson et al., 2000; Svartengren et al., 2001)。24 時間における残留は予測された AI 基準をはるかに上回っており、気管支樹における運ばれるクリアランスの概念を裏付けている。
(A21) Falk et al. (1997, 1999) は、遅く吸入された (約 $45 \text{ cm}^3 \text{ s}^{-1}$ ) $d_{ae}$ が $6 \mu\text{m}$ のテラウム粒子の肺残留を、通常の流量 (およそ $450 \text{ cm}^3 \text{ s}^{-1}$ ) で吸入された同様の粒子の残留と、6 カ月までの期間にお互って比較した。初期肺沈着 (ILD) のおおよそ 50% は、いずれの流量の吸入でも最初の 24 時間内クリアランスされた。24 時間以後の残留は 2 成分指数関数によって十分に記述されており、クリアランス速度はおおよそ 3.7 日の半減期 (中位の) フェーズ および 200 日の半減期 (AI 領域からのクリアランスによる) を有する。中位フェーズに関する割合は、遅い吸入後 (ILD のおおよそ 18%、通常の吸入後は ILD の 6% だった)。3 つの異なるモデルを用いて計算された BB、bb および AI 領域における沈着は良い一致を示し、平均値として、遅い吸入後は ILD のそれぞれ 17%、65% および 18%、通常の吸入後はそれぞれ 30%、26% および 43% であった。したがって、予測された細気管支沈着と中位フェーズにおいて取り除かれる量の間には強い相関があり、中位フェーズは細気管支に沈着した粒子のおおよそ 25% と関連づけられることを示唆した。
(A22) Svartengren et al. (2001) は、 $d_{ae}$ が $6 \mu\text{m}$ の粒子がシャロー-ボラス (shallow bolus) として吸入された場合と、個別に遅く吸入された場合において、それぞれの被験者の残留が極めて類似していることを見出した。1 つの解釈は、遅いクリアランスは細気管支に特有である、手法が異なるという事実にもかかわらず沈着パターンは極めて類似しているものでもあり、これは補完的な沈着モデルによって裏付けられた見解だった。しかし、沈着パターンが異なる、遅い吸入後よりもシャロー吸入後の方がより多く気管支に沈着する可能性があるという点だ。また、HRTM で仮定されているように、大きな気道と小さな気道のいずれにおいても遅いクリアランスが同程度に起こる可能性も排除することはできない。
(A23) Philipson et al. (2000) は、 $d_{ae}$ が同じであるため肺沈着パターンは同じであるが、密度が異なるため $d_{ae}$ の値が異なる ( $d_{ae} = 4 \mu\text{m}$ 、ここで $\rho$ は粒子密度) 粒子を投与することにより、直後 $d_{ae}$ の影響を調査した。ポリアクリアミドは、 $d_{ae}$ が $6 \mu\text{m}$ のポリスチレン (PSL、密度 $1.05 \text{ g cm}^{-3}$ ) およびテラウム (密度 $2.13 \text{ g cm}^{-3}$ ) の粒子を吸入した。テラムの幾何学的直径 $d_p$ ( $4.5 \mu\text{m}$ ) は PSL ( $6.1 \mu\text{m}$ ) よりも小さく、HRTM はテラムの $\rho$ の方が大きくなる (14% 対 5%) と予測している。しかし、これら 2 つの粒子の残留はそれぞれそれぞれの被験者において同程度だった。 (A24) Smith et al. (2007, 2008) は、これらの対称性をより批評的に検証し、 $d_{ae}$ は同じであるが密度が大きく異なる 2 種類の粒子を、

5

する関連する変更については、3.2.4 項に述べられている。
<b>気道樹における残留</b>
(A29) 元の HRTM は、BB および bb 領域に沈着し気道樹において保持される粒子の割合 (BB <sub>500</sub> および bb <sub>500</sub> ) はどのサイズの場合も 0.7% であり、この物質は $0.01 \text{ d}^{-1}$ の速度でリンパ管へと取り除かれると仮定した。元の HRTM が完成したとき、この現象は、ラットの <b>肺気管</b> へ放射線性核種で標識された粒子の沈着後の放射能残留を追跡した Patrick および同僚ら (例えば、Takahashi and Patrick, 1987) によって十分に定量化されていたに過ぎなかった。その後、Takahashi et al. (1993) は同様の実験を実施し、ワササ、イースおよびサルスの気管に <sup>133</sup> Ba 標識 BaSO <sub>4</sub> を点滴注入した。注入の 1 週間後に保持される量は、注入された量のそれぞれ 0.145%、0.044% および 0.043% だった。これらの値はラットの肺から認められた値をはるかに下回っており、種類の相違を示唆している。鼻上段の壁における粒子の残留である ET <sub>500</sub> については上記で述べた 0.2% という値は、複数の種における複数の異なる物質に関する結果に基づいたものであり、気管について観察された範囲内である。これに基づき、本書では、BB <sub>500</sub> と bb <sub>500</sub> の双方において保持される割合の値はどちらもリンパ管へのクリアランス速度、ET <sub>500</sub> の場合と同じと仮定される (すなわち、0.2% および 0.001 $\text{d}^{-1}$ )。結果として、改訂されたモデルは、BB および bb から LN <sub>500</sub> への移行は少なくなると仮定する。解部研究において観察された LN <sub>500</sub> 残留に対する肺残留量の比率と整合性を維持するために、AI 領域から LN <sub>500</sub> への移行は相対的に多くなると仮定する (下記を参照)。
(A30) 元の HRTM は肺における気管支樹からの遅いクリアランスの取り除きからの変更は、多くの場合、線量係数を低下させることによる。 <b>半衰期が数週間以上の遅いクリアランスが実効線量係数の最大成分を与えるガイマのアルファ放出核種では、これらの低下は線量係数と一致する (Batley et al., 1996)</b> 。肺樹に関するパラメータ値の変更は、実効線量係数にはほとんど影響を及ぼさない。それは実効線量係数にわずかに寄与するだけでしかないためである。

7

**A.2.3 粒子輸送：AI 領域**

(A31) 元の HRTM では、AI 領域は 3 つのコンパートメント、AI<sub>1</sub>、AI<sub>2</sub> および AI<sub>3</sub> によって表され、主としてそれぞれ  $0.02 \text{ d}^{-1}$ 、 $0.001 \text{ d}^{-1}$  および  $0.0001 \text{ d}^{-1}$  の速度 (吸入後およそ 35 日、700 日 および 7000 日の半減期) で気管支樹を經由して胃腸管へと取り除かれた (図 A.1)。ヒトの肺クリアランスは、吸入 (摂取後およそ 1 年までの実験的研究において定量化された) (ICRP, 1994a)。この期間内における不溶性粒子の肺残留は、概して 2 つの成分の指数関数に従い、およそ 30% の半減期がおよそ 30 日、残りの半減期が数百日であるとみなされ、これは 300 日で初期肺沈着物のおおよそ 50% の残留を示す。この情報は、AI<sub>1</sub> に関するパラメータ値を定量化するために利用された。

肺樹に沈着を吸収化するためにシャロー-ボラス (shallow bolus) をして投与した。一つの研究においては、ポリアクリアミドでは、 $d_{ae}$ が $5 \mu\text{m}$ の PSL および金 ( $\rho = 19.3 \text{ g cm}^{-3}$ ) の粒子を吸入した。対応する $d_{ae}$ の値はそれぞれ $5 \mu\text{m}$ および $1.2 \mu\text{m}$ であり、 $f$ の値はそれぞれおよそ 10% および 50% だった。したがって、HRTM によれば、金の肺残留は PSL のそれをはるかに上回るべきものだった。しかし、りかなる被験者においても、これらの間に有意な違いは認められなかった。別の研究では、 $d_{ae}$ が $8 \mu\text{m}$ の PSL および金を用いたら、おおよそ同様の結果が得られた。
(A25) したがって、これらの結果は、HRTM において仮定された $f$ の $d_{ae}$ に対する依存性と整合するものではない。しかし、Publication 66 (ICRP, 1994a) の仮定の基礎とされたボラス実験の結果との明らかな違いは解決されていない。考えうる説明は、推論された $d_{ae}$ に対する依存性は偶然のものだったというものかもしれない。それは主として、比較的大きな粒子 ( $d_p$ または $d_{ae}$ が $> 4 \mu\text{m}$ ) を用いて行われた測定に基づいたものであり、その時に利用可能だった測定値は比較的少なかった。
(A26) 最近の別の研究は、気管支樹からの遅いクリアランスに関する元の HRTM の仮定の不整合を示した。Gregomietal. (2010) は、Philipson et al. (1996) による研究における肺樹残留 (下記を参照) を分析した際、吸入摂取後 7~50 日の肺クリアランスは、BB および bb 領域からの遅いクリアランスの結果として、HRTM によって予測されたものをはるかに下回ることを発見し、その期間内には AI 領域からのクリアランスはないと仮定した。
(A27) したがって、関連する最近のヒトを対象とした研究のほとんどは、誘導気道における遅いクリアランスは細気管支に沈着した粒子と関連することを示唆しており、これは Publication 66 (ICRP, 1994a) において仮定されている。誘導気道における遅いクリアランスは bb 領域から BB 領域に沈着した粒子の再吸入によるものと考えられる。改訂された HRTM では、誘導気道における遅いクリアランスは bb 領域から BB 領域へ起こると仮定され、上述のように Falk et al. (1997, 1999) に従って、HRTM では $0.2 \text{ d}^{-1}$ の速度 (およそ 3.5 日の半減期) で bb 領域から BB 領域へと取り除かれるとみなされる (観察された微小割合を除く。下記を参照)。BB 領域から ET 領域への遅いクリアランス速度は、 $10 \text{ d}^{-1}$ で変わらない。
(A28) Falk et al. (1997, 1999) の結果は、遅いクリアランスがなされるのは bb 領域に沈着した粒子の一部に過ぎず、それらの実験の条件ではこれは約 25% であることを示唆している。そうであるならば、Cameriet al. (1997) によって提案されているように、それは主としてより小さい細気管支において起こると考えるのが合理的である。しかし、残っている不確かさ (およそ bb 領域の下位区分について利用可能な沈着割合の欠如) を考慮して、本書では単純化のために、それは bb 領域に沈着したあらゆる粒子には主として仮定される。また、遅いクリアランスが BB および bb 領域に直接沈着した粒子にのみあてはまると仮定した元の HRTM とは異なり、それは AI 領域から bb 領域へとクリアランスされるものであると仮定される。これらの変更は、モデルの単純化をもたらす。すなわち、単一のコンパートメント BB および bb 領域に取って代わり、単一のコンパートメント bb が bb および bb <sub>1</sub> に取って代わる (図 A.2)。線量評価モデルに対して変わらない。

6

(A32) 職業被ばく後の胸部における放射能の測定結果および解剖時の肺における放射能の測定結果は、一部の物質は数十年にわたって肺に保持されることを示している。Publication 66 (ICRP, 1994a) では、放射線性核種の体外計測に基づいた、個々の吸入と採取に続くヒトの胸部内残留に関する情報がレビューされた。摂取後 300 日までの残留は対照実験において特徴づけられていたため、個々の吸入と採取に続く少なくとも 400 日におよぶ残留に関する研究のみが含まれた。摂取後 300 日において残存する初期肺沈着物のおよそ 50% の取り除き得る結果に関するガイダンスを確保することが目的だったため、最終測定の時間 $t$ における胸部内残留 $R(t)$ は、300 日における残留 $R(300)$ の割合として表された。これは、摂取後しばらくしてから最初の測定が行われたケースにおける相違の影響を回避するものだった。Publication 66 (ICRP, 1994a) の図 E.10 においては、胸部内残留 $R(t)$ の $R(300)$ に対する割合と $t$ との関係がプロットされた。この情報は図 A.3 に示す。コアムト、ウラン、フルト (50% および 10%) とさまざまな物質が超短寿命残存する証拠が認められた。
(A33) これらの結果は、AI <sub>1</sub> および AI <sub>2</sub> に関するパラメータ値を定量的にあてはめられなかった。発表された体外計測研究は典型的なものではなく、真空中に遅いクリアランスを表している可能性があることとみなされたためである。以下が言及された (ICRP, 1994a) [AI] 沈着物のうち AI <sub>1</sub> へ向かう割合 ( $a_1$ ) は、容易には定量化されない。摂取後 300 日において AI 領域に保持されるのは初期肺沈着物の 50% に過ぎないため、 $a_1$ は 0.5 未満である。一部の被験者においては摂取後の 5000 日において測定可能な胸部内残留が存在するため (図 A.3)、 $a_1$ はおおよそ、初期肺沈着物の割合が少なくても数パーセントである。おおよそその値としては、 $a_1 = 0.1$ と仮定され、したがって、差分により $a_2 = 0.6$ と仮定される。図 A.3 はまた、元の HRTM によって予測された不溶性粒子の残留も示しており、これは最終測定が摂取後 2000 日未満に行われた場合の結果とより一致しているが、測定がそれより後の結果は過小評価している。
(A34) 改訂されたモデルでは、元の HRTM の採用以後に発表された、さらなるヒトを対象とした研究が考慮され、それらはすべて、AI 領域における長期残留は仮定されたものよりも大きいことを示している。
(A35) Davis et al. (2007) による最近の研究は、Publication 66 (ICRP, 1994a) が探求されたときに利用可能だったといかなる情報よりも十分分な、長期残留に関する体外計測情報を提供している。作業者のグループが同時に同時にコアムト-60 含有粒子を吸入し採取しており、ほとんど (7 名) が約 15 年におよぶ追跡調査された。これらの作業者は原子力産業の作業者を代表すると仮定するの合理的である。これらの作業者はすべて、HRTM の予測よりもはるかに遅いクリアランスを示しており、これは HRTM が発表された時点において見られた、2000 日を超える残留に関する少数のデータと整合している (図 A.3)。
(A36) それゆえ、長期肺沈着データのレビューと整合している (Gregoriet al., 2010)。HRTM の完成以後に発表された、別の主要な

8

3 つの関連研究が確認された。それらの結果は、HRTM の基礎とされた結果とともに、AI 領域からの粒子輸送の新たなコンパートメントモデルを開発するために用いられた。
(A37) Philipson et al. (1996) は、 <sup>99m</sup> Tc 標識プロトン粒子の吸入摂取後およそ 3 年におわたって、10 名のボランティアにおける肺野を導く肺動脈のこの研究の継続期間は、HRTM が開発されたときに利用可能だった実験の約 3 倍の長さであり、試験用粒子からの放射性標識の排出は少なかつたと見られる。1965 年 10 月のロッキーフラットプラントにおける火災時に酸化アルミニウムを吸入した作業員については 30 年におわたって肺野が追跡調査されており (Mann and Kirchner, 1967; ORAUT, 2007)、これは原子力産業の作業員を代表するべき別のグループである (Gregoratto et al., 2010)。Kuempel et al. (2001) は、元の HRTM に比べ生理学的により現実的でありより単純である AI 領域における粒子残留モデルを開発した。これには、HRTM における 3 つの AI コンパートメントの代わりに、気管支樹と INT コンパートメントの双方と取り除かれる ALV コンパートメントが含まれており、INT コンパートメントはリンパ管へと取り除かれる。このモデルは、米国の放射作業員のグループに適用された。このグループは、粒子質量沈着速度の評価が可能にほぼ等しい。また、肺中の (注) 別の上およそ 50% においてはリンパ管についても、粉塵濃度の解離測定値を有する。このモデルはデータと整合する最も単純なモデルとなつて構築された。最終濃度で高い肺負荷量におけるもクリアラランスが損なわれなくなることが認められた。Kuempel et al. (2001) によって導き出された最適化されたパラメータ値は、ALV から肺へのクリアラランスについては速度 $mr=0.001 \text{ d}^{-1}$ 、ALV から INT へのクリアラランスについては速度 $ms=10^4 \text{ d}^{-1}$ 、そして INT からリンパ管へのクリアラランスについては速度 $ms=10^4 \text{ d}^{-1}$ だった。元の HRTM の AI モデルとの主な違いは、AI 沈着物の割合が INT において分離されることである [ $m/(m+ms)=0.33$ ]。Kuempel et al. (2001) は、HRTM は放射作業員における肺野を代表する 4 分の 1 に過小評価していると指摘した。
(A38) Gregoratto et al. (2010) は、Kuempel et al. (2001) のモデルは上記に開示した他の 3 つの研究におけるデータに対して十分に AI 沈着物の分布をもたらすものであることを示した。Gregoratto は、Kuempel らのモデル構造を採用するが、HRTM パラメータ値の基礎とされた実験データと一致し、より最近の長寿研究のいづれにも適合させた新たなモデルを開発した (図 A.4)。Gregoratto は、 $mr=0.0017 \text{ d}^{-1}$ および $m=0.00010 \text{ d}^{-1}$ という ALV からの粒子輸送速度を得た。本書ではこれらの値を採用するが、 $mr$ の値は丸めて $0.002 \text{ d}^{-1}$ とし、モデルの根拠にある不確かさを反映させる (図 A.2)。これらの値は ALV からクリアラランス半減期がおおよそ 250 日 ( $m+mr=0.003 \text{ d}^{-1}$ ) であり、不溶性粒子の ALV 沈着物の割合は INT において分離されることを示す。元の HRTM よりも大きい AI 残留は、タイプ S の長寿命アルファ放射核種の場合には単位摂取量あたりの肺の被ばく線量を 50%~100% 高く評価する可能性があるが、より可溶性の形態に対する影響は、たとえあるとしても小さいだろう。
(A39) Gregoratto et al. (2010) が分析した長期研究においては、喫煙者と非喫煙者の間にはいかなる明確な違いも認められなかった。これは

(A42) 元の HRTM と改訂された HRTM のいづれも、時間依存性的な溶解を表現するために同じ単純なコンパートメントモデルを用いる。ある割合は速度 $s$ で比較的速く溶解し、残りの割合 (1- $s$ ) は速度 $s$ でよりゆっくりと溶解する [図 A.5(a)]。この溶解の限界は、全体の溶解速度時間とともに減少することを表現できるに過ぎないというものである。これを克服するために、Publication 66 (ICRP, 1994a) は、図 A.5(b) に示されている、より柔軟な体系も記述している。この体系では、呼吸系道に沈着した物質は「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、そこでは一定速度 $s_0$ で溶解する。物質と同時に、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントへ (一定の速度 $s_1$ ) で移行し、そこでは異なる溶解速度 $s_1$ を有する。この体系を用いると、初期溶解速度はおおよそ $s_0$ であり、最終溶解速度はおおよそ $s_1$ である。したがって、 $s_1 > s_0$ を含めて適切なパラメータ選択を伴うならば、増大する溶解速度を表現することができる。 $s_1$ に対する $s_0$ の比率は、速く溶解する割合に近似する。図 A.5(b) に示されているモデルを用いて表現することができる。これは時間依存性的な溶解挙動も、パラメータ値の適切な選択によって図 A.5(b) に示されているモデルを用いることによって表現することができる、と書える。しかし、上述のように、逆は真ではない。
(A43) 通常はそうであるように、溶解速度が時間とともに減少する場合には、いづれの体系も用いることが可能であり、以下の値を用いては同じ結果を示すだろう。 $s_0 = s + f(s_1 - s)$ $s_1 = (1-f)(s_1 - s)$ $s_1 - s = 0$
(A44) 図 A.5(b) に示されている体系は、以前の刊行物 (ICRP, 1994b, 1995c, 1997b) ではデフォルトとして適用された。しかし、それがもたらすさらなる柔軟性が実際に必要とされることはまれであり、表現するのがより複雑である (かつ、直観的におかしくやりに劣る)。しかし、それがたがって、ここではより単純なアプローチがデフォルトとして採用された。より柔軟なアプローチは選択度と保持される。ウランアルミナイドを含めた、「初期状態にある粒子」および「変換された状態にある粒子」によって表現されている。時間とともに増大する溶解速度を示す物質の例は、本シリーズの以後の報告書における元素の章に示される。
取り込み
(A45) 溶解物質の血液への取り込みは、通常、瞬時に起こると仮定される。しかし、いくつかの元素では、溶解物質の一部は速く血液に吸収されるが、呼吸系道中の割合のために、かなりの割合がよりゆっくりと吸収される。時間依存性的な取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 ( $s_0$ ) は「状態」によって保持される。したがって、速度で取り除かれると一般にみなされる物質について、それを代表する値を選択するパラメータを提供する。タイプ F、M および S について、それに基づいてデフォルトとして選

は、Publication 66 (ICRP, 1994a) の中でレビューされた研究において認められた、非喫煙者よりも喫煙者の残留の方が大きいことは対照をなす。同刊行物ではこの比較を行うことが可能だったといえる。初期の研究は継続期間が比較的短いものだったことが指摘されている。これはまた、肺野調査を用いて追跡調査された肺野残留に関する調査において、この場合は粒子輸送よりも血液への吸収の方が大きいことと (OIR: Part 2, ICRP, 2016a) における吸入の確率と相関し、初期をなす。したがって、Publication 66 (ICRP, 1994a) の表 19 において提案されている、AI 領域からのクリアラランスが 2 倍であることとみなされる。したがって、Publication 66 (ICRP, 1994a) の表 19 において提案されている、AI 領域からの粒子輸送に対する喫煙の修正係数は、改訂されたモデルにはあてはまらないとみなされる。さらに、同表における他の修正係数を個人群詳細において適用することも勧告された。
(A40) 元の HRTM では、非喫煙者の場合、P <sub>1</sub> の吸入摂取後から 10,000 日後におけるリンパ管および肺野の物質濃度の比率が解剖データからの推定値 (LN/P <sub>1</sub> ) = 20 (Kubert et al., 1993) と等しくなるよう、AI 領域から LN <sub>1</sub> への輸送速度を $2 \times 10^4 \text{ d}^{-1}$ と定めた。Publication 66 (ICRP, 1994a) のモデルよりも本書で採用するモデルの方が、BB および bb 領域における気道濃度 (BB <sub>0</sub> および bb <sub>0</sub> ) を経由して LN <sub>1</sub> へと取り除かれる割合が小さいこと、および AI 残留が長いことにより、BB および bb 領域から LN <sub>1</sub> へと取り除かれる量は、AI 領域からの量と比べるととくく小さくなることと勧告された。 [LN/P <sub>1</sub> ] = 20 の比率は、INT から LN <sub>1</sub> への輸送速度 $3 \times 10^4 \text{ d}^{-1}$ を用いて得られる (Gregoratto et al., 2010)。
<b>A.3 クリアラランス：血液への吸収</b>
(A41) 図 3.3 項で説明したように、血液への吸収は沈着した物質の物理的形態および化学的形態に依存する。元の HRTM と改訂された HRTM のいづれにおいても、いかなる吸収も起こらなると仮定された。ET、BB および bb 領域 (リンパ管を含む) において同じ速度で起こること (デフォルトとして) 仮定された。吸収は、誘導気道 (ET、BB および bb 領域) の場合よりも空気血界面積が大きい AI 領域において、より速くなりそうであると考えられる。しかし、異なる領域に対して異なる速度を有するスケール係数のような、複雑による吸収速度の違いを考慮するための一般的で系統的な根拠を示すための十分な情報はない。
(A41) HRTM では、吸収は 2 段階のプロセスとして扱われる。すなわち、血液に吸収された物質への粒子の溶解 (溶解) と、可溶性物質および粒子が溶解した物質の血液への吸収 (取り込み) である。いづれの段階についても、関連するクリアラランス速度は、時間依存し得る。
溶解

(図 A.5)。このモデルでは、「唐辛子」状態の物質は、粒子輸送プロセスによってではなく、血液への取り込みによってのみ取り除かれる。したがって、いかなる吸収も起こらない ET を除いて、それぞれ別の領域について「割合」コンパートメントが 1 つの必要とされる。
(A46) 図 A.5 に示されている体系は、ET を除いて、図 A.2 に示した粒子輸送モデルにおけるコンパートメントのそれぞれにあてはまる。ET からいかなる吸収も起こらないと仮定されるが、図 A.5(a) におけるモデルが用いられる場合には、ET は沈着物がそれでおお、速い呼吸のコンパートメントと速い呼吸のコンパートメントの間で分配されなければならない。物質が ET から、そこから吸収が起こる ET、へと取り除かれるためである。
(A47) どの元素についても、パラメータのデフォルト値は、吸収が速い (タイプ F)、中位である (タイプ M)、あるいは遅い (タイプ S) のいづれかであるとみなされるが、これは動作される。Publication 66 (ICRP, 1994a) に示されており表 A.4 に再掲する現在の標準値は、近似値が与えられた。f、s および s <sub>1</sub> (図 A.5(b)) よりもむしろ、そのパラメータの初期溶解速度 $s_0$ 、変換速度 $s_1$ および最終溶解速度 $s$ (図 A.5(b)) によって指定された。ガスまたは蒸気については、Publication 66 (ICRP, 1994b) のように血液への即時の取り込みも報告されており、Publication 66 (ICRP, 1995b) ではタイプ V (非溶性) として定義された。
(A48) タイプ F、M および S の当初のデフォルト値 (ICRP, 1994a, 表 A.4) は、実験データのレベニューに基づいてではなく、粒子輸送速度との比較に基づくものだった。速い溶解速度 $s_1$ に対応する $100 \text{ d}^{-1}$ という値は、鼻 (ET) から呼吸への粒子クリアラランス速度に等しくするために選択された。したがって、タイプ F の場合、ET <sub>1</sub> に沈着した物質はおおよそ半分は血液に吸収され、残りは飲み込まれる。タイプ S の場合の $10^4 \text{ d}^{-1}$ という遅い溶解速度は、何らかの長期肺野残留があることを確実にするべく、AI 領域から呼吸管への最も速い粒子輸送速度 (図 A.2) と等しくするために選択された。タイプ M の値は、これら 2 つの中間にするために選択された。しかし、デフォルト設定としてタイプ F およびタイプ S のパラメータ値は、これらのクラススの物質を代表するよりもむしろ、「遅い」および「速い」溶解の両端を表すものとして認識されている。
<b>A.3.1 吸入物質の吸収特性のレビュー</b>
(A49) 本報告書シリーズの以降のパートを作成するには際しては、放射線防護と関連する吸入物質の吸収特性について詳細なレビューが実施された。それらは、それぞれ元素の吸入の章に要約される。
(A50) 情報が利用可能だった場合、両方のパラメータ値は、体外計測研究とインビトロ研究の両方による実験データから導き出された。以下に述べるように、これらは、「遅い」、「中位の」、「速い」速度で取り除かれると一般にみなされる物質について、それを代表する値を選択するパラメータを提供するためのデフォルトを提供した。タイプ F、M および S について、それに基づいてデフォルトとして選

<p>された値は、本報告書シリーズで用いられる改訂されたHRTEMに採用されている。</p> <p>(A51) 限られた数の選ばれた物質、すなわち以下のような物質については、物質固有の吸収速度とその元素の章の中で採用されている(付随する電子版付属文書には、それらの物質について質量係数および標準バイオセキ係数が提示される)。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 固有のパラメータ値を導き出すことができている。</li> <li>• さまざまな研究の結果が一貫している。</li> <li>• その物質への職業ばくが起因こそである。</li> <li>• 固有の質量係数およびバイオセキ係数を追加的に提示することを正当化するのは十分なほど、固有のパラメータ値がタイプF、M、およびSの物質のデファルト値と異なる。</li> </ul> <p>(A52) 他の物質は、その元素の章を編纂する際にレビューされたように、利用可能であれば適切な実験データを利用してデフォルト設定のタイプに割り当てられた。Publication 66 (ICRP, 1994) は、実験結果に基づいて物質を吸収タイプに割り当てるための基準を示さなかった。基準はPublication 71 (ICRP, 1995c) において詳しく述べられ、その適用はICRP (2002b) の中でさらに論じられた。タイプMは、ある吸収タイプへの割り当てを行うための情報がない場合に、ほとんどの元素のあらゆる粒子形態において仮定される。ある物質が急性摂取後30日までに血液に吸収される量が、0.069 d<sup>1</sup> の一定の吸収速度(10日の半減期に相当する)を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間にわたって吸収されるのである量を上回るならば、その物質はタイプFに割り当てられる。同様に、ある物質が急性摂取後180日までに血液に吸収される量が、0.001 d<sup>1</sup> という一定の血液への吸収速度(および700日の半減期に相当する)を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間にわたって吸収される量を下回らば、タイプSに割り当てられる。</p> <p>(A53) それぞれの元素の粒子形態は、これらの基準を用いてHRTEMの吸収タイプに割り当てられた。しかし、物質をタイプSに割り当てるための基準を適用する場合は、継続期間が少なくとも180日の実験を必要とする。これは多くの有用な情報を排除すると思われるため、本文に示すように、場合によっては除外用用いられている。これらの基準を適用することが可能だった研究については、結果はタイプF (MまたはS) への割り当て「と整合する」(または「を認める」) という題名の説明が行われる。研究の結果が特定のタイプを指し示しているが、これらの基準を適用するための情報が不十分だった研究については、結果はタイプF (MまたはS) の挙動を「指し示す」または「示唆する」という趣旨の表示がなされる。呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんど存在しない一部の元素については、化学的種態に基づいて物質をデフォルト設定のタイプに割り当てることができる。</p> <p>(A54) それぞれの元素の可溶性(タイプF)形態については、(利用可能な情報がある場合)呼吸気道から血液への吸収の全体速度が推定</p>
---

<p>3.A.3.2 吸収パラメータデータ値に対する改訂</p> <p>(A58) 上記に示すように、(体外計測およびインビトロ研究の両方による)実験データから導き出された固有のパラメータ値は、物質の代表値を選択するガイダンスのためのデータベースを提供した。この代表値は「速い」[中位]または「遅い」速度で取り除かれるように示される。</p> <p>(A59) および100セットのパラメータ値が利用可能となったときに(すなわち、当シリーズの第2部および第3部の第2部および第3部の物質についてレビューのほとんどが完了したときに)、これらの結果が照合され分析された。これは、いくつかの客観的な統計手法によって中心値を導き出しうるであろう代数的な調査ではなかったことを強調しておく。むしろ、これは以下に述べられているように、判断に情報を与えるための基礎を提供した。</p> <p>(A60) 元素毎のセクションの現時点のドラフトの本文に示されているパラメータ値は、上記に示したPublication 71 (ICRP, 1995c)の基準に従ってタイプF、MおよびSに分類され、表にまとめられた。多少の選択が行われた。特に不確かであることが指摘されたいくつかの値は除外された。ある物質(または組み立てられた物質)について結果のセットが重複する場合、それらは統合され、少数の化合物に重みを与え、それらを避けるために中心値が採用された。この意思決定は、幾つかのパラメータ値のセットについては、データフィッティングが異なる結果をよび、<math>s_1</math>値は固定され、<math>s_2</math>および<math>s_3</math>のみが評価されたことである。そのような場合、仮定された<math>s_1</math>値は中心値の導出には含まれなかった。</p> <p>(A61) <math>f_1</math>, <math>s_1</math> および <math>s_2</math> の標準値の中央値、幾何平均値および幾何標準偏差 (<math>G_1</math>) を表 A.5 に示す。タイプFの物質に対応する<math>f_1</math>値を除き、推定値の幅が広いことを反映して、<math>G_1</math>は極めて大きく(4~14)、したがって中心値の不確かさが大きいことを示唆している。</p> <p>(A62) 表 A.6 に示す更新されたデファルト値は、主として以下の考察に基づいたものである。中心値における大きな不確かさおよび単純な数値の必要性も考慮に入れたものである。</p> <p>速く溶解する割合、<math>f_1</math></p> <p>(A63) タイプFの場合、中央値(0.95)は現行のデファルト値(1.0)に近い。導入における容易さのために、2段階の溶解には変更しないのが希望しい。デファルト値は1.0のままとする。</p> <p>(A64) タイプMの場合、中央値は現行のデファルト値(0.1)を上回る(0.20)である。更新されたデファルト値は0.2とする。</p>
--

<p>される。一般に、これは、(a) 花巻した物質の溶解(疎疎として吸入されたのではないためです)に溶解している場合、(b) 特に、呼吸気道における、液膜を通じて上皮への移行、そして(c) 上皮の全層にわたる移行、を含むプロセスの組み合わせの結果として得られるとしてもならない。溶解速度は、モデル構造から、これらのうち最初の2つは、該当する物質が粒子輸送の対象であることから「溶解」として記述され、速い溶解速度<math>s_1</math>によって表現されるだろう。一方、上皮の全層にわたる移行は、簡単に速くない限り、結合割合によって表現されるべきである。実際には、全体速度のうちどれだけがそれぞれのプロセスに割り当てられるべきかを評価するのは難しく、単純化のために、吸収全体を表現するために<math>s_1</math>が用いられる。しかし、<math>s_1</math>は元素に特有であると仮定され、これは液膜および上皮を通じて移行について考慮されるだろう。元素の間では、およそ1 d<sup>1</sup> (たとえば、イットリウム)から100 d<sup>1</sup> (たとえば、セシウム)に及び、<math>s_2</math>の値の幅広い変動を認められる。このアパロチの正変換の一部は、<math>s_3</math>の値は、肺動脈に花巻した物質よりも肺静脈(そこでは液膜が比較的に)に花巻した吸入物質の体内動脈全体に対してより多くの影響を及ぼす傾向にあるという事実による。それは同様の種類の粒子輸送速度(BBからET<sup>1</sup>へ)が10 d<sup>1</sup>、ET<sup>2</sup>から食道へが100 d<sup>1</sup>)と仮定するためにある。これは同様の種類の粒子輸送速度(BBからET<sup>1</sup>へ)が10 d<sup>1</sup>、ET<sup>2</sup>から食道へが100 d<sup>1</sup>)と仮定するためにある。これは同様の種類の粒子輸送速度(BBからET<sup>1</sup>へ)が10 d<sup>1</sup>、ET<sup>2</sup>から食道へが100 d<sup>1</sup>)と仮定するためにある。これは同様の種類の粒子輸送速度(BBからET<sup>1</sup>へ)が10 d<sup>1</sup>、ET<sup>2</sup>から食道へが100 d<sup>1</sup>)と仮定するためにある。</p> <p>(A55) しかし、一部の元素の可溶性形態の場合、溶解物質の一部は速く血液に吸収されるが、かなりの割合がよりゆっくりと吸収される。場合によっては、これは(粒子輸送によるクリアランスの支配下にある)粒子状物質の形成によって表現することができ、しかし、それは肺の構造成分に付着し、血液への吸収によるのみ取り除かれる場合もある。後者のタイプの時間依存性は、取り込みを表現するために、溶解物質のある割合(<math>f_1</math>)は「結合」状態で保持され、そこから速度<math>s_2</math>で血液に入るが、残り(1-f<sub>1</sub>)は瞬時に血液に入ると仮定される(図A.5)。粒子状物質への変換よりも、結合状態での高親和性の証拠は、1つ以上挙げられるかもしれない(たとえば、保持された物質の集中クリアランスよりも、全身への取り込み、呼吸気道の同じ領域に花巻した不溶性粒子の場合よりも速いクリアランス;放射線の局所的な暴露よりも、細胞を示すオートラジオグラフィ)。</p> <p>(A56) 結合状態は主として、肺動脈からの可溶性物質の速いクリアランスを考慮に入れるためにこのモデルに包含されたが、デフォルトでは同じ結合状態パラメータ値があらゆる領域に適用されることと仮定される。場合によっては(たとえば、長寿命アルファ放出体<sup>238</sup>Puの<sup>238</sup>Pu状態)、これは、はからずも、BB および bb 領域に対する高線量を導きうるだろう。これらの組織に与えられる大きな追加(分配係数)ゆえに、これは肺に対する高い等価線量値を導きうるだろう。したがって、本報告書シリーズでは、結合状態が採用される元素(<math>f_1 &gt; 0</math>)については、結合状態が溶解速度(ET<sub>1</sub>, BB および bb 領域)にのみ適用されることが実験的証拠で支持されるならば、これが仮定される。</p> <p>(A57) 呼吸気道からの吸収に関する実験データが、ほとんど、又は、まったく存在しない一部の元素については、元素固有の吸収パラメータ値 (<math>s_1</math>, <math>s_2</math> および <math>s_3</math>) は化学的種態に基づいている。</p>
---

<p>(A58) タイプSの場合、中央値は現行のデファルト値(0.001)を上回る(0.007)。更新されたデファルト値は丸めて0.01とする。</p> <p>速く溶解速度、<math>s_1</math></p> <p>(A66) タイプFの場合、物質に対する実験データから推定される、割り当てられるであろう<math>s_1</math>の中央値は12 d<sup>1</sup>であり(表 A.5)、これは元のHRTEMのデファルト値100 d<sup>1</sup>を大きく下回る。しかし、この結果は少数の元素によって大きく影響されており、その結果として、ほとんどの元素の<math>s_1</math>の値は、タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値に近い値に調整されるべきである。タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値は、タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値に近い値に調整されるべきである。タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値は、タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値に近い値に調整されるべきである。タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値は、タイプFの元素固有の<math>s_1</math>の中央値に近い値に調整されるべきである。</p> <p>(A67) タイプM および S の場合、物質に対する<math>s_2</math>推定値に割り当てられるであろう中央値は、それぞれ1.7 d<sup>1</sup> および 2 d<sup>1</sup> であり(表 A.5)、これは元のHRTEMのデファルト値100 d<sup>1</sup>をはるかに下回る。タイプFの場合のように、その分布は少数の元素に対する結果によって大きく影響されている。タイプFの場合、元素固有の<math>s_2</math>値の考慮は、より幅広い元素を含み、物質固有の値よりもさらに高い値の選択につながった。しかし、速い溶解速度<math>s_1</math>は、タイプFの物質の場合には吸収全体を示すものであっても、元素固有の<math>s_2</math>値の選択には影響を与えない。タイプM および S の物質の場合には粒子の溶解の速度に決定的な傾向があり、ほとんど元素に特有のものであると仮定される。したがって、タイプM および S の物質の場合には<math>s_2</math>推定値は更新されたデファルト値と同じであり、丸めて3 d<sup>1</sup>とみなされる。本書では、タイプM および S の物質に対応する3 d<sup>1</sup>の<math>s_2</math>デファルト値は、すべての元素に適用されると仮定される。ただし、タイプFの元素固有の<math>s_2</math>値は、タイプM および S の物質の<math>s_2</math>値よりも低い値に調整されるべきである。タイプFの元素固有の<math>s_2</math>値は、タイプM および S の物質の<math>s_2</math>値よりも低い値に調整されるべきである。タイプFの元素固有の<math>s_2</math>値は、タイプM および S の物質の<math>s_2</math>値よりも低い値に調整されるべきである。タイプFの元素固有の<math>s_2</math>値は、タイプM および S の物質の<math>s_2</math>値よりも低い値に調整されるべきである。</p> <p>(A68) タイプM および S については、中央値は0.003 d<sup>1</sup> および 0.00018 d<sup>1</sup> であり(表 A.5)、現行のデファルト値0.005 d<sup>1</sup> および 0.0001 d<sup>1</sup> と同程度である。デファルト値はそれぞれ、0.0005 d<sup>1</sup> および 0.0001 d<sup>1</sup> のままとする。</p> <p>速く溶解速度、<math>s_2</math></p>
--







ないためである。図 B.3 に示されているコンパートメントのいくつかは、すべての骨本体（海綿骨）骨性元素に適用できるわけではない。たとえば、肝臓、腎臓および赤血球は、カルシウムおよびストロンチウムに重要な蓄積部位ではないが、鉛の場合には重要な貯蔵場所である。図 B.3 に示されている特定のコンパートメントまたは経路が特定の元素の場合には重要ではないならば、それは当該元素についてはモデルの中で個別には考慮されない。たとえば、カルシウムに対応するモデルにおいては、血液は単一の十分に混合されたプールとして扱われ、肝臓および腎臓は「その他の軟組織」の一部であると仮定される。

(B6) Publication 72 シリーズの第 2-4 部 (ICRP, 1993, 1995b,c) において用いられている全身モデルは、Publication 60 (ICRP, 1991) における報告に基づいた放射性核種の職業上の摂取に対応する線量係数を更新するために、ICRP の HRTM (ICRP, 1994a) とともに Publication 68 (ICRP, 1994b) の中で適用された。Publication 72 シリーズの第 2-4 部 (ICRP, 1993, 1995b,c) で扱われていない元素については、Publication 68 (ICRP, 1994b) の中で適用された全身体内動態モデル (Publication 30 シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b)) から採用され、膀胱および結腸に対する線量を扱うために特定の非経路を<sup>130</sup>追加した。

(B7) Publication 68 (ICRP, 1994b) において適用された体内動態モデルは、15 元素の選ばれた放射性同位体について、作業員に対するバイオアッセイデータの解釈に関する動作を更新するために、Publication 78 (ICRP, 1997b) の中で用いられた。Publication 78 (ICRP, 1997b) の中で扱われている 15 元素のうち 9 元素に対応する全身モデルは、Publication 72 シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において採用された生理学ベースのモデルだった。

## B.2. 本報告書シリーズにおいて用いられる全身モデル構造

- (B8) Publication 72 シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において選ばれた元素について導入された生理学的描写モデル構造には、放射線防護において従来用いられた懸留臓器モデルと比べて、いくつかの潜在的な利点があることが、今日では広く認識されている。たとえば、生理学的描写モデル構造は、
- モデルパラメータ値の作成における放射線生物学的データの補完によって、生理学的情報および生理学的に妥当な仮定の利用を容易にする。
  - 集団のさまざまな下位グループおよび曝露期間の時間範囲を超える場合に対して、放射線生物学的データベースの範囲を超えて外挿するための基礎をもたらす (たとえば、骨のリモデリング速度に依存することがわかっているパラメータ値は、骨のリモデリング速度に関する年輪断層のデータに基づいて、年齢に応じて変化させることができる)。

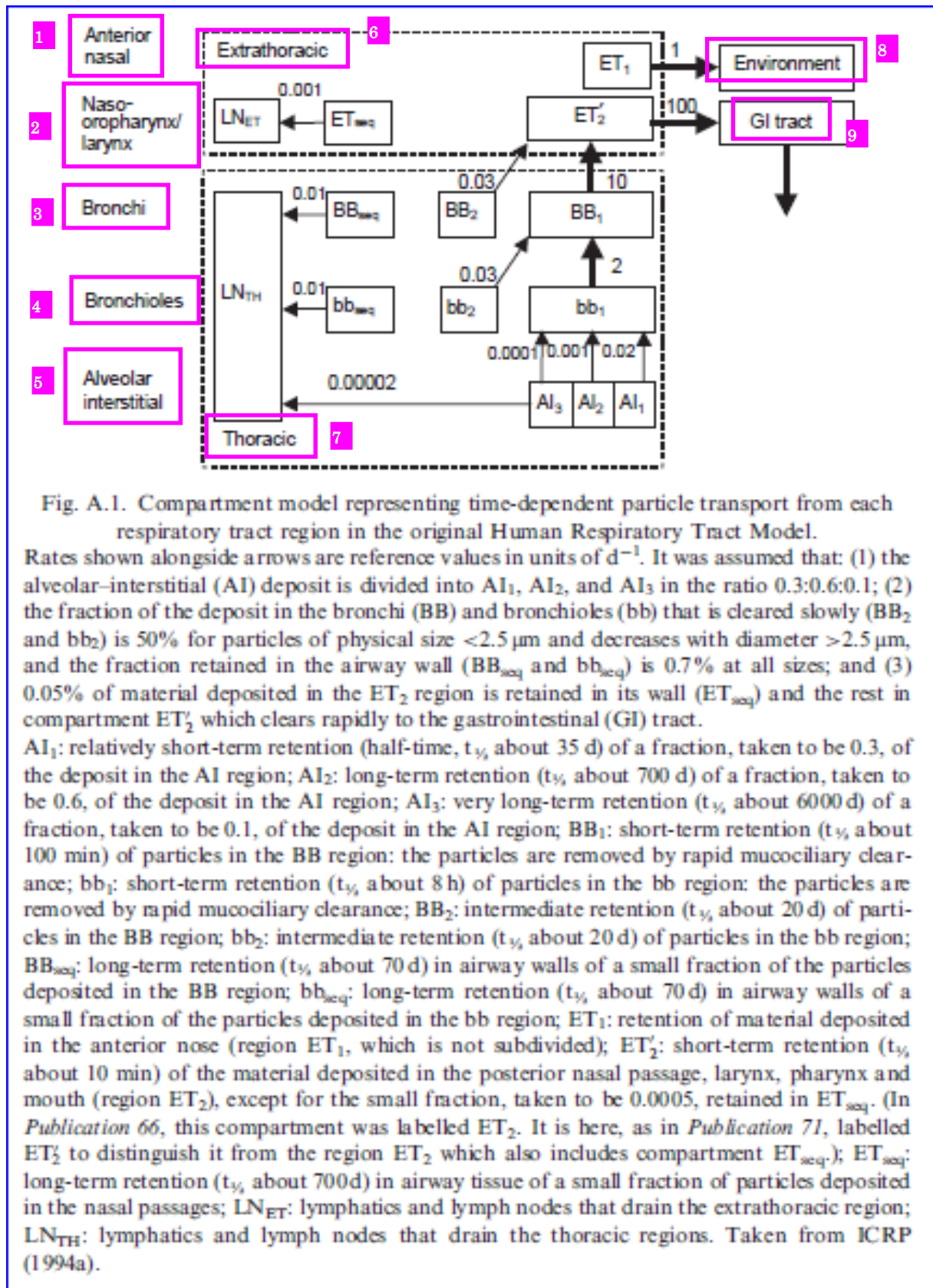
は実行可能ではない。たとえば比較的良く理解されている元素でも、モデルの構成要素は、複合的なプロセスの正味の結果を表すことだけを意図したものに過ぎないことがよくある。たとえば、図 B.2 に示されている骨表面積と放射性核種に対応するモデルおよびその原型のモデル (Lagett, 1985, 1992) において、骨本体（海綿骨）骨性元素に蓄積される放射線蓄積の記述は、異なる速度で起こるいくつかの既知または想定される蓄積プロセスの正味の結果を近似的に表現している。形成期、または再吸収と形成の間の過渡期のいずれかにおいて骨のリモデリング単位に沈着する放射線は、比較的速く蓄積される<sup>130</sup>骨もろけの骨表面積の遅延蓄積は、骨の骨形成プロセスの間の「局所再構築」の結果として生じる<sup>130</sup>骨もろけの骨のリモデリングの間に破骨細胞によって取り除かれる表面放射線の一部は、同じ血管によって供給される新骨形成の近接部位においてほとんど即時に再沈着する<sup>130</sup>骨もろけの骨。無機イオンのそのような局所再沈着は、特に皮膚骨において起こると考えられる (Purtiland Kleerekoper, 1980)。表面沈着物の蓄積は、いかなる事前の再吸収プロセスを伴うこともなく新骨が以前に形成された骨の上に沈着する現象である (骨ドリフト (漂流)) の結果として起こる場合もある。骨ドリフトは成熟骨よりも未成熟骨の場合により大きな規模で起こるが、骨内のドリフトは骨内一貫性ドリフトによる骨本体 (海綿骨) の拡大は、ヒトにおいては一生を通じて持続する (Epkand Frost, 1965ab; Frost, 1986; Priest et al., 1992)。「骨単位のドリフト」は、あらゆる年齢においてヒトの皮膚骨内で観察され、それらの計数は法科学鑑定において死亡年齢推定のために用いられる。

- 実験動物に由来する体内動態データのヒトに対する外挿を容易にする。これは、全身の外挿はできないとしても、外挿が有効かもしれない。身体の特定の生理学的プロセスおよび特定のサブシステムに種間の比較を適用<sup>130</sup>するのに役立つ。
- ある元素に由来する体内動態データの、その化学的形態に由来する外挿を容易にする。化学的類似体の生理学的類似性の度合いは、ある生理学的プロセスと別の生理学的プロセスの間で異なるかもしれないためである (たとえば、アルカリ土類金属は、血液から骨へは同様の移行速度を示すが、骨における非交換性部位へは極めて異なる移行速度を示す)。
- 排泄を人体組織と体液の間の放射線の交換と関連づけるため、線量計算およびバイオアッセイ解釈のために同じモデルを用いることができる。
- 親核種および体内で生成されるそれらの放射性子孫核種の差別的な体内動態のモデリングを可能にする。
- 胎および胎児に対する線量に関する ICRP 刊行物 (ICRP, 2001) および母親による放射線核種の摂取に起因する乳児に対する線量に関する ICRP 刊行物 (ICRP, 2004) の中で実証されたように、モデルを新たな適用へと拡大する目的のためにコンパートメントおよび経路をモデルに追加することを可能にする。

(B9) その一方で、本報告書で報告しているモデルを含めて、放射線防護において現在用いられている全身体内動態モデルにおける生理学的リアルさのレベルは、誇張されるべきではない。最も精巧なモデルでさえ、パラメータ値を決定するために利用可能な情報の量と質に<sup>130</sup>欠け、生物学的リアルさと理論に考慮できる量の間の差を<sup>130</sup>表している。例えば、Publication 72 シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において骨表面積と放射線核種に適用される<sup>130</sup>の再循環モデルにも、モデル中で明示的に特定されていないあらゆる軟組織について、血液との速い、中位および遅い交換を表す軟組織コンパートメントが含まれている。これらの軟組織コンパートメントは通常、生理学ベースよりもむしろ動態ベースで定義されている (すなわち、コンパートメントのサイズおよび代謝回転速度は、軟組織による元素の蓄積および喪失に関するデータとの合理的な整合性のために定められている)。元素によっては、これらの軟組織コンパートメントは特定の割合またはプロセスと関連するよう<sup>130</sup>に思われるが、これらの関連は一般に、利用可能な情報によって確認されるものではない。たとえば、カルシウムの体内動態研究は、立証はされていないが、軟組織における速い代謝回転は、間質液に多少の急速な交換性細胞内カルシウムを加えたものにほぼ相当するかもしれない (Heaney, 1964; Harrison et al., 1967; Hart and Spencer, 1976)；中速代謝回転速度は、ミトコンドリアカルシウム、軟骨カルシウムおよび交換性の異染<sup>130</sup>性 (Heaney, 1964; Borte, 1981)；軟組織における長期滞留は、人体内に徐々に蓄積する比較的異染<sup>130</sup>性の異染<sup>130</sup>性カルシウムと関連するかもしれない (Heaney, 1964)。

(B10) 多くの元素の場合、全身挙動を決定するプロセスに関する情報が不十分であるため、真の生理学的システムモデルを開発すること

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 130 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



1 前鼻腔、2 鼻口咽頭/喉頭、3 気管支、4 細気管支、5 肺胞-間質、6 胸郭外領域、7 胸郭内領域、8 環境、9 胃腸管

図 A.1. 元のヒト呼吸気道モデルにおける、各呼吸気道領域からの時間に依存する粒子輸送を表すコンパートメントモデル

速度は、矢印の横に  $d^{-1}$  の単位で示されている標準値である。次のように仮定する: (1) 肺胞-間質 (AI) への沈着は,  $AI_1$ ,  $AI_2$  および  $AI_3$  の間で,  $0.3 : 0.6 : 0.1$  の比率で分割される; (2) ゆっくり取り除かれる気管支 (BB) および細気管支 (bb) における沈着分 ( $BB_2$  および  $bb_2$ ) は, 物理的直径が  $<2.5 \mu\text{m}$  の粒子について 50% であり,  $>2.5 \mu\text{m}$  では直径とともに減少する。また, 気道壁に保持される分 ( $BB_{\text{seq}}$  および  $bb_{\text{seq}}$ ) は, すべての粒径で 0.7% である。(3)  $ET_2$  領域で沈着する物質の 0.05% は, 壁の中に保持され ( $ET_{\text{seq}}$ ), コンパートメント  $ET_2$  中の残りは胃腸 (GI) 管へと急速に取り除かれる。

$AI_1$ : AI 領域の沈着物のうち, 0.3 とみなされる割合の比較的短期の残留 (半減期約 35 d);

$AI_2$ : AI 領域の沈着物のうち, 0.6 とみなされる割合の長期残留 (半減期約 700 d);

$AI_3$ : AI 領域の沈着物のうち, 0.1 とみなされる割合の超長期残留 (半減期約 6000 d);

$BB_1$ : BB 領域における粒子の短期残留 (半減期約 100 分): これらの粒子は急速な粘膜繊毛クリアランスによって取り除かれる;

$bb_1$ : bb 領域における粒子の短期残留 (半減期約 8 h): これらの粒子は急速な粘膜繊毛クリアランスによって取り除かれる;

$BB_2$ : BB 領域における粒子の中期残留 (半減期約 20 d);

$bb_2$ : bb 領域における粒子の中期残留 (半減期約 20 d);

$BB_{\text{seq}}$ : BB 領域に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期約 70 d);

$bb_{\text{seq}}$ : bb 領域に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期約 70 d);

$ET_1$ : 前鼻腔 (細分されない領域  $ET_1$ ) に沈着した物質の残留;

$ET_2$ :  $ET_{\text{seq}}$  に保持されるごく一部の割合 (0.0005 とみなされる) を除いた, 後鼻腔, 咽頭, 喉頭および口腔 (領域  $ET_2$ ) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10 min) (*Publication 66* では, このコンパートメントは  $ET_2$  と名づけられていた。これは本書では, *Publication 71* と同様に, コンパートメント  $ET_{\text{seq}}$  も包含する領域  $ET_2$  と区別するために,  $ET_2$  と名づけられる);

$ET_{\text{seq}}$ : 鼻腔に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期約 700 d);

$LN_{\text{ET}}$ : 胸郭外領域から流出するリンパ管およびリンパ節;

$LN_{\text{TH}}$ : 胸郭内領域から流出するリンパ管およびリンパ節。

ICRP (1994a) から引用。

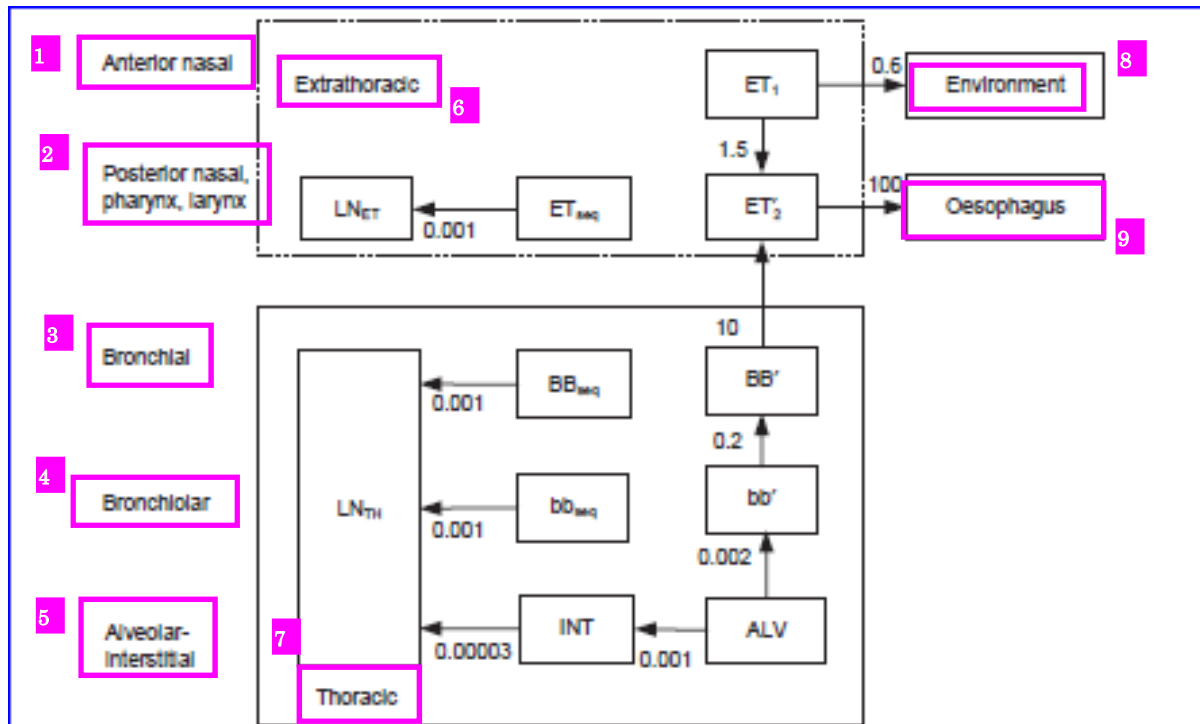


Fig. A.2. Revised compartment model representing time-dependent particle transport from each respiratory tract region.

Rates shown alongside arrows are reference values in units of  $d^{-1}$ . It is assumed that 0.2% of material deposited in the posterior nasal passage, pharynx, and larynx ( $ET_2$ ), bronchial (BB), and bronchiolar (bb) regions is retained in the airway wall ( $ET_{seq}$ ,  $BB_{seq}$ , and  $bb_{seq}$ , respectively).

$ET_1$ : retention of material deposited in the anterior nose (region  $ET_1$ , which is not subdivided);  $ET_{seq}$ : long-term retention ( $t_{1/2}$  about 700 d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages;  $LN_{ET}$ : lymphatics and lymph nodes that drain the ET regions;  $LN_{TH}$ : lymphatics and lymph nodes that drain the TH regions;  $ET_2$ : short-term retention ( $t_{1/2}$  about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx and pharynx ( $ET_2$  region) except for the small fraction (taken to be 0.002) retained in  $ET_{seq}$ ;  $BB'$ : retention ( $t_{1/2}$  about 100 min) of particles in the BB, with particle transport to  $ET_2$ ;  $bb'$ : retention ( $t_{1/2}$  about 3.5 d) of particles in the bb, with particle transport to  $BB'$ ;  $BB_{seq}$ : long-term retention ( $t_{1/2}$  about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchial region;  $bb_{seq}$ : long-term retention ( $t_{1/2}$  about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchiolar region; ALV: retention ( $t_{1/2}$  about 250 d) of particles deposited in the alveoli. A fraction (0.67) of the deposit is removed by particle transport to the ciliated airways ( $bb'$ ), while the remainder penetrates to the interstitium (INT); INT: very long-term retention ( $t_{1/2}$  about 60 y) of the particles deposited in the alveoli that penetrate to the interstitium: the particles are removed slowly to the lymph nodes.

- 1 前鼻腔
- 2 後鼻腔, 咽頭, 喉頭
- 3 気管支領域
- 4 細気管支領域
- 5 肺胞-間質領域
- 6 胸郭外領域
- 7 胸郭内領域
- 8 環境
- 9 食道

図 A.2. 各呼吸気道領域からの時間に依存する粒子輸送を表す改訂されたコンパートメントモデル

速度は, 矢印の横に示されている  $d^{-1}$  を単位とする標準値である。後鼻腔, 咽頭および喉頭 ( $ET_2$ ), 気管支 ( $BB$ ) ならびに細気管支 ( $bb$ ) 領域に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それぞれ  $ET_{seq}$ ,  $BB_{seq}$  および  $bb_{seq}$ ) と仮定される。

$ET_1$ : 前鼻腔 (細分されない領域  $ET_1$ ) に沈着した物質の残留;

$ET_{seq}$ : 鼻腔に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期約 700 d);

$LN_{ET}$ :  $ET$  領域から流出するリンパ管およびリンパ節;

$LN_{TH}$ :  $TH$  領域から流出するリンパ管およびリンパ節;

$ET'_2$ :  $ET_{seq}$  に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなされる) を除いた, 後鼻腔, 咽頭および喉頭 ( $ET_2$  領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10 min);

$BB'$ :  $ET'_2$  への粒子輸送を伴う,  $BB$  における粒子の残留 (半減期約 100 min);

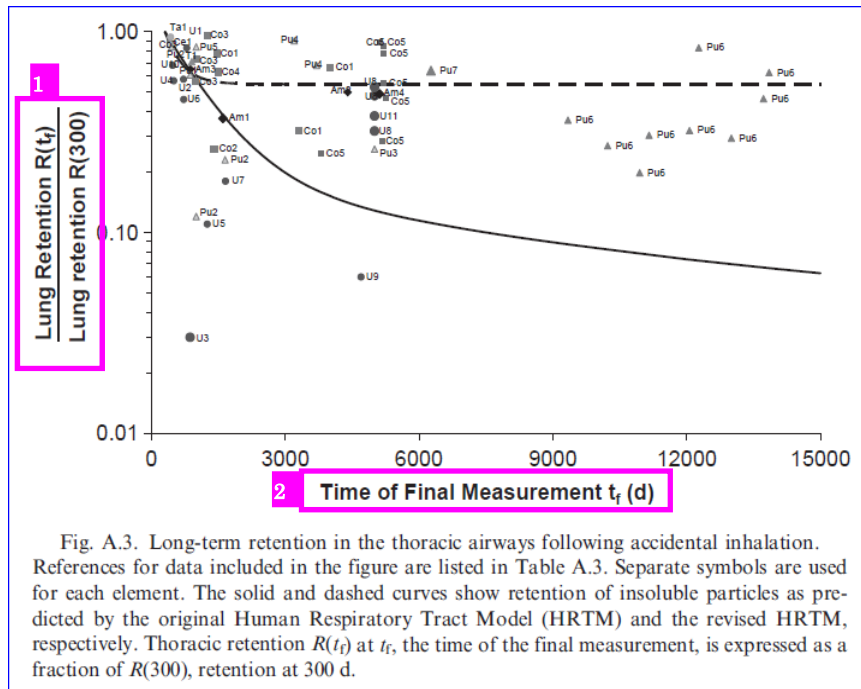
$bb'$ :  $BB'$  への粒子輸送を伴う,  $bb$  における粒子の残留 (半減期約 3.5 d);

$BB_{seq}$ : 気管支領域に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期約 700 d);

$bb_{seq}$ : 細気管支領域に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期約 700 d);

$ALV$ : 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 d)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって繊毛気道 ( $bb'$ ) へと取り除かれるが, 残りは間質 ( $INT$ ) へと浸透する;

$INT$ : 肺胞に沈着した, 間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期約 60 y)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり取り除かれる。

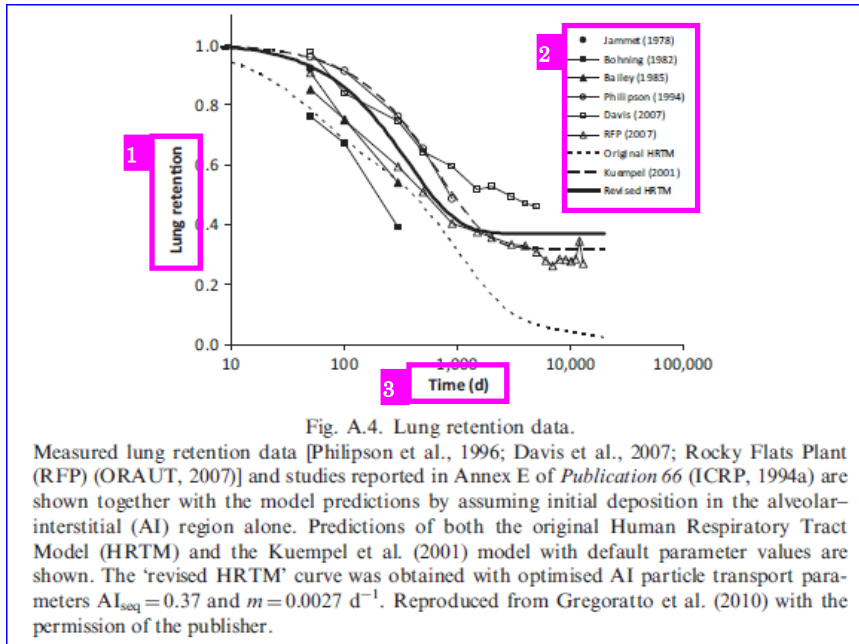


1

肺残留  $R(t_f)$  / 肺残留  $R(300)$ 2 最終測定的时间  $t_f$  (日)

図 A.3. 偶発的な吸入摂取に続く、胸郭内気道における長期残留

図に含まれるデータの参照文献を表 A.3 に挙げる。それぞれの元素は別々の記号で示されている。実線および破線の曲線はそれぞれ、元のヒト呼吸気道モデル (HRTM) および改訂された HRTM によって予測された不溶性粒子の残留を示す。最終測定的时间  $t_f$  における胸郭内残留  $R(t_f)$  は、300 d における残留  $R(300)$  の割合として表されている。

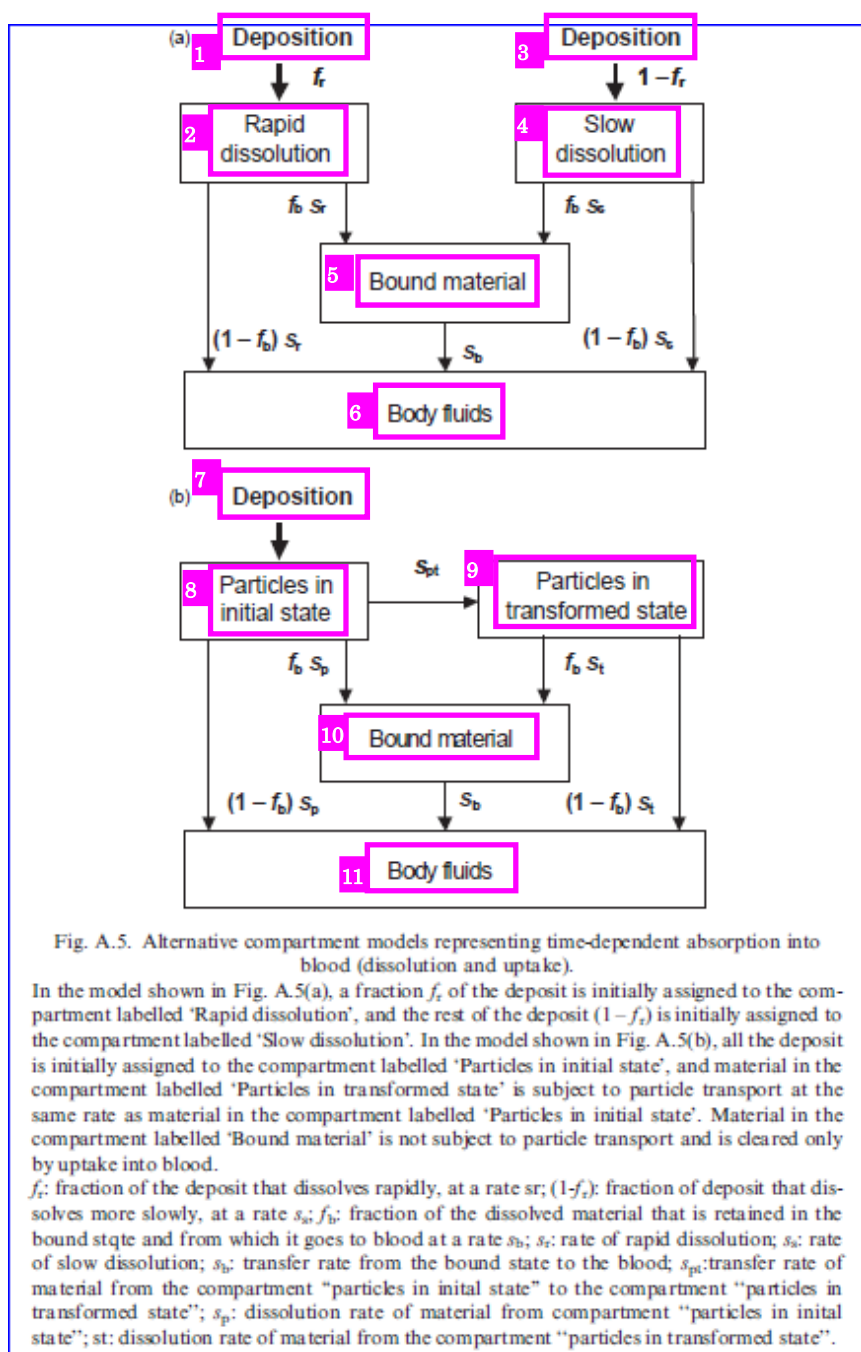


- 1 肺残留
- 2
  - Jammert (1978)
  - Bohning (1982)
  - Bailey (1985)
  - Philipson (1994)
  - Davis (2007)
  - RFP (2007)
  - 元の HRTM
  - Kuempel (2001)
  - 改訂された HRTM
- 3 時間 (日)

図 A.4. 肺残留データ

測定された肺残留データ [Philipson et al., 1996 ; Davis et al., 2007 ; ロッキーフラッツプラント (RFP) (ORAUT, 2007)] ならびに *Publication 66* (ICRP, 1994a) の付属書 E にて報告された研究を, 肺胞-間質 (AI) 領域のみにおける初期沈着を仮定することによるモデル予測とともに示す。デフォルト設定パラメータを用いた元のヒト呼吸気道モデル (HRTM) および Kuempel et al. (2001) のモデルによる予測値を示す。「改訂 HRTM」の曲線は, 最適化された AI 粒子輸送パラメータ  $AI_{seq}=0.37$  および  $m=0.0027\text{ d}^{-1}$  を用いて得られた。出版社の許諾を得て Gregoratto et al. (2010) から再掲。





- 1 沈着
- 2 速い溶解
- 3 沈着
- 4 遅い溶解
- 5 結合した物質
- 6 体液
- 7 沈着
- 8 初期状態にある粒子
- 9 変換された状態にある粒子
- 10 結合した物質
- 11 体液

図 A.5. 血液への時間依存吸収を表現する 2 つのコンパートメントモデル (溶解および取り込み)

図 A.5(a)に示されているモデルでは、沈着物のある割合  $f$  が最初に「速い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、残りの沈着物  $(1-f)$  が最初に「遅い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられる。図 A.5(b)に示されているモデルでは、すべての沈着物が最初に「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質は、「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質と同じ速度で粒子輸送に従う。「結合した物質」と名づけられたコンパートメントにおける物質は粒子輸送に従わず、血液への取り込みによってのみ取り除かれる。

$f$ : 速度  $s_r$  で速やかに溶解する沈着物の割合;  $(1-f)$ : 速度  $s_s$  でより遅く溶解する沈着物の割合;  
 $f_b$ : 結合状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液へと向かう溶解物質の割合;  $s_r$ : 速い溶解の速度;  
 $s_s$ : 遅い溶解の速度;  $s_b$ : 結合状態から血液への移行速度;  $s_{pt}$ : コンパートメント「初期状態にある粒子」からコンパートメント「変換された状態にある粒子」への物質の移行速度;  
 $s_p$ : コンパートメント「初期状態にある粒子」からの物質の溶解速度;  $s_t$ : コンパートメント「変換された状態にある粒子」からの物質の溶解速度。

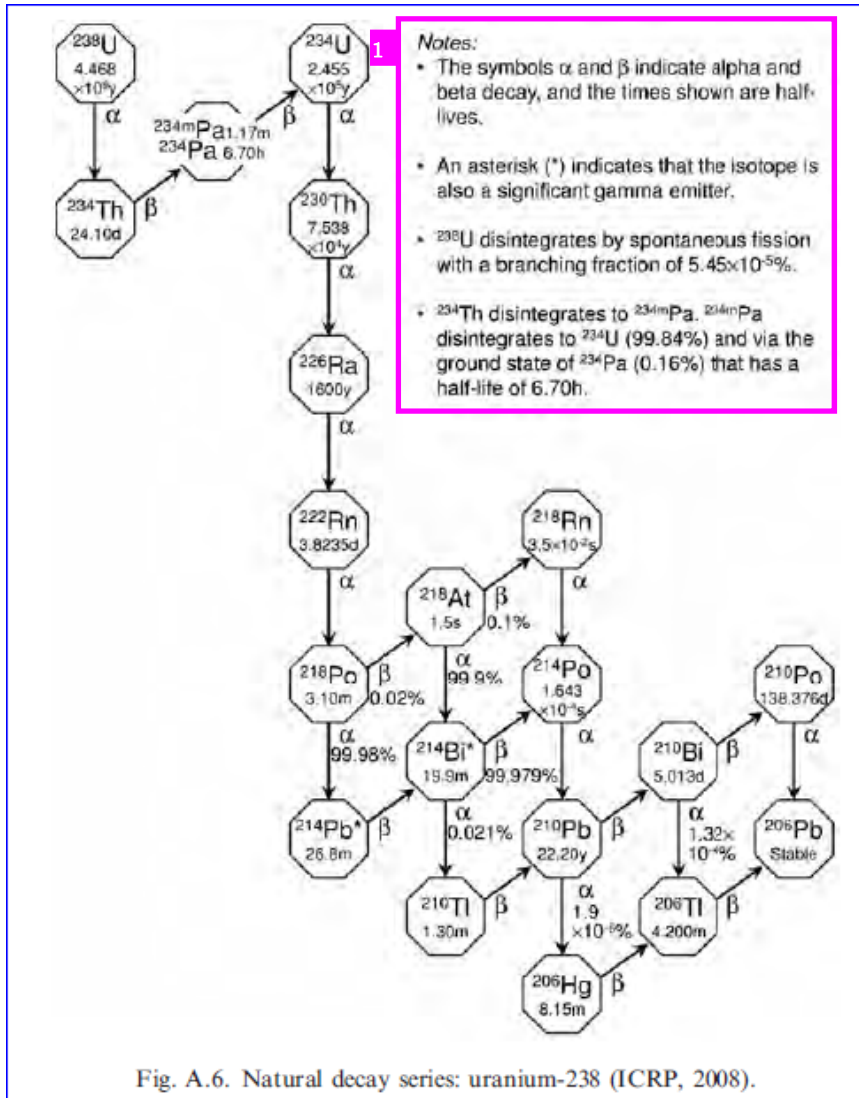


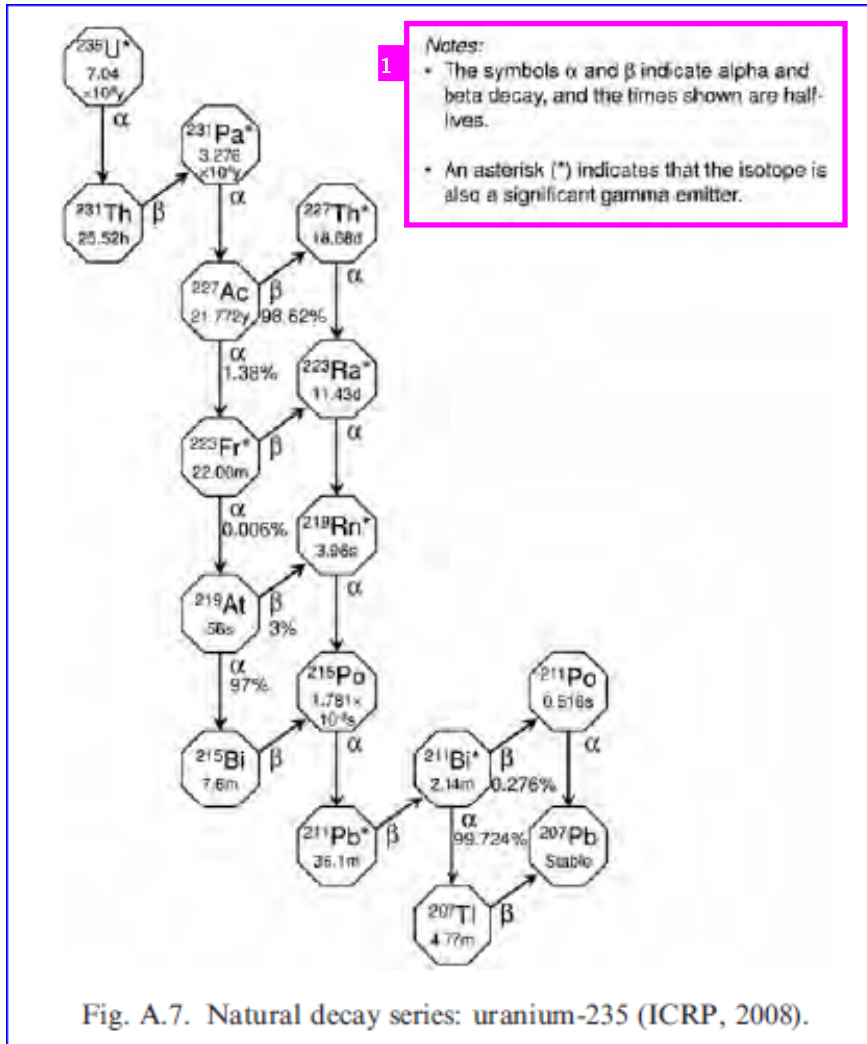
Fig. A.6. Natural decay series: uranium-238 (ICRP, 2008).

1

注記:

- 記号の  $\alpha$  および  $\beta$  はアルファ壊変とベータ壊変を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク (\*) は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。
- $^{238}\text{U}$  は  $5.45 \times 10^{-5}\%$  の分岐比で自発核分裂によって壊変する。
- $^{234}\text{Th}$  は  $^{234\text{m}}\text{Pa}$  へと壊変する。 $^{234\text{m}}\text{Pa}$  は  $^{234}\text{U}$  (99.84%) へと壊変、または半減期が 6.70 h である  $^{234}\text{Pa}$  (0.16%) の基底状態を経て壊変する。

図 A.6. 自然壊変系列: ウラン-238 (ICRP, 2008)

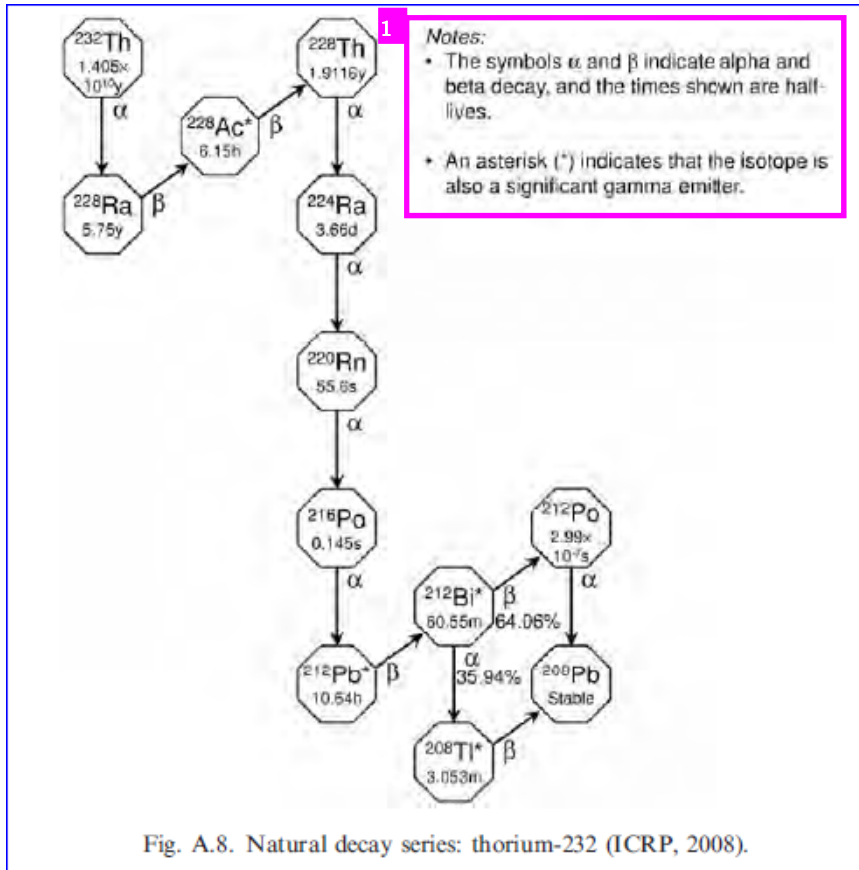


1

注記:

- 記号の  $\alpha$  および  $\beta$  はアルファおよびベータ壊変を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク (\*) は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。

図 A.7. 自然壊変系列: ウラン-235 (ICRP, 2008)

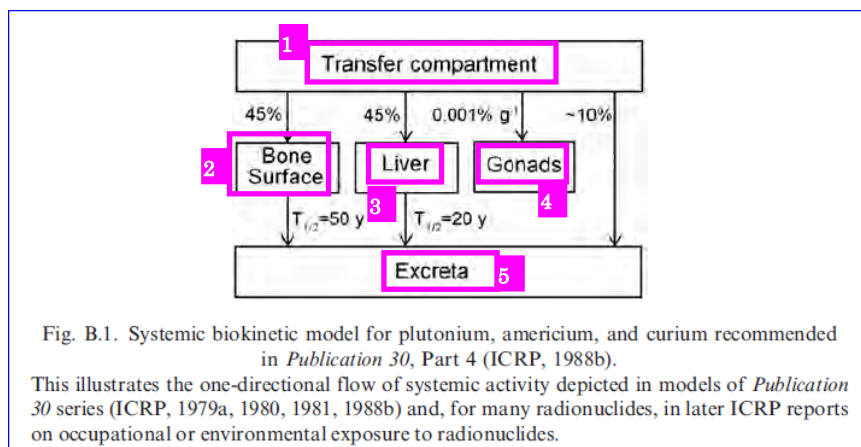


1

注記:

- 記号の  $\alpha$  および  $\beta$  はアルファおよびベータ壊変を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク (\*) は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。

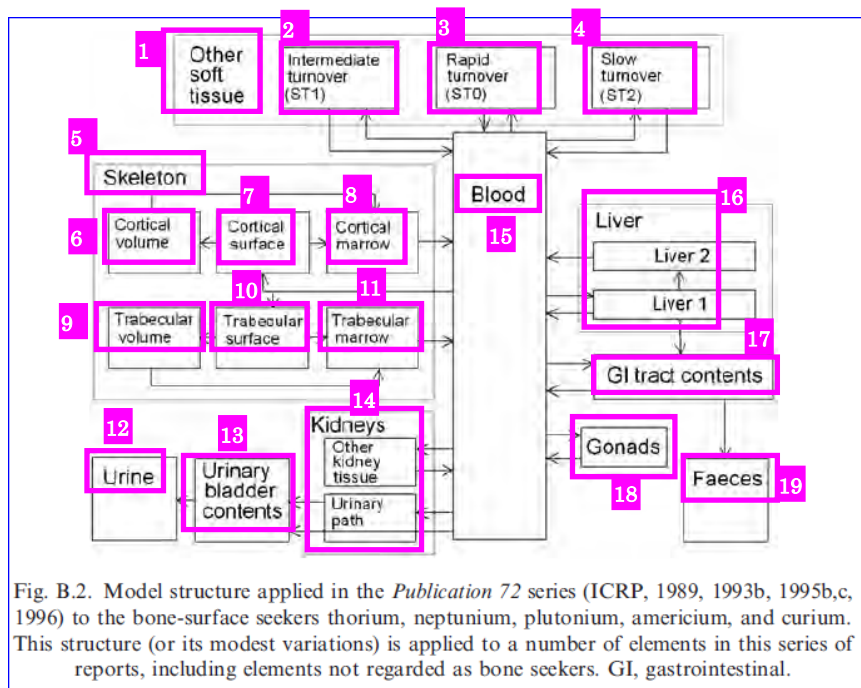
図 A.8. 自然壊変系列: トリウム-232 (ICRP, 2008)



- 1 通過コンパートメント
- 2 骨表面
- 3 肝臓
- 4 生殖腺
- 5 排泄物

図 B.1. *Publication 30, Part 4* (ICRP, 1988b) で勧告された、プルトニウム、アメリシウムおよびキュリウムに対応する全身体内動態モデル

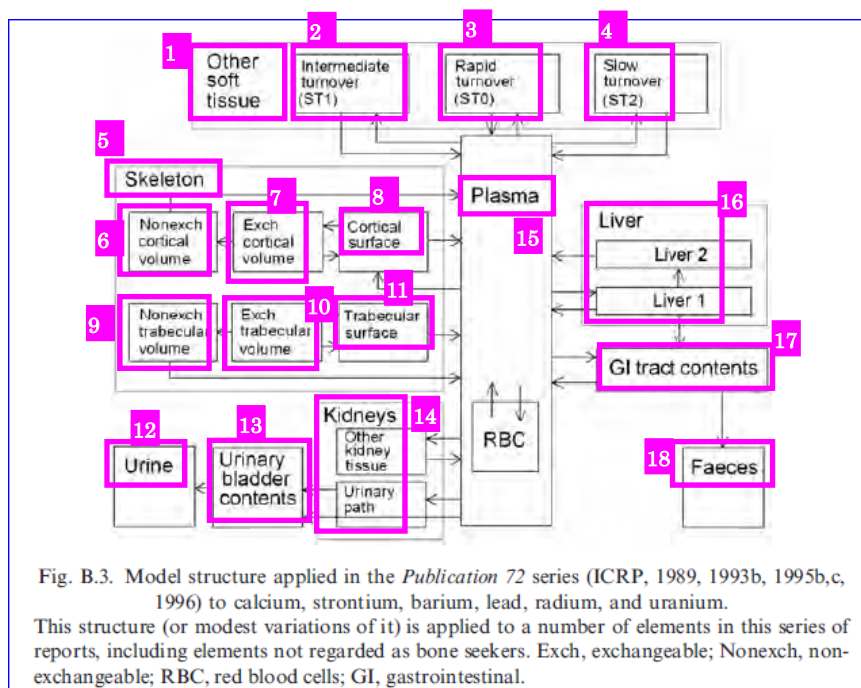
これは、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) のモデル、および、放射性核種による職業上または環境における被ばくに関する以後の ICRP 報告書において多くの放射性核種に対して描写された、全身性放射能の一方向の流れを例示したものである。



- 1 その他の軟組織
- 2 中位の交換 (ST1)
- 3 速い交換 (ST0)
- 4 遅い交換 (ST2)
- 5 骨格
- 6 皮質骨本体 (海綿骨)
- 7 皮質骨表面
- 8 皮質骨髄
- 9 梁状骨本体 (海綿骨)
- 10 梁状骨表面
- 11 梁状骨髄
- 12 尿
- 13 膀胱内容量
- 14 腎臓  
その他の腎臓組織  
尿中経路
- 15 血液
- 16 肝臓  
肝臓 2  
肝臓 1
- 17 胃腸管内容量
- 18 生殖腺
- 19 糞

図 B.2. *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において骨表面親和性元素のトリウム、ネプツニウム、プルトニウム、アメリカシウムおよびキュリウムに適用されたモデル構造

この構造 (または、いくぶん変更を加えたもの) は、骨親和性とはみなされない元素を含めて、本報告書シリーズにおいて多くの元素に適用される。GI, 胃腸。



- 1 その他の軟組織
- 2 中位の交換 (ST1)
- 3 速い交換 (ST0)
- 4 遅い交換 (ST2)
- 5 骨格
- 6 非交換性皮質骨本体 (海綿骨)
- 7 交換性皮質骨本体 (海綿骨)
- 8 皮質骨表面
- 9 非交換性梁状骨本体 (海綿骨)
- 10 交換性梁状骨本体 (海綿骨)
- 11 梁状骨表面
- 12 尿
- 13 膀胱内容量
- 14 腎臓  
その他の腎臓組織  
尿中経路
- 15 血漿
- 16 肝臓  
肝臓 2  
肝臓 1
- 17 胃腸管内容量
- 18 糞

図 B.3. *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) においてカルシウム, ストロンチウム, バリウム, 鉛, ラジウムおよびウランに適用されたモデル構造

この構造 (または, いくぶん変更を加えたもの) は, 骨親和性とはみなされない元素を含めて, 本報告書シリーズにおいて多くの元素に適用される。Exch, 交換性; Nonexch, 非交換性; RBC, 赤血球; GI, 胃腸。



この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 130 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table A.1 表の中身については、略称でない用語だけ翻訳。

Table A.1. Reference values of parameters for the compartment model to represent time-dependent particle transport from the human respiratory tract.							
<b>(a) Clearance rates</b>							
Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17A)				Revised HRTM			
From	To	Rate (d <sup>-1</sup> )	Half-time*	From	To	Rate (d <sup>-1</sup> )	Half-time*
Al <sub>1</sub>	bb <sub>1</sub>	0.02	35 d	ALV	bb'	0.002	–
Al <sub>2</sub>	bb <sub>1</sub>	0.001	700 d	ALV	INT	0.001	–
Al <sub>3</sub>	bb <sub>1</sub>	0.0001	–	INT	LN <sub>TH</sub>	0.00003	–
Al <sub>3</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.00002	–				
bb <sub>1</sub>	BB <sub>1</sub>	2	8 h	bb'	BB'	0.2	4 d
bb <sub>2</sub>	BB <sub>1</sub>	0.03	23 d	bb <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
bb <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.01	70 d				
BB <sub>1</sub>	ET' <sub>2</sub>	10	100 min	BB'	ET' <sub>2</sub>	10	100 min
BB <sub>2</sub>	ET' <sub>2</sub>	0.03	23 d	BB <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
BB <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.01	70 d				
ET' <sub>2</sub>	Gastrointestinal tract	100	10 min	ET' <sub>2</sub>	Oesophagus	100	10 min
ET <sub>seq</sub>	LN <sub>ET</sub>	0.001	700 d	ET <sub>seq</sub>	LN <sub>ET</sub>	0.001	700 d
ET <sub>1</sub>	Environment	1	17 h	ET <sub>1</sub>	Environment	0.6	–
				ET <sub>1</sub>	ET' <sub>2</sub>	1.5	–

<b>(b) Partition of deposit in each region between compartments</b>					
Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17B)			Revised HRTM		
Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment†	Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment
ET <sub>1</sub>	ET <sub>1</sub>	1	ET <sub>1</sub>	ET <sub>1</sub>	1
ET <sub>2</sub>	ET' <sub>2</sub>	0.9995	ET <sub>2</sub>	ET' <sub>2</sub>	0.998
	ET <sub>seq</sub>	0.0005		ET <sub>seq</sub>	0.002
BB	BB <sub>1</sub>	0.993-f <sub>s</sub>	BB	BB'	0.998
	BB <sub>2</sub>	f <sub>s</sub>		BB <sub>seq</sub>	0.002
	BB <sub>seq</sub>	0.007			
bb	bb <sub>1</sub>	0.993-f <sub>s</sub>	bb	bb'	0.998
	bb <sub>2</sub>	f <sub>s</sub>		bb <sub>seq</sub>	0.002

(continued on next page)

表 A.1. ヒト呼吸気道からの, 時間依存粒子輸送を描写するためのコンパートメントモデルにおけるパラメータの標準値

- 1 (a) クリアランス速度
- 2 元の前 HRTM (ICRP, 1994a, 表 17A から)
- 3 改訂された HRTM
- 4  
輸送元  
輸送先  
速度 ( $d^{-1}$ )  
半減期\*
- 5 胃腸管
- 6 環境
- 7 食道
- 8 環境
- 9 (b) 各領域における沈着物のコンパートメント間の分配
- 10 元の前 HRTM (ICRP, 1994a, 表 17B から)
- 11 改訂された HRTM
- 12  
領域または沈着部位  
コンパートメント  
領域の沈着物がコンパートメントに割り当てられる割合†  
領域または沈着部位  
コンパートメント  
領域の沈着物がコンパートメントに割り当てられる割合
- 13 次ページに続く

Table A.1. (continued)

1 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17B)			2 Revised HRTM		
3 Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment <sup>†</sup>	Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment
	bb <sub>acq</sub>	0.007			
AI	AI <sub>1</sub>	0.3	AI	ALV	1
	AI <sub>2</sub>	0.6			
	AI <sub>3</sub>	0.1			

4

HRTM, Human Respiratory Tract Model; Regions or depositions sites: ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; INT, interstitial; ALV, alveolar; LN<sub>ET</sub>, extrathoracic lymph nodes; LN<sub>TH</sub>, thoracic lymph nodes.  
 Compartments: ET<sub>1</sub>: retention of material deposited in the anterior nose (region ET1, which is not subdivided); ET<sub>acq</sub> long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 700 d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages; ET<sub>2</sub> short-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx and pharynx (ET<sub>2</sub> region) except for the small fraction (taken to be 0.002) retained in ET<sub>acq</sub>; BB': retention (t<sub>1/2</sub>, about 100 min) of particles in the BB, with particle transport to ET<sub>2</sub>; bb': retention (t<sub>1/2</sub>, about 3.5 d) of particles in the bb, with particle transport to BB'; BB<sub>acq</sub> long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchial region; bb<sub>acq</sub> long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchiolar region; ALV retention (t<sub>1/2</sub>, about 250 d) of particles deposited in the alveoli. A fraction (0.67) of the deposit is removed by particle transport to the ciliated airways (bb'), while the remainder penetrates to the interstitium (INT); INT very long-term retention (t<sub>1/2</sub>, about 60 y) of the particles deposited in the alveoli that penetrate to the interstitium: the particles are removed slowly to the lymph nodes.  
 \*The half-times are approximate because the reference values are specified for the particle transport rates and are rounded in units of d<sup>-1</sup>. A half-time is not given for the transport rate from AI<sub>3</sub> to LN<sub>TH</sub>, or from INT to LN<sub>TH</sub>, because these rates were chosen to direct the required amount of material to the lymph nodes. The clearance half-times of compartment AI<sub>3</sub> in the original HRTM, and compartments ALV and ET<sub>1</sub> in the revised HRTM are determined by the sum of the clearance rates from them.  
<sup>†</sup>As noted in the caption to Fig. A.1, it is assumed in the original HRTM that the slow-cleared fraction f<sub>s</sub> is particle-size-dependent. For details, see Table 17 and Section E.5.6 in *Publication 66* (ICRP 1994a).

表 A.1. (続き)

1 元の前の HRTM (ICRP, 1994a, 表 17B から)

2 2 改訂された HRTM

3 領域または沈着部位

コンパートメント

領域の沈着物がコンパートメントに割り当てられる割合†

領域または沈着部位

コンパートメント

領域の沈着物がコンパートメントに割り当てられる割合

4

HRTM, ヒト呼吸気道モデル

領域または沈着部位:

ET<sub>1</sub>, 前鼻腔; ET<sub>2</sub>, 後鼻腔, 咽頭および喉頭; BB, 気管支領域; bb, 細気管支領域; AI, 肺胞-間質領域; INT, 間質領域; ALV, 肺胞領域; LN<sub>ET</sub>, 胸郭外リンパ節; LN<sub>TH</sub>, 胸郭内リンパ節。

コンパートメント:

ET<sub>1</sub>: 前鼻腔 (細分されない領域 ET<sub>1</sub>) に沈着した物質の残留; ET<sub>seq</sub>: 鼻腔に沈着した粒子の微小割合の, 気道組織における長期残留 (半減期約 700d); ET'<sub>2</sub>: ET<sub>seq</sub> に保持される微小割合 (0.002 とみなされる) を除いた, 後鼻腔, 咽頭および喉頭 (ET<sub>2</sub> 領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10 min); BB': ET'<sub>2</sub> への粒子輸送を伴う, BB における粒子の残留 (半減期約 100min); bb': BB' への粒子輸送を伴う, bb における粒子の残留 (半減期約 3.5 d); BB<sub>seq</sub>: 気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期約 700 d); bb<sub>seq</sub>: 細気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期約 700 d); ALV: 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 d)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって線毛気道 (bb') へと取り除かれるが, 残りは間質 (INT) へと浸透する; INT: 肺胞に沈着した, 間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期約 60 y)。すなわち, これらの粒子はリンパ節へとゆっくり取り除かれる。

\*粒子輸送速度に対して標準値が指定されており, d<sup>-1</sup> の単位で概数化されているため, これらの半減期は近似値である。AI<sub>3</sub> から LN<sub>TH</sub> への, または INT から LN<sub>TH</sub> への輸送速度については, 半減期は示されていない。これらの速度は, 必要とされる物質量をリンパ節に割り当てるために選択されたためである。元の HRTM におけるコンパートメント AI<sub>3</sub> ならびに改訂された HRTM におけるコンパートメント ALV および ET<sub>1</sub> のクリアランス半減期は, それらのコンパートメントからのクリアランス速度の合計によって決定される。

†図 A.1 のキャプションに言及したように, 元の HRTM では, 遅いクリアランスの成分  $f_s$  は粒径に依存すると仮定されている。詳細は, *Publication 66* (ICRP, 1994a) の表 17 および E.5.6 節を参照。

Table A.2 表タイトル、小見出し(a)、(b)、(c)、表注のみ訳

Table A.2. Fractional deposition in regions of the respiratory tract as a function of aerosol size*† (adult male, normal nose breather).						
$\mu\text{m}$	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	Al	Total
<b>2</b> (a) Adult male resting (sitting) (breathing rate = 0.54 m <sup>3</sup> h <sup>-1</sup> )						
AMTD						
0.0006	5.953 × 10 <sup>-1</sup>	3.205 × 10 <sup>-1</sup>	6.144 × 10 <sup>-2</sup>	1.568 × 10 <sup>-2</sup>	3.762 × 10 <sup>-6</sup>	9.930 × 10 <sup>-1</sup>
0.001	5.424 × 10 <sup>-1</sup>	2.921 × 10 <sup>-1</sup>	9.541 × 10 <sup>-2</sup>	5.381 × 10 <sup>-2</sup>	2.054 × 10 <sup>-4</sup>	9.839 × 10 <sup>-1</sup>
0.002	4.268 × 10 <sup>-1</sup>	2.298 × 10 <sup>-1</sup>	1.194 × 10 <sup>-1</sup>	1.735 × 10 <sup>-1</sup>	9.412 × 10 <sup>-3</sup>	9.590 × 10 <sup>-1</sup>
0.003	3.390 × 10 <sup>-1</sup>	1.826 × 10 <sup>-1</sup>	1.104 × 10 <sup>-1</sup>	2.591 × 10 <sup>-1</sup>	4.395 × 10 <sup>-2</sup>	9.351 × 10 <sup>-1</sup>
0.005	2.347 × 10 <sup>-1</sup>	1.264 × 10 <sup>-1</sup>	8.279 × 10 <sup>-2</sup>	3.038 × 10 <sup>-1</sup>	1.509 × 10 <sup>-1</sup>	8.985 × 10 <sup>-1</sup>
0.01	1.317 × 10 <sup>-1</sup>	7.093 × 10 <sup>-2</sup>	4.638 × 10 <sup>-2</sup>	2.454 × 10 <sup>-1</sup>	3.541 × 10 <sup>-1</sup>	8.485 × 10 <sup>-1</sup>
0.02	7.707 × 10 <sup>-2</sup>	4.150 × 10 <sup>-2</sup>	2.656 × 10 <sup>-2</sup>	1.678 × 10 <sup>-1</sup>	4.375 × 10 <sup>-1</sup>	7.505 × 10 <sup>-1</sup>
0.03	5.963 × 10 <sup>-2</sup>	3.210 × 10 <sup>-2</sup>	2.060 × 10 <sup>-2</sup>	1.338 × 10 <sup>-1</sup>	3.953 × 10 <sup>-1</sup>	6.414 × 10 <sup>-1</sup>
0.05	4.441 × 10 <sup>-2</sup>	2.391 × 10 <sup>-2</sup>	1.554 × 10 <sup>-2</sup>	9.960 × 10 <sup>-2</sup>	3.111 × 10 <sup>-1</sup>	4.946 × 10 <sup>-1</sup>
0.1	3.411 × 10 <sup>-2</sup>	1.837 × 10 <sup>-2</sup>	1.077 × 10 <sup>-2</sup>	6.594 × 10 <sup>-2</sup>	2.170 × 10 <sup>-1</sup>	3.462 × 10 <sup>-1</sup>
0.2	4.384 × 10 <sup>-2</sup>	2.361 × 10 <sup>-2</sup>	7.815 × 10 <sup>-3</sup>	4.351 × 10 <sup>-2</sup>	1.632 × 10 <sup>-1</sup>	2.820 × 10 <sup>-1</sup>
AMAD						
0.3	4.231 × 10 <sup>-2</sup>	2.279 × 10 <sup>-2</sup>	7.949 × 10 <sup>-3</sup>	4.469 × 10 <sup>-2</sup>	1.656 × 10 <sup>-1</sup>	2.833 × 10 <sup>-1</sup>
0.5	7.109 × 10 <sup>-2</sup>	3.828 × 10 <sup>-2</sup>	7.070 × 10 <sup>-3</sup>	3.354 × 10 <sup>-2</sup>	1.478 × 10 <sup>-1</sup>	2.978 × 10 <sup>-1</sup>
0.7	1.036 × 10 <sup>-1</sup>	5.580 × 10 <sup>-2</sup>	7.445 × 10 <sup>-3</sup>	2.968 × 10 <sup>-2</sup>	1.470 × 10 <sup>-1</sup>	3.435 × 10 <sup>-1</sup>
1	1.502 × 10 <sup>-1</sup>	8.088 × 10 <sup>-2</sup>	8.673 × 10 <sup>-3</sup>	2.800 × 10 <sup>-2</sup>	1.509 × 10 <sup>-1</sup>	4.187 × 10 <sup>-1</sup>
2	2.657 × 10 <sup>-1</sup>	1.431 × 10 <sup>-1</sup>	1.270 × 10 <sup>-2</sup>	2.803 × 10 <sup>-2</sup>	1.511 × 10 <sup>-1</sup>	6.006 × 10 <sup>-1</sup>
3	3.343 × 10 <sup>-1</sup>	1.801 × 10 <sup>-1</sup>	1.497 × 10 <sup>-2</sup>	2.734 × 10 <sup>-2</sup>	1.369 × 10 <sup>-1</sup>	6.936 × 10 <sup>-1</sup>
5	4.011 × 10 <sup>-1</sup>	2.159 × 10 <sup>-1</sup>	1.626 × 10 <sup>-2</sup>	2.373 × 10 <sup>-2</sup>	1.040 × 10 <sup>-1</sup>	7.610 × 10 <sup>-1</sup>
7	4.257 × 10 <sup>-1</sup>	2.293 × 10 <sup>-1</sup>	1.574 × 10 <sup>-2</sup>	1.977 × 10 <sup>-2</sup>	7.815 × 10 <sup>-2</sup>	7.686 × 10 <sup>-1</sup>
10	4.336 × 10 <sup>-1</sup>	2.335 × 10 <sup>-1</sup>	1.402 × 10 <sup>-2</sup>	1.493 × 10 <sup>-2</sup>	5.244 × 10 <sup>-2</sup>	7.485 × 10 <sup>-1</sup>
15	4.235 × 10 <sup>-1</sup>	2.281 × 10 <sup>-1</sup>	1.109 × 10 <sup>-2</sup>	9.647 × 10 <sup>-3</sup>	2.939 × 10 <sup>-2</sup>	7.017 × 10 <sup>-1</sup>
20	4.087 × 10 <sup>-1</sup>	2.200 × 10 <sup>-1</sup>	8.780 × 10 <sup>-3</sup>	6.540 × 10 <sup>-3</sup>	1.793 × 10 <sup>-2</sup>	6.620 × 10 <sup>-1</sup>
<b>3</b> (b) Adult male at light exercise (breathing rate = 1.5 m <sup>3</sup> h <sup>-1</sup> )						
AMTD						
0.0006	5.788 × 10 <sup>-1</sup>	3.116 × 10 <sup>-1</sup>	5.918 × 10 <sup>-2</sup>	4.311 × 10 <sup>-2</sup>	3.406 × 10 <sup>-4</sup>	9.930 × 10 <sup>-1</sup>
0.001	5.192 × 10 <sup>-1</sup>	2.796 × 10 <sup>-1</sup>	7.855 × 10 <sup>-2</sup>	1.037 × 10 <sup>-1</sup>	4.225 × 10 <sup>-3</sup>	9.852 × 10 <sup>-1</sup>
0.002	3.979 × 10 <sup>-1</sup>	2.142 × 10 <sup>-1</sup>	8.325 × 10 <sup>-2</sup>	2.217 × 10 <sup>-1</sup>	4.829 × 10 <sup>-2</sup>	9.654 × 10 <sup>-1</sup>
0.003	3.110 × 10 <sup>-1</sup>	1.674 × 10 <sup>-1</sup>	7.156 × 10 <sup>-2</sup>	2.670 × 10 <sup>-1</sup>	1.302 × 10 <sup>-1</sup>	9.472 × 10 <sup>-1</sup>
0.005	2.118 × 10 <sup>-1</sup>	1.140 × 10 <sup>-1</sup>	5.045 × 10 <sup>-2</sup>	2.560 × 10 <sup>-1</sup>	2.897 × 10 <sup>-1</sup>	9.220 × 10 <sup>-1</sup>
0.01	1.187 × 10 <sup>-1</sup>	6.393 × 10 <sup>-2</sup>	2.745 × 10 <sup>-2</sup>	1.799 × 10 <sup>-1</sup>	4.909 × 10 <sup>-1</sup>	8.808 × 10 <sup>-1</sup>
0.02	7.224 × 10 <sup>-2</sup>	3.890 × 10 <sup>-2</sup>	1.616 × 10 <sup>-2</sup>	1.194 × 10 <sup>-1</sup>	4.950 × 10 <sup>-1</sup>	7.417 × 10 <sup>-1</sup>
<b>4</b> (continued on next page)						

表 A.2. エアロゾルサイズの関数としての、呼吸気道の各領域における沈着割合\*† (成人男性、鼻呼吸者)

- 1 合計
- 2 (a) 静止 (着座) している成人男性 (呼吸率 = 0.54 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>)
- 3 (b) 軽運動中の成人男性 (呼吸率 = 1.5 m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>)
- 4 次ページに続く

Table A.2. (continued)							
$\mu\text{m}$	$\text{ET}_1$	$\text{ET}_2$	BB	bb	AI	1	Total
0.03	$5.638 \times 10^{-2}$	$3.036 \times 10^{-2}$	$1.258 \times 10^{-2}$	$9.370 \times 10^{-2}$	$4.167 \times 10^{-1}$		$6.097 \times 10^{-1}$
0.05	$4.268 \times 10^{-2}$	$2.299 \times 10^{-2}$	$9.405 \times 10^{-3}$	$6.829 \times 10^{-2}$	$3.109 \times 10^{-1}$		$4.543 \times 10^{-1}$
0.1	$4.302 \times 10^{-2}$	$2.317 \times 10^{-2}$	$6.758 \times 10^{-3}$	$4.399 \times 10^{-2}$	$2.057 \times 10^{-1}$		$3.226 \times 10^{-1}$
0.2	$8.048 \times 10^{-2}$	$4.334 \times 10^{-2}$	$6.445 \times 10^{-3}$	$2.777 \times 10^{-2}$	$1.427 \times 10^{-1}$		$3.007 \times 10^{-1}$
<b>AMAD</b>							
0.3	$7.657 \times 10^{-2}$	$4.123 \times 10^{-2}$	$6.378 \times 10^{-3}$	$2.864 \times 10^{-2}$	$1.458 \times 10^{-1}$		$2.986 \times 10^{-1}$
0.5	$1.374 \times 10^{-1}$	$7.399 \times 10^{-2}$	$8.097 \times 10^{-3}$	$2.016 \times 10^{-2}$	$1.172 \times 10^{-1}$		$3.568 \times 10^{-1}$
0.7	$1.926 \times 10^{-1}$	$1.037 \times 10^{-1}$	$1.022 \times 10^{-2}$	$1.677 \times 10^{-2}$	$1.068 \times 10^{-1}$		$4.301 \times 10^{-1}$
1	$2.601 \times 10^{-1}$	$1.401 \times 10^{-1}$	$1.304 \times 10^{-2}$	$1.465 \times 10^{-2}$	$9.938 \times 10^{-2}$		$5.272 \times 10^{-1}$
2	$3.927 \times 10^{-1}$	$2.114 \times 10^{-1}$	$1.809 \times 10^{-2}$	$1.263 \times 10^{-2}$	$8.253 \times 10^{-2}$		$7.174 \times 10^{-1}$
3	$4.523 \times 10^{-1}$	$2.435 \times 10^{-1}$	$1.930 \times 10^{-2}$	$1.138 \times 10^{-2}$	$6.733 \times 10^{-2}$		$7.938 \times 10^{-1}$
5	$4.923 \times 10^{-1}$	$2.650 \times 10^{-1}$	$1.801 \times 10^{-2}$	$8.949 \times 10^{-3}$	$4.488 \times 10^{-2}$		$8.292 \times 10^{-1}$
7	$4.955 \times 10^{-1}$	$2.668 \times 10^{-1}$	$1.565 \times 10^{-2}$	$6.961 \times 10^{-3}$	$3.098 \times 10^{-2}$		$8.159 \times 10^{-1}$
10	$4.819 \times 10^{-1}$	$2.595 \times 10^{-1}$	$1.241 \times 10^{-2}$	$4.858 \times 10^{-3}$	$1.897 \times 10^{-2}$		$7.777 \times 10^{-1}$
15	$4.523 \times 10^{-1}$	$2.436 \times 10^{-1}$	$8.593 \times 10^{-3}$	$2.846 \times 10^{-3}$	$9.571 \times 10^{-3}$		$7.169 \times 10^{-1}$
20	$4.273 \times 10^{-1}$	$2.301 \times 10^{-1}$	$6.185 \times 10^{-3}$	$1.789 \times 10^{-3}$	$5.411 \times 10^{-3}$		$6.707 \times 10^{-1}$
<b>2 (c) Reference Worker<sup>‡</sup> (breathing rate = <math>1.2 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}</math>)</b>							
<b>AMTD</b>							
0.0006	$5.811 \times 10^{-1}$	$3.129 \times 10^{-1}$	$5.950 \times 10^{-2}$	$3.925 \times 10^{-2}$	$2.932 \times 10^{-4}$		$9.931 \times 10^{-1}$
0.001	$5.225 \times 10^{-1}$	$2.814 \times 10^{-1}$	$8.092 \times 10^{-2}$	$9.672 \times 10^{-2}$	$3.660 \times 10^{-3}$		$9.852 \times 10^{-1}$
0.002	$4.019 \times 10^{-1}$	$2.164 \times 10^{-1}$	$8.834 \times 10^{-2}$	$2.149 \times 10^{-1}$	$4.282 \times 10^{-2}$		$9.644 \times 10^{-1}$
0.003	$3.149 \times 10^{-1}$	$1.695 \times 10^{-1}$	$7.702 \times 10^{-2}$	$2.659 \times 10^{-1}$	$1.181 \times 10^{-1}$		$9.455 \times 10^{-1}$
0.005	$2.150 \times 10^{-1}$	$1.157 \times 10^{-1}$	$5.500 \times 10^{-2}$	$2.627 \times 10^{-1}$	$2.702 \times 10^{-1}$		$9.187 \times 10^{-1}$
0.01	$1.206 \times 10^{-1}$	$6.492 \times 10^{-2}$	$3.011 \times 10^{-2}$	$1.891 \times 10^{-1}$	$4.717 \times 10^{-1}$		$8.764 \times 10^{-1}$
0.02	$7.292 \times 10^{-2}$	$3.927 \times 10^{-2}$	$1.763 \times 10^{-2}$	$1.263 \times 10^{-1}$	$4.869 \times 10^{-1}$		$7.430 \times 10^{-1}$
0.03	$5.684 \times 10^{-2}$	$3.060 \times 10^{-2}$	$1.371 \times 10^{-2}$	$9.934 \times 10^{-2}$	$4.137 \times 10^{-1}$		$6.142 \times 10^{-1}$
0.05	$4.292 \times 10^{-2}$	$2.312 \times 10^{-2}$	$1.027 \times 10^{-2}$	$7.269 \times 10^{-2}$	$3.109 \times 10^{-1}$		$4.599 \times 10^{-1}$
0.1	$4.177 \times 10^{-2}$	$2.249 \times 10^{-2}$	$7.323 \times 10^{-3}$	$4.707 \times 10^{-2}$	$2.073 \times 10^{-1}$		$3.260 \times 10^{-1}$
0.2	$7.532 \times 10^{-2}$	$4.056 \times 10^{-2}$	$6.638 \times 10^{-3}$	$2.998 \times 10^{-2}$	$1.456 \times 10^{-1}$		$2.981 \times 10^{-1}$
<b>AMAD</b>							
0.3	$7.176 \times 10^{-2}$	$3.864 \times 10^{-2}$	$6.599 \times 10^{-3}$	$3.089 \times 10^{-2}$	$1.486 \times 10^{-1}$		$2.965 \times 10^{-1}$
0.5	$1.281 \times 10^{-1}$	$6.897 \times 10^{-2}$	$7.953 \times 10^{-3}$	$2.203 \times 10^{-2}$	$1.215 \times 10^{-1}$		$3.486 \times 10^{-1}$
0.7	$1.801 \times 10^{-1}$	$9.695 \times 10^{-2}$	$9.833 \times 10^{-3}$	$1.859 \times 10^{-2}$	$1.125 \times 10^{-1}$		$4.180 \times 10^{-1}$
1	$2.447 \times 10^{-1}$	$1.318 \times 10^{-1}$	$1.242 \times 10^{-2}$	$1.652 \times 10^{-2}$	$1.066 \times 10^{-1}$		$5.120 \times 10^{-1}$
2	$3.749 \times 10^{-1}$	$2.018 \times 10^{-1}$	$1.732 \times 10^{-2}$	$1.479 \times 10^{-2}$	$9.218 \times 10^{-2}$		$7.010 \times 10^{-1}$
<b>3 (continued on next page)</b>							

表 A.2. (続き)

- 1 合計
- 2 標準作業者<sup>‡</sup> (呼吸率 =  $1.2 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ )
- 3 次ページに続く

Table A.2. (continued)

$\mu\text{m}$	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	1	Total
3	$4.357 \times 10^{-1}$	$2.346 \times 10^{-1}$	$1.869 \times 10^{-2}$	$1.363 \times 10^{-2}$	$7.712 \times 10^{-2}$		$7.797 \times 10^{-1}$
5	$4.795 \times 10^{-1}$	$2.582 \times 10^{-1}$	$1.777 \times 10^{-2}$	$1.103 \times 10^{-2}$	$5.319 \times 10^{-2}$		$8.197 \times 10^{-1}$
7	$4.857 \times 10^{-1}$	$2.615 \times 10^{-1}$	$1.567 \times 10^{-2}$	$8.763 \times 10^{-3}$	$3.761 \times 10^{-2}$		$8.093 \times 10^{-1}$
10	$4.751 \times 10^{-1}$	$2.558 \times 10^{-1}$	$1.265 \times 10^{-2}$	$6.275 \times 10^{-3}$	$2.368 \times 10^{-2}$		$7.735 \times 10^{-1}$
15	$4.482 \times 10^{-1}$	$2.414 \times 10^{-1}$	$8.944 \times 10^{-3}$	$3.803 \times 10^{-3}$	$1.236 \times 10^{-2}$		$7.147 \times 10^{-1}$
20	$4.247 \times 10^{-1}$	$2.287 \times 10^{-1}$	$6.550 \times 10^{-3}$	$2.457 \times 10^{-3}$	$7.171 \times 10^{-3}$		$6.695 \times 10^{-1}$

2 ET<sub>1</sub>, anterior nasal passage; ET<sub>2</sub>, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchia; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; AMTD, activity median thermodynamic diameter; AMAD, activity median aerodynamic diameter.

\*Reference values are given to a greater degree of precision than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.

†The particles are assumed to have density of  $3.00 \text{ g cm}^{-3}$  and shape factor of 1.5 [typical of compact, irregular (i.e. non-spherical) particles]. The particle diameters are assumed to be log-normally distributed with geometric standard deviation  $\sigma_g$  increasing from a value of 1.0 at 0.6 nm to a value of 2.5 above approximately  $1 \mu\text{m}$  [Publication 66 (ICRP, 1994a, Para. 170)]. The value of  $\sigma_g$  is not a reference value, but is derived from the corresponding AMTD (ICRP, 1994a).

‡Light work is defined on the following basis: 2.5 h sitting, at which the amount inhaled is  $0.54 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ ; and 5.5 h light exercise, at which the amount inhaled is  $1.5 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ . For both levels of activity, all the inhaled air enters through the nose. The deposition fractions are therefore volume-weighted average values for the two levels of activity given for normal nose-breathing adult males sitting and at light exercise in Table A.2(a,b). As described in the text, the fractions deposited in ET<sub>1</sub> and ET<sub>2</sub> were summed to give the total deposit in the extrathoracic airways, and partitioned 65% to ET<sub>1</sub> and 35% to ET<sub>2</sub>.

表 A.2. (続き)

1 合計

2

ET<sub>1</sub>, 前鼻腔 ; ET<sub>2</sub>, 後鼻腔, 咽頭および喉頭 ; BB, 気管支領域 ; bb, 細気管支領域 ; AI, 肺胞-間質領域 ; AMTD, 熱力学的放射能中央径 ; AMAD, 空気力学的放射能中央径。

\*標準値は各パラメータの平均値が知られている確実さを反映するのに選ばれるであろう精度よりもっと高い精度で与えられている

†これらの粒子は、密度  $3.00 \text{ g cm}^{-3}$  および形状係数 1.5 を持つと仮定されている [緻密な不規則形状 (すなわち、非球状) 粒子に典型的である]。粒子径は、幾何学的標準偏差  $\sigma_g$  が 0.6 nm における 1.0 から約  $1 \mu\text{m}$  以上における 2.5 まで増加する対数正規分布をすると仮定されている [Publication 66 (ICRP, 1994a, 170 項)]。  $\sigma_g$  の値は標準値ではなく、対応する AMTD から導き出される (ICRP, 1994a)。

軽作業は、次の根拠で定義されている : 2.5 時間の着座 (このときの吸入量は  $0.54 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ ) および 5.5 時間の軽い運動 (このときの吸入量は  $1.5 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$ )。両方のレベルの活動について、すべての吸入空気は鼻を通えて入る。したがって、これらの沈着割合は、表 A.2(a,b) における着座している鼻呼吸成人男性および軽い運動中の鼻呼吸成人男性について与えられた 2 つのレベルの活動に対応する体積加重平均値である。本文に述べたように、胸郭外気道における総沈着量を示すために ET<sub>1</sub> および ET<sub>2</sub> に沈着した割合を合計し、65%を ET<sub>1</sub> へ、35%を ET<sub>2</sub> へと分配した。

Table A.3 表タイトルのみ訳

Table A.3. Sources of data on retention in the thoracic airways used in Fig. A.3.		
<b>Cobalt</b>	<b>Uranium</b>	<b>Plutonium</b>
Co1 Newton and Rundo (1971)	U1 Ronen (1969)	Pu1 Newton et al. (1983)
Co2 Gupton and Brown (1972)	U2 Saxby et al. (1964)	Pu2 Ramsden (1976)
Co3 Raghavendran et al. (1978)	U3 Rundo (1965)	Pu3 Ramsden et al. (1978); Ramsden (1984)
Co4 Ramsden (1984)	U4 Schultz (1966)	Pu4 Bihl et al. (1988a,b,c)
Co5 Davis et al. (2007)	U5 Scott and West (1967)	Pu5 Foster (1991)
	U6 West and Scott (1966)	Pu6 ORAUT (2007)
	U7 West and Scott (1969)	Pu7 Carbaugh and La Bone (2003)
<b>Cerium</b>		
Ce1 Tyler and Lister (1973)	U8 West et al. (1979)	
	U9 Crawford-Brown and Wilson (1984)	<b>Americium</b>
<b>Tantalum</b>	U10 Kvasnicka (1987)	Am1 Fry (1976)
Ta1 Newton (1977)	U11 Price (1989)	Am2 Toohey and Essling (1980)
<sup>196</sup> Au-labelled teflon		Am3 Newton et al. (1983)
T1 Philipson et al. (1996)		Am4 Wernli and Eikenberg (2007)

表 A.3. 図 A.3 において使用された、胸郭内気道における残留に関するデータの出典元



Table A.4 すべて翻訳

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Model parameters				
Initial dissolution rate ( $d^{-1}$ )	$s_p$	100	10	0.1
Transformation rate ( $d^{-1}$ )	$s_{pt}$	0	90	100
Final dissolution rate ( $d^{-1}$ )	$s_t$	–	0.005	0.0001
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	1	0.1	0.001
Approximate dissolution rates				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	100	100	100
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	–	0.005	0.0001
Fraction to bound state	$f_b$	0	0	0
Uptake rate from bound state ( $d^{-1}$ )	$s_b$	–	–	–

\*The model values  $s_p$ ,  $s_{pt}$ , and  $s_t$  in this table are the original HRTM reference values (i.e. the recommended default values for use in the model). No 'bound' state was assumed for default types.

表 A.4. 元のヒト呼吸気道モデル (HRTM) における, タイプ F, M および S の物質に対応するデフォルト設定の吸収パラメータ値 [*Publication 66* (ICRP 1994a, 表 18) に基づく] \*

1

タイプ

モデルパラメータ

初期溶解速度 ( $d^{-1}$ )変換速度 ( $d^{-1}$ )最終溶解速度 ( $d^{-1}$ )

速く溶解する割合

近似的溶解速度 :

速い ( $d^{-1}$ )遅い ( $d^{-1}$ )

結合状態への割合

結合状態からの取り込み速度 ( $d^{-1}$ )

2

F (速い)

M (中位)

S (遅い)

3 \*この表におけるモデルの値  $s_p$ ,  $s_{pt}$  および  $s_t$  は, 元の HRTM での標準値 (すなわち, モデルにおいて使用が勧告されたデフォルト値) である。デフォルト設定されたどのタイプについても「結合」状態は仮定されなかった。

Table A.5-A.6 表タイトルと表注のみ翻訳

Table A.5. Central values of dissolution parameters for Type F, M, and S materials from a review of experimental data.*				
1 Type	2	F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	0.95 (0.84) [1.4]	0.20 (0.18) [4]	0.007 (0.003) [9]
Dissolution rates:				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	12 (9) [8]	1.7 (1.5) [9]	2.0 (3.8) [14]
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	0.02 (0.02) [8]	0.003 (0.003) [4]	0.00018 (0.00008) [9]
3 *Median value, with geometric mean in parentheses, and geometric standard deviation in square brackets.				

表 A.5. 実験データのレビューによる、タイプ F, M および S の物質に対応する溶解パラメータの中心値\*

1

タイプ

速く溶解する割合

溶解速度 :

速い ( $d^{-1}$ )遅い ( $d^{-1}$ )

2

F (速い)

M (中位)

S (遅い)

3 \*中央値, 幾何平均 (丸括弧内) および幾何標準偏差 (角括弧内)

1 Type		2 F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	$f_r$	1	0.2	0.01
Dissolution rates:				
Rapid ( $d^{-1}$ )	$s_r$	30‡	3§	3§
Slow ( $d^{-1}$ )	$s_s$	–	0.005	0.0001

3 \*Reference values (see footnote to Table 3.1).  
†The bound state is also used for default types of some elements.  
‡Element-specific rapid dissolution rates are adopted for Type F forms of many elements.  
§The element-specific value for Type F is also used for Types M and S if it is less than 3  $d^{-1}$ .

表 A.6. タイプ F, M および S の物質に対応する更新された吸収パラメータデフォルト値  
\*,†

1  
タイプ  
速く溶解する割合  
溶解速度：  
速い ( $d^{-1}$ )  
遅い ( $d^{-1}$ )

2  
F (速い)  
M (中位)  
S (遅い)

3  
\*標準値 (表 3.2 の脚注を参照)。  
†結合状態は、一部の元素のデフォルト設定タイプについても用いられる。  
‡元素固有の速い溶解速度は、多くの元素のタイプ F 形態について採用される。  
§タイプ F に対応する元素固有値は、それが 3  $d^{-1}$  を下回るならばタイプ M および S についても用いられる。

この種別物は、令和2年3月時点のICRP Publication 138 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更する
こともあり得る。ドラフトからの引用を赤【 事務局 】

【解説】
放射線防護の倫理：今後の課題
国際放射線防護委員会 (ICRP) は、人や環境の電離放射線からの被ばくに関して、いかに賢明に振る舞うかについて報告している。放射線
は自然界の一部として常に存在しているため、人や環境が放射線に被ばくしてよいかという問いは意味をなささない。問題は、現存する放射線
源に直面した際、あるいは新しい線源の導入を検討する際に、とるべき行動があるとするれば、それは何かということである。
この根本的な問題にどう対応するかはICRPの仕事の核心である。

その出発点として優れているのは、放射線被ばくの影響を理解しようとすることである。これは科学の領域の話である。
放射線防護の倫理委員会 (ICRP) は、人や環境の電離放射線からの被ばくした大きな集団 (A) 動物、あるいは植物 (B) において観察された影響の統計的解釈に基づいている。人体へ
の放射線被ばくの影響については、現在、最も質の高いとされている (ゴールドスタンダード) 研究は、広島と長崎に投下された原子爆弾の被
爆生存者についての放射線影響研究が究明しているものである。この数十年にはこれを補足するものとして他にも大きな集団の研究があり、
少数の例を挙げると、癌山や原子力施設の作業員、医療被ばくを受ける患者、屋内ラドンに被ばくする人々などがあ

放射線生物学は異なるアプローチを採用しており、放射線被ばくが人、植物、動物の個体、組織、細胞、さらには細胞以下のレベルでどのよ
うな影響を及ぼすかに注目している。この研究にはしばしば実験室内で培養細胞やマウスを用いて行われている。
もっと最近では、これら両方のアプローチからの情報を組み合わせ、放射線被ばくとその結果生じる生物学的影響の関係について理解を
深めようとする試みがある。
科学的事故は理解のために十分なものはあるが、何をすべきか決めるためにはそれだけでは十分とは言えない。倫理的価値は、科学的
知見に照らしつつは振る舞うかを勧告するために必要なるもう一つの材料である。ICRP は勧告を裏付けるために経験も参考とし
ている。
本報告書は、ICRP が放射線防護体系の倫理的基礎を明確に記述することに重点を置いた最初のものである。この分野で倫理について議論
するための共通の言葉を提供し、すべてのICRP勧告を方向づける四つの中核となる倫理的価値と、現場での実践に役立ついくつかの手腕上
の価値を特定し、記述している。

この共通の言葉は、放射線防護、倫理、その他の分野の専門家がICRP勧告の倫理的基礎をより深く分析し、改善する助けとなるだろう。
それはまた、放射線防護の倫理的基礎の透明性を増すことになるため、より広い読者層にも役立つだろう。
この目的を達成するために、本報告書の言葉を基礎として用い、我々がよく科学的基礎を詳細に記述するように、ICRP勧告の倫理的基礎
を今後の報告書でより明示的に記述することを考えている。場合によっては、比較的事例も用いて記述するだけでなく、関連する活動も
詳しく記述する必要がある。その一例は、通常は環境の一部とみなされない動物の防
護である。我々は、例えば、獣医学の研究者である動物や科学実験に使われる動物を含むこの領域を覆うべきである。
我々はまた、医学における放射線防護の倫理に焦点を当てた本報告書の姉妹編の作成を検討している。生物医学倫理の強力な研究活動は本
報告書の作成に多大な影響を及ぼした。そして、医学は意図的な放射線被ばくの線源としては群を抜いて最大であり、ICRPの作業プログラ
ムの主要な部分を占めている。これらを考え合わせると、それは次のステップとして道徳にかなっており、より具体的な状況について中核と
なる倫理的価値を記述する良い機会である。
したがって、本報告書は放射線防護体系の三つの柱 (科学的知見、倫理的価値、現場の経験) の一つを記述する重要な一歩であるが、これ
で終わりではなく始める始まりである。中心となる倫理的価値をもっと掘り下げて検討する必要があるのは疑いない。また、これらの価値は
どれも不可欠だが、いずれも他対峙していないため、バランスをとる必要がある。それらの間には初めから決められた序列はなく、個別の状況
でいかに最適な行動をとるかの判断にこれら価値を使うには、その背景を知る必要がある。それが今後の課題である。

Table with 2 columns: Section header '放射線防護体系の倫理的基礎' and content including 'ICRP報告書138' and '抄録'.

とれど倫理的価値に依拠してきたかを記述することであり、倫理がどのような体系の一部に組み込まれているかについて整合性のある
見方を提示することを目指す。そうすれば、委員会が Publication 103 で強調した放射線防護体系の目的を果たすために用いられる固有の倫
理的判断を明確にするのに役立つ。本書は、まず第一に放射線防護関係者向けに書かれたとはは、関係当局、事業者、作業員、医療従事者、
患者、公衆、公衆、そして人と環境の防護のために活動するその代表機関 (NGO など) も対象としている。本報告書は、1998年に最初のICRP報
告書が発行されて以来の放射線防護体系の科学、倫理、実践の各面における変遷の重要な段階を紹介している。さらに、現在の体系を支え
る鍵行/無危害、慎重さ、正義、尊厳という四つの中核となる倫理的価値について記述する。また、これら中核となる倫理的価値がどのよう
に放射線防護の原則、つまり正当化、最善化、最善化、最善化、最善化、最善化の現場での実践に必要な重
要な手腕上の価値を、説明責任、透明性、包括性目的を絞って取り上げる。委員会は本報告書を、今後異なる事情や状況においてさらに工夫
を加える土台となる文章とみなしている。

ICRPを代表する執筆者
K.W. CHO, M.C. CANTONE, C. KURIHARA-SAIO, B. LE GUEN,
N. MARTINEZ, D. OUGHTON, T. SCHNEIDER, R. TOOHEY, E. ZOLZER
キーワード：放射線防護体系、倫理的価値、手腕上の価値

ICRP 主委員会は、2012年10月に日本の福島で開かれた委員会において、放射線防護体系の倫理的基礎を示すICRP報告書を作成するため
に、第4専門委員会タスクグループ94を発足させた。この目的を達成する上で、委員会は、タスクグループがICRP報告書のレビューを
行い、職業、公衆、医療被ばくおよび環境の防護のための放射線防護体系に關係する倫理的価値を特定するよう要請した。このアプローチを
提案する中で、委員会は放射線防護体系の進展の倫理的価値の重要性を認識したことを認識している。

タスクグループ94はまた、2014年1月に「チェルノブイリジェオロゴウツヨ」(チェコ共和国)で開かれた「環境保健学の倫理に関する国際シンポ
ジウム」2014年にクアラルンプール(マレーシア)で開かれた「第4回アジア・オセアニア放射線防護会議」、2014年にロンドン(イギリ
ス)で開かれた「放射線防護体系の倫理的側面に関する英国ワークショップ」、2015年にロンドン(韓国)で開かれた「第3回放射線防護体
系に関する国際シンポジウム」、2016年にクアラルンプール(南アフリカ)で開かれた第14回IRPA会議における討論の恩恵を受けた。
タスクグループ94のメンバーは以下のとおりである。
K.W. Cho (議長) N.E. Martinez R. Toohy
M.C. Cantone D. Oughton S. Wambani
S.O. Hansson T. Schneider F. Zolzer
C. Kurihara Saio
ユネスコ世界遺産センターは
コレスポンディンクメンバーは
R. Czarwinski B. Le Guen E. Van Deventer
第4専門委員会の査読者は
F. Bechud J. Takala
主委員会の査読者は
G.M. Larsson E. Vanó
タスクグループ94は主に書面のやり取りによって作業を進めたほか、3回の会合を2015年2月2日と3日にスペインのマドリッド工科大
学で、2015年7月8-10日および2016年1月26-28日にフランスの原子力防護センターで開催した。タスクグループ94はこれら会合
開催の便宜と支援を提供していただいた各機関およびスタッフに謝意を表したい。

本報告書の草稿執筆に当たって、タスクグループ94はICRP副委員長 Jacques Lechard およびICRP事務局長 Christopher Clement の両
氏の多大なご協力を頂いたほか、IRPA との協力の下に企画されたこのワークショップの複数参加者や上記以外の機関から情報提供を頂い
た。
本報告書準備期間の第4専門委員会のメンバーは以下のとおりである。
(2009~2013年)

J. Lechard (委員長)	T. Homma	A. McGarry
W. Weiss (副委員長)	M. Kai	K. Mrabit
J-F. Leconte (書記)	H. Liu	S. Shankarav
P. Burns	S. Liu	J. Simmonds
P. Carboneras	S. Magnusson	A. Tsela
D.A. Cool	G. Massera	W. Zeller
(2019～2017年)		
D.A. Cool (委員長)	M. Doruff	A. Nisbet
K.W. Cho (副委員長)	E. Gallego	D. Oughton
J-F. Leconte (書記)	T. Homma	T. Pacher
F. Bechud	M. Kai	S. Shankarav
M. Boyd	S. Liu	J. Takala
A. Canoba	A. McGarry	

主要なポイント
<ul style="list-style-type: none"> <li>放射線防護は科学的知見、倫理的考察、現場の経験に依拠している。本報告書は放射線防護体系の倫理的基盤の整備を主題とした最初のICRP報告書である。</li> <li>本報告書は、専門家同士やより広範な読者との間で放射線防護の倫理的側面を議論したり、倫理的に優先するものが統合される場合の放射線防護体系の運用について見識を深めるための基礎と共通の言葉を提供する。</li> <li>放射線防護体系は四つの中心となる倫理的価値に基づいている。</li> <li>善行/無危害：益になることを促す。または行うこと。善を及ぼすのを選ばないこと。これは、例えば、放射線防護体系の第一の目的の中で、「望ましい人間活動を、不当に制限することなく、道徳的なレベルに防護…」として反映されている。</li> <li>尊重：ある行動の範囲と影響について完全な知見がないときに、説明（情報）に基づき注意深く検討した上で選択を行うこと。尊重</li> </ul>

<p>行動の道徳性を、その行為が規則や義務に従っているかに基づいて判断する倫理学のアプローチ。</p> <p><b>Dignity</b> 尊厳 年齢、性別、健康状態、社会的地位、民族的起源、宗教などに開けらるべきでない価値と尊敬。</p> <p><b>Equity</b> 公平性 公正で偏りがないこと。放射線防護では、公平性は放射線被ばくのリスクと利益の公正な配分を指す。</p> <p><b>Ethics</b> 倫理学 振る舞いや活動の行い方の規範とするために、一連の道徳的原則や概念を用いて、道徳的価値の性質を探り、人間の行動を評価する哲学の分野。</p> <p><b>Fairness</b> 公正さ 人々を公平に、合理的なやり方で扱うこと。</p> <p><b>Harm</b> 害 人または事象によって引き起こされる損害または損傷。</p> <p><b>Inclusiveness</b> 包括性 関係する者すべてに自らに影響を及ぼす状況についての議論、審議、意思決定に参加する機会が確実に与えられるようにすること。</p> <p><b>Informed consent</b> インフォームドコンセント 目的、便益、リスクに関して十分に説明を受けた上で理解に基づいて、ある活動に自発的に同意すること。</p> <p><b>Justice</b> 正義 正しく、公平で、公正なものをやり置くこと。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>配分的正義：社会のメンバーの間で利益と不利益を配分する上での公正さ。</li> <li>環境的正義：環境のリスクと利益の公平な配分。環境に関する意思決定への公正で意義のある参加。また社会での生活様式、地域の人々の知識、そして文化の違いを認めること。</li> <li>世代間正義：将来の世代にも配慮したあらゆる善への公正さ。</li> <li>手続的正義：意思決定プロセスにおける規則と手続の公正さ。</li> </ul>
---

<p>さは、例えば、人と動物の双方について放射線リスクの不確かさを考慮する際に検討される。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>正義：利益と不利益の配分における公正さ。正義は、例えば、個人が不正にリスクを負うのを避けることを目的とする個人尊重の間の根拠にある重要な価値である。</li> <li>尊厳：個人の真性を覆われている状況に関わらず、誰もが受けられる無条件に尊敬に値すること。個人の尊厳性は人の尊厳から導かれる当然の帰結である。このことは、個人が説明（情報）に基づいて自ら決定を行えるように、例えば、ステークホルダーの参加やエンパワーメントを重視する根拠となる。</li> <li>中心となる倫理的価値は、放射線防護体系の目的と、正当化、最善化、個人尊重の制限の三つの基本原則を支えている。</li> <li>放射線防護の現場での実践を補助するために、説明責任、透明性、包括性（ステークホルダーの参加）という三つの手続上の価値が強調される。</li> </ul>
--

<p><b>用語解説</b></p> <p><b>説明責任</b> Accountability 意思決定を行う立場にある個人または組織が、影響を受けるすべての者に対して、自らの行動について責任を負う義務で、必要に応じて、活動について報告し、責任を引き受け、取った行動やその影響について説明することが含まれる。</p> <p><b>自律性</b> Autonomy 個人が自由に行動し、自ら判断を下し、人生における一連の行動を続ける能力。</p> <p><b>善行</b> Beneficence 利益になることを促す。または行うこと。善行は生物医学倫理の重要な価値である。放射線防護においては、個人、社会、環境への直接または間接の便益を増進することである。</p> <p><b>結果主義</b> Consequentialism (目的論的倫理学 Teleological ethicsとも呼ばれる) 行動の道徳性を、その行動が人々の福祉や公益に与える効果に基づいて判断する倫理学のアプローチ。結果主義の中で最もよく知られているのは功利主義倫理学である。</p> <p><b>義務論倫理学</b> Deontological ethics</p>
--

<ul style="list-style-type: none"> <li>修復的正義：被害者、社会、環境に与えられた害の修復を優先させること。</li> <li>社会的正義：公平な扱いを受ける人の権利を認め、確実に均等に機会を提供して、公正な社会の realization を促すこと。</li> </ul> <p><b>無危害</b> Non-maleficence 害を及ぼすのを避けること。無危害は生命倫理学の重要な価値である。放射線防護においては、これは個人、社会、環境への直接的または間接的な善とリスクを減らすことである。</p> <p><b>実用的な放射線防護文化</b> Practical radiological protection culture 一般市民が十分な説明（情報）に基づいて選択を行い、潜在的または実際の電離放射線被ばくを伴う状況において賢明な行動をとるための知識と技能。</p> <p><b>予防原則</b> Precautionary principle 科学技術的知見からは確証が得られない場合に、リスクを防止または軽減するための措置をとるというリスクマネジメントの原則。</p> <p><b>手続上の価値</b> Procedural values ある活動の実施方法を倫理原則に適合させる実践的行動をとるための一組の価値。</p> <p><b>慎重さ</b> Prudence 行動の範囲と影響が完全にわかっていないときに、十分な説明（情報）に基づいて注意深く考えた上で選択を行うこと。</p> <p><b>放射線リスク</b> Radiation risk 放射線被ばくにより起こりうる害。リスク範囲においては、リスクとは損害または損傷が発生する確率とその重さの組み合わせである。</p> <p><b>合理性</b> Reasonableness 他の見解、目的、対立する利益を尊重し、合理的で十分な説明（情報）に基づいて偏りのない決定を行うこと。</p> <p><b>知る権利</b> Right to know 自分がどのような危険に曝されているかについて情報を得る個人の権利。</p> <p><b>自衛による防護</b> Self-help protection 個人が、自らを家族を介して社会を守るために、十分な説明（情報）に基づいてとる行動。</p> <p><b>ステークホルダーの参加</b> Stakeholder participation</p>
---

関係する当事者すべての放射線防護に関する意思決定プロセスに参加すること。「ステークホルダーの参画 (Stakeholder involvement) や「ステークホルダーの間身 (Stakeholder engagement)」とも言われる。
開示性 (Transparency) 何かを開示される程度または範囲。
透明性 (Transparency) 潜在的または進行中の活動に関する審議や決定についての情報が入手できること。また、その情報提供が誠実であること。
功利主義倫理学 (Utilitarian ethics) 行動の道徳性を、行動が個人や社会の繁栄に与える効果に基づいて判断する倫理学のアプローチ。
価値判断 (Value judgement) 利用可能な知識と特定の価値感や優先度に基づいた主観的評価。
徳倫理学 (Virtue ethics) 道徳性の判定において人財や人徳の役割を強調する倫理学のアプローチ。
知恵 (Wisdom) 合理的な決定を下しそれらに従って行動するための知識、常識、経験、および正しい判断力があること。

## 1 結論

### 1.1 背景

(1) 1956年の第9回国際放射線生物学と放射線防護に関する年次合同式で、当時、米国放射線防護審議会(NCRP)議長で、国際放射線防護委員会(ICRP)委員長であったLauriston Taylorは、「放射線防護は科学だけの問題ではなく、哲学、道徳、そして常識知恵の問題である」と述べた(Taylor, 1957)。世界中の多くの文化で基本的な徳の一つとされる「知恵」という言葉をこのことにより、Taylorは、放射線防護において科学的、倫理的基盤は否定できず導くべきであり、それ以上に、放射線防護が倫理、常識、正しい判断、そして経験にも重要であることを強調した。この関係は近づくにつれて徐々に強まってきた放射線防護体系の三つの柱である科学、倫理学、経験に光を当てたのである。

(2) 放射線防護は科学だけの問題ではなく、倫理的考察にも依拠するとの認識ができてきたから久しいが、ICRP刊行物が放射線防護体

## 1.2 範囲と目的

(6) 本報告書は、職業、公衆、医療被ばくおよび環境の防護のためのICRPの放射線防護体系に関連する倫理的価値を特定するために、委員会のこれまでの報告書のレビューを行っている。そして放射線防護に關して健康と環境の分野で**支配的な倫理的議論および原則**の重要な構成要素を記述する。

(7) 本報告書の目的は、委員会が放射線防護体系を進展させるのにあたり、どれだけ倫理的価値に依拠してきたかを調べることで、倫理学がどのようにこの体系の中に組み込まれているかについて整合性のある見方を提示することを目指す。倫理学は最終的な解決策は提供できないが、個人の幸福、社会の持続的発展、環境の防護を促進しようとする人々の間の議論を容易にしてくれる。中心となる倫理的価値および関係する放射線防護の原則についての理解が深まれば、意思決定における潜在的な対立から起きる問題に対処するに役立つであろう。

(8) 本報告書の特別な目的は、個人や社会が放射線防護から合理的に何を期待できるかの概観を示すことである。そうすれば、委員会が**Publication 103 (ICRP, 2007a)**で強調した、放射線防護体系の目的を達成するために行使される固有の価値判断がより明確になり、放射線防護に関する意思決定過程と意思疎通が容易になることを期待される。

(9) 本報告書は、まず第一に放射線防護関係者向けに書かれたといえ、関係当局、事業者、作業員、医療従事者、患者、公衆、そして個人の防護のために活動するその代表機関も対象としている。

(10) 委員会が最近、報告や指針を進展させるのにあたり、メンバーに期待することを規定した倫理規範(ICRP, 2015b)を採択した。この規範はICRPメンバーが公平性、透明性、説明責任の条件を満たしつつ、公益を守り、独立して行動する必要性を強調している。さまざまな専門の学会やメンバー向けに倫理規範を構築している(例えば、IRPA, 2004)。これら行動面の要件は本報告書の対象範囲外であり、ここではこれ以上取り上げない。しかし、本報告書で検討する倫理的価値は、放射線防護の専門家らがその責務を果たす上で指針として役立つかもしれない。

(11) 本報告書の作成作業は、放射線防護体系の倫理的基盤についていくらか詳細に検討し記述するために委員会が初めて努力を凝集したものである。委員会では本報告書を今後の報告で倫理問題を取り扱うための基盤となる文書とみている。このため、ここでは放射線防護において今も存在する疑問やジレンマを詳細に論じたり、放射線被ばくが関与する特定の状況について助言を与えたりはしない。倫理的価値とその実践の両面の検討を始めることで、倫理的思考法が理論で働くことにより身近なものとなるはずで、その意思決定や実践における明示的な適用が見られると期待される(Martinez and Wueste, 2016)。

系の倫理的基盤を明示的に取り扱ったことはめったにない。しかし、委員会がこうした考察の重要性に気づいていかなかったり、放射線防護の報告は、それが明示的か暗示的かの立場は別として、必然的に倫理的立場を表明している。したがって、多くのICRP刊行物の中に倫理的考察を見出すことができる。

(9) 科学的、技術的、実務的側面に関する文獻が膨大にあるに比べて、放射線防護の倫理的側面については、これに焦点を絞った文獻が非常に少ないことを初めから指摘しておくべきである。この問題を直截了當に扱った最初の研究論文が著されたのは1990年代に入ってからである。中でも、1992年に行われたシベリヤにおいて放射線防護体系の倫理的基礎の総括を行ったGiovanni Silihiの先駆的な著作は特筆に値する(Silmi, 1992)。彼は腫瘍の縮めくりに、放射線防護体系は理性に促って構築されたが、同時に合理的に行動するという要求もあつたことを強調した。さらに興味深いことは、引き継いで研究者らが放射線防護体系の基礎となる倫理学理論に疑問を投げかけた論文を発表したこと(Oughton, 1996; Schrader-Frechette and Persson, 1997)。これらは最終的には、放射線防護体系が個人の権利の尊重(義務倫理学)、集団の利益の拡大(功利主義倫理学)そして知恵を構築する見方を高めること(徳倫理学)からなる3つの主要な哲学倫理的理論に基づくとみなせるとの認識につながった(Hansson, 2007)。次に、こうした影響に刺激されて、著名な放射線防護の専門家らがこの問題に取り組んだ(Lindell, 2001; Clarke, 2003; Streffer et al., 2004; Clarke and Valentin, 2009; Gonzalez, 2011; Valentin, 2013; Loehard, 2016; Clement and Loehard, 2017)。さらに特筆に値するのは、放射線防護の倫理に対する文化横断的なアプローチであり、**西洋の理論及び応用倫理学と世界中の文獻や口頭伝承にある世界の伝統の間で共通性を探すというものである**(Zabren, 2013, 2016)。

(4) この放射線防護の倫理的側面の中で比較的新しい関心事は、人々の疑問や懸念に対応している放射線防護の専門家らが近年来向き合っている課題と無関係でないことは確かである。従来のように委員会が放射線防護を強調することは十分であることが判明し、今では、意思決定プロセスとコミュニケーションのいずれにおいても、とりわけステークホルダーとの関わりでは、被ばく状況の人的、倫理的側面もまた重要で、場合によっては決定であることが認識されている。

(6) チェルノブイリ事故の影響の管理から得られた教訓がこの認識の高まりに重要な役割を演じたが(Oughton and Howard, 2012; Loehard, 2013)、放射線防護管理の課題(NEA/OECD, 1995; Streffer et al., 2011)、医療応用での利用の増大(Mahone, 2013)。そしてさらに最近では、福島事故についても同様である。ICRPが2010年初めに放射線防護体系の倫理的基礎に関する熟考を開始し、2012年にタスクグループを発足させたのはこうした背景があった。このプロセスに広範な専門知識を取り込むために、委員会は世界の様々な地域から倫理学者、哲学者、社会学者、放射線防護の専門家、国際放射線防護学会(IRPA)や学術機関と協力して企画した一連の地域ワークショップに招いた。

## 1.3 本報告書の構成

(12) 第2章では、1928年の最初のICRP報告書以降の放射線防護体系の進展における特徴的なマイルストーンを示す。第3章では、この体系を形作る、中核となる倫理的価値を記述し、また中核となる倫理的価値がどのように放射線防護原則、すなわち「正当化」「最適化」「**利益制限**」を支えているかを考察する。第4章では、この体系の実務的な履行のための要件の最低にある主要な手続上の価値を考察する。第5章では、放射線防護体系における倫理学の主な意味合いをまとめる。付属書A、B、Cはそれぞれ、放射線防護に関連する倫理学の理論、生物学医学の倫理原則、文化横断的な価値を取り扱う。付属書Dは、放射線防護体系の倫理に関するワークショップの参加リストである。

## 2 放射線防護体系の発展

(13) 現在の放射線防護体系は三つの柱、すなわち、さまざまな分野の知見を組み合わせた放射線防護の科学、一連の倫理的価値、そして放射線防護の専門家日々の実践により磨かれた経験に基づいている。これは図2に図解される通りである。意思決定においてこれら三つの柱をバランスよく考慮するための明確なガイドラインはあまり見かけないが、それは恐らく、そうするための直接的な最適化の方法がないからである。それらの柱は他柱に影響するが、いずれも独自の性質を持つため、直接相互比較するのは適さない。さらに、それぞれの被ばく状況には、意思決定にあたり考慮する必要があるそれぞれの特性や事情がある。このため、いつも同じ回答ではなく、個別の状況や背景を評価し、その場合にどのよう三つの柱を組み合わせて適用するべきかを定めるための価値判断が必要となる。

(14) 現在の体系は、科学の進歩、社会の価値観の変化、経験から得た教訓にわたって進歩し、リスクの解釈や適正な意思決定における価値判断の必要性をより明確に反映するよう成熟したものとみなす。放射線防護に関連する人々はすべて、**いろいろな種類のリスクの相対的**な重なりについて、またリスクと便益のバランスをとることに**ついて価値判断をしなければならぬ**(ICRP, 2007a)。放射線防護の指針となる行動を左右する状況は以下の間いで、これに答えるには価値判断が必要となる。

- 被ばくが発生する状況は正当化されるか。
- 人が受ける放射線量は許容できる範囲と考えられるか。
- 個人が受ける放射線量は許容できる範囲と認められるか。

(15) 価値判断を行う際には、状況と行動がもたらしうる影響についての知識(何「である」か)についての情報、および行動を決定するために基盤とすべき倫理的価値(どうすべき「べき」という感覚)がなくてはならない。本報告書は放射線防護体系の倫理を取り扱うため、ここですべて主要な倫理的価値(どうすべき)に焦点を合わせ、価値判断を行うための手がかりを提供したい。以下の各節では、放射線防護に



礎石となる。さらに、個人被ばくの不公平な分布を避けるため、特定の線量から個人およびヒト以外の生物相が受ける線量を制限するよう委員会は勧告している。

- **倫理的原則**は、個人の被ばくが委員会の勧告を超えてはならないとするもの。これは、患者の医療被ばくとヒト以外の生物相の被ばく以外の評価被ばく状況にのみ適用される。

(35) これら三つの防護の基本原則は放射線防護体系の中心に位置づけられるもので、異なるタイプの被ばく状況(計画、緊急時、既存)と被ばくのカテゴリ(職業、公衆、患者の医療被ばく、および環境)に適用される。

### 3 放射線防護体系を支える中核となる倫理的価値

(36) 第 9 章で記述したように、正当化、最適化、線量制限の原則が連関する過程で、ICRP 報告書では明示されていないが、**倫理的価値**は重要な役割を担っており、正当化、最適化、線量制限の原則(付属書 A と B を参照)の視点から過去の委員会の報告書もレビューした結果、現在の放射線防護体系を支える四つの中心となる倫理的価値、すなわち善行/無危害、正義、尊厳が識別された。以下の節では、世界の中で共有されるこれらの価値(付属書 C を参照)を紹介し、議論する。

#### 3.1 善行と無危害

(37) 善行とは益になることを促す、または行うこと、そして無危害とは害を及ぼすのを避けることを意味する(Frankema, 1963)。これら二つの関連する倫理的価値は、道徳哲学において長い歴史をもち、医者は善名なすか害をなさないことを要求するヒポクラテスの誓いまでさかのぼる(Moody, 2011)。これらはいわゆる「ベラムント・レポート」(DHEW, 1979)の発案と関係する哲学者の Tom Beauchamps と Jim Childress の影響力のある研究(Beauchamps and Childress, 1979)を委し、1970 年代後半に現代の生物医学倫理において定式化された。委員会は「善行」と「無危害」という用語を従来使用してこなかったが、放射線防護体系の中に位置づけられるものである。

(38) 最も広い意味では、善行は無危害を含む(Ross, 1930)。また、善行と無危害は二つの別々の価値とみなすこともできる。本報告書ではこれら二つの価値として扱う。放射線の有害な影響から人々を防護しようとする勧告を策定することにより、委員会は個人の利益を最大にもたらし、また間接的に社会生活の質を向上させることに貢献していることは疑いない。これは、確定的影響を回避し、支障的な状況の下で確率的影響が可能な限り低く減低されることを確保することに要請を伴う。無危害は予防の概念と密接に関係しており、危険の

知識を意味する。これはゼリリヤ語の「フロネシス phonesis」 という言葉の意味で、合理的な決定を下してそれにしたがって行動するための知識、経験、そして正しい判断力を持つ賢賢を意味する。

(39) 放射線防護体系は確固たる科学的根拠に基づいている。しかし、低レベルの被ばくについては不確実性が残っており、価値判断が必要とされる。意思決定には中心的な価値として慎重さが要求される。ただし、慎重さは保守主義と同義であるとか、決してリスクを冒さないという意味にとらえるべきではない。この言葉が表しているものは決定を下されるやり方であり、単なる決定の結果ではない。

(40) 慎重さの概念が確立したのは 1950 年代後半の(ICRP, 1959) 確率的影響の不確実性に関する委員会勧告においてであることは特筆に値する。それ以来、この概念はしきりに直線(LINT)モデルに関連して他を再評価されてきた。たとえば、Publication 103 には以下のように記述されている。LINT モデルは生物学的真実として世界的に受け入れられているのではなく、むしろ、我々が極く低線量の被ばくによるリスクが伴うのかを要請に知らないため、被ばくによる不必要なリスクを避けることを目的とした公共政策のための慎重な判断であると考

えられている。(ICRP, 2007a)。

(41) さらに特定の「慎重さ」という用語は、防護体系で考慮される放射線被ばくの異なるタイプの影響との関連で明示的に用いられる。

- **確定的影響**：特に長期的な被ばくを伴う状況においては、確定的影響に関するしきり値の現行の推定値における不確実性を考慮すること(ICRP, 2007a)である。その結果、100 mSv 近くまで年線量が増加したら、ほとんどいつでも防護対策の導入が正当化されるであろう(ICRP, 2007a)。

- **確率的影響**：年間およそ 100 mSv を下回る放射線量において、委員会は、確率的影響の発生の増加は低い確率であり、またバックグラウンド線量を超えた放射線量の増加に比例すると仮定する。委員会は、このいわゆる直線(しきり値なし) LINT) のモデルが、放射線被ばくによるリスクを管理する最も良い実用的なアプローチであり、「予防原則」(UNESCO, 2005)におおむね一致すると考える。委員会は、この LINT モデルが、引き続き、低線量・低線量率の放射線防護についての慎重な基礎となると考え(ICRP, 2007a)。

- **特に遺伝性影響について**：親の放射線被ばくがその子孫に確率的な遺伝性疾患をもたらすという直接的な証拠は引き続き存在しない。しかしながら、委員会は、放射線が実験動物に遺伝性影響を引き起こす有力な証拠が存在すると判断する。したがって、委員会は、慎重さを閉すため、遺伝性影響のリスクを放射線防護体系に引き続き含める。(ICRP, 2007a)。

(42) 政策決定に関する慎重さには一言及ぼさず、その代わり、予防原則を引き合いに出す。この用語はリッチ・ジャネイロが開発した環境と健康に関する国際連合会議(UNCED, 1992)を機に広く知られるようになった。「深刻なあるいは不可逆的な損害のおそれがある場合は」科学的な確証がないことを適切な対策を促す理由とすべきではないとするこの原則は、近年において、意思決定の倫理に関連し

可能性を排除または低減してリスクを制限し、幸福を増すことを目指している。

(39) 疾病には、診断や治療の改善があるいは能力生産のように、望ましい結果を生むとは疑いない。これらは潜在的な有害な影響と併にかけられる必要がある。同様の考察は既存または緊急時被ばく状況にも当てはまる。

(40) 善行と無危害については重要な問題も、どのように便益、害、そしてリスクを測るかである。放射線防護において、このことは個人と社会の両面から考察する必要がある。医学や公衆衛生の根拠に基づいた観点からは、放射線被ばくは、放射線被ばく以外の物理・化学的影響と併に考慮する必要がある。加えて、さまざまな社会的、心理的、文化的側面も考慮する必要がある。どのような価値観も含まれ、どのような価値観も含まれ、これらの要素をどのように評価し重視するかについては、意見の相違があるかもしれない。それでも、こうした評価によってどのようなことが求められるか(人間中心主義)を明示し、生じている意見の相違を認識し、直感的な健康影響と経済的コストを根拠に併にかけられるべきでないことが推察される。この点については、WHO の健康の定義を思い出すとよい。「健康とは、単に疾患や障害がないことではなく、身体、精神、社会的側面に備った幸福な状態をいう」(WHO, 1948)。第 4 章で議論するように、放射線防護の専門家以外のステークホルダーの参加は、こうした総合的な評価の重要な部分を出る。

(41) 善行と無危害の評価では、潜在的な善と便益の評価において誰や何が重要かという問題も扱う必要がある。これには例えば将来の世代や環境が含まれる。すでに述べたように、環境の防護は Publication 103 (ICRP, 2007a) において**防護体系**の主要な目的に今や含まれており、環境への害を避けるのは人々のため(人間中心主義)であり、それとも環境は環境そのものために防護されているか(非人間中心主義)か(ICRP, 2003)。(ICRP, 2003) 慎重さの概念は倫理学において長い歴史をもち、プラトーンとアリストテレスが築いた西洋哲学の伝統、孔子の教え、ヒンドゥー教や仏教の哲学、ユララシア、オセアニア、アメリカの原住民の古い伝統に根ざす主要な徳の一つと考えられている。元々、慎重さは「英雄的な徳」として扱われ、その具体的な徳が善より多く多くの益をもたらすことを確保するよう勧告している。

#### 3.2 慎重さ

(42) 慎重さとは、ある行動の範囲と影響について完全な知見がなくとも、得られた説明(情報)に基づき注意深く考えた上で選択する能力である。これはまた、自ら何をして留まらなければならないかについて、選択し実行する能力でもある。

(43) 慎重さの概念は倫理学において長い歴史をもち、プラトーンとアリストテレスが築いた西洋哲学の伝統、孔子の教え、ヒンドゥー教や仏教の哲学、ユララシア、オセアニア、アメリカの原住民の古い伝統に根ざす主要な徳の一つと考えられている。元々、慎重さは「英雄的な

大いに議論されてきた。これはまた放射線防護分野でも問題とされてきている。(Streifer et al., 2004)。

(48) 慎重さを要求するときは、最もリスクの小さい選択を優先する。単に名目ばかりの行動を要求するなどと解するべきではない。最適化の原則を適用した半世紀に渡る放射線リスク管理の経験は、慎重さや予防原則を思慮深く批判的に適用したものと考えることができる。興味深いことに、委員会最近の勧告において、LINT モデルの使用は低線量・低線量率での放射線防護の慎重な基礎であり、「放射線被ばくによるリスクを管理するための最良の現行のアプローチで『予防原則』に見合ったものだ」と考えられると記述している。(UNESCO, 2005; ICRP, 2007a)。

(49) この慎重な姿勢は、その後の放射線防護体系の構築に多大な影響を与えた。過去数十年にわたる委員会勧告の変遷を念入りに調べると、この中心となる前提は**放射線防護体系を徐々に作っていったことがわかる**(Lochard and Scheiber, 2000)。このことを委員会は「LINT モデルを用いる際の**方針上の主な意味合い**」は、いつかに小さくてもリスクは避けられなければならないことを前提とすべきで、容認できるとみなされるものに基づき防護レベルが設定されることである。これは、委員会の防護体系および三つの防護の基本原則に通じるものである。(ICRP, 2007a) と明瞭にまとめられている。

(50) さらに、慎重な姿勢を取ることで放射線の影響に対して常に寛容することとなるため、人や人以外の生物相について放射線の被ばく状況や監視する義務が発生する。特に、慎重さは、今ある不確実性を減らすこととする関係の研究(例えば医学、放射線生物学、計測学、放射線生態学)を行う義務ばかりか、予想外の発見についても研究を行わなければならない。さらに人々については、慎重さは被ばくした人々への支援を含み、必要ならば、電離放射線が誘発される可能性のある形態の検査や評価が含まれる。

#### 3.3 正義

(51) 正義は、人の集団内における利益と不利益の配分の公正さ(配分的正義)、損失についての補償の公正さ(修復的正義)、および意思決定過程における規則と手続の公正さ(手続的正義)と通常定義される。公平と不公平な物の配分の状態に関わるので、公正さは、その配分において達成された公平の割合を表わすのに用いられることがある。

(52) 委員会はこれまでの勧告において正義について明確に言及してこなかったことは強調されなければならない。しかし、被ばくする集団の中で個人被ばく線量の分布が不均等である可能性があることを個人被ばく線量を制限する研究(例えば医学、放射線生物学、計測学)においてすでに見られてきた。Publication 60 で、「不公平」という用語が初めて使用された。被ばくと損害が集団の中で同じ分布をしない場合は、ある程度の不公平が生ずるようになる。公平は、個人防護に注意を払うことによって避けることができる。(ICRP, 2007a)。



139(1)	
(63)	自然放射線、人工放射線の間、どの被ばく状況においても、個人被ばく分布が広範囲にわたる可能性がある。その上、防護手段の実施によりさらに分布に至り込みをもたらす、不公平の度合を増す可能性がある。こうした場合、放射線防護体系の防護基準は二つの役割を果たす。
(64)	第一に、放射線防護基準は、一部の個人が他の個人よりも多く被ばくしうる状況において個人被ばく線量の分布の不公平を減らすことを目指す。この個人被ばく制限は、計画被ばく状況に適用される線量拘束値、現存または緊急時被ばく状況に適用される参考レベル、また動物相と植物相の防護に適用される防護考慮参考レベルを用いて行われる。線量拘束値、参考レベル、防護考慮参考レベルは放射線化プロセスの不可欠の部分であり、それゆえ防護の責任者は支配的な状況に応じてこれらを選択しなければならない。
(65)	防護基準の第二の役割は、個別の状況において被ばくがそれを超えることに関連するリスクが許容できないと考えられる値を超えないことを確保することである。これを確保するにあたり、計画被ばく状況での作業員や公衆の防護については委員会の勧告する線量限度が適用される。線量拘束値や参考レベルと同様、線量限度は、被ばくする個人の集団を通じてリスクの公正な配分を確保するべく個人被ばくを制限する手段でもある。ただし、人間の活動により意図的に放射線防護を導入する計画的被ばく状況は予期可能であることから、線量限度の値は、線量拘束値や参考レベルと違って、一般に法令により規定されており、拘束力がある。
(66)	このように防護基準を通じて、放射線防護体系は個人被ばく分布を二つの配分の正統の原則と確実に適合させることを目指す。まず、公平の原則により各々が置かれている個人の状況を映し出す。線量拘束値と参考レベルの役割は、同じ被ばく状況にある個人の間に被ばく線量の幅を減らすことである。次に、平等の権利の原則は、計画被ばく状況で同じ被ばくがカテゴリーに属するすべての個人について等しく被ばくすることを保証する。線量限度の役割は、全ての公衆の構成員や職業被ばくを受けざる作業員が、社会が許容できる範囲に属するリスクのレベルを超えないことを確保することである (Hansson, 2007)。
(67)	意思決定過程に参加する市民の権利を認めることは、手続的正義の重要な観点としてステークホルダーの参加と結びついている。環境分野の正義については、このことは「環境に関する、情報へのアクセス、意思決定における公衆参加、司法へのアクセスに関する条約」(オーフス条約)で述べられている (UNBCE, 2001)。もちろん、これを実践に導くにはさまざまな課題があり、ステークホルダーの参加については第 4 章でより詳しく議論する。
(68)	世代間の配分的正義について、委員会は放射線防護管理における「将来世代の健康と環境を損なわれないための予防的原則と持続可能な発展」(ICRP, 2013, 15 項) に関して取り上げている。Publication 81 で、委員会は「将来における個人と集団が今日とられた行動から現在

(69)	合理性と許容性という二つの重要な概念は、それぞれ二番目 (倫理化)、三番目 (倫理原則) の原則の中心となるものであるが、中心となる倫理的価値を組み合わせて、バランスをとることによって、放射線リスクをどのように管理するかが明確になる (Schneider et al., 2016)。
(70)	合理性の概念は、委員会が失われた被ばくをできるだけ低いレベルに保つことが強く要請される (ICRP, 1959) という勧告を行った 1950 年代にさかのぼって見出すことができる。この勧告は形を変えて 20 年後に委員会の倫理化の原則の導入に使われた (ICRP, 1977)。まず、費用便益分析のこのような定量的アプローチを使って合理性を定量化された (ICRP, 1988)。その後、合理性の概念が変化しつづけて、個人線量の分布の公正さと、ステークホルダーの関心や見解への配慮という二つの形での正義を反映するには、定量化を行うだけでは不十分だと認識されるようになった。
(71)	許容性の概念は、委員会の初期の報告書 (ICRP, 1959) から存在する。Publication 60 において、被ばく (または関連する放射線リスク) の許容性の程度を決め、それによって、被ばくのカテゴリー (公衆被ばく職業被ばく) に応じて、被ばく (または許容できないレベル) を許容できるレベルを区別することが可能となる概念が組み込まれた (ICRP, 1991)。Publication 103 では、許容性は被ばく状況のタイプごとに個別に言及され、被ばくに関連する放射線リスク (そして関連する無危害の価値) のみでなく、被ばくの影響または防止の実用性 (健康と善行)、被ばく状況をもたらす個人や社会への便益 (善行と正義)、そしてその他の社会的規範 (正義と尊厳) が考慮に入れられている (ICRP, 2007a)。
(72)	放射線防護の原則を適用すること、公正な被ばく分布を確立すること、そして被ばくによって人々に被ばくすること、善いこと、必要でないリスクを避けること、公正な被ばく分布を確立すること、そして被ばくによって人々に被ばくすること (Loebhard, 2016) に依拠した決定についての互いの不一致である。この意行において、合理性と許容性という二つの概念は、定量的方法も参考とはならないが、最終的には熟慮を必要とする性質のものである。

(73)	時代が与えられているの少なくとも同じレベルの防護を提供されるべきである (ICRP, 1998, 40 項) ことを勧告している。Publication 122 では、委員会は将来の世代が自ら防護に対処できるように手段を提供する責任を取り入れている。『…将来の世代に対する現在の世代の義務は複雑であって例えば、安全性と防護の観点だけでなく、知識と資源の移転をも含んでいる。』(ICRP, 2013, 17 項)
3.4 尊厳	(69) 尊厳は人間の状態を表すひとつの特性であり、人が人であるがゆえに備えているものがあるという考え方である。これは、すべての個人は、年齢、性別、健康状態、障害、社会的地位、民族的出身、宗教など、個人的な属性や事情に関わらず、無条件に尊敬されるに値することを意味している。この考え方は、「あらゆる人間は生まれながらにして自由で、平等の尊厳と権利を有する」(国際連合, 1948) と宣言する「世界人権宣言」における特別な位置を占める。尊厳は、個人を客体ではなく主として扱うカントの概念 (「あなたがた自身の人格、あるいは他の人にかかるといえる人物の人格の目的を果たす単なる手段ではなく、常にそれ自身も目的として扱うように振る舞いなさい」(Kant, 1785)) など、多くの倫理的理論における中心的な価値として長い歴史を持つ。個人の自律性や人間の尊厳から導かれた当然の帰結である。これは、個人が自由に行動する (すなわち、強制されず与えられた説明 (情報) に基づき決定を下す) 資格を持つという考え方である。
(70)	人の尊厳の尊重について初めて放射線防護の分野で取り上げられたのは、生医学研究における「インフォームドコンセント」としてであるが、これは、人は「リスクを自発的に受容する権利」と「受容を拒否する権利」(ICRP, 1992) を持つことを意味する。「知る権利」の概念と並んで、「インフォームドコンセント」は妊娠と医療放射線についての Publication 81 (ICRP, 2000) で明確に確立された。医療分野以外では、人の尊厳は、環境防護についての ICRP の枠組みを作成する上で「個人の権利の尊重と、結果として生じる個人の見方の確立」を重要な外延として説明している (ICRP, 2007a)。例えば、汚染された土地 (ICRP, 2009) や、空爆における保護 (ICRP, 2014b) など、多くの生活で放射線に直面する人々の尊厳や自律性の促進に積極的に配慮している。尊厳の促進が、第 7 章で展開される放射線防護体系の現場での実践に結び付いた一連の手段上の倫理的価値 (説明責任、透明性、ステークホルダーの参加) にも関係していることは注目される。
3.5 中心となる倫理的価値と基本原則の役割	(61) 四つの中心となる倫理的価値は、現在の放射線防護体系に浸透しているが、正当化、最善化、倫理原則の三つの原則との関係は説明

(71)	たものではなく、いくつかの広範な基準を単に定めたもので、これらを展開する作業員他の国際機関に任せている (IAEA, 2014)。三つの要件、すなわち説明責任、透明性、危険性 (ステークホルダーの参加) は、すべての被ばく状況に共通するため、強調してこの価値がある。この三つにはいづれも強い倫理的価値があり、このセクションで考察する。これらの手段上の価値が相互に関連していることを認識することも重要である。
4.1 説明責任	(67) 説明責任は、意思決定を行う立場の人が、自らの行動によって影響を受けうるすべての人に対して、当該の行動について責任を負うべきとする手段上の倫理的価値、と定義することができる。ガバンスの観点では、個人または組織が自らの行動について報告し、必要ならば責任を負い、影響について説明する価値を蓄えることを義務を意味する。説明責任の概念が明示されたのは Publication 69 (ICRP, 1991) であり、勧告の履行について記述した Publication 103 (ICRP, 2007a) においても、組織の行動の考察の中でほぼ同じ文意を使って繰り返されている。あらゆる組織において、責任とそれに関連する権限は、関係する任務の複雑さに応じて範囲で委譲される。この権限委譲の機能は定期的に調べられるべきである。しかし、組織の管理者は、引き継ぎ、適切な放射線防護の提供に対して責任があり、任務と責任を委譲する一歩間には相互作用も存在する。助言や強制を司る当局は、彼らが与える助言や強制したあらゆる要件について責任を持つべきである。
(68)	委員会はまた、現世代の将来の世代に対する説明責任についても考察しており、これについては Publication 77 (ICRP, 1997b)、81 (ICRP, 1998)、91 (ICRP, 2003) および 122 (ICRP, 2013) において、産物管理と尊厳の防護と関係して明確に言及している。その例として、Publication 122 (17 項) には「将来の世代に対する現在の世代の義務は複雑であって、例えば、安全性と防護の課題だけでなく、知識と資源の移転をも含んでいる。技術的および科学的に不確実な社会的変化のために、将来において社会的対策が講じられることは現在の世代が保証することはできない。現在の世代が将来の世代に対してこれらの課題に対処するための手段を提供する必要があることは一般に認められている。」(ICRP, 2013) と書かれている。この文脈での説明責任は、第 3 章で検討した世代間の配分的正義という価値の実現の一歩である。
4.2 透明性	(69) 透明性もまた手段上の価値の実現の一部である。これは個人や組織の間で意図的に情報共有される際のプロセスの公正さに関連する。国際標準化機構 (ISO) によると、透明性とは「社会、経済、環境に影響する意思決定と活動が公開されていること、またこれ

るを明かに、正確に、適時に、正直かつ完全に伝えようとする意志」(ISO, 2010) を意味する。透明性は単に連絡や話し合いを意味するのではない。これは問題となる活動、審議、決定について情報が入手可能であるか、また情報伝達の明快性、実用性、正直さに関連する。情報の入手可能性については、意思決定者が社会、経済、環境の分野で、あらゆる被ばく状況に関連する個人や集団の利益のために責任をもつて行動することを保証するのは、政府や企業の社会的責任のひとつである。セキュリティや経済的合理性の面から、事業や組織から持ち出される情報の管理や制限を正当化できるのは明らかである。だからこそ、十分に透明性に配慮するために最初から、明確な手続を整備し、期待されることを明示しておく必要がある (Oughton, 2008)。

(70) 作業者の被ばく防護措置に関する透明性は1960年代からICRP勧告に組み込まれてきた。例えば「作業者には、業務に伴う放射線の危険と取るべき防護措置について適切な情報を提供しなければならない」(ICRP, 1966)と書かれている。この要求は引き継ぎ、勧告で拡大されてきた (ICRP, 1991, 2007a)。しかし、透明性が一般的原則となり、被ばくについての情報のみならず、防護措置の選択に関する意思決定プロセスにも適用されるようになったのは、2000年代に入ってからである。さらに、すべてのカテゴリの被ばく（職業、医療、公衆、そして環境）に範囲が広がった。これは防護の最優先化をテーマとし、「プロセスの拡張」という意味深い問題が「*Publication 101b*」において初めて導入された。判断によるというその性質上、最優先化プロセスには透明性が強く求められる。プロセスの中にはすべてのデータ、パラメータ、仮定及び数値は公開され、そして非難はつきりつきり定義されなくてはならない。この透明性は、すべての関連防護関係者に提供され、意思決定プロセスのトレーサビリティは、十分な説明を受けた上での決定を目指して、適切に文書化されることを前提としている (ICRP, 2006)。

(71) 免状には、透明性は被ばくのカテゴリや被ばく状況のタイプに依存する。医療分野では、これは、作業者には訓練 (ICRP, 1997a)、患者にはインフォームドコンセント (ICRP, 1982, 2007b) を通じてというように、カテゴリにより異なる方法や手順にしたがって実施されている。これはまた、例えば保安検査の場合、公衆の知る権利の原則としても現れている (ICRP, 2014b)。最新の勧告の中で、委員会は「科学的推定と価値判断の基礎及びそれらの間の区別は、どのように決定がなされたかの透明性を高め、かくして決定への理解を得るために、可能であればいつでも明らかにすべきである」(ICRP, 2007a) と強調した。このことは透明性の必要条件として、放射線防護体系において価値判断を行うたびに適用すべきであることを示している。

(72) インフォームドコンセントは、生物医学倫理の領域（例えば生物医学研究、放射線治療、あるいはインターベンション治療）において良く周知されているが、医療以外の分野でも重要である。インフォームドコンセントの前提条件となる要素（適切で十分な情報と十分な被ばく率、理解、自由意志、非強制）は、含まれ、拒否と撤回の権利（いかなる不利も生じない）と関係している。これらの原則は、生体医学研究について、被験者による自由意志によるリスクを受け入れる権利を有し、また彼らの要求はすべて満たす必要があることを示している。

意な科学者や別にすると、他のどこからか知識を借りられるだろうか。個人的な意見であるが、私はより広範な一般市民のグループと向き合うべきと強く感じる。その多くは善意にあふれ、誠実だが、自ら取り進むべき放射線の課題について十分な知識を持ってはまれと考へなければならぬ。とはいえ、集団でも、個人でも（中略）我々の全体的な放射線防護哲学を構築する上で、すばらしい価値となりうる。」(Taylor, 1980)

(77) 放射線防護へのステークホルダーの間では、チェルノブイリ事故による汚染地帯と米国の高レベルの核燃料サイクルにより汚染されたサイトにおける被ばくの問題を背景に1980年代終りから1990年代初めに初めて表面化された (ICRP, 2000)。こうした被ばく状況において、市民は日々生活に影響を及ぼす放射能に直面し、当時あった防護体系では対応が難しい新しい問題が生じたことを知った。これを機に、委員会は行為と介入というプロセスに基づいてチェルノブイリに代わり、現存、計画そして緊急時の被ばく状況に基づくアプローチを導入した (ICRP, 2007a)。

(78) ステークホルダーの参加という概念をICRPが初めて導入したのは「*Publication 82*」においてである。人の居住地には多くの長期間被ばく状況が組み合わさっておりその意思決定過程には放射線防護専門家だけでなく関係した利害関係者の参加が含まれるであろうと委員会は予想した (ICRP, 1999)。このことは「*Publication 101b*」でもより詳しく説明されている。利害関係者の間では、意思決定プロセスと自律性の組み込み、意思決定の実質的な改善、健全な利害関係の解決、作業者と公衆双方の主体的な関与の構築及び、諸問題における価値の構築を並置する実践がある (ICRP, 2006) *Publication 109*」においては、防護の最優先化の原則に関連して必要条件とされた。委員会は、防護の最優先化にあたって、初めてステークホルダーの視点や概念を考慮する必要があることを注目している (ICRP, 2007a)。

(79) 放射線防護に関する意思決定プロセスにはステークホルダーを参加させるのは、彼らの関心や期待、また焦点となる問題に関する彼らの知識と経験を入れるための効果的な方法である。これはまた、専門家とステークホルダーの双方にとって、被ばく状況において何が問題なのかをよりよく理解する手段でもある。これによって、さらに、より効果的で、持続可能で、ステークホルダーのエンパワメントと自律性を高める公正な防護措置を採用することができる。医療施設、産業施設、原子力施設の廃止および廃止ステークホルダーを参加させることは、職業被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つための効果的な方法であることであると裏付けされている。チェルノブイリ事故と、もっと最近では、福島事故の影響を管理した経験から、影響を受けた人々やパターメントとされる、彼らが自信を取り戻し、自ら直面する状況を理解し、最終的に説明（情報）に基づいて決定を下し、それにしたがって行動する助けとなることとわかっている。言い換えるならば、ステークホルダーの間で与えらるべきは、影響を受けた個人を尊重し、事後の状況の回復を助ける一つの手段となる (Loebhard, 2004; ICRP, 2015a)。

れを拒否する同等の権利を有する。1「自由な、情報に基づく同意 (インフォームドコンセント) とは、提供されたことの性質や影響をきちんと理解した上で、自由に与えられた同意を意味する」と記述され、また「被験者はいかなる決定も撤回できる」とも述べられている (ICRP, 1992)。妊娠と医療放射線については「*Publication 84*」では、インフォームドコンセントは「原則」とみなされ、インフォームドコンセントには、相手の人への行動能力があること、健全な開示を受けられること、自由意思で行動すること、そして、介入に同意すること、という5つの基本的要素がある (ICRP, 2000) ことが指摘されている。障がいを持った弱者、不当な影響を受けている人々、妊婦については、同意に関する追加の保護と厳密なリスク評価が必要とされる (ICRP, 1982, 2000)。

(76) 知る権利は透明性と関係するもう一つの重要な概念である。これは1970年代に米国で作業者が安全かつ健全な作業環境を与えられるようにするための連綿とした安全衛生法の取組の中で登場した。それが進化して、委員会により、職業や地域社会の環境中で処分され、放出され、生産され、運搬され、使用され、あるいは単に存在する有害物質（例えば、ラドン、天然起源の放射性物質 (NORM)）について、健全な情報を公開する要件として定義されるようになった (ICRP, 2007b, 2014b, 2016)。

(77) 放射線の防護についての報告書 (ICRP, 2003, 2014a) では、社会規制、公衆による監視を可能とする透明性についても強調されている。インフォームドコンセントの原則「これは、計画段階に始まり、引き戻すことができなければならないような決定が行われるよりもずっと前から、対話と公衆参加の必要性を強調する。ある利害関係者によっては、その意思に反した決定となることは避けられないかもしれないが、意思決定にそのような透明性を持たせることにより、すべての利害関係者の主体的な分析と理解ができるようになるべきである。透明性は、通常、環境インパクト評価を行うことによって確保される」(ICRP, 2003)。

(78) 最近では、説明責任と透明性は相互に強化し合うこともある。この二つが揃えば、ステークホルダーは説明（情報）に基づく決定を下すに必要な最新情報を得ることができ、さらには意思決定プロセスに参加する可能性を与えられる。

#### 4.3 包括性 (ステークホルダーの参加)

(76) 包括性の価値について言及するとき、通常、この価値が実際に適用されるやり方である「ステークホルダーの参加」という表現が使われる。ステークホルダーの参加は、「ステークホルダーの参加」とか「ステークホルダーの間」などとも置かれ、「関係するすべての当事者が放射線防護に関する意思決定プロセスに参加すること」を意味する (IRPA, 2008)。この数十年あまりで、ステークホルダーの参加は民間・公共部門の組織の倫理的枠組みの重要な部分となった。したがって、包括性は説明責任と並ぶ、組織において倫理的決定を行うのに必要な重要な手続上の価値の一つである。放射線防護にステークホルダーの間をさせることは最初に提案したのは、恐らく Lauriston Taylor ではないかと思われる。Taylor が1980年に行ったシーベルトレクチャーの中に次の一節がある。「放射線防護の分野で熟練した経験

(80) あらゆる被ばくした人々の集団に公正な支援を保証するのは専門家と当局の責任である。この点に関する公正さは、正義と尊厳と望む中心となる価値に関わる。公正な扱いを受けるという要件は、健全な生活と自己決定を促進する目的のために専門家や当局との対話を希望する者にとり重要な条件である。この対話によってすべての当事者が分点となっている状況の理解を深められるほか、個人が説明（情報）に基づいて決定を下すためのエンパワメントされるのにも役立つ。このエンパワメントのプロセスは、関係する人々の間で「実用的な放射線防護文化」を育むことに懸っている。この最後の概念は、原子力事故後の長期汚染地帯に住む人々の防護を主題とする *Publication 117* (ICRP, 2009) において導入されたが、すべての被ばく状況に適用される。実用的な放射線防護文化は、直接放射線に直面したときに各個人が十分に説明を受けた上で選択や賢明な行動ができるような知識や技能を定義することができる。放射線防護体系の根拠にある中心となる倫理的価値の精神を尊重して科学的知見や専門知識を入手可能とすることにより、こうした選択をサポートするのは、放射線防護の専門家である (ICRP, 2009)。

(81) 防護の防護についての最近のICRP報告書は、ステークホルダーを効果的に巻き込むための明確な手続上の勧告を与えている。「プロセスをすべての当事者にとって実効的で意味のあるものにするためには、最初から指針を確立するべきである。」また「すべてではないが、いくつかの指針として以下のものがある。プロセスの初期からステークホルダーの役割を明確に定義すること、参加の計画について合意すること、ステークホルダー参加の記録と対応の仕組みを整備すること、ステークホルダーの参加は複雑な場合があり、その実施に追加的な資金が必要となりうる」と実施者や規制当局が認識すること。」(ICRP, 2014a)。

## 5 結論

(82) 放射線防護体系は科学、倫理学、経験という三つの柱に基づいている。倫理学に関しては、本報告書はこの体系を善行/無危害、慎重さ、正義、尊厳という四つの中心となる倫理的価値に依拠するものとして表現している。善行/無危害は、人と環境への有害な影響を防止または低減するという目的に直結している。慎重さのおかげで、これらの影響に際しては不確実性を考慮に入れることができる。正義は、防護に関する意思決定において社会的公平と公正を保証する手段である。尊厳は、人々に対して扱うべき敬意について考慮することである。

(83) 正当化の原則は、放射線被ばく状況を変えたいずれも多くの利益をもたらすべきと要求している。これは現在ある被ばくを低減した新しい放射線被ばくを導入したることによって、得られる個人や社会/無危害の利益が、放射線リスクやその他の特性に関連する不利を上回るべきだということである。このように、正当化の原則は善行/無危害という倫理的価値と結びついているが、放射線リスクの一部はLNTモデルの使用と関係しているため、慎重さという倫理的価値とも結びついている。

(84) 一方、防護の最優先化の原則は、被ばくする集団での被ばくの分布の不公平を削減し、あらゆる被ばくを経

<p>済的社会的要因を考慮して合理的に達成可能な限り低く保つべきと要求している。これは<b>防護</b>体系の基本原則であるが、一方、慎重さを現場で実践することを可能とする行動原則の一つである。他方、これによって被ばくした人の間の被ばくの公平かつ公正な配分が可能となり、正義という倫理的価値に直結する。究極的には、防護化の原則は、人々が被ばくする個別の状況ばかりではなくその関心や期待をも考慮に入れらるため、人々を尊重し、敬意をもって扱うことに通じる。</p> <p>(85) <b>線形制限の原則は</b>、いかなる個人の被ばくも委員会が勧告する線量限度を超えないよう要求している。最適化の原則と同様に、慎重さとという倫理的価値に直結する。究極的には、防護化の原則は、人々が被ばくする個別の状況ばかりではなくその関心や期待をも考慮に入れらるため、人々を尊重し、敬意をもって扱うことに通じる。</p> <p>(86) 三つの原則の適用は、被ばく状況や被ばくのカテゴリーによって異なるが、特に医療被ばくにおいてはそうである。例えば、「善を上回る利益」を最大にするようなリスクと便益のパラメータが患者ごとに異なるため、線量限度は診断被ばくには適用されない。しかし、公平さには、ある医療用診断断に関する被ばくが高かったり低かったりする程度を減らす目的で医師が使用され、患者が使用され、患者が使用されている。実際には、患者に及ぼす潜在的な便益と害もあるため、倫理的考察はもっと複雑である。ある程度の線量を受け、患者が医師がその患者を助けて、その他としては、家族や友人は処置のタイプによってはある程度の線量を受けなければならない。患者への医療上の便益がもたらす間接的な便益を得られるかもしれない。</p> <p>(87) 正当化、最適化、線量制限という三つの原則に組み込まれた、中心となる倫理的価値により、人は低線量の影響に関係する不確実性を考慮しつつ線量に従って行動し、行動の適切な理由を評価する。実際には、防護の合理的なレベル(最適化)と許容できる被ばくレベル(線量制限)の達成は、賢明に行動するための、言い換えるならば、善より多くの益をもたらす(善行/無害行)、必要なら被ばくを避け(慎重さ)、被ばくの公正な分布を目指す(正義)、また人々を敬意をもって扱うため(尊厳)の支配的な状況に依存するやむを得ない要求である。</p> <p>(88) 放射線防護体系は手続上の価値、特に説明責任、透明性、包括性も組み入れており、放射線防護プロセスに関与する人の責任ある行動、適切な情報提供、そしてまた放射線に潜在的に曝される個人の自律性と尊厳の保持の重要性を反映している。</p> <p>(89) これまで、人についての放射線防護体系の基本的な目的は、確定的影響を防止し、経済的影響を考慮に入れて職業的影響を合理的に達成可能な限り低く保つことであった。近年の進展では、心理社会的、精神的な健康など、被ばくする人の個人や集団の福祉のより広い側面を含めることを提案している。これは、<i>Publication III</i> (ICRP, 2009, 23 項) で述べられているように、特に事故後の状況の管理において、被災した人々の日々の生活の改善を目指す場合に当てはまる。</p>
--

## 付録書 A 倫理学の理論

<p>(A1) 本付録書は放射線防護体系の倫理的基礎を概観する上で普及し、いくつかの倫理学理論を簡潔にまとめたものである。これらの理論は、古代ギリシャから近代ドイツやキリスト教の哲学までの「西洋」の理論と特徴づけることができる。</p> <p>(A2) これらの理論の要点を理解することは、放射線防護の現場で起こる対立やジレンマを迎えるのに役立つかもしれない。もちろん、ある理論を理解しても、それだけで問題の解決策が提供されるわけではない。委員会が、ひとつの理論は別の理論よりよい、とする立場を取ったことは一度も無い。それでも、これら理論を知っていると、異なる論理を説明する人々の間で相互理解が容易になるかもしれない。</p> <p>(A3) 倫理とは徳と善徳(性格)、善と悪(罪)、正と誤(行動)を議論する哲学の専門分野である。倫理と道徳哲学という用語は、同じ<b>語</b>を記述するのにも使われている。前者の語源はギリシア語、後者はラテン語である。道徳は場合によって文化的、宗教的な価値に根ざす倫理や規範の記述に用いられる。</p> <p>(A4) 放射線防護の議論でしばしば言及される三つの主要なレベルの倫理学理論がある。それは、メタ倫理学(「徳」、「善」、「正」といった概念の一般的な意味を議論する)、規範倫理学(いかに行動すべきか)、どの価値や規範に従うべきか)、および応用倫理学(例えば医学や工学で、倫理学の理論や原則に基づいて個別の問題を議論する)である。</p> <p>(A5) 規範倫理学の中にも、放射線防護体系について議論するのに使われた三つの主要な理論を見出すことができる。それらは、徳倫理学(人の性質の一定の概念に基づいて徳のある生き方を議論する)、義務倫理学(人間社会における一連の義務や規則について議論する)、結果主義倫理学(一定の行動の義務をその帰結に基づいて議論する)である。</p> <p>(A6) 放射線防護の倫理は、生物医学の倫理(付録書 B を参照)、環境倫理、農産物倫理、工学倫理など、他の応用倫理学の分野と通じるものがある。これらのテーマに関する文献は英に多岐に及ぶが、放射線に閉じて同様の問題を扱った ICRP 報告書はごくわずかである(例えば、<i>Publication 62</i> (ICRP, 1992) と <i>91</i> (ICRP, 2008))。</p> <p>(A7) ICRP の歴史とその方針の演進に関する論文(Clarke and Valentin, 2009)は、設立当初からの委員会勧告を分析しており、主に三つの倫理学的理論に焦点を当てているとの結論を述べている。(1) 初期の勧告(1928-1950 年代)は徳倫理学、(2) 中期の勧告(1960 年代-1970 年代)は功利主義倫理学(結果主義の最もよく知られたもの)、そして(3) 最近の勧告(1980 年代から現在)は義務倫理学に焦点を当てているという。この分析の意図は、勧告を議論する必要がある<b>倫理学的理論の間の共通点を探し出す必要のある倫理学的理論</b>を明らかにすることである。</p>
---

<p>(80) 最近の委員会勧告において既述被ばく状況における自然放射線や人工放射線が含まれたことも含ま、潜在的または実際に電離放射線への被ばくを伴う状況で、それぞれの市民が十分な説明(情報)に基づいて選択を行い、賢明に行動できるように、社会における適切な放射線防護文化の普及と支援していく必要性を浮き彫りにした。</p> <p>(91) さらに、委員会は環境の防護にも関心を持っている。<i>Publication 91</i> (ICRP, 2003) に始まり、環境について考察するための枠組みが構築された。委員会は、計画被ばく状況への新しい線量の導入がもたらすすべての便益と影響の全体的で総合された概観、あるいは現在存在および緊急時被ばく状況における行動の防護についての適切な考察が含まれるべきと考える。</p> <p>(92) 委員会の責務は、科学的知見と専門家の判断を利用して、公益のための放射線防護体系を策定していくことである。しかし、委員会には、放射線防護体系を支える倫理的価値や関係する原則を明示して広く知らせることも、専門家と公衆はともに勧告の社会との関わり合いにより生じる疑問やジレンマに最終的な解決策を提供することはできない。それでも、倫理学が放射線防護の原則に哲学について、有用な洞見を提供できることは確かである。これにより放射線防護の専門家と他のステークホルダーの間で対話を促すことができる。</p>
--

(A8) 以下に、規範倫理学の三つの理論がどのように放射線防護と関わっているかについて簡潔なまとめを示す。

## A.1 徳倫理学

(A9) この理論の代表者は古代ギリシャの哲学者プラトン(紀元前 427-347)とアリストテレス(紀元前 384-322)である。彼らはその倫理の基礎を、規則や義務よりも、人間の道徳的性質や特徴に置いた。善とは善人または徳の高い人物が与えることである。例えば放射線の確定的影響を考察するとき、この考えは個人、善を避けるようとする人間の性質に結び付けられることができる。一般に、放射線防護の「正当化」の原則は、善を避けるだけでなく益になることをする人間の性質に基づくので、同じ考えを表現しているかと理解できる。言い換えるならば、これは正しい行動に導く自らの道徳的性質に従う人間の正しい動機である(Hansson, 2007)。

## A.2 結果主義倫理学

(A10) 結果主義の最もよく知られたものは功利主義で、この理論の代表者はイギリスの学者ジェレミー・ベンサム(1748-1832)とジョン・スチュアート・ミル(1806-1873)である。彼らが行いまたは規則の善し悪しの唯一の有効な規準は、人間の善良な性質や人間社会における義務だけでなく、人間の好ましい結果であると一貫して主張した。功利主義の最もよく知られた概念は、「最大多数の最大幸福」を追求すべきかというものである。「最適化」の原則は、放射線被ばくを「経済的社会的要因を考慮に入れ、合理的に達成可能な限り低く」保とうとするため、しばしばこの功利主義的アプローチに結び付けられる。この原則は、特に低線量での確率的影響のリスクと結びつけられる。過去において、これはしばしば、個人の犠牲を最小限に抑えるものの、社会にとって最大の金銭的利益を決定する、費用便益分析に基づく決定を提案するものと理解された。結果主義倫理学は集団の利益の最大化を目指すとは限らず、個人のリスクと便益のバランスをとるために使われることもある。

## A.3 義務倫理学

(A11) この理論の非常に重要な代表者はドイツの哲学者イマヌエル・カント(1724-1804)である。カントは人間には合理的な性質があり、「自由意志」と呼ばれる、自決する能力が備わっていると主張した。人間は善に導かれ、義務や道徳法に従って行動するというのである。カントは人間にある目的を果たす手段として扱うべきではなく、それ自身も目的として扱うべきだと考えた。これは「最大多数の最大幸福」を得るために個人を犠牲にするべきではないことを意味する。同時に、これは各個人の自由な選択を尊重すべきという意味でもある。放射線防護

分野で検討されるもう一つの義務倫理学の理論は、スコットランドの哲学者ウィリアム・デヴィッド・ロス (1877~1917) が展開したものである。彼はリスト・テレスの啓蒙者として知られており、ギリシャ哲学について多くの著作があるため、その理論に倫理学の要素がいくらか含まれるには驚きはない。ロスは人が何をすべきかを決める上で役に立つ一連の自明の義務 (忠義、修復、敬重、無危害、正義、善行、自己制御) を提示し、特定の状況ではそのいずれかが優先されること、**正意**を添えた。放射線防護の原則に関して、「**原素**制限」は義務倫理学に直接結びつけることができる。これは特に、個人を公平なやり方で保護する必要がある、それゆえ他者のために一人を犠牲にするのを避けるより前限を設けるべきとする考え方に適用される。その上、意思決定プロセスへの「ステークホルダーの参加」は各個人の尊厳の尊重に基づいている。したがって、放射線防護の原則の由来を西洋の倫理学の理論に求めると、義務倫理学と功利主義にもおなじみのあるものといえる。今日の放射線防護が義務倫理学により重きを置くようになったという考え方は否定できない。実際には、三つの理論すべての異なる見点を考慮しなければならない。

**付属書 B 生物医学の倫理原則**

(B1) 放射線防護の倫理に多くは付属書 A で触れた規範倫理学の三つの理論について言及されているが、応用倫理学に言及するものもいくつかある。応用倫理学において最も広く議論される規範倫理の一つは、Beauchamp と Childress (1979 年) が生物医学の倫理について構築したものである。彼らの当初の目的は、功利主義者である Beauchamp と義務主義者である Childress が、特定の倫理学の心と三つの理論に言及せずとも同意を見出すことだった。その結果としてできたシステムは、単独の倫理的特徴ではなく、四つの原則に基づいている。

- 自律性の尊重 (個人に自分で決定させるという規範)
- 無危害 (害を引き起こすのを避けるという規範)
- 善行 (利益を提供するための一連の規範)
- 正義 (利益、リスク、費用を公平に配分するという一連の規範)

(B2) Beauchamp と Childress は、功利主義者も義務主義者もこれらの四つの原則に全面的に同意でき、理由も違っても、倫理的に、道徳的に妥当だと考えた。これらの原則を科にかけると、いくつか論議が生じるかもしれない。義務主義者は「善行」よりも「無危害」を優先せよとするのに対して、功利主義者はむしろ費用効率の評価を行い、便益の最大化と害の最小化を図らう。来日も「無危害」を優先せよとする。二つを比較した。また、「正義」を優先せよとする。また、「正義」を優先せよとする。また、「正義」を優先せよとする。また、「正義」を優先せよとする。

**人間の被曝者**を含む研究について三つの倫理原則を構築した。人格の尊重 (自律性の代わり)、善行 (無危害はその構成要素として含まれる) を正意である。Beauchamp はレポートの主筆者として知られた。Beauchamp はレポートの主筆者として知られた。Beauchamp はレポートの主筆者として知られた。

(B3) これらの三つまたは四つの原則は、1970 年代から 1970 年代にかけて米国で台頭した「生命倫理学」の原則として知られるようになった。これは原則はまた、公衆衛生と病院保健の倫理 (Stedhouse, 1988)、技術評価 (Forberg, 2004)、技術評価 (Forberg, 2004)、予防倫理 (Sandin, 2000) を含む他の幅広い分野で、また放射線防護では、**放射線防護の倫理的評価の基礎** (Oughton, 2003) としても採用された。

(B4) この枠組みは元々文化人類学として構築されたわけではなかった。Beauchamp と Childress がこの用語を導入したとき、彼らは単に「道徳を重んじるすべての人々」 (Beauchamps and Childress, 1994) または後者の言い方で「道徳的問題に似て進むすべての人々」 (Beauchamps and Childress, 2009) が彼らの四つの原則に同意するだろうと主張しただけだった。時を経て、彼らは、これら諸原則は「文化圏個人を超越しているため、これらとは無関係」の「共通の道徳」に根拠を成めることができるとの考え (Beauchamps and Childress, 2009) を発展させた。世界中のさまざまな文化的、宗教的、哲学的文脈において、また特に最も尊重される物語や口頭伝承が伝える伝統の中に、生物医学倫理の原則を実際に追跡できるようにさせた (Zalmer, 2013)。

(B5) こうした状況の下で、もちろん、共通性を否定し、文化的多様性を肯定する意見も示された。これらの原則が獲得した重要な地位を反映して、ビョークスタウン・マントラ (これら一連の原則がジョージタウン大学で生まれたため、そう呼ばれる) に対抗するために数多く批判が持ち出された。

(B6) 一つ一つのタイプの批判は、これらの原則は西洋の理論にも西洋以外の理論にも含まれているが、そこには違いがあるというものもある。例えば、「自律性」とは、西洋人にとっては何個人が自ら決める権利を強調するものだが、多くの西洋以外の人は家族や地域社会を基礎とする意思決定 (Akabayashi and Hayashi, 2014) のような**関係性の中の自律** (Kimura, 2014) を好む。また、「正義」は西洋では広く公平さと理解されているが、一部の非西洋文化においては、社会的階層に関する伝統のため平等な権利は広範には確立されていない。

**付属書 C 文化的規範**

**C.1 グローバル倫理の規範**

いう前提から始まっている (Küng and Kuschel, 1993)。これに続いて、ヒジュネス倫理と規範倫理など特定のテーマについての宗教間宣言が行われた (The Interfaith Declaration, 1999)。

**C.2 さまざまな文化的文脈における中核的価値の概観**

(C3) 放射線防護体系の基礎をなすものとされた中核的価値は異文化間で共有されているという仮定を裏付けるために、もちろん実証的研究を行うことも考えられるが、こうした方向での調査は系統立てられて行われなかったため、結果は単に人々の現在の傾向を反映するものでもしかない。旧来、倫理学の問題に方向性を与えてきたのは、さまざまな文化の宗教的、哲学的伝統であり、多くの社会で世俗化が進む傾向があるといえる。これは依然として大きな影響力を持つ。このため、こうした起源をいくつかが検討し、(限られた範囲で) 放射線防護体系にとどって根本的であるとされる価値の普遍性を調査することは本報告書の内容に導かれている。ここで留意すべきなのは、放射線防護体系の中心価値として一連の価値を確立したからといって、それがあらゆる文化において生活のあらゆる側面に普遍的に適用されるわけではないことである。これらの価値はそれぞれ異なり、多様な文化的文脈の中で見出しているが、その比重は恐らく文化によって異なり、同じ文化の中でもどの問題についての議論によって異なるかもしれない。

**C.2.1 善行と無危害**

(C3) 「善を及ぼすのを避ける」というのは「ヒポクラテスの誓い」 (Eblestein, 1943) の中心的条項の一つで、これのちにユダヤ教、キリスト教、イスラム教の経典によって採用された (Pelligrino, 2008)。この原則は、間接的な表現とはいえ、古代中国の類似の物語にも記載されている (Tsai, 1999)。もちろん、**道徳**が時として備わることであり、無危害は道徳と密接に関連していることがとらえられていなければならない。患者の益となるよう「に」することも、ヒポクラテスの誓いの中には、ヒポクラテスの誓いの中には重要な特徴である。

(C7) さらに一般には (つまり、宗教以外の分野では)、善行と無危害はどちらもどの宗教の倫理体系にも中心的原則として見られる。ヒンディー教と仏教のいづれにも中心の概念として、あらゆる生きものに対するいたわりと非暴力を意味する「アヒムサ ahimsa」がある。ユダヤ教の律法書 (Torah) もキリスト教の福音書 (Gospel) も、「あなたの隣人をあなた自身と同じように愛しなさい」と書くなど、同じ考えを別の形で表しており、イスラム律法解釈には「多かれ少なかれ実質的に異なるならば、便益のためにこの善は許される」とする指針がある。

(C1) 価値や規範の間にはグローバルなアプローチは困難に満ちているように見えるかもしれないが、世界中の人々の距離が次第に狭まっているの事実で、共通の視座を持つ必要性が高まっている。この範囲の中で、1948 年に国連総会で世界人権宣言 (United Nations, 1948) が採択されたことは、確かに歴史的な出来事であった。これは国際社会が第二次世界大戦中に起きたような惨劇を二度と繰り返さないことであることを強く示唆している。人々の間での共通の価値観や規範がなされたことがこの惨劇を引き起こす原因とならなかったからである。その結果、「市民的及び政治的権利に関する国際規約」と「経済的、社会的及び文化的権利に関する国際規約」 (United Nations, 1948) という二つの多国籍条約が締結された。20 世紀の後半、特に 21 世紀への過渡期において、**C.1** に示すように、人権に関わる他の多くの国際的な条約が相次いで出された。

(C2) 世界の多くの国々がまだ上記の一連の人権宣言すべてに批准していないことに留意すべきである。批准はしても、実際には人権が十分に確保されていない国々もある。これらの宣言が具体的な状況に適用されるようにするには、今後とも個々の対象領域について世界で受け入れられた価値や規範を際立つ必要がある。放射線防護はこうした領域の一つに過ぎない。

(C3) ここ 20-30 年におけるグローバル化の進展と共に、哲学者らは、さまざまな規範からグローバル倫理のさまざまな必要性と可能性を取り上げている。ここでは 2, 8 の例を挙げれば十分であろう。Habermas は我々自身が置かれている「ポスト国民的集合」について論じ、「世界市民権」は、世界市民の政治的コミュニケーションの中で新しい形を成す必要がある (Habermas, 1992, 1998) と主張している。人類の繁栄とそれが地球規模で共有されるべきことに関する Sen は「正義」という概念について多岐に亘って執筆しており、この概念が古今東西を問わずさまざまな文化において重要であることを指摘している (Sen, 2009)。彼の親しい仕事仲間 1 人である Nussbaum は、あらゆる社会のあらゆる個人に当然与えられるべき、いくつもの「中心となる能力」を明示し、これによって彼女の「グローバルな正義」の評価の基礎を築いた (Nussbaum, 2004)。Arippah は世界市民主義の合理性について探求し、これを「感傷性に遠くはなれたもの」と定義している。「文化の多様性の尊重」を強調する一方で、「漸進的真相も存在する。ただ、誰もにそれをすでに入れたかどうかが誰かではない」 (Arippah, 2008) との見解を示している。最後に、Bok は「いくつもの基本的価値」【「[Bok] 集団が生きるために必要【であり】」、それゆえに、「社会および他の境界を超えて識別される。こうした最低限の価値を構成すると提案している。これは通常文化的固有性の強い「最大限」の価値の存在も、それらを超えて識別される。こうした最低限の価値を構成することにはならず、どの基本的価値ならば文化的境界を超えて共有することができるかを調査を進める際し追った広義性がある」 (Bok, 1995)】。

(C4) 文化的規範に共有された倫理原則、価値、規範が感銘に満ちた一連の分野の一つが宗教間対話である。こうした活動の一つの成果として、世界倫理宣言が 1993 年にシカゴで開かれた世界宗教会議で 40 を超える宗団体の代表者によって署名された。これは「人間の行動についての指針に古くから存在する。これらは世界の宗教の教えの中に出現することができ、特種的な条件にある」 (1)

(C18) 最善の原則により規定される「経済的・社会的要因を考慮する」について関係する重要な概念の一つに、一般公衆の利益、つまり「公益」があり、これらも真文化を通じて共有されている。すべての宗教はその世界に社会に於ける弱者への連帯を呼びかけており、例えば旧約聖書詩篇では「特たさるる者は密匿される」と表現されている。

(C19) より一般的には、伝統は我々が単なる個人が集まりではないことを思い起こさせる。アフリカには「1本の木では葉は生かすまい」ということわざがあるが、これはアフリカの倫理観が私利私欲よりも公益と公衆への義務感を優先させることを示唆している。Joe de Graaf は戯曲「Muntu」の中で、個人が必要とするもの、すなわち平和、自由、尊厳、そして安全は、地域社会によってのみ守られ、保証されることを示している。John Mbiti は「我々があるのは、我々があるから」と述べている。

**C.2.2 慎重さ**

(C10) ここ20〜30年は、特に弊害問題の分野で、「予防原則」について多くの議論が交わされてきた。もちろん、この原則を、その現代的な形そのままに、さまざまな文化の伝統を伝える動物や口頭伝承に見出すことは期待できない。とはいえ、慎重さのすなわち至るところに見られ、一般に、これら伝統に依拠して方向を決める人々は、それが予防的アプローチを示すものと解釈している。

(C11) ヒンドゥー教の教典は「恐れの原因が実際に現れる前に、恐れのある者のように行動せよ」と提唱し、一方、孔子は単に「慎重な者はめったに間違えない」と言っている。聖書の箴言には以下の一節がある。「慎重な者は危険を見と身を感ずるが、無知な者は進み続け、影響を被る。」オーストラリアのアボリジニとトレス海峽島住民の代表はこう言明した。「過去60,000年にわたって、世界の原住民である我々は、我々が文化的、身体的に必要とするものを自然環境が提供するよううまく管理してきた。我々は非原住民の予防原則【とその他】の概念を学ぶ必要はない。我々にとっ、それらはすでに伝統に組み込まれているからだ。」

**C.2.3 正義**

(C12) 正義と他人本位を掲げる第一の原則である「黄金律」は、「人にしてももらいたいと思うことを人にしてあげろ」ことを求めているが、これは世界で最も広く共有される倫理的指針の一つである。どの伝統を遡っても見出せるばかりか、その言い回しも驚くほど似通っている。少数の例を挙げるだけでよい。『自分自身が傷つこうやなり方でも他人を傷つけない』(仏教)、「だから、何でもあんなに人々からしてもらいたいことは、人々にも同じことをしてあげなさい。なぜなら、これが法律と預言の真勸だからである」(キリスト教)。

ラッサンを通じて続き、啓蒙主義へと引き継がれた。現代においては、これら上記の宗教的伝統と並んで、本付属書の冒頭に述べたように、1948年の世界人権宣言および2005年の生命倫理と人権に関する世界宣言の草案作成に非常に重要な役割を果たした。

**C.3 儒教の理論とアジアの見方**

(C19) さまざまな文化の倫理を一つずつ検討し、内在する倫理を理解し、これらをICRPの放射線防護体系に関係づけるのは確かに興味深いだろう。しかし、ここにはそれを行うための基礎がなく、ここ20〜30年において、「アジアの見方」について、さらには「アジアの価値」についての議論があり、これらは西洋が「世界に押しつけた」見方とは異なるものと考えられているため、西洋とは違う倫理体系、つまり儒教を一つだけ取り上げて、より深く考察することとする。

(C20) このように西洋と西洋とは遠く道徳哲学の根本的違いを主張する向きがあるとはいえず、日々の生活における儒教の考えは、西洋の思想とかなり通じ合う倫理的価値を強調している。儒教の根本的な立場は、すべての人間が道徳に向かう義務を持っており、徳の高い環境に自然に従う傾向があるというものである。儒教の根底にある五つの道徳的価値(または徳)は、仁(情け)、義(正義)、禮(礼儀)、智(知恵)、信(信頼)である。

(C21) 「仁」は他の四つすべてを包括する最高位の価値で、他者に対する利他主義の義務である。「義」は仁を実践するための手段で、「正義を維持し、益にならずに善を行う道徳的傾向をいう。「禮」は伝統・慣習の規範で、日々の生活において、特に他者との関係の中で人がいかに正しく振る舞うべきかを決める。「智」は物事の原則を迅速に正しく理解し、正しく公正な決定を下すための精神的能力である。「信」は人々の中に構築されるべき信頼である。

(C22) 図C.1は、五つの儒教の倫理的価値の関係を、西洋の、または世界的に受け入れられたICRPの放射線防護体系の基礎にある倫理的価値および原則と結びつけて示している。

(C23) 「仁」(情け)が善行とはほとんど同じ概念であることは明白であるが、「仁」が傾向を求めているのに対し、善行は行動の仕方よりわがしている。どちらとも、西洋だけでなく、アジア文化においても広く受け入れられている。儒教の理論では、しばしば「仁」は他の価値よりも強いとされ、これが価値体系の父子的理解につながりうる。一方、すでに述べたとおり(付属書Bを参照)、善行、無危害、正義、自律性(あるいは人の尊厳)の順で固定した階層を設けられないという国際的なコンセンサスが一般的である。

(C24) 「義」(正義)は西洋における正義と大体同じである。しかし、儒教の理論では、これには「忠義」という意味もあり、個人の平等な権利というよりも社会階層の尊厳を意味する。

彼の目を正義に向けると、故自衛のために悪ふもを放つ個人のために進べ」(ハーンイ教)。

(C13) アフリカの倫理学では、この原則は存在論的、宗教的、地域社会的意味合いがある。この原則の主な本義は自己移入(empathy)の概念である。自己移入は、行動や行動しないことの影響が他者にとって何を意味するかを考える前に、自分の身を置いて想像する助けとなり、それによって「協働、連帯、仲間意識」につながる。

(C14) 正義は、それ自体、共通の道徳の要素であることが確認できる。ヒンドゥー教の聖典バーガヴァド・ギーターには「友、仲間、彼方の間で...聖人や罪人の間で平等な心を持つものこそ、卓越した者となる」という約束が含まれている。旧約聖書の詩篇は、「主は正しさと正義を愛する。世界は主の慈愛で満たされている」としており、一方、マホメット(ムハンマド)は信者に「たとえそれが自分自身または親類や親類に不利であっても...常に毅然として公平さを保つ」よう勧めている。

(C15) 正義は古代から何にも同じ重要だったため、ここで世俗の哲学の例を見てもいい。例えばアリストテレスは、さまざまな形の正義を区別し、その分析はそれ以前の思想に決定的な影響を与えた。彼の「配分的正義」の概念は、利益と負担の配分に、社会における権利と義務の配分に関係する。これについて、アリストテレスは、「唯一安定した国家は、法の前にすべての人が平等な国家である」と述べている。

**C.2.4 尊厳**

(C16) この最後を中心とした価値は世界中でさまざまな形で表現されているが、尊厳がすべての人間に平等に関わっているという基本的考えは、事実上どこでも見られる。バーガヴァド・ギーターの中には、「私は全ての生きものと同じである...ブラフマーにも...。そしてアウトカーストにも、賢者は同じものを認出す」と書かれている。聖書の中で、預言者マヤキは「我々は一人の父から生まれたのではないか?我々を創造したのは一人の神ではないか?」と問うた。コーランには「我々はアダムの子孫に尊厳を与え...我々の大半の創造物に対してよりもずっと多くの尊厳を施した」と書かれている。

(C17) これらはさまざまな宗教の原則からのほんの短い抜粋に過ぎないが、すべての人間が同じ尊厳を共有するという概念が広く認められていることは、1993年の世界宗教会議の世界倫理宣言にも反映されている。同宣言は「一人一人の人間は、年齢、性別、人種、肌の色、身体的または精神的な能力、言語、宗教、政治的見解、あるいは出身の国や社会階層の区別なく、不可分で不可逆の尊厳を持ち、したがって、誰もが、一人一人にせよ国家にせよ、この尊厳を尊重し守る義務がある」(King and Kuschal, 1993)としている。

(C18) さらに、人の尊厳については、世俗の哲学者も何世紀にもわたって取り上げてきた。この系譜の思想はストア派哲学に始まり、ルネ

(C25) 「徳」(礼儀)は人の尊厳を尊重することを意味する。しかし、これは普通、自ら決定する権利や平等の権利という基本的権利に直接結びつくものとは理解されていない。これは個人の自由よりも、むしろ年長者や階層が高い人物への敬意や、伝統的習慣や慣習の尊重を意味する。

(C26) 「智」(知恵)は「慎重さ」に類似するが、より広い意味を持つ。これはさまざまな対立する価値をまとめることも含む。

(C27) 「信」(信頼)は、正直さ、誠実さ、誠意を通じて達成されるため、説明責任、透明性、ステークホルダーの参加といった現代の概念と密接に関連する。

(C28) ここに説明したように、「情け/善行」と「知恵/慎重さ」の役割は西洋と儒教の思想においてほとんど同じであるが、基本的人権や平等の基礎としての「尊厳」と「正義」は西洋世界で発達したもので、これら二つの概念の基本的特徴の一部は普遍的であるとはいえず、西洋で得られた文化コンセンサスは、儒教文化の背景を持つ人々との間では必ずしも共有されていない。

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication138 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

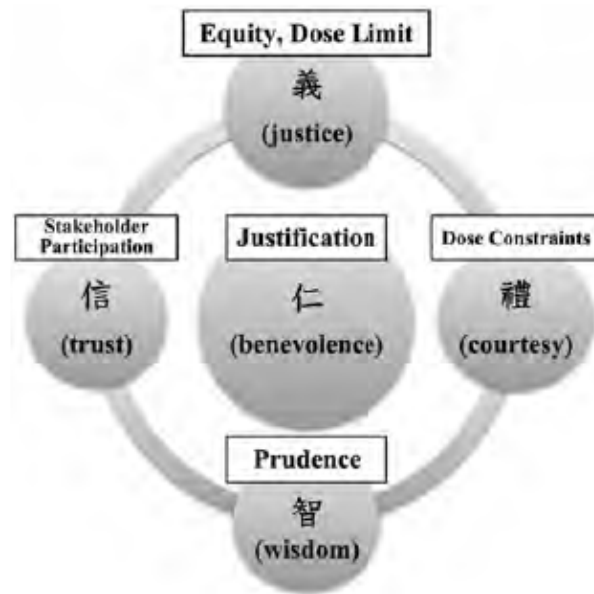


Fig. C.1. Core value system of classic Confucianism connected to core values of the radiological protection system (Kurihara et al., 2016).

公平性、線量限度  
 ステークホルダーの参加  
 正当化  
 線量拘束値  
 慎重さ

表 C. 1. 放射線防護体系の中核となる価値に関連する古典的儒教の中核となる価値体系

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 138 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table C.1. A few milestones in the development of global values and norms.

---

1948 Universal Declaration of Human Rights	1959 Declaration of the Rights of the Child
1966 International Covenant on Civil and Political Rights	
1966 International Covenant on Economical, Social, and Cultural Rights	
1972 Declaration on Human Environment	
1992 Declaration on Environment and Development	(UNESCO)
1997 Universal Declaration on the Human Genome and Human Rights	
2005 Universal Declaration on Bioethics and Human Rights	
2005 Universal Declaration on Bioethics and Human Rights	

---

表 C.1. 世界的な価値と規範の進展に関するいくつかのマイルストーン

1948 年	世界人権宣言
1959 年	子どもの権利宣言
1966 年	市民的及び政治的権利に関する国際規約
1966 年	経済的、社会的及び文化的権利に関する国際規約
1972 年	人間環境宣言
1992 年	環境と開発に関するリオ宣言 (ユネスコ)
	※環境と開発に関する国際連合会議 (UNCED) によるもので、ユネスコが?
1997 年	ヒトゲノムと人権に関する世界宣言
2005 年	生命倫理と人権に関する世界宣言
	※表にダブりがありません。

この類訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication135 改題版であり、今後の作業状況や委員会での変更等により変更されることもあり得る。ドラフトからの引用を赤【事務局】

**画像**  
**診断参考レベル-基準値はシミュレーション**  
 (訳者注：画像注：車線として書き込まれた影)ではないことが分かる。またインターネットでは38の定義が記され、真つ先に出ているのは「daytime running lights (日中走行用ライト)」であり、「diagnostic reference level (診断参考レベル)」は番号である。  
 放射線防護の専門家、DRLが何の筋か、またどのような意味が分かっているのだらうかと思いがちである。診断参考レベル(DRL)はこの20年間、国際放射線防護委員会(ICRP)が定めた放射線防護ツールの中で不可欠なものであったし、委員会が本件について具体的な助言を示してから15年が経つ。  
 この数十年間で医療のあらゆる側面が発達したが、電離放射線を用いた医療の発達は特に目覚ましい。したがって、医療従事者から分野に対する変化に遅れずに対応し、膨らむ市民の期待に応えることは、当然ながら難しい。ICRPは1つの期間として、医学を含む様々な分野に対して種々のガイダンスを提示することから、今回の、DRLに関する最新発表は時期に叶うものであろう。放射線防護の用語は複雑であり、時に、この分野の専門家の人々には紛らわしいものである。そのため、様々な種類の画像に対するDRLの適用について実際の情報を提供し、用語を明確化することは、ICRPにとって重要である。  
 DRLに関するいくつかの事実もまた、見落されることがある。DRLは個々の患者に適用されるのではなく、線量限度として使用されるべきではない。患者の医療従事者による、線量限度は関係ないのだから、DRLは最適化プロセスにおいて不可欠なツールである。種々の手法に関する線量情報を得るために行う調査では、非常に高い放射線量だけでなく非常に低い放射線量も特定することが重要である。というも、その両方が患者に影響を及ぼす可能性があるためである。  
 本書では、「DRL量(DRL quantity)」及び「DRL値(DRL value)」という用語を導入し、DRL値には施設の(平均値ではなく)中央値を用いることを勧告している。これは、中央値の方が、より信頼性が高く、かつその患者集団を代表していると考えられるためである。DRL値の効果は、能率的にデータを比較し傾向を検討することによって記録できる。英国では過去30年間にわたりに行われた調査において、DRL値(したがって線量)が大幅に低下している。

診断参考レベル(DRL)とは何か? インターネットを検索すると、これは頭文字略語(すなわちフレーズ内の各単語の頭文字をつないだ略語)であり、頭文字(訳者注：車線として書き込まれた影)ではないことが分かる。またインターネットでは38の定義が記され、真つ先に出ているのは「daytime running lights (日中走行用ライト)」であり、「diagnostic reference level (診断参考レベル)」は番号である。  
 放射線防護の専門家、DRLが何の筋か、またどのような意味が分かっているのだらうかと思いがちである。診断参考レベル(DRL)はこの20年間、国際放射線防護委員会(ICRP)が定めた放射線防護ツールの中で不可欠なものであったし、委員会が本件について具体的な助言を示してから15年が経つ。  
 この数十年間で医療のあらゆる側面が発達したが、電離放射線を用いた医療の発達は特に目覚ましい。したがって、医療従事者から分野に対する変化に遅れずに対応し、膨らむ市民の期待に応えることは、当然ながら難しい。ICRPは1つの期間として、医学を含む様々な分野に対して種々のガイダンスを提示することから、今回の、DRLに関する最新発表は時期に叶うものであろう。放射線防護の用語は複雑であり、時に、この分野の専門家の人々には紛らわしいものである。そのため、様々な種類の画像に対するDRLの適用について実際の情報を提供し、用語を明確化することは、ICRPにとって重要である。  
 DRLに関するいくつかの事実もまた、見落されることがある。DRLは個々の患者に適用されるのではなく、線量限度として使用されるべきではない。患者の医療従事者による、線量限度は関係ないのだから、DRLは最適化プロセスにおいて不可欠なツールである。種々の手法に関する線量情報を得るために行う調査では、非常に高い放射線量だけでなく非常に低い放射線量も特定することが重要である。というも、その両方が患者に影響を及ぼす可能性があるためである。  
 本書では、「DRL量(DRL quantity)」及び「DRL値(DRL value)」という用語を導入し、DRL値には施設の(平均値ではなく)中央値を用いることを勧告している。これは、中央値の方が、より信頼性が高く、かつその患者集団を代表していると考えられるためである。DRL値の効果は、能率的にデータを比較し傾向を検討することによって記録できる。英国では過去30年間にわたりに行われた調査において、DRL値(したがって線量)が大幅に低下している。

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者

この類訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication135 改題版であり、今後の作業状況や委員会での変更等により変更されることもあり得る。ドラフトからの引用を赤【事務局】

**画像**  
**診断参考レベル-基準値はシミュレーション**  
 (訳者注：画像注：車線として書き込まれた影)ではないことが分かる。またインターネットでは38の定義が記され、真つ先に出ているのは「daytime running lights (日中走行用ライト)」であり、「diagnostic reference level (診断参考レベル)」は番号である。  
 放射線防護の専門家、DRLが何の筋か、またどのような意味が分かっているのだらうかと思いがちである。診断参考レベル(DRL)はこの20年間、国際放射線防護委員会(ICRP)が定めた放射線防護ツールの中で不可欠なものであったし、委員会が本件について具体的な助言を示してから15年が経つ。  
 この数十年間で医療のあらゆる側面が発達したが、電離放射線を用いた医療の発達は特に目覚ましい。したがって、医療従事者から分野に対する変化に遅れずに対応し、膨らむ市民の期待に応えることは、当然ながら難しい。ICRPは1つの期間として、医学を含む様々な分野に対して種々のガイダンスを提示することから、今回の、DRLに関する最新発表は時期に叶うものであろう。放射線防護の用語は複雑であり、時に、この分野の専門家の人々には紛らわしいものである。そのため、様々な種類の画像に対するDRLの適用について実際の情報を提供し、用語を明確化することは、ICRPにとって重要である。  
 DRLに関するいくつかの事実もまた、見落されることがある。DRLは個々の患者に適用されるのではなく、線量限度として使用されるべきではない。患者の医療従事者による、線量限度は関係ないのだから、DRLは最適化プロセスにおいて不可欠なツールである。種々の手法に関する線量情報を得るために行う調査では、非常に高い放射線量だけでなく非常に低い放射線量も特定することが重要である。というも、その両方が患者に影響を及ぼす可能性があるためである。  
 本書では、「DRL量(DRL quantity)」及び「DRL値(DRL value)」という用語を導入し、DRL値には施設の(平均値ではなく)中央値を用いることを勧告している。これは、中央値の方が、より信頼性が高く、かつその患者集団を代表していると考えられるためである。DRL値の効果は、能率的にデータを比較し傾向を検討することによって記録できる。英国では過去30年間にわたりに行われた調査において、DRL値(したがって線量)が大幅に低下している。

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者

用語及び更新のための適切な時間間隔(実施臨床)の実態へ使用/DRLの実態への適用法/より新しい画像診断技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像診断法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像診断のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動的報告を促した。DRL/線量調査の実施方法を提案し、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、**放射線防護委員会**及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。  
 © 2017 ICRP出版社：SAGE。  
 キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化  
 E. VASO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K.KANG, M. ROSENSTEIN, P.ORTIZ LÓPEZ, S.MATTISON, R.PADOVANI, A. ROGERS  
 ICRP 代表者



K. Ahlström Riklund	P.-L. Khong	B. Yuse
K. Applegate	R. Loose	
M. Bourguignon	C.-J. Martin	

## 総括

### 1 序論

(a) 委員会は *Publication 73* (ICRP 1996) において「診断参考レベル (DRL)」という用語を導入した。この概念はその後さらに発展され、*Supporting Guidance* (ICRP 2001a) において実務的な助言が提供された。この策定内容と 2001 年の助言を付録書 A に要約している。

(b) *Publication 103* (ICRP 2007a) において委員会は述べているとおり、医療従事者における防護の最適化の原則の 1 つは、DRL の使用を通じて実行される。DRL は診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける有効なツールであることが証明されている。DRL は放射線治療を意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療計画、および放射線治療における患者位置確認には考慮すべきである。

(c) 時とともに、追加的な助言が必要であることが明確になってきた。以下に関する問題点がある。従来のガイダンスで使用されていた用語の用語の定義/DRL の数値の策定/これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔/実地臨床における DRL の適切な使用/DRL プロセスの実践への適用法/より新しい画像撮影技術 [デュアルエネルギー CT (Dual Energy CT)、X 線 CT 組合せ型シントロン CT 装置 (PEPCT)、X 線 CT 組合せ型 SPECT 装置 (SPECT-CT)、コンビーーム CT、デジタル X 線撮影、トモシンセシスなど] に対する DRL の概念の適用/小児診療における課題 (特に体格のばらつき)。

(d) 本書において委員会は、以下の 4 種の DRL 用語を使用することを勧告している (用語解説欄に定義)：

- DRL (診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられる、1 種の調査レベル)。
- DRL 重 (医用画像検査を行うために用いる電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定又は決定される放射線指標)。
- DRL 値 (専門家が定めたものであって実測はできない、DRL 重の数値。調査又は他の方法で得られた DRL 重の分布の中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセンタイルで決定される)。
- DRL プロセス (DRL を決定し、DRL 重を最適化するためのツールとして用い、その後さらなる最適化のためのツールとして新たな DRL 値を決定する、という周期的プロセス)。

もし各施設において国の中央値を下回る放射線レベルを達成していた場合には、使用線量をさらに低減することは重要な問題でなかったためである。各施設の検査状況が、国の中央値を下回る放射線レベルとなつている場合は、画質を十分にすることを優先する。

### 3 DRL 重及び DRL 値

(a) DRL 重は以下のようである必要がある：評価する画像モダリティに対して適切であること。医用画像検査に用いられる電離放射線量を評価すること、並びに測定又は決定が容易であること。同一の手法に 2 種類の画像モダリティ (PEPCT、SPECT など) を使用する場合は、向モダリティに関する DRL 重を個別に設定及び提示することが適切である。

(b) 最適化を促すツールとして、当初は DRL プロセスの規範を要求する必要があるが、DRL 値は助言的なものとして考えるべきである。DRL の数値は、その達成された医用画像検査目的のために定められた、臨床的及び技術的要件と結びついていなければならない。委員会、適切な患者サブグループについて行った方法の適切な DRL 重の調査に基づき、DRL 重を設定することを勧告する。ほとんどの場合、フロントエンドの使用は十分ではない。これは、フロントエンドを使用しない場合には操作者の能力の影響が考慮されなければならないためである。

(c) DRL 値は静的なものではない。検査の歴史には持続的なものであり、またハードウェアとソフトウェアは改良されるので、DRL 値は定期的に更新されるべきである。新たな画像撮影技術を導入する際は、適切な DRL 重を測定し、できる限り速やかに DRL 重を設定するよう取り組むべきである。

(d) IVR について DRL 重を設定する際には、手法の複雑性を考慮してよい。また、より複雑な手法の場合は、DRL 値の範囲が適切なこともある。

### 4 地方 (ローカル)、国及び地域の DRL

(a) 患者の検査に使用される DRL 重に関するデータ照会及び DRL 値の策定という作業の、様々な構成要素に責任を有する組織を、各国又は地域 (国の集合体) において特定する必要がある。DRL の策定及び更新のためのプロセスは、柔軟かつ動的なものであるべきである。データがほとんど人手で書き込まない手法 (小児患者における IVR など)、又はデータが 1、2 施設からしか得られない場合には、柔軟に対応する必要がある。より幅広い調査が実施されるまでの間、これらのデータから初期 DRL の策定を可能にするためには、動的プロセスが必要である。

(b) X 線を用いる手法に関する国の DRL 重を決定するためのデータは、調査又はレジストリから入手する。患者検査からの適切な DRL 重の数値は、複数の医療施設から収集する。国全体の医療施設における DRL 重中央値の分布の 75 パーセンタイル値を、「国の DRL」として用

(c) 本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、各種画像撮影法のための DRL 重を勧告し、IVR 及び小児画像撮影のための DRL の適用について情報を提供し、DRL 重の決定と適用においてよくみられる間違いを取り上げ、線量に関連した数値の目的を明らかにした。DRL 値の決定のための調査方法の変更を推奨し、医療従事者のための研修プログラム及び患者向け情報に DRL に関する情報を含めることの重要性を取り上げている。

(d) 本書の対象読者は国、地域 (国の集合体) 及び地方の規制当局、専門学会、医療被ばくに電離放射線を使用している施設、及びこれら施設で働く責任者である。

(e) 委員会の勧告全文を、本書の 8 章に示している。さらに各章ではその冒頭に、各章の主要な概念を要約した要点を示している。読者の便宜のため、最重要点及び勧告の要約を以下に示す。

### 2 診断参考レベル

(a) 防護の正当化と最適化の原則は、重要なかつ相補的な放射線安全性の基本理念である。DRL とは、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるために用いられる一種の調査レベルを意味する。委員会が定めた用語である。DRL 値とは、所定の体積範囲にある患者性又は特殊な事情では標準フロントエンドに対する、一般的な検査のための幅広い規定の各種装置に関連して設定された、DRL 重である。DRL 値は個々の患者に適用されるものではない。これは、各施設で取得し国又は地域で収集される放射線情報データに基づいて定められたべきである。DRL は専門家の判断を補助するものであり、医療行為の是非を分ける境界線を示すものではない。患者を医療被ばくさせる役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL に精通しているべきである。

(b) 防護の最適化のためには、DRL プロセスの適用のみでは不十分である。最適化は通常、検査により提供される診断情報の質が医療目的に見合うよう維持されるべき考慮しつつ、それと同時に、患者の被ばくを到達可能な範囲でできるだけ低くするべく努めるものである。画質、より一般的には最適化により提供される診断情報 (後処理の影響を含める) も評価されるべきである。DRL プロセス及び画質の評価の両方を含めた、最適化の達成方法が実施されるべきである。場合によっては、最適化による線量を増加させることになる。

(c) DRL 重を下回る線量を使用した場合でも、そのことだけで、使用された線量について最適化されたレベルで手法が行われたことを示すものではない。そこで委員会では、さらなる最適化の試みについて追加ガイダンスを提供するため、線量に関連した数値の国内分布の中央値 (50 パーセンタイル) を用いることで、しばしば付加的な改善が得られるだろうと認めている。例えば各施設での DRL 重中央値が国の中央値を下回っている場合、この追加の最適化プロセスにおいては、使用線量ではなく画質を優先して考えるべきである。この勧告の根拠は、

いる。

(d) 1 つの地域 (例えば欧州連合) 内の多数又は大半の国々に対して、国の DRL 値が存在する場合には、入手できると国の数値の中央値を用いて地域の DRL 重を決定することができる。この値は、自国の DRL 用線量調査を行っていない又はレジストリを保持しない近隣諸国に対して、最適化又は防護の必要性に関する指針となるかもしれない。また、現在の国の DRL 値が地域の DRL を上回っている国々に対して、さらなる最適化が必要かもしれないことを示すものである。

(e) 国又は地域の DRL は定期的 (3~5 年ごと) に改定する必要がある。ただし、技術面の大規模な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理の改善が停られた場合は、より高頻度で改定する。

(f) X 線手法に関する国の DRL を決定するためには、大規模な調査あるいはレジストリが必要であり、さらに基礎と解析のための多大な努力を必要とする可能性があるため、技術の変化に伴っては対応しない。各施設でさらなる最適化が達成されていることが明らかでない場合、又は国の DRL 値が存在しない場合、最適化プロセスをさらに支援する 1 地方の DRL 重 (ローカル DRL) 又は代表値 (国又は代表値) を導入し (表 2.2)。その使用例として、CT における逐次決定再構成法の適用、コンピュータ X 線撮影の代替となるフラットパネルデジタル X 線撮影の登場、デジタル線量計の導入によって適時な、大規模な検査施設に対応するための策である。別の例として、画像の新たな後処理法の導入である。小規模な医療施設では、「代表値」を使用することができる (表 2.2)。

### 5 防護の最適化のための DRL の使用

(a) 特定の X 線装置、又は放射線診断等の施設に関する、医用画像手法のための適切な DRL 重の中央値を、地方 (ローカル)、国又は地域の DRL 値と比較し、その場所に関するデータが予想よりも著しく下回っていないかを確認する。

(b) 所定の体積範囲にある代表的な患者サブグループにおいて、施設での DRL 重の中央値が地方 (ローカル)、国又は地域の DRL 値よりも高い場合、その施設では DRL 重を「一貫して超えている」と判断される。

(c) いくつかの手法に関しても DRL 値を超えている場合は、原因を明らかにするために選好なく調査に取り組み、是正措置が必要な場合、計画を運搬なく実行 (かつ文書化) する。

(d) DRL は、個々の患者について用いられるようには意図されていない。また、個々の患者又は個々の検査に関するトリガー (アラート/警告) レベルとして用いられるよう意図されていない。同様に、DRL 値は限定的にのみ使用されるべきである。

(e) いくつかの診断検査に際しても最も優先すべきことは、臨床目的に対して十分な画質を得ることであり、1 検査の画像が、必要な診断情

<p>値をすべて提供し、臨床目的が損なわれないようにすることである。</p>
<p><b>6 小児検査に関する検討事項</b></p> <p>(γ) 小児の場合、患者の大きさや体重は様々であることから、小児検査の放射線被ばくには（放射線画像検査にせよ核医学にせよ）著しい違いが生じる可能性がある。このような患者線量のばらつきは妥当である。しかし、不適切な技術により、又は、小児疾患と患者の様々な体格に対応するために、画像プロトコルを成人から小児に適切に適用できなかつたことにより患者線量にばらつきが生じることは妥当ではなく、防護線の最適化が必要である。</p> <p>(d) 体幹の X 線検査に関する小児の DRL を制定するために、体重による層別化（6 節参照）が推奨される。小児にはこれを促進するべきである。</p>
<p><b>用語解説</b></p> <p>面積空気カーマ積算値 [Air kerma area product, P<sub>ka</sub>]</p> <p>ビーム軸に対して垂直な平面上における、X 線ビームの面積全体を自由空气中（後方散乱なしでの）、空気カーマの積分。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は KAP である。（mGy<sup>2</sup>cm<sup>2</sup>単位で測定される）。以前の用語は「面積線量積」で、DAP と略されていた。</p> <p>患者入射基準点における空気カーマ [Air kerma at the patient entrance reference point: K<sub>ea</sub>]</p> <p>X 線の手足全体から算出された、焦点から一桁の距離にある位置（患者入射基準点）参照）での空気カーマ。Gy で表される。国際電気標準会議 (IEC, 2010) ではこの数量を「基準空気カーマ」と呼んでいる。米国食品医薬品局は「累積空気カーマ」という用語を使用している。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) はこの数量の記号を規定していない。[K<sub>ea</sub>] は米国国立放射線防護委員会 (NCRP) が Report No. 168 (NCRP, 2010) により導入された表記である。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は GAK である。古い医学論文では、この数量は「累積線量」と呼ばれていた。さらに「基準空気カーマ」、「基準点空気カーマ」とも呼ばれていた。</p> <p>クリニカルオーディット [Clinical audit]</p> <p>構造化レベニューにより患者のケアの質と成果の改善を目指す。医学的放射線手技の体系的な試験又はレベニュー、構造化レベニューでは、医学放射線診療、手技、そしてその結果を、合意されている適切な医学的放射線手技に関する基準と照合する。必要に応じて診療を修正し、新しい基準を適用する。(EU, 2013)。</p>

<p>電離放射線に対する個人の被ばくに関連する特定の線量計測量に特異的ではない状況で使用される総称。状況が特異的な場合は、線量計測量の名称又は記号が使用される。</p>
<p>長さ線量積 [Dose-length product: DLP]</p> <p>長さ (L) をもつコンビュータ断層撮影スキャン中の患者に付与されるエネルギー、代替指標として用いられるハラメータ。慣例として DLP は mGy cm の単位で報告される。詳細は ICRU Report 87 (ICRU, 2012) 参照。</p>
<p>DRL 量 [DRL quantity]</p> <p>医用画像検査を行うために使用される電離放射線の量を評価する。一般的かつ容易に測定/決定される放射線指標 (K<sub>ea</sub>, K<sub>pa</sub>, CTDI<sub>vol</sub>, DLP, P<sub>ka</sub>, K<sub>ap</sub>, D<sub>0</sub>, 投与放射線量など)。測定される数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像検査に容易に利用できるものとする。医用画像モダリティ及び医用画像検査のための適切な数量を、本書にて特定する。マンモグラフィ用の乳腺平均線量を唯一の例外として、これらの数量は患者が受ける組織又は臓器線量ではなく、また、そのような線量から導かれる数量でもない。これは、このような線量が容易に測定/決定できないためである。</p>
<p>DRL プロセス [DRL process]</p> <p>DRL 値を制定する周期的なプロセス。DRL 値を最適化のためのツールとして用い、その後新たな DRL 値を決定して、さらなる最適化のためのツールとする。</p>
<p>DRL 値 [DRL value]</p> <p>専門家が定めたものであって実測はできない、DRL 量の数値。以下において観察された DRL 量の分布の中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセントイルで設定される。(a) 少数の医療施設（ローカル DRL 値）と呼ぶ。又は (b) 国全体の複数の施設（国の DRL 値）と呼ぶ。「地方の DRL (ローカル DRL)」[「国の DRL」]及び「地域の DRL」も参照。</p>
<p>入射表面空気カーマ [Entrance surface air kerma: K<sub>ea</sub>]</p> <p>患者又はファンタムに X 線ビームが入射する場所での、X 線ビーム中心軸上の空気カーマ（後方散乱放射線を含む）。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は ESAK 又は ESD（旧名）である。（mGy 単位で測定される）。</p>
<p>線量指標 [Exposure index]</p> <p>「検出器線量指標」参照。</p>
<p>入射空気カーマ [Incident air kerma: K<sub>i</sub>]</p>

<p>ボリューム CT 線量指標 [Computed tomography dose index (volume): CTDI<sub>vol</sub>]</p> <p>ヘリカルビッチで正規化した重み付け CTDI (CTDI<sub>w</sub>)。CTDI<sub>w</sub> は、CT 測定用ファンタムのシングルスライス全体の平均線量の推定値である（mGy で測定される）。ICRU Report 87 (ICRU, 2012) 参照。</p>
<p><b>貫して超える</b> [Consistently exceeded]</p> <p>1 施設での DRL 量の中央値を、適切な地方（ローカル）国又は地域の DRL 値と比較するときに使用される用語。「一貫して (consistently)」が意図する意味は「大多数の検査において」ということで、「期間全体を通して」という意味ではない。</p>
<p>累積空気カーマ [Cumulative air kerma]</p> <p>「患者入射基準点での空気カーマ」参照。</p>
<p>検出器線量指標 [Detector dose indicator: DDI]</p> <p>デジタル X 線撮影装置 (CR-コンビュータ X 線撮影) または DR デジタル X 線撮影) 上に表示される指標で、受検者の被ばくと、したがって画質と関連している。X 線装置を操作する放射線技師に対し被ばくレベルの指標を示すため、装置の製造業者により、許容できる画像が得られるのであろう DDI の範囲が推奨される。線量指標 (exposure index) と呼ばれる。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>「組織反応」参照。</p>
<p>損傷 (デトリメント) [Detriment]</p> <p>あるグループが放射線に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体。損傷は多次元の概念である。その主な構成要素は以下の線量である。すなわち：致死がんの発生確率、非致死がんの加重された発生確率、重篤な遺伝的影響の加重された発生確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮年数。</p>
<p>診断参考レベル [Diagnostic reference level: DRL]</p> <p>診断参考レベルとは、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられる。一種の閾値レベルである。日常の条件において、ある特定の手法からの使用線量がその手法としては異常に高いか又は低いかを示すために、電離放射線を用いた医学画像診断で使用される。核医学では、投与放射線量 (放射性物質の量)、又はなるべくなら体重あたりの投与放射線量を使用する (DRL 値) も参照。</p>
<p>線量 (電離放射線) [Dose (ionising radiation)]</p>

<p>焦点から表面までの距離での、X 線ビーム中心軸上の入射ビームからの空気カーマ（後方散乱放射線を含む）。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は IAK である（mGy 単位で測定される）。</p>
<p>カーマ [Kerma: K]</p> $K = \frac{dE_m}{dm}$ <p>質量 d<sub>m</sub> の物質中で非荷電粒子により解放されたすべての荷電粒子の運動エネルギー dE<sub>m</sub> の総和を、その物質の質量 d<sub>m</sub> で割った値。</p>
<p>カーマの単位は 1 キログラム当たりのジュール (J kg<sup>-1</sup>) である。この単位の特別な名称はグレイ (Gy) である (ICRP, 2007a)。「カーマ」は、「物質中に放出される運動エネルギー」[Kinetic energy released in a mass] の頭字語である。</p>
<p>地方の DRL (ローカル DRL)</p> <p>測定された臨床的検査目的のための X 線検査について、国の一部の医療施設が定めた DRL。適切な DRL 値を、それほど多くない数 (10 ~ 20 か所) の X 線室から集め、その分布の 75 パーセントイルに基づいて設定される。国の DRL が設定されていない検査手技の場合、又は国の DRL 値が設定されているものの各施設の装置又は技術によって大幅な最適化の達成が可能となったために国の DRL よりも低い値を実施できる場合、ローカル DRL を設定してもよい。</p>
<p>平均乳線線量 [Mean glandular dose: D<sub>g</sub>]</p> <p>マンモグラフィでは、D<sub>g</sub> は乳房の腺組織の平均吸収線量である。腺組織は放射線感受性が高い乳房組織である。D<sub>g</sub> は、特定のマンモグラフィ検査に使用する入射空気カーマ (K<sub>ea</sub>) 又は入射表面空気カーマ (K<sub>pa</sub>) のいずれかから算出する。K<sub>pa</sub> から D<sub>g</sub> への換算は、線質（すなわち半価層）、腺組織の材質、通、乳房厚及び乳房組成の関数である。K<sub>pa</sub> から D<sub>g</sub> への換算は、これらの全因子と、乳房組織からの後方散乱係数の調整の関数である。D<sub>g</sub> は平均乳線線量 (average glandular dose: AGD) と呼ばれる (mGy 単位で測定)。</p>
<p>医療被ばく [Medical exposure]</p> <p>患者が自分の医学又は生物学の診断あるいは治療の一部として受ける放射線被ばく；職業上被ばくする者以外の人が、自発的に患者の支援や介助する間に承知し受ける被ばく；及び、自らの被ばくを伴う生物医学的研究プログラムにおける志願者の被ばく。</p>
<p>国の DRL (National DRL)</p> <p>国の医療施設の代表的なサンプルからのデータに基づき、その国で設定される DRL 値。DRL は特定の臨床的画像撮影について規定される。DRL 値は通常、各医療施設で観察される適切な DRL 量の中央値の、その分布の第 3 四分位数 (75 パーセントイル) として定義される。</p>

注量起爆値 [Notification value] 米国職業工業会のコンピュータ断層撮影 (CT) Dose Check Standard (XR 25) (NEMA, 2010) の一部。特定のスキヤンプロファイルに関して、電磁波規定するボリューム CT 線量指標 (DLPI) の数値 (1/4 の指標) を使用する場合は電磁波規定してよい) を推定線量指標が超えた場合、CT 装置は、スキヤン開始前に操作者に通知する。この注意喚起値を超えた場合、操作者のコンピュータ上に、放射線技術がスキヤンの設定を見直しから検査を進め、それらが正しいことを確認するか、又は変更するようよう促す警告が表示される。
患者入射基準点 [Patient entrance reference point] 患者の皮膚表面上の入射空気カーマを合理的に表すための、IVR の X 線装置に関する累積空気カーマを測定する部位。アイソセントリックな X 線透過装置 (C-アーム) の場合、患者入射基準点は、アイソセンターから焦点方向に 15 cm の、X 線ビームの中心軸上にある点と定義される (IEC, 2010)。
皮膚のピーク線量 [Peak skin dose : D <sub>skin,max</sub> ] 皮膚で最も強い照射を受けやすい局所領域 (すなわち、透視ガイド下の手技中に最も長時間一次 X 線ビーム内にある皮膚の局所領域) に対する、最大吸収線量。皮膚の局所領域での平均吸収線量について、ICRU により推奨されている表記は D <sub>skin,mean</sub> である (ICRU 2005)。最も強い照射を受けている皮膚の局所領域に対する最大吸収線量について、NCRP により使用されている表記は D <sub>skin,max</sub> である (NCRP, 2010)。皮膚のピーク線量は Gy 単位で測定される (NCRP, 2010)。
品質管理試験 [Quality control testing] 許容値を超えた変化が生じていないことを担保するため、X 線装置の性能及び画像の状況の状況を定期的に評価する測定のこと。
放射線障害 [Radiation detriment] 障害 (Detrimant) 参照。
標準ファントム [Reference phantom] 医学断層撮影に基づいて人体形状コンピュータファントム。ここで、解剖学的生体組織は、人体の種々の臓器・組織の密度と原子組成を定めた、小さな 3 次元体積要素 (ボクセル) で記述される。成人男女の人体には、ICRP ファントムを使用できる。
基準値 [Reference value] より明確な情報がない場合に、体内動態モデルに使用するため、ICRP が勧告するパラメータの値。すなわち、ICRP 刊行物に示された値

データを収集する患者数が少ない場合、患者の標準化体格をいくつか設定しておくことが重要である。患者の体格の標準化は通常、体重を制限することで達成される。選択する平均体重は、照射する集団における平均体重に近いものとすべきである。一部の集団では平均体重が 70 ± 10 kg を超えることが想定と考えられる。成人の場合、これは通常、一定範囲の体重にある患者からのデータを用いることで達成される (例えば、50–90 kg の範囲を用いることで 70 kg の平均値となる)。
放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation] 発生する影響の重篤度ではなく、確率が、小さい値なしの線量の関数とみなされるような悪性疾患及び遺伝性影響。
組織反応 [Tissue reaction] しきい線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる。細胞集団の傷害、細胞集団の傷害、以前は「確定的影響」と呼ばれていた。組織反応は場合によっては、医療を含む照射後の耳袋及び生物反応修飾物によって改変できる。
トモシンテシス (乳房デジタルトモシンテシス) [Tomosynthesis (breast digital tomosynthesis)] 多数の角度からの、乳房への複数の X 線照射を用いる。この情報をコンピュータに選択し、その処理により乳房全体の三次元画像を得る。
代表値 [Typical value] 臨床的用途に関する、DRL 重データ分布の中央値。この分布には、複数の X 線装置をもつ特定の医療施設からのデータ (又は少数の医療施設からのデータ) が含まれる。これらのデータは、各施設の調査、又は各施設のデータを参照することで得られる。代表値は地方の DRL (ローカル DRL) と同様、各施設内での比較に用いることで、施設における最適化をさらに進めるための手掛かりとして用いることができる。ローカル DRL が決定できないほど X 線装置 (又は医療施設数) が少ないとき、代表値を使用する。新たな技術又は手法と関連した比較を行うために、1 施設において代表値を設定することもできる。
ボクセルファントム [Voxel phantom] 「標準ファントム」参照。

## 1. 序文

- ・ 診断基準レベル (DRL) とは、患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるために用いられる一種の閾値レベルを意味する。委員会は特定の用途である。
- ・ 委員会は次の 2 つの新しい用語を使用することを勧告している。一 DRL 量 (医用画像検査を行うために用いる) の閾値放射線量を評価す

最係数の計算に使用される正確な値。基準値は、計算における丸め誤差の集積を避けるため、既知の真値の不確実性を反映するように選ばれるよりも高い精度で規定されることがある。
参考レベル [Reference level] 緊急時又は既存の制約可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量又はリスクのレベルを表す用語。参考レベルは選定される時は、考慮されている被ばく状況の一般的な事実に基づいて決まる。DRL は IVR を含む医療被ばくに適用されることから、DRL は「参考レベル」ではない。医療被ばくは、緊急時又は既存被ばく状況ではなく計画被ばくである。
地域 [Region] 通常は地理的な近接性及び/又は文化的類似性から、患者の線量測定のために 1 つとなり資源を集めることに同意している国の集合体。国際連合の地域分類は以下で閲覧可能である : <a href="http://unstats.un.org/unsd/methods/m49/m49regin.htm">http://unstats.un.org/unsd/methods/m49/m49regin.htm</a> 又は <a href="http://www.un.org/depts/dfa/CA/CM/Regional/Regional_diagnostic_reference_levels">http://www.un.org/depts/dfa/CA/CM/Regional/Regional_diagnostic_reference_levels</a> 地域の診断参考レベル [Regional diagnostic reference levels] 医療施設が代表的な地域に基づき、又は国の DRL 値に基づき、地域で設定される DRL。本書で使用している「地域」とは、複数国の集合体を用いている。「地域 (Region)」参照。
レジストリ [Registry] 情報の集まり。レジストリは通常、そこに登録されているデータが解析できるように構築されている。レジストリには通常、制限的なおお状況・例外事項はない。これらは、疾患の自然歴から薬物又は装置の安全性、さらには家庭病床下の治療の有効性に至るまでの多様な目的において、結果を評価するために用いられる。この情報は、患者のケアの改善にあたる医療従事者に対する情報としても用いられる。
(被写体) サイズ対症推定 CT 線量指標 Size-specific dose estimate : SSDE 患者の体格に基づく補正値を考慮し、患者から又は患者の画像上で測定/決定された寸法を用いた、コンピュータ断層撮影 (CT) スキヤンに関する患者線量の推定値。米国医学物理学学会 (AAPM) Report 204 は SSDE 値を、CT 装置で報告されるボリューム CT 線量指標に基づいて算出しているが、今後、スキヤン患者の照射スキヤン中に取得した減衰データに基づく SSDE 補正係数を含むよう、修正される可能性がある (AAPM, 2011a)。
標準体格の成人 [Standard-size adult]

る。一般的かつ等量に測定又は決定される放射線指標) – DRL 値 (専門家が見たものであって実測はできない) 、DRL 量の数値、DRL 量の分布の中央値を推奨集めて、その分布の 75 ペーセントイルで設定される)。
・ DRL は、防護の最適化に取り組みべき電磁波放射線を用いた検査を特定するための、有効なツールであることが強調されている。
・ 患者を医療被ばくさせる役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL プロセスに精通しているべきである。
・ DRL の適用では、防護の最適化に十分ではない。対応する画像の診断的価値も評価する必要がある。
・ 委員会は、国における DRL 量の分布 (国の DRL 値を求めたために用いられる同様の分布) の中央値の使用は、最適化策のためのもの 1 つの有用なツールになると考えている。
・ DRL 量として用いられる放射線指標は、緊急に測定又は入手されるものでなければならぬ。例えば、放射線診断には画像検査が一度積算値 (Pm) 及び/又は胸部空気カーマ (R <sub>eq</sub> )、CT にはボリュームコンピュータ断層撮影 (CT) 線量指標 (CTDI <sub>w</sub> ) 及び長さ線量積 (DLP)、さらには放射線診断には線量線量又ははなるとはならない。例えば、放射線診断には画像検査を行うために使用する電磁波放射線量を評価するべきではない。これは、放射線量は測定可能な数量ではなく、医用画像検査を行うために必要でも適切でもない、無関係な要素が導入されるおそれがある。
・ DRL 値は線量限度として使用するべきでない。線量限度は患者の医療被ばくには適用されない。
・ 1 施設における DRL 量の分布の中央値は DRL 値と比較するべきであるが、個々の患者の DRL 値と比較するべきではない。これは、DRL プロセスが患者のグループに関する防護の最適化を意図しているためであり、個々の患者ではなく、患者に基づいたためである。
・ DRL プロセスは、何らかの最適化を行った後に調査を繰り返す、その後適切な時間を待たせ、プロセス全体を繰り返すという、品質保証 (QA) の継続プロセスに適用されるべきである。

## 1.1 目的

- (1) 本書では、特定の画像モダリティの実験的な使用に関するガイドラインを示し、DRL 値の決定方法を検討し、DRL 値の定期的な改定に關して助言を与え、特定の画像モダリティで使用する DRL 量を勧告する。集積した DRL 値は、多数の情報源から入手可能である (Hoshe et al., 2005; ICRP, 2007b; Lassmann et al., 2008a; Pudovani et al., 2008b; Betros et al., 2009; 2012; Miller et al., 2009, 2012a; al., 2005; ICRP, 2007b; Lassmann et al., 2008a; Pudovani et al., 2008b; Betros et al., 2009; 2012; Miller et al., 2009, 2012a;

Diard et al., 2012; Polcy et al., 2012; NCRP, 2012; Samara et al., 2012; AINSAC, 2014; Lassmann and Treves, 2014; Sa'neh et al., 2014)。本書では、DRL 値のリストを提供するのではなく、DRL 値の設定及び使用時に考慮すべき問題点を論じる。また本書では、調査の実施、DRL 値の決定、及び臨床施設における DRL プロセスの適用に関する、委員会の報告を示す。

(2) 本書では、国際放射線単位測定委員会 (ICRU) により規定された DRL 量の記号を使用する。読者の便宜のため、表 2.3 には数量の名前、ICRU による記号、及び一般的な記号を示す。

### 1.2 用語

(3) その 1990 年の勧告 (ICRP 1991) において、委員会は、(患者の医療被ばく以外の用途) に使用されたとき、その数値を報告せよと何らかの指針又は決定をするべきという測定値の数値として、特定の参考レベルを記述した。これらには健康レベル (そのレベルを報告した結果を記録し、下回った数値は無視する)、調査レベル (そのレベルを超えるなら、その結果の原因又は意味を検討する必要がある)、及び介入レベル (そのレベルを超えるなら、何らかの是正措置を検討する必要がある) が含まれる。DRL は 1996 年、患者の医療被ばくにおける防護の最適化 (そのレベルを越えるなら、何らかの是正措置を検討する必要がある) として導入された (ICRP 1996)。本書において、委員会は、次の 2 の新しい用語を使用することを勧告している。「DRL 量」(医用画像検査を行うために用いる) の電離放射線の量を指す。一般的なかつ容易に決定又は決定される放射線指標。「DRL 値」(専門家だけが定めたものであって実用できない、DRL 量の数値。調査又は他の方法で得られた DRL 量の分布の中央値を複製集めて、その分布の 75 パーセントで設定される)。

(4) 委員会は、その 2007 年の勧告 (ICRP 2007a) において、計画被ばく状況に関しては「線量拘束値」という用語を使用し、現存被ばく状況及び緊急時被ばく状況に関しては「参考レベル」という用語を使用している。したがって「参考レベル」という用語は、医用画像の場合には使用しない。同様に、患者の医療被ばくは計画された状況であるが、「線量拘束値」は該当しない。

### 1.3 歴史

(5) Wall 及び Shrimpton (1998) は、防護の最適化のための患者線量に関連した数量の、測定法の使用状況について検討した。1950 年代初頭、診断的 X 線検査に関するそのような数量の全調査が米国及び英国にて実施された。1970 年代には米国で Nationwide Evaluation of X-ray Trends 調査が開始され (FDA, 1984)、1980 年代になると英国国立放射線防護委員会 (NRPB、現在の英国公衆衛生庁) の調査により、自由空気中又は患者に入射する入射線量被ばくが測定された (Shrimpton et al., 1986)。これらの結果と同様の調査結果が、X 線検査及び調

(10) DRL プロセスは最適化を助けるツールであるが、患者線量の監査というプロセスを通じてのみこれを達成できる。DRL プロセスは、何らかの最適化を行った後に調査を繰り返す、その後適切な時間をおいて、患者線量の監査全体を繰り返すことで、連続的に適用されるべきである。

### 1.5 現在の DRL 使用に伴う問題

(11) 現在の医療現場において DRL プロセスを適用することについては、次のようないくつかの問題がある。・DRL 値が誤って、患者群 (又は一連の検査) ではなく個々の患者 (又は個々の検査) に使われることがある。・DRL 値が誤って、個々の患者又は個々の検査の限度値として使われることがある。・DRL 値の設定に、ファントムや不適切な放射線出力の指標が使われることがある。・画像装置の技術的な違いが影響するとき、及び同型検査でも臨床適応ごとに必要な画質に違いがあるときの、DRL 値の制定、画像の特性評価に関する問題。小児の X 線検査についても、検討すべき特定の体格の患者が少数であることから、DRL の設定に使用できる臨床及びデータ数が少ないという問題がある。

(12) DRL プロセスの適切な臨床実践に際して追加ガイドラインが必要であることが、**過去に**明らかになった。以下に以下について明確にする必要がある。・従来のガイドラインで使用されていた一部の用語の定義。・DRL 値の決定。・これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔。・実施地における DRL プロセスの適切な使用。・このソフトウェアの実装への適用法。・DRL 値の決定。・これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔。・実地臨床における DRL プロセスの適切な使用 (PEPT-CT)、X 線 CT 組合せ型 SPECT 装置 (SPECT-CT)、コーンビーム CT、デジタル撮影、トモシンセシス) に対する DRL の概念の適用。第 7 章には、実地臨床における DRL プロセスの実践に関する報告を示している。

### 1.5.1 DRL 値は個々の患者を意図したものではない

(13) 個々の患者の適切な最適化された線量は、患者の体格及び医用画像の検査目的に応じて異なる。「標準的な」患者についてはプロトコルを最適化した後、その装置の自動コントロール機構によって、より小さい又は大きい患者に適切な撮影条件が与えられる。検査では、投与放射線量は患者によって体重に基づく。

(14) 2010 年、米国電機工業会は Computed Tomography Dose Check Standard (XR 25) (NEMA, 2010) を発表し、CT 装置の製造業者はこの機能を実装し始めた。本標準に従った CT 装置は、推定値 (CTDI<sub>vol</sub>) 又は DIAP が 2 つの規定値のいずれか 1 つを越えた場合には、撮影の開始前に患者にこれを伝える。警告することになる。規定値の 1 つは「重要喚起値 (notification value)」であり、撮影プロトコルに固有の値である。CT Dose Check Standard ではこの注意喚起値について特定の数値を示していない。米国医学物理学会 (AAPM, 2011b)

基された数量のレベルに関する勧告の根拠となった。これらは最初に米国で制定され (Jensen and Butler, 1978; CRCPD/CDRH, 1992)。次いで英国 (Shrimpton et al., 1989; NRPB/RCR, 1990)、さらには欧州で制定された (EC, 1996a,b, 1999a,b; Neofotistou et al., 2003; Padovani et al., 2008a)。これらの勧告は概ねガイド、ガイドライン線量、ガイドライン線量、ガイドライン線量 (IAEA, 1996)、基準線量として様々な引用された Publication 73 (ICRP, 1996) には DRL として引用されている。

(6) 2001 年、委員会は Supporting Guidance 2 (ICRP 2001b) を発表した。その後これは、委員会のウェブサイトで無料でダウンロードできるようにしている (www.icrp.org)。Publications 60 及び 73 並びに Supporting Guidance 2 に示されている。DRL に関する委員会のガイダンスの要約は、Publication 105 (ICRP, 2007c) としてまとめられた。

(7) 欧州では閣僚理事会指令 97/43/URATOM (EC, 1997) において DRL が正式に導入され、欧州連合の加盟各国には、最適化の戦略としての DRL の制定及び使用を促進する義務が課せられた。この義務は欧州委員会 (EC, 2013) でも繰り返され、DRL の制定、定期的な検討及び使用に関する要件が定められた。2013 年の理事会指令でも、DRL を一貫して超えている場合には必ず各施設で適切な検討を行い、さらに必要であれば適切な是正措置を講ずる必要がある。1990 年からは欧州委員会により、患者線量と画質に関するデータを取集め、成人及び小児の X 線検査及び CT のための画質基準に関するガイダンスを作成し、DRL の使用を促進するための、いくつかの研究プログラムが開始された (EC, 1996a,b, 1999a,b)。1995 年から 2005 年にかけて、デジタル撮影及び IVR に関する追加プログラム (SENTINEL, 2007; DIMOND, 2006) が実施され、より新しい画像モダリティのための初期 DRL 値が制定された。

### 1.4 DRL の有効性

(8) DRL プロセスは、患者の医療被ばくにおける防護の最適化のための有効なツールである。このアプローチの有効性を示したものは、米国 Breast Exposure Nationwide Trends のマンモグラフィ QA プログラムであった (Jensen and Butler, 1978)。初期の調査ではファントムを使用し、19 の州の施設から入射線量に関するデータを収集した。これらのデータに基づき、継続した再調査者が、不必要に高い又は低い数値が得られた施設を訪問し、施設の画像撮影プログラムの改善点を報告した。1 年後の再調査において、平均入射線量は大幅に抑えられ、入射線量の分布の標準偏差は減少し、画質が改善していた。

(9) 1980 年代半ば以降、約 5 年ごとにデータが収集されている英国では、2005 年の調査結果から決定された DRL 値は 2000 年の調査結果を基に設定された DRK 値に比べ 16% 低く、1980 年代半ばの調査結果の半分であった (Hart et al., 2009, 2012)。この 7 年間の値は、欧州委員会の 1997 Medical Exposure Directive (EC, 1997) において認められた。

は注意喚起値について数値を提案しているもの、一部の施設は代わりに DRL 値を用いることとしている。しかし、DRL 値は個々の患者ではなく患者群に関する防護の最適化を意図していることから、このような使用は不適切である。

### 1.5.2 DRL 値は線量限度ではない

(15) 委員会による線量限度の適用の原則では、「患者の医療被ばくを除く計画被ばく状況においては、規制された線量からのいかなる個人への総線量も、委員会が勧告する適切な限度を超えるべきでない (ICRP, 2007a.e)」と述べられている。この原則では、患者の医療被ばくが明確に除外されている点も重要である。線量限度は医療被ばくには適用されない。医療被ばくは委員会により次々に定義されている：「診断・治療の際の患者 (又は患者の胚・胎児あるいは授乳中の乳児) 並びにその介助者及び介護者の被ばく (職業被ばく以外)」(ICRP, 2007e)。

(16) 委員会が述べているように、「患者の医療被ばくが適切に正当化され、関連する線量が医療目的に見合うものであれば、患者の医療被ばくに対して線量限度又は線量拘束値を適用することは不適切である。これは、そのような限度又は拘束値はしばしば、便益よりもむしろ害になるからである」(ICRP, 2007e)。したがって、DRL 値は線量限度となることは意図されておらず、またそのように使用すべきでないことは明白である。

### 1.5.3 DRL 値は放射線量を基にすべきである

(17) X 線画像撮影の場合、DRL 値は通常、患者検査から導いた DRL 量の数値に基づくデータをを用いて決定する。過去にはファントムが多く使用されていた。しかし委員会は現在、患者検査の結果に基づき DRL 値を設定することを勧告している。これは、DRL 値が、その医用画像の検査目的に関する特定の臨床的根拠及び技術的要件と結び付いている必要があるためである。患者検査から得られたデータからは、単純なファントムを使ったときには認められないような、データ分布の全体像が得られる。

(18) 本書では、どのような場合にファントムと患者検査のそれぞれを使用することが適切か、また患者検査から得られたデータからは、単純な DRL 値に基づいて決定されるべきである。また、特定の画像モダリティ及びその他の懸念事項に基づく、DRL 値の適切な決定方法を述べる。さらに、データサンプリングが限られる場合の DRL 値の設定についても述べる。

(19) 委員会は以前、DRL に使用する放射線指標 (DRL 量) は、「容易に測定される線量でなければならない。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは単に標準化されたファントム代表の患者の体表面における組織等価物質中の吸収線量などであり、検査管では投与放射線量である」(ICRP, 2001b) との勧告を出していた。DRL 量は、医用画像検査を行うために使用される電離放射線量を評価しなくてはなら

ない。測定する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像検査に容易に利用できるとする。

(20) ICRPの放射線防護体系においてその他の目的に使用される「有効線量」を、DRLとして使用することが提案されてきた。しかし、有効線量は、医用画像検査を行うために使用される放射線量を直接評価するものではなく、DRLの目的のために必要でもない無関係な要素が導入されたため、この目的には使ふべきではない。また、有効線量は常に同じ方法で算出されるものではなく、容易に得られない場合もある。したがってこれをDRL量として使用するべきではない。逆を言えば、線量指標の比較は（同じ検査の方法）必ずしも有効線量の比較とはみなされない。これは、線量によって実際の患者線量と線量指標とに著しい差が生じ得るためである。

### 1.5.4 技術と臨床適応がDRL値に影響する

(21) DRL値は、診療の現状や、その時点で利用できる技術に応じて異なる。技術の進歩により、調査分布の任意のパーセンタイルを下回るDRL値の中で、適切な画質が得られると考えられる。技術的進歩は変化により、線量に関する相当の一貫した、識別可能な差が生じた場合には、別途DRLが必要になる可能性がある。その1例が、コンピュータX線撮影の代わりに、より高感度のデジタルX線撮影システムを使用した場合である。もう1例が、CTに対する最適化アルゴリズムである。これらの再構成の導入により、より低い患者線量でCT撮影が可能となる。この場合、ソフト逆放射法を用いたCTに基づくDRL値は、逐次近似的再構成を用いたときにDRL量の数値が異なるに高いかを示す手掛かりとしては、適切ではない。

(22) 委員会は*Publication 79*において、次のように述べている。「それ以下では線量が低すぎず十分な画質を提供できないと考えられるような低い参考レベルを選ぶことも、原理上はあるかもしれない。しかしながら、そのような参考レベルは非常に設定困難である。なぜなら、線量以外の要因も画質に影響を与えるからである」(ICRP, 1996)。装置間の技術的な違いも、下限となるDRL値の設定を困難にしている。

(23) 場合によっては、同じ検査であっても、臨床適応が違えば異なる画質が、したがって異なる線量が必要になるかもしれない。例えば腎臓を除去するために行う腹部CTでは、腫瘍の特性評価のために行う腹部CTよりも低いDRL量の数値が必要になる。したがってこれらの適応におけるDRL値は、理想的には異なるはずである。同様のことが特定のスクリーニング検査にも当てはまる。例えば、肺がんのスクリーニングには低線量のCTが用いられるなどである。一部の検査では、臨床適応が与えられていないDRLの設定は、ほとんど画質がない。臨床目的と関連した線量及び必要な画質条件については、より多くの情報を集積することは、さらに注意が必要な領域である。欧州放射線学学会は「臨床適応 (clinical indication)」又は「臨床的DRL (clinical DRL)」という用語を使用していることに注意する。これらはICRPが使用している「検査目的 (clinical task)」と同義である。

の適用及びDRL値の策定に関する追加ガイダンスを示すこと、過去の勧告を明確化する点、さらに、より新しい技術に関する勧告を示すことが有用であろうと委員会が考える領域が多数ある。大きな変化といえば、国及び地域のDRL値との比較のために、施設のDRL量の平均値ではなく、施設のDRL量の中央値を用いるようになった点である。中央値は平均値に比べてより信頼性が高い判定値である。また電子データ収集法を用いることで多数の患者検査からのデータが得られるようになったことで、中央値は、患者集団をより適切に代表する数量を提供しているように見える。

(30) 従来のICRP刊行物に使用されていた用語のいくつかは、明確に定義されていた。本書では、これらの用語（地方「ローカル」）、国、地域のDRL、「一貫して起きている」などを明確化して定義している。ある状況においては、「ローカルDRL」の適切な使用について若干の留意点があった。本書において委員会は、ローカルDRLの使用を示している。さらに、異なる種類のDRL値は通常パーセンタイルで表わされる施設における「代表値」という概念を導入している。代表値は、関係する施設におけるDRL量の数値の分布の中央値である。例として、逐次近似的再構成を使用した新型CT装置、最新の線量低減ソフトウェアを搭載した透過IVR、及びデジタルX線撮影用検出器を備えた歯科X線撮影などがある。

(31) 発表されているDRL値の大半は、「標準的な」成人に基づいている。本書においては委員会は、小児患者に関するDRL値の制定とDRLの使用について勧告を示している(6章)。また、「標準的な」成人の体格を規定している。さらに本書では、小児のDRLに関する欧州委員会により取組みの成果(EG, 2016)を利用している。

本書では核医学におけるDRLの使用について論じている。核医学においてDRLは、X線画像撮影に比べて多様な方法で評価が行われてきた(第5章)。DRL量として、絶対線量又は体重標準化線量を用いられる。核医学においては通常、DRL値は通常パーセンタイルではなく、代表的な又は最も適した値を求むるものであった。画像モダリティの中には、1回の検査においては、複数の方法で患者に放射線を当てられるものがある(PET-CT, SPECT-CTなど)。本書においては委員会は、これらモダリティに関する放射線防護の最適化にDRLプロセスを適用することを勧告している。

(32) 委員会はこれまで、DRL値の定期的な改定のために適切な時間間隔について助言してこなかった。欧州では、基本安全基準に関する新たな欧州指令において、DRL値の定期的な改定が要求されている(EG, 2013)。本書においては委員会は、これら改定の実施手順を提案している。また本書は、自動データ収集及び改正にデータを提供する方法についても提案している。

(34) DRL値は、患者の医療被ばくにおける防護の最適化のための調査レベルとして有用であるが、適正な実施により何が達成できるかというガイダンスは提供しない。1999年、NRPBはこの目的のための新たなツールとして「達成可能線量」を導入した(NRPB, 1999)。達成可能線量とは、「広く使用されている標準的な手技又は技術により、十分な画質を得ながら」DRL量のレベル、として達成可能であると見なされる。

(24) 特に注意すべき領域は、フルローアーツ検査の最適化である。多くの場合このよう検査のプロジェクトは診断確定のための別回検査と同じ診断情報が必要とせず、したがって初回検査で必要な線量と同等の線量が必要としない。フルローアーツ検査はその目的に合わせた最適化されるべきであり、それにより放射線と時間の両方が節約できる。

(25) IVRの場合、患者に適用される線量は、手技の種類及び手技の複雑性に大きく左右される。手技の複雑性は、同じ手技であっても臨床適応に応じて異なる可能性がある。例えば、腎臓尿管系が拡張しているような尿管閉塞に対して行われる腎臓造影では、尿管の漏出又は造影抽出のために行われる同じ手技（腎臓尿管系が拡張していないために、より複雑で困難な手技である）に比べ、患者に必要な放射線被ばくが少くない(Miller et al., 2003)。

### 1.5.5 画質は無視してはならない

(26) 画像診断撮影で最も重要な要素は、手技全体から得られる画像が必要な診断情報をすべて提供し、臨床目的が損なわれないうち、臨床目的に対して十分な画質を得ることである。「画質」は単一画像（例えば後前方向の胸部X線像）に対して有効であるが、診断や補助のため複数の画像が取得可能な場合は、単一画像で画質を議論しても意味がないと考えられる。これは、透視、シネラジオグラフィ、デジタルサブトラクション血管造影法及び回転式血管造影と同等である。これらのモダリティでは、単一画像の画質は不良かもしれないが、連続撮影された、又は再構成のアルゴリズムと組み合わせた複数の画像を評価することで、情報の内容と量は十分と見なされる。CTについても同様の方針に沿った基準が設定された(EG, 1999a)。今では17年以上経過しており、最近の進展は考慮されていない。さらに、他の画像モダリティでは同様の基準は設定されていない。これは再考すべき部分である。

(28) 本書においては委員会は、患者に適用される線量と画質との関係の重要性を強調している。DRL値の適用だけでは防護の最適化に十分ではなく、画質も評価すべきである。医療被ばくに関しては、「放射線防護の最適化とは、患者への線量を医療目的に見合うよう管理すること」(ICRP, 2007c)と語られている。線量又は線量率を過度に下げると、又は十分な救済の画質を取得できないことで、医療目的に十分なレベルにまで画質は診断情報量が低下した場合、最適化は達成されなくなる。

### 1.6 本書の執照

(29) 委員会によりDRLに関する直近のガイダンスが発表されたのは、ほぼ10年近く前のことである(ICRP, 2007c)。そして現在、DRL

発表されている(NRPB, 1999)。NRPBがこの概念を導入した目的は、検査の臨床目的を損なうことなく、診断手技の便益とリスクの差を最大限する取組みをさらに改善することであった。NRPBは達成可能線量の数値を、欧州委員会の技術的勧告に従っている特定の診療科サンプルで認められた平均値に基づく値とすることを提案した(NRPB, 1999)。

(33) 2012年、米国立放射線防護委員会(NCRP)はさらに達成可能線量の概念を検討し、達成可能線量は、診療科の調査において認められたDRL量の分布の中央値(50パーセンタイル)に設定するべきと提案した(NCRP, 2012)。委員会はこのアプローチ（すなわち、最適化改善のためのもう1つの有用なツールとして、国におけるDRL量の分布の中央値を求めるために用いられる同様の分布)の中央値を使用することには有用であろうと考えている。

(36) DRL量の国の分布の中央値は、最適化の精緻化に付加的影響をもつ可能性がある。一定レベルの患者線量の低減は、画質に悪影響を及ぼすことができない。しかし患者線量の低減は、画質が非診断レベルになるほどのものであってもよい。委員会は、委員会は以前、患者線量レベルが低く、したがって画質の調査を優先的に行うべき状況の簡易な特定法となる、さらなる規定値(すなわち、そのレベルを下回った場合、適切な医用画像を達成するの十分ならないという線量)が原理的にあるだろうと述べていた。使用されている最適化の取組むことには特定の画質を確保し、DRL値の導出に使用される分布の中央値は、それを下回ったときには、追加の最適化の取組むことを勧告すべきという転換点である、という認識は必要である。線量レベルが分布の第1四分位値(25パーセンタイル)にある施設の場合、特に画質に注意する。

(37) 委員会はDRLを、透過IVRにおける標準的影響に関する線量管理に、原理的には使用できるかもしれないと指摘している(ICRP, 2007c)。残念ながら、透過IVRのためのDRLの実施は困難である。これは、たとえ同一施設で同一手技を行う場合でも、患者に適用される線量の分布が非常に幅広いためである(Vano and Gonzalez, 2001; ICRP, 2007c)。これらの手技について発表されている大半のDRL値は、標準化されたX線検査に関するDRL値と同様に、DRL値についての収集されたデータの75パーセンタイルに基づいている(Nooftaet et al., 2003; Padovani et al., 2008a; Hart et al., 2008, 2012; Miller et al., 2009, 2012a)。委員会は以前、IVRの複雑性を組み入れ、それによって様々な患者の解剖学的構造、病変特性及び疾患の重症度についてDRL値を調整するという、1つのアプローチを提案した。組織的運動線形骨折(Bernhardt et al., 2000)及び心臓のIVR(Ruiz-Cauces et al., 2016)に関しては、複雑性は定量化されている。国際原子力機関(IAEA)(Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。

(38) 手技の複雑性の評価には相当の臨床データが必要とするが、これらのデータは入手できないことが多い。NCRPは別の方法を勧告し、それは、標準的影響に適用できるように、症例のサンプルからではなく、特定のIVRの全症例からの適切なDRL量に基づくデータを使用

する方法である。(NCRP, 2010; Baier et al., 2011; Miller et al., 2012)。本書において委員会は、透視下IVRに関するDRL値制定のためのこれら様々なアプローチについて長短を述べ、数量に関する勘括を示している(4章)。

(39) DRLは、組織への影響(すなわち、放射線により誘発される皮膚障害)というリスクの管理のための他の方法について記述している(ICRP, 2013a)。

### 1.7 対象患者

(40) DRLは、医用画像における防護の最適化のための有効なツールである。医療施設における放射線防護の最適化の実施には、様々な国で様々な者が責任を負っていると考えられる。中心的な責任をもつ者は、医学物理士、医師、放射線技師又は管理者であろう。しかし、**放射線技師**は、DRLの適切な使用の明確化に役立つ。また、様々な画像モダリティ及び臨床状況に対するこのツールの適用に関してガイダンスを示すはすである。さらにこれは、限られたDRL値を渡すこと、個々の患者に対してDRL値を適用したり、又は容易で直感的な測定ができる数量を使用するなど、DRLの不適切な使用を阻止することに役立つはすである。

### 1.8 まとめ

(42) DRLは、患者の医療施設における放射線防護の最適化に、有用かつ貴重なツールであることが証明されている。本書において委員会は、DRLの使用及びDRL値の決定に関するその現行の勧告を簡潔化し、混乱や誤用を示している。これらの勧告は、DRLの適切な使用の明確化に役立つ。また、様々な画像モダリティ及び臨床状況に対するこのツールの適用に関してガイダンスを示すはすである。さらにこれは、限られたDRL値を渡すこと、個々の患者に対してDRL値を適用したり、又は容易で直感的な測定ができる数量を使用するなど、DRLの不適切な使用を阻止することに役立つはすである。

### 2 DRLを制定するための調査を実施する際に検討すべき事項

● 適切又は必要である場合、国又は州はその状態において、責任ある組織を明記し、DRL値に関するデータ収集及びDRL値制定という作業

● 患者の体格、対象に応じてその検査の詳細、および曝射実施日を記載する。

● 最適化プロセスの一環として臨床画像の画質評価も実施すべきである。入手できる場合は客観的指標を用いる。

● 最適化のための追加ツールとして「ローカルDRL」や「代案値」を使用してもよい。

● 精選化されたデジタル形式の検査最適化レポート (radiation dose structured reports : RDSR) のデータを照合することで、線量の解析を向上させ、さらなる最適化に寄与する可能性がある。

### 2.1 序論

(43) 本書は、診断用X線検査、透視検査、マンモグラフィ、骨の検査及び核医学といった診断手技に関する、DRLプログラムの策定及びDRL値の制定について検討する。デジタルX線撮影、CT、核医学及びマルチモダリティの手技は6章でも扱い、小児検査に関する特別な検討事項は6章で扱うが、全ての画像診断検査に適用される一般原則は本章で論じる。DRLはそもそも、「標準」検査に対してのみ設定され、特定のX線装置で実施される特定の検査に関するDRL量の数値は、人体厚(又はその体格の指標)に関する関数としてのみ変化する前提で作成された。IVRは、本来の性質から標準化できないものであり、4章に別途述べた。

(44) DRLとは、診断とIVRのための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける一種の調査レベルである。DRLは、所定の体重範囲にある患者群又は特定の症例群に対しては標準化されていない。DRLは専門家の判断を補完するものであり、撮影行為の是非を分ける基準線を示す量ではない。

(45) DRLは「DRL値」を利用する。DRL値とは、医用画像検査を行うために使用される電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定/決定される数量又は指標である(例えば、K<sub>AP</sub>、入射空気カーマ(K<sub>in</sub>)、CTDI<sub>vol</sub>、DLP、P<sub>air</sub>、患者照射基準点における空気カーマ(K<sub>air</sub>)、平均乳腺線量(D<sub>air</sub>)。又は適用した投与放射線量など)。これらの数量は線量と相關するものであり、患者の組織・臓器における実際の吸収線量ではない。

(46) 測定する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像検査に容易に利用できるものとする。DRLは、日常の条件において、所定の体重範囲の代表的な患者グループについてある特定の手法から得られたDRL量の中央値が、その手法としては異常に高いか又は低いかわを評価するために用いられる。

(47) DRLは、それらが適用される地方、国又は地域において実施される手法を代表するものでなければならぬ。国によっては、いくつ

の様々な要素にあたるべきである。

● DRLの制定における第一段階は、DRLを制定すべき検査/手技を特定することである。これらは、その地域内で実施される一般的な検査として、最も多く実施されるもの、又は患者線量をもっとも高くなる検査を報告する。これらはまた、現実的にDRL量の評価が実行できる検査であるべきである。

● 記録される主要な検査は、容易に評価できる線量とし、可能な限り検査で直接測定できる、又は画像撮影装置から入手できるものとすべきである (P<sub>air</sub>、K<sub>AP</sub>、DLP、CTDI<sub>vol</sub>、投与放射線量など)。さらに、照射線量又は投与放射線量を示すものとすべきである。

● DRL値を制定するための国の調査は、通常、患者集団を代表するデータを得ることができよう、十分な検査数をもつ大規模又は中規模施設から構成する。サンプリングを選択する際は、様々な医療機関を考慮する。レジストリもDRL値制定のためのデータ源となりえる。

● 1施設の特定の検査に関する調査では、通常、20例以上の患者からDRL値に関するデータを収集する(透視診断又はCT検査には30例以上が、マンモグラフィには60例以上が好ましい)。

● 全ての画像撮影装置のごく一端をランダムに抽出する調査により、良い出発点を得られる可能性がある。第一段階は、20~30施設からの結果で七分と考えられる。施設が50カ所よりも少ない国では、その80~90%の調査で十分と考えられる。

● 放射線検査システム(HIS)及び放射線情報システム(RIS)は、多数の患者に関するデータを検索でき、レジストリのための収集に選ばれる。なるべくなら、これらのデータの電子転送を利用することが推奨される。

● 多数のサンプルを使用する場合は、調査に含まれる患者の体重を標準化する必要がある。

● 患者の線量測定に使用される国産標準計など全ての線量計は定期的校正され、国際標準計でのトレーサビリティが確保されていなければならぬ。X線装置により生成、転送されたDRL値データは正確さは、医学物理士により定期的に確認されるべきである。

● 委員会は現在、調査した各施設のDRL量の(平均値ではなく)中央値を使用することを勧告している。国のDRLは、代表的な施設のサンプルにおいて得られた中央値の75パーセンタイルとして設定する。

● 1つの地域内の多数又は大半の国々で、外国のDRL値が得られている場合には、入手できた国の数値の中央値を用いて地域DRL値を決定することができる。

● 国又は地域のDRLは定期的(3~5年ごと)に、又は技術面の重大な変化、新たな画像プロトコルや画像の象処理法が得られた場合に改定する必要がある。

かの病院又は保健当局が目前の「ローカルDRL値」を設定してもよい。これらは、最適化を助けるものとして国のDRLを利用できない手技に、又は国のDRLに反映されているものよりも、各施設の検査状況の方が最適化の程度が大きい手技に適用することができる。これらは国/地域のDRLが得られていない新たな技術について、より低い数値を設定してより低い患者線量の達成を可能にするために、又は単にさらなる最適化を促すために、用いることができる。これらの「ローカルDRL値」は、その施設のQA(品質保証)プログラムのための比較対照値として将来用いるために、各施設の患者群に基づいて設定されることもある。

(48) 「DRL値」は、DRL量の測定された数値であり、国又は地域の医療施設で観察されるDRL量の分布の中央値を集めたうちの75パーセンタイルに基づいて設定される。DRL値は静的なものではない。最適化を続けるにつれ、又はハードウェアとソフトウェアが改善するにつれ、DRL値は定期的に更新される。DRL値は静的なものではない。最適化を続ける際は、適切なDRL値を測定し、実施できる状態になったらできる限り速やかにDRL値を設定するよう努力すべきである。新たな撮影技術を導入する際は、適切なDRL値を測定し、実施できる状態になったらできる限り速やかにDRL値を設定するよう努力すべきである。線量関連データの収集及び管理のためのソフトウェアにより、DRL値の制定及び更新のプロセスを単純化でき、改善がもたらされる。

(49) 核医学におけるDRLは、平均的な患者の検査に関する、許容される投与放射線レベルとみなされる。核医学においてDRLを使用するたための実務は、放射線診断のDRLそれとは異なるものの、「適切な検査の合意形成を助ける」という目的は同様である。核医学及びハイブリッドイメージングのDRLについては、5章に別途述べる。

(50) 放射線部門又は医療施設他のセクション内の特定のX線室では、その室内で実施された診断手技のDRL量の中央値をDRL値と比較し、その部屋の中央値が予想値よりも高いか低いかわを確認することができる。現地の撮影行為からのデータとDRL値のこのような比較は、防護の最適化の第一段階であり、これにより各施設の検査状況の調査を行うべきか否かが示されると考えられる。

(51) 特定のX線室の特定の種類の検査について、DRL量の中央値が当該のDRL値を超えた場合(又は規定のパーセンタイル未満であった場合)、施設による前照調査を避けるべく行う必要がある。この調査によって、適切な線量を用いた撮影行為の改善が促進されるか、又はそのように導く(低い)線量の使用を臨時的に正当化する。

(52) DRL値を遵守しているからといって、必ずしも画質が適切であること、又は検査が適切に線量で行われたことを示すものではない。画質を、最適化プロセスの一環として評価しなければならぬ。施設のDRL量の中央値を、DRL値を求めするために使用した分布の中央値と比較することは、**画質の向上に最初に注意を向けるべきを必ずしも示さない**。最適化にも役立つと考えられる。(2.6.2章)。

値を設定し、その検査と手帳を明記することもできる。このことは特に、線量に影響する新たな技術が現れた場合、**移行期間**が可能にすれば、当てはまることである。

(60) DRL 値の最も適切な情報源は、それらが使用される国又は地域の**患者ベース**のデータである。そのような DRL 値を求めることができる方法は、本章で後述する。他の情報源から得られる DRL 値も、有用な情報になり得る。これらの数値は、初期の DRL 値を制定するための基底の事例としたり、比較したりするために用いることができる。

(61) 他国の、又は国際的な機関が公表した DRL 値も、国の DRL 値を設定する際に参照することができる。欧州委員会 (EC, 1998a,b, 1998a,b, 2014)、英国健康保護局 (HPA) (現在の公衆衛生庁) (HPA, 2012) 及び NCRP (2012) など多数の情報源から数値が得られる。

(62) しかし、他の国の、又は国際的な機関が公表した DRL 値は必ずしも、多くの国や州にとって適切ではない。なぜなら、診断手技の定義が異なる可能性 (例えば「腹部 CT」は、腹部の CT のこともあれば、腹部骨盤の CT のこともある)；利用できるハードウェア、ソフトウェア及び専門知識が異なる (放射線の装置、技術又は手技が異なる) 可能性；典型的な労働を含め、患者集団、検査目的や患者の体重分布が異なる可能性、といった理由があるからである。

**2.3 調査に関する検討事項**

**2.3.1 調査の範囲と DRL 制定の責任**

- (63) DRL は、多種多様な地理的領域における個々の患者の DRL 量の分布の中央値に基づいて設定されると考えられる。これらに関する情報を表 2.2 に要約する。
- (64) 国の DRL は、その国で電離放射線を用いて行われる医療行為の範囲及び数値に対して適切なものとする。そのような DRL は、全ての施設にそれを満たすことが奨励される。目標値となる。
- (65) 類似した撮影行為を行っていると考えられる国の集合体に関して地域 DRL を設定し、資源を共有することで仕事量を減らすことができ、より顧客なデータセットに基づく DRL 値が得られる。地域 DRL の制定は、本報に示している概念に一致する方法で行い、またその方法は全ての参加国の規則当局間で事前に取り決められる必要がある。
- (66) 国又は地域の DRL 値を制定するためには、国又は地域全体での患者調査又はレジストリ登録が必要であり、これには各国政府からのサポートを受けた国又は地域の組織の調整役となる。またこのためには、必要な資源の確保が求められる。
- (67) 適切な撮影行為を促すためには、DRL 値の設定、DRL の適用、及び医療従事者に対する防護の最適化に関する規則要件が推奨される。

することはできる。こうした事例は、CT 画像のためにフィルムとデジタル投影ではなく逐次近似再構成法が用いられる場合、又は通常の X 線検査又は歯科画像検査のためにコンピュート X 線撮影 (CR) と並行して高感度デジタル X 線撮影用検出器 (DR) が使用される場合などに用いられる。

- (71) 現在、世界各国で様々な画像撮影のための DRL 値が設定されており、他のセンターで使用されている数値を参照することが、さらなる最適化が必要か否かを判断し、政府機関や大学が調査を行っていた (Martin et al., 2013)。設置されたグループの経験は活用されるべきであるが、データ収集の正確性と一貫性並びに X 線施設に備わっていない把握を確保するためには、協調と監視が必要である。
- (72) 一部の国では、専門学会が線量データ収集に関する評価に有用と考えられる (Lukasiewicz et al., 2014)。その一例が米国放射線医学会の Dose Index Registry である (BhargavanChattfield and Morin, 2013)。このため、このようなレジストリにより、きわめて多数の検査からの線量データの評価に有用と考えられる (Lukasiewicz et al., 2014)。
- (73) 国全体のレジストリは、大規模なデータ収集の機会を提供している。多数の医療施設、多数の検査の種類及びデータの詳細を調査できること、報告様式が標準化されていること、継続的に更新されること、及び短時間の変化を比較分析できることなどがすべて、時折実施される調査に比べ大きな利点であるが、レジストリには専任スタッフ、継続的な監視及び必要な資源の提供が必要である。
- (74) 最適化のためには装置の性能及び放射線性能を理解することが必要であるため、定期的な品質管理 (QC) 検査を装置について行う必要がある。また**資格を有する放射線技師**がその結果を評価する必要があり、医学物理士が X 線装置及び患者調査の性能試験を監視している。最適化プロセスにおいては DRL がうまく採用されており、医学物理士が X 線装置及び患者調査の性能試験を監視している。
- (75) DRL 値の設定により医療従事者が防護の最適化が導かれることを保証するために、装置を操作し手技を行うスタッフと、QC 検査を行うスタッフはいずれも、その結果に留意し、最適化プロセスの中で中核を担う必要がある。最適化を完全に実現するためには、様々なグループ間の綿密な連携が不可欠である。

**2.3.2 施設**

(81) DRL 設定の第一原理は、DRL が適用される地理的領域全体で患者検査の調査を行うことである。何百もの医療施設を有する先進諸国では、全施設の調査は膨大な作業になるであろう。しかし、全ての画像撮影施設のごく一部をサンプルとしてランダムに抽出することに基

(68) 最初の、かつおそらく最も難しい段階は、DRL 値の設定である。これは、医用画像の検査目的に関する規定の臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。同じ身体部位を撮影する場合でも、ある状況について測定された数値は臨床的及び技術的要件が違ふと適用できない可能性がある。要件には一般的なものと個別のものがあり得る。

(64) 一般論として、また大半の種類の検査において、DRL 値は患者検査の調査またはレジストリによる測定に基づくべきである。診断に求められる情報を提供するに、どのような DRL 値の数値であれば十分に低いものか、またどのような画像であれば十分に適切なものは、判断が難しい。調査又は登録制度からのデータをプールすることで、その DRL 値の数値であれば診断に十分な画像が得られると大半の放射線科医が同意すると判断できる結果が得られる。

(65) フォントムは、自動露出制御 (AEC) を用いて撮影された様々な X 線装置の一般的な診断性能を評価するため (Conway et al., 1992)、並びにマンモグラフィ装置の性能チェックのために有効と考えられるが、フォントムを用いた調査から DRL 値を設定することは適切でない。フォントムのデータは、検査目的で要求される臨床的及び技術的要件を必ずしも反映していない。さらに、フォントムのデータには操作者の能力が含まれる。調査から得られる患者データと同様のプロトコルの使用は含まれていない可能性がある。フォントムを使用する場合は、患者の測定値に基づき、より完全なシステムを設定する中の、第一段階としてのみ使用すべきである。

(66) DRL 値を設定するための患者検査データの使用における 1 つの例外は、歯科 X 線撮影装置である (3 章)。大半の成人では、歯の撮影に同じ手順が適用されることから、適切な決定での出力測定 (Ka) は、それぞれの口腔内歯科装置ごとの入射空気カーマ又は患者線量の中央値と考えられる。DRL 値は、様々な歯科装置の測定値分布に基づいて設定することができる。

(67) 各画像診断検査に推奨されるアプローチの要約を、表 2.1 に示す。優先順位が低く記されている検査では、DRL 値を設定することが推奨されているものの、集団線量に対する貢献度が低いから、調査が比較的困難であることから、DRL 値設定の初期に行う線量調査に組み入れられることは適切でない。

(68) 国及び地域 (国の集合体) の DRL は、根拠に基づいた比較に基づく必要がある。特定の検査については DRL を作成する。比較に意味をもたせるためには、同一条件で行う必要がある。さらに DRL 値は、特定の検査又は手技に関する国又は地域内の様々な撮影行為を代表できるような、十分な数と多様性をもつ施設のグループから導かれるべきである。(画像再構成法を含む) 技術の違いによって、診断に求められる画像をもつ画像を達成できる線量も大きく異なる可能性があるため、DRL 値と技術とを関連付けることは適切であると考えられる。

(69) 国や地域ごとに撮影行為と装置に関することから、国及び地域別の DRL は、それが適用される国又は地域で実施される手技を代表するものであることが重要である。1 つの国又は地域内で、1 つの検査に関しては DRL 値の数値が異なる場合、2 つの DRL 値の両方が必要である。

患者線量の管理には、世界の様々な場所において多様なアプローチがある (Martin et al., 2013)。したがって、DRL の制定及び最適化プロセスには柔軟性が重要である。

(68) 国又は州の法律で、この作業の様々な構成要素に対して責任を有する組織を明記する。患者データと国/地域の DRL 値の設定との照合は、国/地域レベルで実施する必要がある。しかし、実際の患者データは、多種多様なグループが行うことができる。

(69) 患者の調査を行う組織には、政府機関、保健当局、学会又は専門団体、学術研究機関、病院、放射線施設又はクリニックがあり得る。これらの調査は、医学物理士又は放射線防護に責任を有するその他のスタッフ (組織の従業員、民間契約者、又は訓練を受けた内部の**放射線技師**又は X 線検査技師) が行うことができる。

(70) 1 国の中の地理的領域 (州、県、郡など) は、必要性が感じられたら独自の DRL 値を作成するために、インフラを備え、専門家との必要な協力関係を結んでもよい。インフラが整った後は、そのような共同グループは調査をより速やかに、診療上の変化が認識されたことを発表するために、より速やかに対応することができるだろう。

(71) 複数の放射線撮影用によって設定された**ローカル DRL 値**又は単一施設によって設定された代表値も、何らかの役割を果たすことができる。国及び地域の DRL はその性質上、詳細、検討及び改定に、より長時間がかかる可能性がある。大規模な病院又は病院のグループは、より高いレベルの最適化を達成するために、既に努力を積み重ねていない。この場合グループは、各施設の検査状況のさらに定期的な調査に基づく**ローカル DRL 値**を設定することも、選択することもできる。**ローカル DRL 値**は通常、異なる検査状況のために設計された、又はより厳しい臨床的状態にある患者群に基づいて設計された場合を除き、国の DRL 値よりも低い。IPEM (2004) には、**ローカル DRL** の実施及び使用に関する包括的な報告が含まれている。

(72) **ローカル DRL 値**は、X 線撮影室又は医療施設のグループ (10~20 施設からなる) について求めることができる。調査に 10~20 施設が含まれるエリアでは、ローカル DRL 値として分布の第 4 百分位の数値を設定することで、より注意が必要 X 線装置の特定に役立つかもしれない。

(73) X 線撮影室数が少ない単一施設の場合、代表値は分布の中央値として定義し、同様に使用することができる可能性がある。代表値は、国の DRL が制定されていない特殊検査を多数行っている施設において、有用である可能性がある。またこれは、特定の種類の専門治療を行う大病院や小児病院にも当てはまると考えられる。場合によっては、**ローカル DRL** が、国の DRL 値が制定されていない特殊検査を多数行っている 1 カ所の大病院施設からのデータに基づくこともある。

(74) **ローカル DRL 値**は代表値は、同レベルの画質や診断情報が低い線量を使用して達成できるように新たな技術について制定

施設における分布の中央値を使用することを勧告している。これを可能にするためには、典型的な患者の代表的サンプルから、各施設のデータを入手すべきである。中央値は平均値に比べてより堅牢な推定値である。また電子データ収集法から多数の患者の重量を入力できる状況では、中央値は患者集団をより適切に代表する数値を提供していると考えられる。

(88) 国又は地域 (国の集合体) の DRL 値の最初の制定は、継続的プロセスの第一段階である。その後、変化を評価するために調査を定期的に繰り返すべきである。最初の DRL 値が設定された後、その後の調査は各施設の医学物理士あるいは放射線作業スタッフが行う測定値の照会、又は自動データ収集という形をとってよい。あるいは、国のレジストリへの継続的な参加が、同様の目的を果たす。

(89) DRL の枠組みが整備された後は、国/地域でのデータ収集調査の適切な間隔は3-5年と考えられる (英国で使用された間隔)。しかしこれは、検査レベル、調査結果のばらつきなどの程度、新たな技術又は画像撮影の後処理ソフトウェアの導入、この解析を行うスタッフの有無によっても異なる。あるスペインの大学病院において、Vano et al. (2007) は自動収集システムを用いて2014,660のデータポイントからなるデータベースを作成し、リアルタイムスクリーニング系からデジタルX線撮影への過渡期における、患者放射線レベルの変化を評価した。その結果、画像撮影技術が変更され、DRL 値を、高頻度に患者を監視を行うことが重要であることが実証された。データを自動的に国のレジストリに入力することで、必要であれば DRL 値を、高頻度で更新できる (Bhargavan-Chatfield and Morn, 2019)。

(90) 1 つの地理的領域を通して医療施設が自身の患者調査を行うよう促す動きがあるとき、数年間という時間規模でさらなるデータの収集を達成できると考えられる。最適化が開始されたとき、患者に投与される線量は低下すると考えられるため、改善の進展を維持するためにデータを検討して更新することは重要である。

**2.3.3 患者**

(91) 本報の考察の大半は、個々の患者の DRL 量に関するデータ収集、並びにこれらからのデータに基づく DRL 値の決定に当たっている。しかし、装置の性能を使用線量という観点から、単純な測定やファントムを使用して評価できるのは限られた状況でしかない。これには包括的 X 線撮影、マンモグラフィ、またあるいは X 線検査及び透視診断が含まれる。そのような測定は、QC 評価において行われる有用な補助的測定と見なすべきであるが、歯科 X 線撮影は別として一般に、患者検査からのデータの代わりには用いない。ファントムの使用については、3章の各画像モダリティのサブセクションで論じている。

(92) X 線ビームの減衰は、ビームが透過しなければならぬ組織量に依る。このことから、データを収集する患者数が少ない場合、患者の体格をいくらか標準化することが重要である。患者の体格の標準化は通常、体重を制限することで達成される。成人の場合、これは通常、一定

ができるスタッフの専門知識にも影響される。表 2.1 で特定の検査を分類している。一般に実施されているすべての手技に対し、最終的に DRL 値を与えることが目的となるべきである。DRL は放射線治療で使われることは原因していないが、治療計画の画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者の設定検証には考慮すべきである。

(97) まず第一に、X 線単純撮影を調査すべきかを判断してよいだろう。これは、X 線単純撮影が最も広く使用されている手法であるため、DRL 値の測定が比較的簡単であるためである。あるいは CT を選択してもよいかもしれない。これら 2 つの検査は、適切に訓練された医学物理士及び放射線技師が関与することがとりわけ重要である。

(98) 単一の検査ではなく複数の検査に DRL 値を設定することは、適切な撮影行為のための手掛かりとなり、またそれにより特定の改善点に注意を向け、1. 施設での撮影行為の調査を単純化できる。これは、個人の技能と熟練度の改善を促すための、最適化プログラムに有用な役割を担う。

(99) 患者調査のために収集するデータは、なるべく以下を含めるべきである。装置の製造業者と型式、検査名、患者の体重、また調査対象と DRL 量の種類に適切で、かつ入手可能であれば、P<sub>50</sub>及びその他の DRL 量 (CTDI<sub>vol</sub>, DLP, K<sub>ap</sub>, K<sub>ra</sub>, K<sub>re</sub>)。患者の便宜のため、表 2.3 に DRL 量の記号とその意味を示している。委員会が勧告する数値を表 2.4 に示す。透視撮影及び CT については、示した全数値を記録すべきである (入手できる場合)。選択する数値は、容易に測定又は入手できる量でなければならぬ。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは代表的患者 (特定の検査では代表的なファントム) の体表面における組織等価物質量中の吸収線量などであり、核医学診断では投与放射線量又はなるべく小さくした体あたりの放射線量である。測定する DRL 量 (CTDI<sub>vol</sub>, DLP, 投与放射線量、体重あたりの放射線量) は、医用画像検査を行うために用いられる電離放射線の量を評価できるものでなければならず、(マンモグラフィに用いる D<sub>0</sub>を除き) 身体組織・臓器中の吸収線量をなす。

(100) 計器及び表示の校正を、なるべく1-2年以下の間隔で検証する。面積線量計の正確さの確認に用いる測定器、CT装置の CTDI<sub>vol</sub>及び DLP の表示、並びに患者線量計に用いられる熱ルミネッセンス線量計の校正は定期的に実行し、国家標準又は国際標準までのトレーサビリティが確保されていなければならない。装置の出力の測定値及びその他の照射変数 (exposure variable) の測定を、標準 QC プログラムの一環として実施する。X 線を放出するすべての医療機器については、QC 試験を少なくとも年1回実施する。ただし歯科用 X 線撮影装置については3年間隔としてもよい。この例外には、歯科用コンピュータ化 CT 装置は含まれない。

**2.4 手技の選択**

り、良い見解が得られる可能性がある。各施設から十分な数の患者が含まれる場合、第一段階としては、20-30 施設からの結果で十分と考えられる (2.3.3 章)。施設が 50 か所より少ない小国では、一次調査として施設の 30%-50%の調査で十分と考えられる。その後の調査で、データ収集を容易にできる優れた選択肢の1つは、データを登録できるレジストリを立ち上げることである。これによって自動的なデータ収集が可能になり、いったん確立しさえすれば何百もの施設からの入力情報を受け取ることができる (Bhargavan-Chatfield and Morn, 2013)。

(82) 英国の経験から明らかに、施設の代表的なサンプルを選択することで通常は十分である。英国では、指針に含めた患者は、制限範囲内の体重であった。最初のセットは、任意に選択した 20 施設における特定の検査の平均値から導いた。本研究に含めた患者は、制限範囲内の体重であった。

(83) 余剰の施設は、患者集団を代表できるデータを得ることができるとする。十分な検査数をもつものとする。これらは通常、大規模又は中規模の病院となる。これは、小規模の病院又はその他の医療施設が患者コホートでは、現代的な期間内に相当数のサンプルを得るのに不十分と考えられるためである。

(84) サンプルは、医師の間についても代表的な選択肢集団がカバーされるべきである。大半の国々では、これは公的及び民間双方の病院並びに独立施設であることがあり、最優先の優先順位は施設ごとに異なるかもしれない。一部の施設、特に放射線技師が比較的にない施設では、国内全体で広く使用されているものを反映している。通常でない撮影行為を考慮している可能性がある。プログラムを設定した後は、線量調査を全 X 線施設に及び、高線量をもたらす異常な撮影行為を、制定された DRL 値との比較を通して特定できるようにすることが重要である。このためには、線量の記録を得るため、最終的には調査プロセスを続ける必要がある。

(85) ある地理的領域にある医療施設の最初の調査は、中央で組織化されるべきである。放射線診断に係る医学物理士が数人に過ぎない場合は、1名の医学物理士が各施設を訪問して QC 検査を行う必要があるかもしれない。この訪問には、X 線装置の出力の測定やデータ収集の手配が含まれる。

(86) 英国は 1989 年に初めて、指針となる線量 (DRL) の先行指針 (Shrimpton et al., 1989) の 25 年間でこの概念の適用を開始してきた。英国における国の DRL 値は、大規模病院の調査で測定された適切な平均値 (中央値ではない) の第 3 四分位値という任意レベルで設定された。したがって定義上、調査に含まれた各検査の平均値の 4 分の 1 は、提案された DRL を超えていた。ただし、外れ値であらう少数のデータポイントが、病院の平均値に影響する可能性がある。

(87) 委員会は現在、国の DRL を制定するにあたって国内の分布を収集する際に照会すべき数値として、各 X 線施設に関する DRL 量の各

個間の体重にある患者からのデータを用いることで達成される (例えば、50-90 kg の範囲を用いる)。この平均値となる。この平均値は、その当該国内の平均であったことから、70-85kg という平均体重が基準体重として選択された (IPSMNRPBCoR, 1992)。この平均体重は、国内の集団の体重分布が異なる他国には必ずしも適切ではなく、また現在の英国の集団の体重傾向をみると、将来に適切ではないかもしれない。選択する平均体重は、検討する集団における平均体重に近いものとすべきである。一部の国では平均体重を 70 ± 10 kg とすることが妥当と考えられる。

(93) 適切な DRL 量の数値の自動記録法が利用できる場合は、各施設で多数の患者 (>100 例) に関するデータ収集が可能と考えられる (Goanka et al., 2015; MacGregor et al., 2015)。自動記録されるレジストリにより、何百万もの検査に関するデータの収集が可能である (Bhargavan-Chatfield and Morn, 2013)。このように調査が実施されるレジストリにより、何百万もの検査に関するデータの収集が可能である。入力の方法は依存し、患者の体重を含まないかもしれない。外れ値及び大きな誤りを有するデータを解析から除外するため、何らかの形式の除外法を検討するべきである (最高及び最低の 5%を除くなど)。しかし、一部エリアに体型の大きい患者の割合が高いことで結果に影響されたいよう、注意する必要がある。小児患者に関する DRL 値制定のための特別な検討事項を、6 章で論じる。

(94) 少数の患者のみでデータ収集が可能な場合、中央値又は平均値の不確実性は大きいかもしれない。四分位範囲がデータ分散の指標の役割を果たす (7.1 章)。

(95) 1 つの病院の特定の検査について DRL 量を調査する際には、通常、X 線検査に 20 例以上のデータを収集する (IPSMNRPBCoR, 1992)。しかし、ばらつきが大きく結果の範囲が幅広い場合、より多くの患者のデータが必要になる。これは特に、患者の病態及び操作者の技術の差がばらつきに寄与する透視撮影に当てはまる。透視撮影及び CT の手技には、所定の体重範囲内にある 30 例以上の患者グループが望ましい (IPSMNRPBCoR, 1992)。IVR にはより多くの患者が必要になることがある (4 章参照)。マンモグラフィの場合、圧迫された乳房厚にばらつきがあることから 50 例の患者の測定値を得ることが望ましい。乳房厚の範囲は幅広いことから、解析には、乳房厚の範囲を十分であることを含め、何らかの標準化が適切であると考える。

**2.3.4 検査及び DRL 量**

(96) DRL 値を設定すべき検査及び画像手技を選択する際の第一の優先事項は、その地域内で実施される一般的な検査を含めることである。さらに最も多く実施されるもの、又は患者に最高線量が照射されることとなる検査を優先する。線量計測が実行可能な検査でもあるべきであり、これらの検査の基準に照準を合わせる専門家を含め、すなわち放射線技師、放射線科医、循環器科医、外科医、及び X 線システムの使用が許可されているその他の医療スタッフを包含すべきである。どの検査を選択するかは、調査を監視し、その後に必要となる最適化の助言



- (101) DRL が目的に合うことを保証する上で、手技の選択は重要である。DRL 量に関するデータを集積する際、すべてのデータが、参加する施設を通して類似した手技から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。これは、異なる側面による。第一に、通常の撮影に含まれる2つの撮影方向（胸部単純撮影の後画像及び側面像など）を詳細に明記することが重要である。第二に、手技に関する検査目的を明記する。このことは、様々な臨床応用に対して異なる照射設定、撮影方向、又は撮影方向角が用いられる場合に重要である。次に、DRL 値をすべての被ばくに基づくものとすることを基に、かつ、それとも特定のサブセットに基づくものとするかを決定することが必要となる。
- (102) 適切な DRL 量の調査を行う、又は自動データ収集システムを用いる組織は、明用の固定された X 線施設内で行う手技と、可動式の装置を用いて行う手技の両方について検討する必要がある。可動式の装置、照射される線量と、そのためにおおそくは DRL にも影響するのである。可動式の X 線装置に関する 1 つの選択的例は、線源から検出器までの適切な距離で使用される標準的照射設定について  $K_{a0}$  を測定すること、及び適切な DRL 値との比較のために  $K_{a0}$  の値を算出することである。

## 2.5 データ収集方法

- (103) データ収集のためにには様々な選択肢がある。自動記録のためのデータデータベース施設に限りの場合は、施設に合わせた用紙を用いてもよい。これらは操作者による記入に時間がかかり、結果の妥当性がデータ入力とその他のデータ送信の正確さに左右される。この手法は英国、その他の欧州各国及び米国 (FDA, 1984) にて長年使用されてきた。
- (104) HIS と RIS の両方に、患者検査データの溯及的レビューが可能となった。RIS によるデータ収集は、きわめて多数の患者を登録できるという利点があるが、X 線検査の場合、その結果は後前 (PA) 及び側面撮影など複数の種類の方向について得られることがある。放射線を用いた様々な種類の手技および手技エディションに対して層層検査コードを用いて、検査の種類の不正確な区分により間違いが生じやすいようにする (Escalon et al., 2015)。この結果は、特に適切な手技の特定及び線量計測量の正しい単位に関する、データ入力の問題と一貫性によって左右される。またこれには患者の体重が含まれないと考えられる。RIS を介して収集されるデータには、非常に多数の患者が含まれる可能性があるため、これらの問題はある程度、外れ値を除外することで克服することができる。
- (105) 「医療におけるデジタル画像と通信 (Digital Imaging and Communications in Medicine: DICOM)」基準では、画像モダリティからの線量情報の記録及び保管の取扱いのための RDSR が規定されている。線量計測量は事前設定レベルを超えたときに臨床スタッフ及び医学物理士に通知するための、RDSR におけるデータ照合は、患者線量管理システムにより行うことができる。

公衆衛生に送信するというシステムを確立している。2010 年に実施された英国調査では、X 線撮影に関する 105,000 回分の  $K_{a0}$  測定値、X 線撮影に関する 185,000 回分の Pka 測定値、及び単純撮影に関する 221,000 回分の Pka 測定値に関するデータが収集されている (Hart et al., 2012)。同様に米国放射線医学学会の Dose Index Registry では 2013 年時点で、自動データ収集法を用いて 500 万回分を超える CT 検査に関するデータが収集されている (Bhangvart Charafeld and Morin, 2013)。患者線量管理システムも、クリニカルアウトパティエントのために線量基準を当局に報告したり、意図しない過剰被ばくを特定するために欧州連合の基本安全基準指令に従うといった、欧州連合の要件上の法的要件を満たすために設立。どのようなデータ収集システムを使用するかに関わらず、線量計測指標の妥当性及び信頼性を医学物理学の専門家を検証しなければならない。また必要に応じ、患者の患者線量管理システムに取り入れられる前に修正されなければならない。

## 2.6 DRL 値の特定

### 2.6.1 DRL 量の分布

- (110) 適切な DRL 量の患者調査が完了したか、又は自動化プロセスを通じて十分なデータが収集された後、国又は地域の DRL 値をどのように決定するかについて判断されなければならない。各施設のデータが、特定の範囲の患者特性にあるごく限られた 20~50 例に関するものである場合、各施設からの DRL 量の中央値は、各種検査の線量計測データの分布から導くことができる。
- (111) 電子データ収集システムから多数の患者が寄せられた場合、DRL 量についてナランセンズ法を用いて中心値をもつ明らかな外れ値を特定するために検討する。これらの外れ値は除外するべきである。データの取込み又は並外れて体型が大きく異なる患者からの少数の患者は、分布の平均値に有意な影響を及ぼすおそれがあるが、中央値にはあまり影響しないはずである。この操作時間のソフトウェアの少数の患者は、分布の上側及び下側の裾に寄る異常な結果は、スプレッドシートで簡単に並べた分布を見て特定することができる (図 2.1)。分布の上側 5% 及び下側 5% に含まれるデータを除くこともよいが、各施設の中央値にはほとんど影響が生じない。結果はさらに、施設に関する中央値の分布に含まれることができる。
- (112) 複数の施設から得られた DRL 量のデータの典型的な分布は対称正規分布であり、これにはしばしば、並外れて高値をもつ施設から得られたデータも含まれる。英国の病院を対象とした初期の調査で、20 病院の X 線検査を行ったときの、画像あたりの個々の  $K_{a0}$  の分布を、図 2.2 に示す。非常に低い  $K_{a0}$  値は非常に高い  $K_{a0}$  値が得られた 2 病院が示している。最適な DRL 量の初期の分布は、これらの病院及びクリニックスを特定し、最適な DRL 値を決定する。
- (113) DRL 量の分布の歪曲パターンが、世界中の調査で多岐にわたる DRL 量について繰り返し確認されている (Shrimpton et

- (106) Integrating the Healthcare Enterprise (IHE: <https://www.ihe.net/>) プロジェクトにより、モダリティ、医用画像管理システム (Picture Archiving and Communication System: PACS) 及び線量報告システム間の相互運用性を保証するための、標準ワークフローが確立されている。IHE Radiation Exposure Monitoring (REM) は、放射線被ばくモニタリング (REM) のウェブページ ([https://wiki.ihe.net/index.php/Radiation\\_Exposure\\_Monitoring](https://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring)) のプロファイルでは、RDSR が使用されている。現在のところ、データのアップロードは簡単ではないが、患者線量管理システムが利用できるようになっており、線量計測データのレポジョリとしてのデータデータベースの構築が促されている (Cook et al., 2011; Ikeda et al., 2012; Sotnickson et al., 2013; Charmock et al., 2013; Vanò et al., 2013)。さらに線量計測データは、放射線防護に関する QA と品質改善に役立てるため、患者線量管理システムで使用することもできる。
- (107) CT 検査の各 DICOM 画像からの線量パラメータが得られたとき、これを使用することで、患者の z 軸に沿った線量断面により得られた CTDI<sub>w</sub> の変化を評価することができる。これは RDSR データのみで行うことができず、RDSR は、シリーズ全体の放射線検査の平均 (CTDI<sub>w</sub>) のみを報告する。IVR の場合、RDSR には透視撮影を含むすべての放射線検査に関するデータが含まれる。透視 IVR 手技による線量が、取得した DICOM 画像から抽出された場合 (入手できた場合)、透視撮影からの線量寄与が欠落する。これらの手段の中には、透視撮影による線量を X 線検査からの線量を上回ることもある。DICOM (Medical Imaging and Communications in Medicine: DICOM) の規格に基づいて、最新の IHE REM-NM プロファイルに含まれている ([http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation\\_Exposure\\_Monitoring](http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring), 2014)。これは最新の IHE REM-NM プロファイルに含まれている ([http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation\\_Exposure\\_Monitoring](http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring), 2014)。これは最新の IHE REM-NM プロファイルに含まれている ([http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation\\_Exposure\\_Monitoring](http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring), 2014)。これは最新の IHE REM-NM プロファイルに含まれている ([http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation\\_Exposure\\_Monitoring](http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring), 2014)。

- (108) モダリティ実施手続きステップ (MPPS) サービスは依然として、X 線の手技、患者及びモダリティからの画像情報を検査手順に HIS/RIS サーバに送信する一部のシステムで使用されている。今後は DICOM RDSR により差し替えられる予定である (Vanò et al., 2008a, 2013; Ten et al., 2015)。二次的なキャプション画像 (Secondary caption image) は、線量計測データを PACS 中の画像として格納し、検査に格納するために広く使用されている。もう一つの選択肢である、さらなる画像のためにこれらの画像を光学式文字認識 (OCR) プログラムで変換し、線量パラメータを抽出する必要がある (Cook et al., 2010; Li et al., 2011)。これらの画像の解像度によっては、OCR 変換によりデータの誤りが生じることがある。さらに、これによる情報量は通常、RDSR を使った場合に比べてはるかに少ない。ただし、MPPS は DICOM 委員会により取り扱われているため、その使用は新たな設備には推奨されないが、既存のものについては必要である。

- (109) 患者線量データベースの確立が困難に感じ、データベースに含まれる検査数と患者数も増える可能性がある。これにより大規模な線量レポートの準備が可能になる。例えば英国では現在、英国中の病院の医学物理士が収集した線量計測データを、照合及び分析のための英国

- al., 1986; Kwon et al., 2011; Miller et al., 2009)。というも、これらは最適化が完全に実施されていない。整備が、必然的に必ず存在するためである。

- (114) X 線の手技の DRL 値は多くの場合、分布の 75 パーセンタイル (第 3 四分位数) と定義されている。これは、多数の施設サンプルから選ばれたデータに基づいて理解することで、この 75 パーセンタイルは、許容可能な数値と実際の数値を区別する最初の区切りとして選択された。これはこのように決めただけであって統計的根拠をもたない。ただし、この 75 パーセンタイルは通常、分布の上側の裾のちょうど下あたりである。結果が分布の上端近くにある施設を特定するための、有用なマーカーとして役割を果たす。分布の 75 パーセンタイルで DRL 値を設定することは合理的であり、委員会はこの慣行を現在維持している。

- (115) DRL 値は静的なものではない。放射線検査のために患者に投与される放射線は、防護の最適化に重点がおかれ、装置が改善するにつれて低下すると予想される (Wall et al., 2005)。このことは X 線単純撮影 (図 2.3) 及び透視撮影 (Hart et al., 2012) の両方において実証されている。最適化が行われ撮影行為が改善するのに対し、DRL 値は定期的に変更される必要がある。DRL 値公表する際は、患者データを収集した地方グループ、国又は地域からの意見書を同時に示し、データの基となった「標準」的患者の体格、必要に応じその他の検査の詳細、および国や地域を記載する。

- (116) スコットランド中の病院の CT 検査に関する最近の調査から、過去には DRL 量の対数正規分布にばらばらなパターンがあったこと、さらには新たな傾向があるらしいことが示されている (Sutton et al., 2014)。CT 装置は他の種類の X 線装置に比べて少なく、英国では CT 検査の最適化に際しては「放射線物理工学的」方法が多い。CT 検査は比較的高線量を用いられるため、最適化の取組みが複雑な先された。その結果、最新の物理工学的なアプローチは、国の DRL を画像から下回る値に集まり始める (Sutton et al., 2014)。これにより分布の低い一部が消失した。これは、最適化のため、多大な取組みが行われた特殊な事情を表しているかもしれない。しかしこれは、線量計測情報がより容易に入手され、放射線診断に関与する医学物理士の数が増え、DRL がより広範に実施されるようになることで、他の画像モダリティにも広がっていく傾向を表している可能性もある。

### 2.6.2 最適化のための中央値の使用

- (117) DRL 値を導くために、調査からの線量計測データを単に集めるだけでは、完全に満足いくものではない。またそれにより、DRL を画像から下回る線量調査を確保し、放射線防護を最適化するためには、より積極的なアプローチが必要である。第 2 のレベル (すなわち、DRL 値の決定に用いられる分布の中央値) の制約が、最適化を助けるもう一つのツールになり得る。DRL 値は分布の第 3 四分位数であることから、こ

第2のレベルは、最適化の動きが検出される際に、適切な撮影行為を判断するための優れた手掛かりになる可能性がある。この中央値は、DRL値とともに、画質と患者線量の最適化を助ける可能性がある。

(118) DRLの目的は、防護が最適化されていない(すなわち、各施設のDRL量の中央値が国又は地域(国の集合体)のDRL値を上回っている)ために、検査状況の調査が望ましい施設を特定することである。しかし、各施設のDRL量の中央値が国又は地域のDRL値を下回っている医療施設でも、さらなる改善が可能であり、最適化プロセスをさらに進めるために必要な経験やリソースが存在している可能性がある。委員会は、(国のDRL)画質調査又は自動データ収集からの国の中央値は、そのような医療施設がその成績を評価できるもう1つのベンチマークとなる、と認識している。大半の医療施設では各施設のDRL量の中央値が国のDRL値を下回ることから、国の中央値は、標準的な手法と技術により目指すべき合理的な目標になる。

(119) 患者線量に関する適切な撮影行為とは、医療施設におけるDRL量の中央値以下に到達させ維持することを試みる、ということになる。(NCRP, 2012)。そのような線量監視を実施する際に最も重要な点は、検査の臨床目的に見合った画質を確保することである(2.7項)。各施設のDRL量の中央値が低すぎると、画質(又は複数の画像を使用した場合の診断情報)を見守ることがある。

(120) 各施設のDRL量の中央値が国の中央値を下回っている場合、追加の最適化プロセスでは、使用線量ではなく画質を優先的に考えるべきである。この動作の根拠は、国の中央値とは多数施設の調査から決定されたDRL量データの中心点であるためであり、もし各施設における国の中央値を下回る放射線レベルを達成するには、使用線量をさらに低減することが重要な問題であることである。各施設の検査状況において、国の中央値を下回る放射線レベルとなっている場合は、画質を十分にすることを優先する。線量低減は、それ自体が目的ではない。十分な画質が最も重要である。医用画像の検査目的に十分でないという危険性が生じるまで画質を落としてはいない。

2.6.3 地域DRL値の測定

(121) 欧州連合など世界の一部地域(国の集合体)では、それらの医療制度において放射線の安全性という側面を調べきせようとしている。地域DRLに関する要件が、地域のガイドライン又は規則に組み入れられることがある(例えば欧州指令など)。これらの地域に含まれる国々は、それまでに既に国のDRLを持っている場合も、そうでない場合もある。そのため委員会は、地域DRL値の測定に関するガイダンスを提供している、これにはいくつかの選択肢がある。

(122) 地域DRL値は、地域全体から得られる代表的な施設のサンプルの1回の調査に基づくか、又は国別の調査又はレジストリから導かれる国のDRL値に基づくことがある。地域DRL値測定の具体的な方法は、それが代表的な施設のサンプルの1回の地域調査のデータに基づ

(128) 画質が不十分になるほど低すぎるとは、評価指標は目的の線量計測の正確性に特に注意を払いつつ、適切なQCプログラムによって画像撮影装置が容易でできる程度機能しており、しかも、検査目的にふさわしい画質の医用画像が得られることを保証する必要がある。可能限り、画質の評価にはエビデンスに基づく基準を用いる。各種画像撮影に必要な画質レベルに関しては、基礎はほとんどない。現在までに、放射線医による評価という形で、客観的指標が用いられているのみである。欧州委員会がガイドラインを作成し、その診断力の判断時に、画像のスキャナ化に使用できる基準を示している(BC, 1996a,b, 1999a)。画質に影響するかもしれない変更を加えた場合、この基準又はそれに類似した基準を画質に用いることができる。医用画像の基準を用いた医用画像の評価には、放射線科医の評定は不可欠である。

(131) 様々な基準のために、適切な画質に関する実質的データが必要である。ここしばらく、画像のコントロールと画像機器の性能を特性評価するために、種々の指標が用いられてきた。これらは専門家による測定技術が必要とし、また大規模な画像機器については、これらの指標は製造業者により提供されている。病院の医学物理士がこれらの測定を行える技術は、徐々に広がるようになってきている。これらの指標には、変調伝達関数、系係数(contrast transfer factor)及びノイズハザードベクトル(ICRU, 1996)が含まれる。これらは将来的に、デジタルイメージングシステム最適化プロセスの一環として行われる適切な画質レベルの選択に役立つ有用な情報、医学物理士に提供するには十分である。これらの定量的指標は、画像検査の固有の性能を適切に説明するものであるが、医用画像の画質(検査目的の達成)という点でシステムの特長を評価するものではない。

(132) 画像評価の客観的指標に関する研究が行われているもの、物理的指標と放射線科医の判断の間の関係は、現在まで確立されていない(De Croop et al., 2015)。このプロセスを助けるためには、CTの評定可能な画質レベルのより詳細な解析と、その他の専門性が必要である。したがって第一のパラメータは線量ではなく、線量あたりの画質となる。この分野における研究を進めると、また医用画像撮影と関連する客観的画質変化の大きさについて追加データを得ることは急務である。

(133) 高エネルギーの減速部分について十分な画質が求められる胸部単純撮影は特に困難であり、ICRUによるレポート(ICRU, 1995)のテ

るか、又は国のDRL値に基づいたことに準ずる。

(123) ある地域内の多くはほとんどどの国々で国のDRL値が存在している場合、地域DRL値を測定する最も単純で容易な方法は、地域の数値のベースとして国のDRL値を用いることである。国の数値は通常、X線の手技のDRL量の国内分布における75パーセンタイルを表していることから、得られている国のDRLの中央値は、地域の平均値を使用するべきではない。これは、平均値を使用した場合、地域内の一部の国のDRL値が非常に高い又は非常に低いときに地域DRL値に過度なばらつきが生じ得るためである。

(124) ある地域内で、国のDRL値が測定されている国がかなり少ない場合、地域DRL値は、地域の規制当局の同意を通じて導いてもよいことがある。この過程は、既存の国のDRL値を考慮に入れる必要がある。また少数の国のDRL値から導かれる中央値は不適切なことがある。

(125) 地域DRL値のベースとして既存の国のDRL値を用いることは、効率的であるが理想的ではない。このアプローチをとると、小国、及び調査した施設と患者数が比較的小さい国々の調査データが、過剰に強調されるおそれがある。逆に言えば、大國、及び調査した施設と患者数が比較的小さい国々の調査データが過小評価されるおそれがある。この問題は、参加各国の人口に応じて国のDRL値を重み付けして地域DRL値を算出することで対処できる。しかし、最も正確なDRL値は、地域全体の施設のランダムサンプルを1回調査することで行われることになる。幸い、DRLの目的は各施設の検査状況の調査が必要な場合を示すことのみであることから、そこまで正確さとは考えにく

2.7 画質

(126) 防護の最適化をどのように達成するかについて、物理士、放射線科医及び放射線技師の間で協議する際、最も多く使用されるアプローチは、その検査のDRL値と整合性を達成する、というものである。しかしDRL値は画質の記述子ではない。1医療施設のDRL量の中央値が特定の値を上回る、又は下回るからといって、その画像が特定の臨床目的に適切か不適切かを示すものではない。画質評価のためのDRL値との整合性を採用することは、不適切である。

(127) いかなる画像診断検査に対しても最も優先すべきことは、手技全体からの画質が必要とされる全ての診断情報を提供し、臨床目的が損なわれないよう、臨床目的に対して十分な画質を得ることである。このことは、すべての技術の画質が高いことを意味するものではない、一部のモダリティ(例えば遠隔撮影など)では、個々の画質が不良でも一連の画像によって必要な臨床情報が得られることがある。

一マでももある。

(134) X線撮影に関するフィルム・スクリーニングシステムの感度の問題から、過去には線量に制限が課せられていた。また、一般的な使用のための適切な造影剤クラスに関する動向から、線量に制限が生じていた。また、高線量を用いたときに生じるフィルム黒化から、過度のばらつきが明らかになり、過剰な造影剤が阻止されていた。デジタルX線撮影やCTスキャニング法は以前の制限は存在しない。したがって、デジタルX線撮影における造影剤のパラメータ又は線量指標(検出器線量指標)のモニタリングは不可欠である。画質と患者線量の間のパラメータは不可欠である。適切な後処理により、低線量レベルでの使用が可能になることがある。

(135) CT検査に関する適切な画質レベルについては、放射線科医の間であまり一致していないようである。新しい装置に画像プロトコルを設定する際には、画質に著する線量と患者線量を検討する必要がある。これらは、以下に関連する因子である：(1)低コントラストでの検出性、及び(2)表示装置の空間分解能。CTにおける画質と線量評価に関する報告が、ICRUにより作成されている(ICRU, 2012)。

(136) 画像撮影装置のベンチマークは、画質と線量低減技術の改善を促進し、これに投資している。しかしこれらは、線量低減に重点を置く傾向があり(例えば、ハードウェアの変更による逐次近接再構成など)、これらによる画質低下の危険性にはあまり注意を払っていない(Guimaraes et al., 2010; Antonfors et al., 2015)。そのような技術の非臨床試験への導入時には、画質の適切性を評価・好転させる必要がある。線量低減のためにベンチマークが提供するプロトコルを用いることは、もしその結果が臨床目的と手技の画像要件に合わない場合、最適化ではない。

(137) 本書ではこれまで、単一の目的(例えば、1つの診断上の問題に答えるなど)のための画像撮影情報を中心に説明してきた。しかし、特定の診断については(例えば尿路造影など)、複数の診断上の問題のみを評価することで、その手技に利用できる線量を著しく低減できるかもしれないが、その影響が顕性であった場合、引き続き直ちに問われるのは、その特定の正確な部位、大きさ及び重症度などである(Niemi et al., 2008)。一方、もし最初の診断が陰性であった場合、引き継ぎ直ちに問われるのは「患者のその後の健康を引き起こしているものは何か」ということだろう。いずれの場合も、追加の診断の間に追加の線量に関する情報も初回検査で得られるように検査目的を拡大することが正当化されるかもしれない。これらの追加の線量が高くなるが、追加の画像撮影が高くなることから検査に関するDRLとの比較から、そのような手技を除外できるようにする。

3 X線撮影とX線透視診断

- DRLL量は、臨床における検査値から直接入手して、容易に評価できることが望ましい。X線撮影には、 $P_{Ka}$ 又は $K_{\alpha}$ のいずれかを用いてもよい。 $P_{Ka}$ にはX線の軟り量も考慮されている。
- マンモグラフィにも採集されるDRLL量は、 $K_{\alpha}$ 、 $K_{\alpha}$ 、又は $D_0$ のうち1つ以上を用い、どの量を選択するかは各施設の検査状況及び要求される原則に従われる。
- X線透視検査に採集されるDRLL量は、 $P_{Ka}$ 及び $K_{\alpha}$ である。透視時間及びシネ撮影又はデジタルサブトラクタシネ血管造影(DSA)撮影に関するDRLL値を決定することも推奨される。
- 利便性のため、マンモグラフィ装置、X線撮影装置及びX線透視装置の性能評価にファントムが用いられるが、これを患者線量の測定に代わり用いるべきではない。
- 乳房口内法X線撮影のためのDRLL値の簡便な測定方法は、臨床検査に使用される標準設定で得られる、コーン先端(X線が皮膚に入射する部位)での $K_{\alpha}$ 測定値を用いることである。成人と小児では別々に測定すべきである。
- 線量パルスマンモグラフィでは、 $P_{Ka}$ は電線を用いて測定するか、又は蛍光スクリーン上の前に置かれた検出器で線量とスリット幅の積を算出する。

### 3.1 X線撮影とX線透視診断の検査

- (138) X線撮影とX線透視診断には幅広い検査が含まれる。しかし、最も多く行われる検査については、妥当かつ十分なデータを得ることが実務的である。しかしながら、これらの結果は、他の検査の撮影条件にも影響を与えると考えられる。患者への確率的影響の潜在的リスク、および放射線感受性を含むものを有する臓器に対して高い線量となるものに対する最適化への取り組みが優先されるべきである。
- (139) 線量評価が可能な地域内で、最も多く行われる検査をDRLLのプロセスに選択すべきである。また、それらには、使用される様々な手法と装置を含むべきである。種々の医用X線撮影及びX線透視検査の相対頻度と、欧州10カ国の集団実効線量に対する寄与率を表3.1に示す。
- (140) 多くの国々で最も高頻度で行われているX線検査は、胸部X線撮影である(BC, 2008)。一般的な検査である胸部X線撮影は、放射線感受性の高い臓器の臓器が被ばくすることから、X線撮影の測定に含むべきである。腹部、骨盤及び骨椎の検査は、集団の実効線量に対して最も大きく寄与することから、これらもX線撮影の測定に含むべきである。
- (141) 頭蓋X線撮影で出射の水晶体が被ばくし、マンモグラフィでは乳房が放射線感受性の高い臓器の一つであることから、これらを含む

- (148) 資源が限られている国々に対しては、適切な電圧で1 mA sあたりの出力に基づき $K_{\alpha}$ を算出することが可能であるが、この場合は正確さ20~30%低下する。これは、管電圧波形、照射角、透過、及び照射の劣化によって出力が変化するためであり、これらすべてを推定する必要がある(Le Honou, 1989; Martin and Sutton, 2014)。使用できる結果を表3.2に示すが、可能な限り測定することを強く推奨する。
- (149)  $K_{\alpha}$ を算出するには、kV、mA s及び線源距離(DSA撮影の画像枚数を記録する方法(CR, DR又はフィルム)、デジタルX線撮影のシステム)の型式と製造業者、フィルム感度又は同等のもの、及び被ばくがABCの下か否かを、可能な限りで各検査装置の種別について記録し、最適化に使用するための情報を記録する。

### 3.2 X線透視診断のDRLL量

- (150) X線透視検査では、可能な限り $P_{Ka}$ をDRLL量として用いる(表2.4)。多くの透視装置では、 $K_{\alpha}$ (IEC, 2010)と $P_{Ka}$ が表示される。X線検査のコリメーションが適切かどうかの判断に、 $K_{\alpha}$ と $P_{Ka}$ 値の比較が有用なことから、 $K_{\alpha}$ が得られなければこれを特定の画像診断検査のDRLL量として用いる。
- (151) X線透視の検査では、透視時間及びシネ撮影/DSA撮影の画像枚数を記録する。旧式のX線透視装置で、これらの数値の値を表示/記録するための機能を備えていない場合は、透視時間がデータを導くための唯一の選択肢と考えられる。DSA撮影に関するフレームレート、X線透視に関するハルスレート、画像記録の手法、及び使用した照射プログラムのオプションを含めるべきである。

### 3.4 X線撮影及びX線透視におけるファントムの使用

- (152) X線撮影において、線量測定の性能測定にABCを使用するときは、組織と類似した特性をもつ材質の平板(平板ファントム)を用いる(Conway et al., 1992)。ある用途として、患者検査のDRLL量を評価するために、ポリメチルメタクリレート(PMMA)あるいはポリエチレンの厚板、又は水を含んだプラスチック板を用いることができる。これらに実証的には患者の代わりではないが、撮影設定が自動的に選択される場合、様々な体格の患者と等しい厚さのファントムを用いて $K_{\alpha}$ を推定するのは有用と見られる。 $K_{\alpha}$ (後方散乱を含む)は、そのような平板ファントムの表面において平板の電線箱を用いて測定することができ、照射後のmAsを記録する。
- (153) 標準的な胸部、腹部及び喉椎検査を被ばくするために、PMMA及びアルミニウム製の標準的な平板ファントムが複数開発されている

めることを推奨する。ただし、これらの検査には様々な手法が用いられるため、使用される設定は必ずしも他の手法の設定を反映するとは限らない。

- (142) 口腔、口腔の検査も多く行われるが、通常これらの検査は四肢の一部に限られ、被ばくする放射線に対して感受性の高い唯一の臓器は骨髄及び皮膚の一部である。したがって、放射線リスクを推定するための貢献度は小さい。結果、これらの検査におけるDRLL値の設定は優先順位が低いが、それでも最適化は必要である。

- (143) X線透視診断におけるDRLL値の選択にも同様の議論が適用される。透視下におけるIVRについては、4章にて論じる。より高頻度に行われている手法を表3.1に示す。ただし、撮影行為は医療施設ごとに異なること、また世界の地域によって異なることから、DRLLのプロセスが適用される地域/施設ごとで適切なものを検討して選択すべきである。

### 3.2 X線撮影のDRLL量

- (144) DRLL量は、検査における直接の測定値から容易に評価又は入手できるものが望ましい。 $P_{Ka}$ 又は $K_{\alpha}$ のいずれかを用いてもよいが(表2.4)、可能なはその両方を評価することが望ましい。

- (145)  $P_{Ka}$ は、患者に入射するすべての放射線が含まれるため(患者に対してX線が適切に絞られていると仮定して)、X線撮影及びX線透視には理屈的である。 $P_{Ka}$ は、空気散乱と照射線量の大きさの両方によって決定されるため、患者の線量に影響するあらゆる要因が考慮されている。面線量計が搭載されているシステムや、 $P_{Ka}$ を算出してくれるシステムでは、 $P_{Ka}$ を利用しやしない。患者に入射する前にX線ビームが検出器を通過するか否かによって、 $P_{Ka}$ が影響を受けることに注意すべきである。

- (146) 計器により記録されるか、装置によって算出されるか、又は製造業者によって提供されるDICOMヘッダーに記載された $P_{Ka}$ 値は、かなり正確と思われ、これを保証する方法はない。測定、算出又は提供された数値が定量的に確認されなければ、患者には想定よりも大幅に高い $P_{Ka}$ が照射されている可能性がある。面線量計の校正、並びに、X線装置により算出・表示されるDICOMヘッダーに記載された $P_{Ka}$ 値の正確さを確認するための対応をとることを委員会は勧告する。

- (147)  $P_{Ka}$ 量が得られない場合、 $K_{\alpha}$ (後方散乱を含む)をX線撮影のDRLL量として用いる。X線透過性の熱々ミネラル線量計のより正確な線量計を用い、この線量計が画像と干渉しない限り、患者側で画像の取得中に $K_{\alpha}$ を測定することができる。または、撮影設定(kVp、mA s)と線源距離間距離から、X線装置の出力の測定値と後方散乱の追加のための補正を組み合わせて、 $K_{\alpha}$ を算出することができる。装置の追加が必要ないため、おそらく最も簡単なアプローチと考えられるが、X線装置の出力を測定する必要はある。

- (Conway et al., 1992)。ここでは、X線撮影装置に対するAECの動作を試験することによって行うように、それぞれの検査の場合と同様の透過X線ビームを得る試みが行われている。これらの標準ファントムは、異なるX線装置間のABC測定と比較と評価に使用できる。

- (154) ファントムは、AECモードで動作されるX線装置の性能の評価に役立つと考えられるが、実際の患者検査の調査の代わりに行うべきではない。臨床に使用するDRLL量の数値を決定する唯一の方法は、検証した患者のデータの分析である。

- (155) X線透視装置で設定される様々なプロトコルに対する $K_{\alpha}$ 、 $K_{\alpha}$ を測定して装置の性能に関する情報を得ることができ、これらも平板ファントムを用いることができる。(Martin et al., 1998)。この結果は性能評価との比較には使用できるが、これらの $K_{\alpha}$ 率はDRLL量ではない。これらの測定は品質保証の試験に行うことができ、品質管理の試験に有用な情報を提供する(Balter et al., 2004)。また、患者での検査において測定値が得られた場合、原因の推定にも有用である。

### 3.5 マンモグラフィ

- (156) マンモグラフィにおいて線量を被ばくする部位は乳房である。マンモグラフィには25~38 kVのX線管電圧が用いられ、X線管電極及びフィルムには他のX線システムで使用される材質よりも多様な材質(例えばモリブデン、ロシウム、銀のほか、タンタルステン及びアルミニウムなど)が用いられる。マンモグラフィに用いられるX線のエネルギーが比較的低いことから、放射線出力の測定には、専用の設計された線量計が用いられる。マンモグラフィに用いられる線量計は、入射窓の減衰の影響を考慮して、マンモグラフィに使用される範囲でのX線スペクトルによる特定の校正が必要である。

- (157) 乳房に対するマンモグラフィの放射線量は、乳房厚によって異なる。調査又は自動データ収集システムには、患者層を選択するのではなく、すべての乳房サイズを含めることを推奨する。また、乳房サイズのばらつきを考慮するため、少なくとも50例の患者層でデータを収集するべきである。これにより、サンプルが、調査を行う特定のエリア又は国を確実に代表するものとなる。対象集団を代表できるような標準における線量調査結果を得るために、圧迫乳房厚をより狭い範囲内に制限してデータ解析することも適切である。

- (158) マンモグラフィには、 $K_{\alpha}$ 、 $K_{\alpha}$ 及び $D_0$ という3つのDRLL量を用いられている。通常撮影のマンモグラフィと乳房トモシンセシスの両方について、委員会はDRLL量として $K_{\alpha}$ 、 $K_{\alpha}$ 又は $D_0$ のうち1つ以上を使用すること、またどの量を選択するかは各施設の検査状況及び規則に応じたことを推奨している。 $D_0$ は医用画像検査を行うために用いる電線箱線量というより線量線量の指標であるが、 $K_{\alpha}$ 及び $K_{\alpha}$ は同じ乳房厚であったりkV及び照射/フィルターの組合せにより大きく変わるから、委員会は、DRLL量として $D_0$ を使用することを勧告する。

(159) $K_{a,0}$ は当初 DRL 量として用いられていた。 $K_{a,0}$ の測定は単純で、補正係数も不要である。 $K_{a,0}$ は、陽極/フィルタの組合せが同様なマンモグラフィ装置間であれば、直接比較が可能である。しかし現在では、陽極と K 吸収フィルタに様々な材料が用いられており、 $K_{a,0}$ と $D_0$ の関係を変化させる多様な線質が存在する。結果を比較する際には、これらの違いを考慮する必要がある。
(160) 1 mAs あたりの $K_{a,0}$ は、乳房圧迫板の位置における測定値から求めることができる。この 1 mAs あたりの $K_{a,0}$ に用いられた mAs を乗じることで、それぞれの検査における $K_{a,0}$ を得ることができる。 $K_{a,0}$ は乳房サイズに依存し、個人毎に異なる。このため患者調査には、1 施設あたり多くの患者数 (例えば 50 例など) を含むことを推奨する。
(161) $D_0$ を用いられ装置間のリスタについて直接比較が可能であることから、世界の多くの場所でも採用されている。 $K_{a,0}$ と $D_0$ の関係は、線質と同様に、乳房厚と乳房組成にも大きく依存する (Wu et al., 1994; Boone, 1999)。したがって、直接測定される DRL 量 ( $K_{a,0}$ 及び $K_{a,0}$ ) は、他の検査よりも潜在的リスクのばらつきが大きくなりやすい。このことは、最適化のために $D_0$ を使用している国々によって、説得力のある論拠であった。
(162) $D_0$ は、圧迫された乳房厚での検査に対する $K_{a,0}$ から算出される。 $K_{a,0}$ 及び $D_0$ は、乳房サイズ及び女性の年齢によって変化する乳房組成に依存する。DRL 値は、標準的なマンモグラフィ検査で用いられている頭尾方向 (CC) と内外側方向 (MLO) の撮影方向にも依存する。
(163) 幅広い線質に関して、モンテカルロ計算から導かれた $K_{a,0}$ から $D_0$ への換算についての文献が、多数発表されている。変換式は、線質の関数になっている (すなわち、半価層厚、陽極/フィルタの組合せ、乳房厚及び乳房組成に依存する) (Dance et al., 2000; IPEM, 2005)。
(164) DRL 量として $K_{a,0}$ を使用する際は、乳房厚と $D_0$ の相関に関する依存性を確実に考慮するため、資格を有する医学物理士の報告に基づいて評価プログラムでの検出を行う必要がある。フロントムは、DRL 値を決定するために使用されるツールである。しかし、フロントムは、検査を行う全ての種類の乳房の厚値を計算するものではなく、また、装置の臨床での使用状況を反映するものではないので、マンモグラフィに適用される線量の評価の方法として患者の調査を基本とすることを推奨する。
(165) マンモグラフィの日常品質管理には、標準乳房に等価なフロントムを使用する。2006 年の欧州ガイドライン (EU, 2006) は、様々な決められた厚さの PMMA プレートを撮影し、それぞれ厚さについて $D_0$ を算出することを提案している。英国における一般的なフロントムは、直径 160 mm、厚さ 45 mm の半円状の PMMA フロントムであり、その $D_0$ は AEC を用いて得られた mAs の値を用いて求める。45 mm 厚の PMMA フロントムは 63 mm 厚の標準乳房に相当し、マンモグラフィ装置の線量に関する性能の比較に用いることができる。DRL は、適切な校正された検出器によりフロントム表面での測定された $K_{a,0}$ から、標準的な計算式と換算係数を用いて算出できる (Dance, 1990; Dance et al., 2000, 2009, 2011; IPEM, 2005; Dance and Young, 2014)。英国 Breast Screening Programme により、標準乳房の比較対照値

テストでは、これが実際に用いられる設定であることを、測定を行う前に獣医師が確認しておくべきである。
(172) 各種補給への問を必要としない別の調査方法は、一連のフィルムで覆われたフィルムを積み込んだ校正済みの検出器パックを使用することであり、これは中央検査機関から獣医師に送られる。これにより、デジタル検出器と合わせて使用される X 線装置も、フィルムと合わせて使用される X 線装置も評価できる。このようなテストパックは、遠隔評価に用いることができる (Gulson et al., 2007)。しかしながら、そのようなシステムでの測定の精度は、乳房サイズに依存し、十分な使用法を確実に提供するには、多大な取組みが必要である。
(173) その教育の一環として、獣医師は X 線撮影と放射線防護について研修を受ける必要がある (ICRP, 2009)。研修は常に最新のものであり、しかも DRL の役割に関する情報を含んでいることが重要である。また、実際に行う線量計測から結果へのフィードバックを通じて、研修が強化される必要がある。X 線撮影の技術及び放射線防護の最適化に関する、定期的な再研修を行うことを推奨する。
(174) 歯科パノラマ X 線撮影の場合、ビーム全体からの DRL 量を測定する手法が必要となる。標準的な X 線撮影の場合と同様、X 線管装置の照射窓前面に取り付け、X 線ビームの全体を透過する電線箱を用いることにより、 $P_{a,0}$ を測定することができる。あるいは、DWP (ビームの平均 $K_{a,0}$ × ビーム幅) について校正された放射線計測器 (ただし X 線ビーム幅) を用いることもできる (Holroyd, 2012a; Mitchell and Martin, 2013)。DWP は、受光スリットでの X 線ビーム幅を乗じることで、 $P_{a,0}$ に変換することができる。ビーム中の空気のマーマの測定は、ビーム幅よりも狭い検出器を用いた場合、その結果にスリット幅を乗じて DWP とする。しかし、空気カーマはビーム全体で異なることから、この方法を用いた場合は誤差が大きくなる。

として採用された $D_0$ の DRL 値は、2.5 mGy である。
(166) 米国においてマンモグラフィを実施している施設の設定に用いられている標準フロントムは、PMMA プロックの内部に、線検信号が埋め込まれたワックスが配置され、フロントムの上部に PMMA の円筒ディスクが取り付けられている。このフロントムは脂肪 50%、乳腺組織 50% からなる 4.2 cm 厚に圧迫された「標準乳房」の減衰特性に対応する。米国連邦規則では、このフロントムに対する $D_0$ が 1 画像あたり 3 mGy 以下になる限り制限しない。2006 年、フィルム-スクリーンマンモグラフィの平均 $D_0$ は約 1.8 mGy であり、デジタルマンモグラフィは 1.6 mGy であった (Spollic et al., 2007)。
(167) 同じ撮影方向 (すなわち頭尾方向、内外側方向) に対して、健常者に対する検査でも、症状をもつ患者の診断に用いる DRL と同じ値を用いる。

### 3.6 歯科 X 線撮影

(168) 患者の体形に比較的影響しない検査がある。例えば、歯科口内法及びパノラマ撮影である。これらは通常、KV 及び mA の測定値と、歯科画像像の形のためにプログラムされた照射時間とを備えた装置を用いて行われる。歯科装置の場合、個々の患者に関する測定よりも、医学物理士によって行われる線量計測が標準の選択である。品質保証のチェックを X 線装置で行う場合、放射線検出器を用いた直接測定による調査を行うべき。
(169) 歯科口内法撮影のための DRL 値の設定及び患者線量の評価に関する便利な方法は、標準設定での測定を行うことである。口内法装置は管電圧及び管電流が測定されていることが多く、測定する歯の種類に対して曝射時間を調節することで、線量を変化させる。曝射時間 は、フィルム濃度を調整するダイヤルの設定、又は曝射時間の範囲により手動で選択する。 $K_{a,0}$ の測定は、X 線セットのコマンドに連動した校正済みの検出器をおき、標準撮影条件で行うことができる (Gulson et al., 2007)。この測定は、皮膚表面に入射する空気カーマと関連している。
(170) 測定には、獣医師が日常使用している撮影条件を用いる必要がある。また、歯科プロトコルに規定されている設定を確認するために、情報を入力する必要がある。これは調査を行う前に入手することが望ましく、おそらくは、検査前に歯科医に記入してもらった簡単な質問票を送付し、歯科 X 線撮影に関するデータのアンケートと合わせてこの情報を求めることで行われる。通常は成人と小児には異なる設定が用いられるため、双方について線量測定と DRL 値が必要である。歯科 X 線撮影における DRL の使用に関する詳細は、7.1.2 章に示す。
(171) 通常、X 線装置は歯科施設で用いられる標準的なフィルム濃度と検出器の感度設定のままで用いられる。しかし、そのような装置の

全ての線量計測データを増える。
• 患者の DRL 量の検査が予想より高かった場合は調査を行う必要があるが、まずは装置を確認し、その後には手技のプロトコルの評価を行う。最後に操作者の技術の改善を評価する。装置の不具合、又は施設であれば評価と修正は容易であるが、操作者の能力が要因であれば、最も解析が困難で修正しにくいプロセスとなる。
• X 線透過性の異質曝射時間は患者線量の指標としては適さないが、補助的な DRL 量として記録することで、統計的な最適化の助けとなる。

### 4.1 評価

(175) DRL は 1980 年代に放射線診断検査のために導入され、1990 年代に広く使用されるようになった (ICRP, 1991, 2001a; Wall and Shrimpton, 1998)。DRL は、元来、特定の X 線装置で実施される特定の検査に関する患者線量は、人体厚 (又はその他の体形の指標) のみの関数として変化する「標準的な」検査に用いられるものであるという根拠を前提として開発された。DRL の手法 (各施設の中央値を決定するために限られた数のデータを使用) は、この仮定に基づいている。
(176) DRL は、手技の変数が比較的小さい、胸部 X 線撮影などの画像診断検査に最も有用である (NCRP, 2010)。しかし、「標準」の検査に適さない IVR には、DRL の実施は比較的に困難となる。
(177) X 線透過ガイド下の IVR (FGD) について (例えば心血管インターベンション及び IVR など)、委員会は、「原則的に、DRL を線量管理のために用いることができるが、患者線量が非常に広く分布することから、たとえ同じ施設で同じ手技が行われる場合でも DRL の実施は難しい」と述べている (Padovani and Quai, 2005; ICRP, 2007)。透視ガイド下下手技に使用される線量は、患者の解剖学的構造、病変の特性及び疾患の重症度による手技の複雑性によって、強く影響される (Vehms, 1997; Bernardi et al., 2000; Peterzol et al., 2005; IAEA, 2009)。IVR のための DRL とは別の方法で作成されなければならない。IVR の手技の目的は診断ではなく治療であるが、その目的が類似している (すなわち、最適化のツールを提供) ことから、また異なる名称を導出した場合は混乱をきたすおそれがあることから、委員会は同じ名称 (DRL) を用いようとするべきと勧告している。
(178) 透視ガイド下手技を受ける集団の中で、線量計測データを最も正確に比較するために、原則的には、患者の体形及び体厚の差を補償して $P_{a,0}$ 及び $K_{a,0}$ データを正規化する必要がある。これらは身体部分の厚さに影響を及ぼし、次に X 線ビームの減衰に影響を与える。透視時間は人体厚と直接には関連しないことから、 <u>このように</u> 正規化は必要ではない (Miller et al., 2009)。しかし、体重に比例なくすべての

患者から公表されているデータを用いたDRG 手技の解析と、体重を65〜85 kgの範囲に限定した患者データと同様の結果が得られている (IAEA, 2009)。このことは、透視ガイド下手技に用いられる線量が、患者の体重よりも手技の複雑性に大きく影響されることを示した過去の研究と一致している (IAEA, 2009; Miller et al., 2009)。

**透視ガイド下手技**におけるDRL値の設定はファンタムを使用することは適切ではないが、装置の性能の評価にはファンタムを使用してもよく、また、使用するべきである。なぜならば、それによって最適化に用いられる必須情報が必要となるためである (Martin et al., 1998; Vanó et al., 2008b; 2009b; NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。

**4.2 複雑性の解析**

(180) 患者間及び技術者の差異により、IVRの手技の複雑性は様々である。患者間の差異とは、患者の解剖学的な違いや臨床的因子であり、それらは使用するX線条件下に影響を及ぼす。例えば、体位、血管走行の解剖学的な変形、正常血管の直線、動脈経路の長さ、傾斜など、異なる血管分枝の描出に必要なX線撮影の方向などを決定づけ、複雑性をもたらす。病変部の差異とは、治療する病変部の差 (例えば狭心症、冠動脈病変、右心房の無脈、胃腸の出血病変など) を指す。これらの理由により、IVRで個々の症例に使用する線量は、患者、術者の材料の種類 (カタペーラ、ステントなど) 及び装置の要件に起因するかならばらつきがある (Walt, 2001; ICRP, 2001a; Miller et al., 2003, 2012a; Balter et al., 2004; IAEA, 2009; NCRP, 2010)。

(181) 患者要因によるばらつきを補償するために用いることができるアプローチの1つは、手技の複雑性の指標を組み込むことである (ICRP, 2001a, 2007b)。特定の心臓インターベンションの手技に関して、手技の複雑性を用いてDRL値を正規化したDRL値を決定する可能性を検討している研究が複数ある (Bernardi et al., 2005; Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。経皮的運動形成術に関する複雑性の要因 (治療血管、米国心臓病学会/米国心臓病学会の複雑度基準でB2よりも高い病変数、複雑に走行する血管数、分枝付きステントカテーテルが特定され、これらの手技の複雑性が容易、中程度又は高度に分類されている (Ryan et al., 1988; Bernardi et al., 2000; Balter et al., 2008; IAEA, 2009))。

(182) 他の心臓インターベンション及びIVRに関する複雑性の解析については、予備的な検討事例のみが報告されている。Padovaniら (2008a) は様々な不整脈 (心房細動、心房性頻拍、結節性頻拍、心房性頻拍及びウォルフ・パーキンソン・ホワイト症候群) の治療に行われる高血圧心臓アブレーション術のグループ分けを提案したが、研究では、少数サンプルの手技からのDRL量の推定値が得られているのみである。D'Encoleら (2012) は、神経血管造影を行う診断手技及びIVR (脳血管造影、頭蓋内動脈瘤及び動脈奇形の治療) に関連して、複雑性に基づくローカルDRL値を提案した。最近の研究では、一部の一般的IVR (経頭蓋的肝生検、胆汁ドレーナージ、子宮頸管造影、

は、分布の偏りにより強く影響されることがあるため使用してはならない (Walt, 2001)。高い線量が認められた場合、装置の機能不良や装置の最適化の問題、手技を行う能力の低下、術者の経験不足、又は高い臨床的複雑性を示している可能性がある。各施設の中央値がADSの10パーセントイルを回った場合 (IAEA, 2009)、又は25パーセントイルを下回った場合 (NCRP, 2010) にも、調査を行うことが望ましい。一方、低い線量が使用されていた場合の理由は、発症しなかった透視ガイド下手技、不十分な画像、又は優れた線量管理、と考えられるだろう。各施設のデータをより適切に評価するためには、施設データの中央値、25パーセントイル及び75パーセントイルを、ベンチマークデータの対応するパーセントイルと比較することが推奨されている (NCRP, 2010)。

**4.4 X線透視IVRのための線量のDRL値の使用**

(187) 使用する線量は、容易に測定できる (ICRP, 2007c) から入手可能なものでなければならず、登録透視時間は容易に入手できるが、皮膚のピーク線量 (D<sub>skin</sub>) との相関性は低い (Fletcher et al., 2009)。透視ガイド下手技では、K<sub>AP</sub>、およびP<sub>Ka</sub>が、それぞれ放射線に起因する組織的影響および腫瘍的影響のリスクの推定値として開発されている。

(188) P<sub>Ka</sub>は患者に照射されるエネルギー量と同等の指標であり、腫瘍的影響のリスクの合理的な指標である (Miller et al., 2003, 2012b; Hirschfeld et al., 2004; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011)。K<sub>AP</sub>はD<sub>skin</sub>の有用な予測因子であり、したがって組織への影響 (例えば放射線誘発性皮膚損傷など) のリスクの予測因子である (Hirschfeld et al., 2004; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011; Miller et al., 2012b; Jones et al., 2014)。

(189) 欧州ではP<sub>Ka</sub>が広く使用されている。米国ではK<sub>AP</sub>の方が利用されている。これはおそらく、米国食品医薬品局が2006年中頃以降に製造したすべてのX線透視装置にK<sub>AP</sub>を表示するよう義務付けた一方、P<sub>Ka</sub>の表示は義務付けられていないためと思われる。国際電気標準会議 (IEC, 2000, 2010) の規格では、透視IVRシステム上にK<sub>AP</sub>とP<sub>Ka</sub>の両方の表示が求められている (IEC, 2000, 2010)。DRLの比較のためには、両方の線量が考慮される (ICRP, 2007c; NCRP, 2010)。

(190) 数名の術者が透視ガイド下手技のDRL値として、P<sub>Ka</sub>、K<sub>AP</sub>、透視時間及び取得画像数といった複数の線量を用いることを提案している (Vanó and Gonzalez, 2001; Miller et al., 2009, 2012a)。このアプローチは、放射線の使用が最適化されていない場合の原因の特定に役立ち、また、測定を単純化できると考えられる。例えば、P<sub>Ka</sub>がDRL値を超えた場合、K<sub>AP</sub>は許容範囲にある場合、コリメーションに対する注意が不十分であった可能性がある。また、特定の臨床においてP<sub>Ka</sub>及び/又はK<sub>AP</sub>の中央値が対応するDRL値を超えた場合は、透視時間及び取得画像数の評価は、これらが要因であるか否かを判断するのに役立つと考えられる。IVRに関しては、そのような手技を実施する施設において、すべての適切なDRL値に関する入手可能なデータを登録すべきと委員会は勧告している。

結腸内人工器留置、大腸動脈瘤血流再建、腸骨動脈瘤ステント留置、肝動脈化学療法) について、複雑性を3つのレベルに分類し、スベインではこれらの手技に関する国のDRL値が得られている (Ruiz Cruces et al., 2016)。しかしこれらは、複雑性の問題にどのように取り扱われることができるかという例に過ぎない。この分野には、適切な手法の開発への積極的な参加が必要である。

(183) これらの例は、個々のIVR手技に複雑性の要因を決定できること、それによって症例の複雑性が容易、中程度又は高度にグループ分けできること、及び各グループについてDRL値が決定されることを示している。適用すべき線量は少数の因子によって説明できるならば、この方法は実用かもしれない。例えば、経皮的運動形成術に関する英国のHMA研究では、幅広いステントカテーテルが、手技の複雑性を適切に示す決定因子であることが確認された (Hart et al., 2007)。しかし、手技の複雑性の評価には多数の臨床データを必要とする。それが得られないことも多いので、発表されている多数の研究は、手技の複雑性を考慮せずにIVRに関するDRL値を示している (Ncofotistou et al., 2003; Peterzol et al., 2005; Balter et al., 2008; Miller et al., 2009; Vanó et al., 2009a)。

**4.3 X線透視IVRに関するデータ**

(184) 通常では収集が難しい臨床データ (術理に関する情報、画像解析、技術的及び臨床的な複雑性の要因) を必要とせずに、透視ガイド下手技に関する線量を特許権無し解明するための異なる手法を用いることができる (NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。この場合では、画像解析 (例えばX線線影など) のDRL値を決定するために用いられるよりも、多数の症例からのデータの収集と分析が必要となる。さらに、問題としているDRL量の分布全体に関する情報が必要である (Marshall et al., 2000)。これにより、多数の施設で実施される手技の、すべての症例に関するDRL量の数値を含むデータ形式で、指標が示される (Smans et al., 2008; IAEA, 2009; Vanó et al., 2009a; Balter et al., 2011; St. nechez et al., 2011, 2014)。これは診断手技へのDRLの適用とは異なる、なぜなら、診断手技の場合のDRL値は、少数の症例から導かれる重要なデータから決定されるためである。

(185) この方法を利用して監視を実施する場合、多数の施設から1つの手技に関するすべての症例の線量計測データから構成される、地域又は国のベンチマークデータセット [ときにはこれらは「助言的データセット (ADS)」と呼ばれる] (NCRP, 2010) と、各施設で変更された、同じ手技に関するすべての症例の線量計測データセット [ときにはこれらは施設データセットと呼ばれる] の両方がある必要がある (NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。この方法では、これら手前のDRL量の数値の大きさを比較するのではなく、少数のサンプルの症例ではなく、DRL量の分布を成す手前のすべての症例からのデータを利用する (Padovani and Quai, 2008)。

(186) 調査が必要かどうかの判断は、DRLに用いられる他のデータセットと同じと見做す (すなわち、各施設の中央値をベンチマークデータの75パーセントイルと比較し、各施設の中央値がベンチマークデータの75パーセントイルを超える場合に行う)。各施設の平均的

(191) 文献には、複数の医療施設及び国における成人の透視下でのIVR手技に関するK<sub>AP</sub>、P<sub>Ka</sub>及び透視時間に関するデータが含まれているが、小児患者に関するこのようなデータは最近発表されたのみであり、これらの小児研究における症例数は通常は限られている (Strauss et al., 2015; Ubeda et al., 2015)。

(192) DRL量の中央値が予想より高かった場合、X線透視装置の調査を行うことが適切となる。患者をシミュレートしたPMMAファンタムに、K<sub>AP</sub>及び空気カーマ率に関して装置の性能を評価するには優れた方法である。これらから、X線透視装置で利用できる様々な画像撮影プログラムによる放射線レベルの評価を行うことができる。この情報は、最適化に不可欠である (Martin et al., 1998; Vanó et al., 2005; Padovani et al., 2008b; Ubeda et al., 2011)。X線透視装置が適切かつ仕様の範囲内で機能している場合は、手技のプロトコルを及び操作者の技術を検討する (NRRP/RCR, 1990; Vanó and Gonzalez, 2001; Walt, 2001; NCRP, 2010)。このような手順が推奨されている理由は、装置の不良又は誤設定は評価を正しくは最も容易であるが、操作者の能力が分析および与えられた影響が最も困難なプロセスとなる (Vanó and Gonzalez, 2001; Balter et al., 2011)。

(193) 一部のX線透視IVRでは、コーンビームCTが日常的なものになっている。したがって、この手技の最適化が重要になってきている。IVRコーンビームCTに関して、入手可能な場合にP<sub>Ka</sub>及びK<sub>AP</sub>を記録することは、IVRの最適化に役立つと考えられる (5.3.3章)。回転式の3D血管造影にも同様のことが当てはまる (Corredora et al., 2015)。

**4.5 IVR-CT**

(194) CTガイド下手技でIVRが行われる。実施される手順の数、及び時間の傾向について得られているデータ数はかなり少ないが、手技の数と種類が増えていることは明らかである。例えば、米国のMayo Clinicにおいて、CTガイド下手で実施された画像ガイド下手経皮的生殖器の割合は (X線透視下の割合と異なり)、1996〜1998年には66%であったものが2003〜2005年には98%に増加した (Mimot et al., 2012)。生殖器又はX線透視ではよく見ることができない、胸骨、腹部及び骨盤の小腸管又は腸管の造影のガイドにCTが主に用いられる。CTでは高解像度の画像が得られ、また腸管の骨を抽出することができる。

(195) CTガイド下のIVRは、医師が造影剤外に行われる間欠的IVRのCTスキンを使用するが、又はCT透視で、X線透視下の画像中に医師がコントロールするリアルタイムの間欠的又は連続的CT画像を用いて行われる。CT透視は1種のCT撮影で、X線透視下の画像撮影法は (X線透視下の割合と異なり)、1996〜1998年には66%であったものが2003〜2005年には98%に増加した (Mimot et al., 2012)。生殖器又はX線透視ではよく見ることができない、胸骨、腹部及び骨盤の小腸管又は腸管の造影のガイドにCTが主に用いられる。CTでは高解像度の画像が得られ、また腸管の骨を抽出することができる。

et al., 2000b), ますます広く行われるようになっていいる。

(196) CT 透視は様々な非血管 IVR に行われる (Daly and Tompleton, 1989)。これは体液腔のドレナージ中の穿刺誘導、脊椎筋の管理手技、腫瘍縮小、及び肺動脈、脊髄、腹動脈、骨髄、骨髄の経皮的射生術に用いられている (Bals et al., 2003; Joemai et al., 2009; Hoang et al., 2011; Trumm et al., 2012)。残念ながら、CT 透視では患者及び術者である医師の両方に比較的高線量が照射され、また **高線量の非血管腔も存在する** (Giantelice et al., 2000a; Saidatari et al., 2010; Kim et al., 2011)。

(197) CT ガイド下の IVR による患者線量のばらつきは、主に患者の体格ではなく手技の複雑性によって支配される。これらの手技が多岐に行われる場合は、X 線透視下の IVR の DRL 設定を記述する特報みに従って DRL 量の軽減を解析することが望ましい。DRL のプロセスの適用にも同様の方法 (複雑性の解析と、実施する手技の肝臓) が有用と考えられる。残念ながら、CT ガイド下の手技に関する複雑性の要因は漏れられておらず、DRL 量を制定するためのデータは乏しい。

(198) CT ガイド下の IVR の場合、DLP は DRL 設定を記述する特報みに従って DRL 量とされる。これは、必要とされる CT 撮影は通常、狭い範囲のスキヤン長で行われるため、(標準的な) CT 撮影と比較して著しく低い DIAP の値になる可能性があるためである。委員会は、CTDI<sub>vol</sub>、入手する CT スキヤンシー数及び CT 透視時間について DRL を制定するよう勧告している。

**5 デジタル X 線撮影、CT 撮影、線医学及びモダリティ手技**

- 別に規定する場合を除き、**2 章に記載の一般項目を全てモダリティに適用する。**
- **高線量デジタル X 線撮影技術 (例えばトモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション、造影サブトラクション、コーンビーム CT など) のための DRL の制定には、その技術が一部の検査画面を用いるという側面を考慮し、これらの技術をより標準的な手技と区別する必要がある。**
- CT では DRL 量として CTDI<sub>vol</sub> 及び DIAP を用いる。検査におけるスキヤンシー数も規定することがある。最適化のより 1 つの設備として、(解剖学) サイズ対応標準 CT 撮影標準 (SSDE) (AAPM, 2011) を用いることができる。
- CT の場合、使用する DIAP の値は検査全体の累積 DIAP である。使用する CTDI<sub>vol</sub> 値は、各スキヤンシー数に表示される CTDI<sub>vol</sub> である。個々のスキヤンシー数毎の DIAP の値も有用な可能性があり、累積 DIAP に加えて使用してもよい。
- 線医学の場合、委員会は、DRL 量を投与放射線量に関して、又はなるべくなら体重量たりの投与放射線量に関して制定するべきと勧告している。

用していることと対照的に、これらの検出器ではフォトカウンティングを利用している。これらは高い検出効率を示し、組織の識別など高線量画像処理技術の導入も可能である。現在マンモグラフィに使用されており、CT 及びデジタル X 線撮影にも導入されつつある。

**5.2 デジタル X 線撮影における DRL**

- (204) デジタル検出器システムは広いダイナミックレンジを有している。検出器が受ける線量 (ON) には患者線量と画質の間には直接的な関係があることから、フィルムベースの撮影技術にみられるような飽和はなく、高線量による高画質が得られる。高線量においても画質劣化がないということは、患者線量がその検査目的に最適化されているか、また (dose creep (不必要に高い放射線レベルを使用していること) (ICRP, 2004; Williams et al., 2007) が生じていないことを確認が必要であり、品質保証及び監査プログラムが必要であることを意味している。品質保証システムには、DRL のプロセスの適用が不可欠となる。また、多くのデジタル検出器はフィルムシステムに比べて感度が高いことから、デジタル検出器がフィルムシステムに置き換えられて設置する場合は、デジタル検出器に関する DRL 値を (フィルム法からコピーするのではなく) 独自に設定すべきである。
- (205) *Publication 63* (ICRP, 2004) の 2 章では、スクリーニングフィルム X 線撮影からデジタル X 線撮影への移行に関する上流の問題を、具体的な勧告を加えて詳細に記述している。これには、デジタル X 線撮影特有の DRL 値を制定するべきという勧告も含まれている。dose creep という落とし穴について詳述されている。
- (206) デジタル X 線撮影の DRL 値は、本稿に規定している原則を考慮して設定する。同じ検査であっても、DRL 量の値は感度の違う検出器の種類によって異なるため、デジタル X 線撮影の DRL 量に関する患者データを収集する際には、使用する検出器の種類を知ることが重要である。同じ手技でも、場合によってはフラットパネル検出器と CR 検出器とで異なる DRL 値を制定することを検討してもよい。

**5.2.1 DRL 量**

- (207) デジタル X 線撮影の DRL を制定する際には、どの DRL 量を使用するかは、デジタルイメージングシステムの種類と技術的検討事項に基づいて判断する。勧告内容は 2 章に示す。どの数値を選択するかは、他の文献及び DRL 値に使用されている DRL 量も考慮する。
- (208) デジタル X 線撮影の DRL 値の根拠に使用する数値は、当該のデジタル検出器システムによって異なるが、P<sub>NA</sub>、K<sub>AP</sub>、K<sub>AD</sub>、及び K<sub>AD</sub> を含む (ICRP, 2013)。X 線撮影システムにて P<sub>NA</sub> を制定又は算出できる場合は、使用者がこれらのデータを DRL 値と直接比較できるより、P<sub>NA</sub> を自動的に記録してもよい。一般 X 線撮影の場合、コリメーションの適切な使用の評価を簡便にするため、可能であれば、DRL の設定に

- 放射性医薬品が主に一断層に撮影される検査 (例えば甲状腺シンチグラフィ、脚血流シンチグラフィなど) には、**体量に基づく投与放射線量は適切でないことがある。**
- **正当な医学的理由がある場合は、個々の患者の検査への投与放射線量は増やしても良い。極度の肥満患者には、最大投与量を固定して設定することを検討してもよい。**
- **核医学的手法及び CT 手技に関する DRL 値を個別に設定し提示することが適切である。**

**5.1 デジタル X 線撮影用検出器**

- (199) 本書の適用にあたり、デジタル X 線撮影とはデジタルマンモグラフィを含み、直接的又は間接的なデジタル検出器を利用して患者の平面画像を取得する撮影法を指す。マンモグラフィについては別途、3 章にて論じる。またこれには、トモシンセシスなどの高度撮影技術も含まれる。デジタル検出器には、**固定型並立型 (固定型 CR 撮影)**、CCD ベースの検出器、直接又は間接変換機能のついたフラットパネル検出器及びフォトカウンティング検出器が含まれる。
- (200) **固定型並立型**はデジタル X 線撮影に最初に利用された手法であった。イメージングプレートを標準のカセットに入れて照射されることから、高圧発生装置、X 線管、暗又は相に備え付けられたプッシュシステムの交換は不要である。しかし、蛍光体の非エネルギー感度は様々であることから、使用する ABC 装置に対して調整する必要がある (Doyle and Martin, 2006)。ペントワイドでの検査及びその他の特殊な撮影が可能である。一般に、X 線発生装置と、照射後のイメージングプレートを読み取る画像処理装置との間は接続されていない。X 線発生装置の照射条件の設定が患者の検査を決定する。画像処理装置は、検出器が受けた信号を読み取るのみである。X 線発生装置の設定と検出器の信号とが分離されていることにより、これらのシステム間の適切な DRL 量を得ることができている。
- (201) CCD システムが市場に占めるシェアは非常にわずかである。蛍光スクリーン上の画像を CCD カメラで記録し、デジタル画像に変換する。
- (202) 最近になってフラットパネル検出器が市場シェアを拡大してきた。これらは X 線を直接もしくは間接に電気信号に変換する。この検出器では、高い量子検出効率、優れた画質が得られ患者線量の大幅な低減が可能である。これら検出器のポータブル型又はワイヤレス型を用いることで、あらゆる医療環境における多様な検査が可能となった。
- (203) 市場シェアを拡大している最新型の検出器はフォトカウンティング検出器がある。他のタイプの検出器がエネルギーの積分を利用

は P<sub>NA</sub> に加えて K<sub>AP</sub>、又は K<sub>AD</sub>、又は K<sub>AD</sub> という 2 つの数量を用いることを委員会に勧告している。

(209) K<sub>AP</sub> については利用可能な過去のデータは多数あるが、評価には計算又は手動のかかる測定が含まれることから、評価が常に可能であるとは限らない。K<sub>AD</sub> の算出において、目標の品質管理又は直接測定から X 線の出力が得られない場合、多数の代表的な X 線装置の調査から得られた平均出力値に基づいた標準出力データが用いられている (Asada et al., 2014; Martin and Sutton, 2014) (表 3.2 など)。しかし、この方法では、異なる照射又はその特性を持つ装置が特定されず、全ての装置の調査を有するまでの第一段階としてのみ推奨される。

**5.2.2 手技の選択**

- (210) デジタル画像撮影により利用できる画像処理が強化されたことで、高度な X 線撮影技術が多岐利用できるようになっている。その例として、トモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション及び造影サブトラクションが挙げられる。これらの高度な技術は、共通して複数の低線量 X 線を照射する方法を用い、高度な画像処理ソフトウェアを用いて、組織の識別や断面 (スライス) など母加された情報を一つ一つの検出器画像を生成する。したがって、これらの技術のために算定される DRL は、一連の複数画像を用いる側面を考慮する必要がある。このような手法を標準的な手法と区別するべきである。例えば、乳房トモシンセシスと標準的な 2 方向マンモグラフィ (頭頂方向と内外斜方向) では、DRL 値が異なるものになる (BU, 2006)。

**5.3 コーンビーム CT 撮影**

**5.3.1 コーンビーム CT 撮影における DRL**

- (211) CT のための DRL 値の制定については、文献中に多数の例がある (ICRP, 2007b; Foley et al., 2012; NCRP, 2012)。本稿において、(CT) とは単列と多列検出器 CT 装置の両方に適用されるが、コーンビーム CT には適用されない。コーンビーム CT については 5.3.3 章で検討する。
- (212) CT 手技は他の画像診断法と比較して比較的高線量という性質のため、多くの国において医学的及び術学的な被ばく集団的な実効線量の約 50% を占めている (NCRP, 2009)。この理手も増しつつある。例えば英国では、医療及び術学的被ばくによる集団実効線量に対する CT の寄与率は、68% にまで上昇している (HBA, 2010)。
- (213) CT ガイド下の IVR による患者線量のばらつきは、主に患者の体格ではなく手技の複雑性によって支配される。これらの手技が多岐に行われる場合は、X 線透視下の IVR の DRL 設定を記述する特報みに従って DRL 量の軽減を解析することが望ましい。DRL のプロセスの適用にも同様の方法 (複雑性の解析と、実施する手技の肝臓) が有用と考えられる。残念ながら、CT ガイド下の手技に関する複雑性の要因は漏れられておらず、DRL 量を制定するためのデータは乏しい。

X線撮影と同様、患者線量がその検査目的に最適化していることを確認するため、品質保証及び監査プログラムが不可欠である。そのような品質保証プログラムにはDRLは必須のツールとなる。

(214) CTのDRL値を指定するための患者線量範囲におけるデータセットには、検出器の技術、検出器の設定、画像再構成のアルゴリズムを含め、検出器の種類と再構成アルゴリズムを正しく特定できるようにすることが重要である。同じ手技であっても、異なるCT技術（例えば装置がシングルスライスかマルチスライスか、フィルタ逆放射法が逐次近傍再構成かなど）に対しては、部分群として別のDRL値を指定することが有用と考えられる。

### 5.3.2 コンピュータ断層撮影におけるDRL用線量範囲の検討事項

(215) CTのDRL値を設定する際には、本書に示す原理を考慮する。CTのためのDRL量の調査及びDRL値の設定を行う前に、決定しておかばならない特定の事項がある。

(216) DRLの設定には患者の選択が重要となる。他の画像モダリティと同様に、所定の処置に対して適切な画像品質を得るための必要な放射線量の決定に、患者の体格は重要な役割を果たす(Samei and Christianson, 2014)。この際、患者の体格の範囲（しばしば体重範囲として規定される）を設定するか、又はRISあるいはPACSシステムからの大規模な電子患者データを用いるか、という選択がある（患者の範囲については前方の章は、放射線計測が患者の体重測定用に設計された標準化された測定に測定できる）。患者の体格の範囲を狭くすると、DRL量の数値のばらつきは著しく縮小する。そのため、DRL値の決定に必要なデータは、少数の患者から得られる(IPEMA, 2004)。

(217) DRL値の設定においては、もう1つの重要な点は、数値の選択である。選択肢はCTDI<sub>vol</sub>又はCTDI<sub>ref</sub>及びDLPである。CTDIはPublication 02 (ICRP, 2007b)に規定され、詳述されている。DLPは、CTDIと患者のスキヤン長との両方を利用する数量である。したがって、実際の患者の撮影行為を反映しているため、CTのDRLを設定する際には考慮すべき重要な操作者側の問題も含まれている。これらの指標はいずれも、医用画像検査を行うために適用される電圧放射線量を反映しており、またCTプロトコル内で用いられる装置の設定を示している。これらは最適化に役立つ指標である。

(218) DRLの策定に使用するための精度の高い量は、DRLを策定する組織によって決定される。しかし、他の文脈で使用されている数量及び発表されているDRL値を考慮することが望ましいであろう。フランス及び英国における慣行と同様、DRL設定の目的で行われる患者調査では、可能であればCTDI<sub>vol</sub>とDLPの両方を使用すべきと委員会は勧告している。(Reich and Aubert, 2013; Shrimpton et al., 2014)。最新の

腎臓のスキヤンに比べて、線量ははるかに低いと考えられる。がんの発見には、減衰係数の小さな物体同士を区別して高い放射線が必要である。スキヤンプロトコルを記述することが理想的である。このプロトコルの範囲には、複数のスキヤンシーケンスを使用する場合はスキヤンシーケンス毎に、開始時及び終了時の位置、管電圧、面定mAが管電流変調を使用しているか、コリメーション、回転時間、ピッチなどを含める。

(225) 収集するデータの範囲には、解剖学的グループ分けとプロトコルの両方が必要である。標準的な解剖学的グループ分けには、頭部、腹部、胸部の個別検査と、「腹部骨盤」又は「胸部、腹部及び骨盤」の複合検査がある。プロトコルには種々の画像撮影も含まれると考えられる（例えば血管造影、灌流、腎臓石の特定など）。

(226) 各患者についてCT装置に表示されるCTDI<sub>vol</sub>とDLP値を記録することが重要である。検査全体は、個々の患者の体格によって異なる。DRL値が表示されない場合は、CTDI<sub>vol</sub>とピッチから算出する必要がある。検査全体のDLPは、個々のスキヤンシーケンスからの寄与を加算して入手する。

(227) データの収集が紙の形式で行われる場合、患者数は限定されるが、少なくとも20〜30例とする。患者数が限定される場合、可能な限り患者の体格に関する情報を記録するが、少なくとも、体格が非常に大きい患者や小さい患者を除外して体格の範囲を制限する。自動データ収集システムを使用する場合、患者の数の問題にならない。

(228) X線透過及びX線透視と同様に、CTでも最適な線量は患者の体格によって異なる(Samei and Christianson, 2014)。しかし、管電流変調システムは操作の使いが患者線量と体格の両方に種々に影響することから、スキヤンのプロトコルにある管電流変調の設定をCT装置の範囲で移すことは容易ではない(McKemy et al., 2014; Martin and Soekpong, 2016)。CT装置の管電流の自動調整システムは、その調整のメカニズムとなる画像パラメータによって異なることから、DRL値と患者の体格との関係はCT装置によって異なる。画像の基準としてメイズを使用する一部のCT装置は、自動管電流システムを設定することにより、体型の大きい患者に対して不必要に高い線量が照射される可能性がある。したがって、データが適切な線量範囲の数値を表していることを確認する必要がある。そのため、IVRについて推奨されているように、複数の成人の体格範囲のDRL値を設定するか（寸法又は体重に基づく）、又は装置間で患者線量データ一式を比較すること（図2.1）が有益である(Martin, 2016)。

### 5.3.3 コーンビーム新撮影

(229) コーンビームCTには通常、骨・顎顔面コーンビームCTシステム、X線透視装置上の画像モダリティとして利用されるコーンビームCT、及び放射線高線量線量システムが含まれる。骨・顎顔面の手技は、高コントラストの物体（骨及び空気）を、通常のCTと比べて低い放射線

CT装置では、有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。これは、小児DRL値を設定するための週期の改良点と考えられるべきである（第6節）。

(219) SSDEは、最適化されたものも1つの情報源として使用することができる。現時点では、SSDRはDRLとして用いるには適切な数量とは考えられていない。これは、CTDI<sub>vol</sub>ほど広く使用されていないためである。SSDEを装置の技術により自動計算できる場合は、最適化に使用するための貴重な追加情報を得られる可能性がある。2つの標準的なCTDIファンタムのうち、ひとつは不適切にモデル化された減衰特性をもつ患者の体格に対してDRLを設定するようである。将来的には、SSDEは適切なDRL量になるかもしれない。

(220) CTについて最適化する際、検査を全体として考えること（全スキヤンシーケンス）、各シーケンスとして関心する必要がある必要である（例えば、非造影、造影、造影後など）。使用するDLPの量は検査全体の累積DLPである。これは、検査中に適用される電圧放射線量の適用に非適切である。個々のスキヤンシーケンス毎のDLPの値も面定値と考えると、DLPに加えて使用してもよい。管電流変調の適用により、患者線量を1スキヤンあたり30〜40%下げることができ、広く採用されている。しかし、管電流変調を用いた場合、個々のスキヤンにおけるCTDI<sub>vol</sub>は一定ではない。通常、この設定では、スキヤンシーケンスの実施に表示されるCTDI<sub>vol</sub>はスキヤンの長さ全体における平均CTDI<sub>vol</sub>である。毎回異なることも多いため、スキヤンシーケンスごとに表示されるCTDI<sub>vol</sub>を記録する。ただし、使用時には、記録されたCTDI<sub>vol</sub>が予想通りであることを確認する必要がある。これは、一部の製造業者は他の数値（スキヤン中の最大CTDI<sub>vol</sub>など）を使用しているためである。累積DLPの差の検出に役立つこともあるため、検査のスキヤンシーケンスを記録することも有用と考えられる。

(222) このアプローチには、最適化解析の一部の側面を単純化できるというメリットがある。例えば、累積DLPの中央値が各施設の検査状況のDRLを超えていたが、各スキヤンシーケンスのCTDI<sub>vol</sub>中央値は超えていないという場合、これはスキヤン長とスキヤンシーケンスに注意を向けるべきであることを示唆している。

(223) DRL値が目的に合っていることを確保する上で、手技の選択も同様に重要である。これは2つの側面がある。DRL値を策定する際、収集する線量計測データが全て参加する施設施設全体の類似手技から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。よくある問題の1つとして、検査の種類や状態又は命名について、施設間の基準がないことがある。すなわち同じ検査（例えば肺動脈造影を用いない成人の頭部CT検査など）でも、施設によって名称が異なることが多く(Morin et al., 2011)。(224) 手技と関連した検査目的及びスキヤンする身体部分の両方を、詳細に明記することも重要と考えられる。これは、類似した手技間の相違が患者線量に、ひいてはDRL値に影響することがあるためである。例えば、腎臓石のための腎臓のスキヤンでは、がんを発見するために

射線量よりも表示させることが意図されている。一方、X線透視及び放射線治療の[ ]には、軟組織構造の可視化が必要であり、したがって通常のCTと比べて著しく高い線量となる。

(230) コーンビームCTは最近発表されたICRP刊行物 (ICRP, 2015) のテーマである。委員会は、DRL量としてPa<sub>0</sub>、Ka<sub>0</sub>、CTDI<sub>vol</sub>及びDLPをその利用可能性に応じて使用することを勧告している（表2.4）。Pa<sub>0</sub>及びKa<sub>0</sub>は入手しやすく、X線透過装置及び医用コーンビームCTシステムに使用される。(ICRP, 2010)。CTDI<sub>vol</sub>及びDLPは放射線治療イメージングシステム及び一部の医用コーンビームCTシステムに使用される。

(231) 2017年時点、コーンビームCTに関するDRL設定に向けて若干の前進が得られている。41の骨・顎顔面コーンビームCT装置に関するPa<sub>0</sub>値の予備的調査に基づき、HPA (2010) は腫瘍成人患者における上顎第一大臼歯のインプラントについて、暫定DRL（ただし「施設可能値」と呼んでいた）を250 mGy cm<sup>2</sup>と提案した（回転中心で4 x 4 cmに相当する面積に正規化）。この数値はSEDEXTRACT Consortium (EC, 2012) において採択され、さらに「種々の骨・顎顔面コーンビームCTの用途に関する標準的なDRLを制定するためには、大規模な調査を行うさらなる研究が必要である」との意見が加えられた。この意見は、他のコーンビームCTの用途にも関係している。骨・顎顔面コーンビームCTの撮影では、高コントラストの物体に対する同等のCT撮影の線量を越えてはならない（通常はCTDI<sub>vol</sub> < 10 mGy）。

(232) 生検のガイドに使用する場合、コーンビームCTは従来のCTに比べて患者線量を削減し、命中率を改善することができる(Ahijoudeh et al., 2016)。透視IVRにおいてもコーンビームCTがその重要性を増しつつある(Wallace et al., 2008; Lightfoot et al., 2013; Corredora et al., 2015)。これにより、術中にその他で得られないような情報及び手技を得ることができ、手技の安全性を高めることができる(Lee et al., 2014)。この手技に用いられる放射線のうち、コーンビームCTによる割合は相当のものになる可能性がある。Corredoraら (2015) は、小児の心臓インテリジェント手技で測定した総Pa<sub>0</sub>を解析し、コーンビームCTは治療手技に用いられた放射線の33%に、また診断手技に用いられた放射線の16%に寄与していることを認めた。

### 5.4 プラナー及びSPECT撮影におけるDRL

(233) 本書では、デジタル画像検出器システムを利用したプラナー画像は、放射性医薬品を投与された患者の二次元画像を行うことを指す。このデジタル検出器システムは通常、多様な種類の利用可能なプラナーカメラ（シンチレーションカメラ）である。あらゆる種類の核医学診断法の手頭として、放射性医薬品は注射、経口又は吸入によって投与される。

(234) SPECTは、投与した放射性医薬品から発するガンマ線を捉えて輪郭画像を得る。核医学断層撮影法である。従来のプラナー画像

と類似しているが、1つ以上の回旋能ガンマカメラを使用し、三次元情報を提供できる。この情報は通常、患者のPET/CT画像として表示される。これらの画像は、自由な面通りに表示したり表示しなかったりできる。近年、固体検出器（例えば、デジタル化面検出器(CZT)など）を基としたガンマカメラが開発され、市販されている。より感度の高い検出器を用いたカメラを用いる場合、放射性医薬品の投与量を減らしてからDRLを撮影することが望ましい。

(235) 多くの放射性医薬品に対して、標準的な体内動態を示す患者に対する標準計算は、放射性医薬品から患者への放射線量を要した概要書を最近公表したICRP(2015)。

(236) プラナー画像については、DRLが調査され、投与放射線量(MBq)又は可能な限り体重あたりの投与放射線量(MBq/kg)に対して、適切な患者の身体に基いた投与放射線量(例えば、Roch and Aubert, 2013)。放射性医薬品が主に単一の臓器に集まる一部の核医学検査(例えば、甲状腺、肺換気及び肺血流検査など)では、全ての成人患者に対して標準的な放射線量を投与することができる。その他の核医学検査では、患者の体重に基づいた投与放射線量(MBq/kg)として勧告する。青年及び低体重の患者には、体重に基づく投与放射線量を用いること、また他の患者群にも適用すべきことを、委員会として勧告している。極度の肥満患者には、決められた最大投与放射線量の設定を検討してもよい。小児に対する適切な投与量については、6章で検討する。

(237) SPECT検査に対しては、プラナー撮像手順と同様に設定する。この場合も理想的なアプローチは、それぞれの放射性医薬品に対して、適切な患者の身体に基いた投与放射線量(MBq/kg)の測定である。2015年時点においては、SPECTのDRL値に関するデータは、きわめて限られている(Avramova-Cholakova et al., 2015)。SPECT検査におけるDRL値は、通常同じ放射性医薬品でプラナー画像に比べられるものよりも僅かに高い。

(238) 各国で作成されたガイダンス文書には、特定の放射性医薬品を用いて確立された診断法に対して、最大の投与放射線量が勧告されており、太り過ぎの患者に対する放射線量のガイダンスも含まれている(CRCPD, 2003; ARAAC, 2006; NCRP, 2012; ACR-AAPM, 2015; J-RIME, 2015; Watanabe et al., 2016)。欧州では、投与放射線量は各放射性医薬品に関する欧米承認文書の一部である製品概要(SmPC)に記載されているデータ及び情報(例えば、EMA, 2013)を、考慮しなければならない。

(239) 平均的な成人患者に関して、当局又は各国の核医学学会(ARAAC, 2006; Alessio et al., 2015; EANM, 2015; SNMMI, 2015)が推奨する投与放射線量は、実際の診療現場を完全に代表するものではないかも知れない。しかし、英国の調査(HPA, 2008)によれば、大半の核医学検査は、これらの推奨値に非常に近い投与放射線量で運用されていた。大半の病院及びクリニックでは、推奨される投与放射線量又はそれ以下を用いていることから、放射線診断よりも患者線量における幅的範囲のばらつきが小さい。装置又はソフトウェアが許す、あるいは得られる限り、自動化されたデータ収集システムを使用した手法の導入が単純化される。

(240) X線撮影に関する放射線量最適化レポートの概念と同様に、放射性医薬品の放射線量最適化レポートのテンプレートを作成するための作業が定められている([https://www.the.net/uploadedFiles/Documents/Radiology/IHE\\_RAD\\_Suppl\\_RENMN.pdf](https://www.the.net/uploadedFiles/Documents/Radiology/IHE_RAD_Suppl_RENMN.pdf))。このテンプレートにより、あらゆる核医学的手法からの投与放射線量、患者の体重などの効率的な登録が可能になり、自動化されたデータ収集システムを使用した手法の導入が単純化される。

5.6 ハイブリッドイメージング(PET/CT, SPECT/CT及びPET/MRI)

(240) 体の機能画像及び形態画像両方の提供により、診断の正確さを向上するため、PET装置及びSPECT装置にX線CT装置が組み合わせられたり(PET/CT, SPECT/CT)、PET装置にMRI装置が組み合わせられたりして、PET/MRI装置が実現されている。

(241) 正確で同時に登録される機能画像と形態画像を得られるが、CT画像を用いる更に重要な長所である。PET/CTは現在、最も急速に成長しているハイブリッドイメージング技術の一つとなっている。

(242) 本書において、「PET/CT」及び「SPECT/CT」という用語は、核医学の組み合わされた撮像装置が、CT画像と一緒にPET又はSPECT画像が得られるハイブリッドイメージング手法に適用される。同じ時間にCT画像と核医学画像の両方が得られる。PET/CT又はSPECT/CT検査による患者線量は、放射性医薬品とCT検査による放射線量を組み合わせたものである。PET/MRI装置のMRI装置部分は患者線量を増やさないで、放射線防護の観点からは、PET/MRI装置は一種のPET装置と考えることができる。

(243) 本書において、「PET/CT」及び「SPECT/CT」という用語は、核医学の組み合わされた撮像装置が、CT画像と一緒にPET又はSPECT画像が得られるハイブリッドイメージング手法に適用される。同じ時間にCT画像と核医学画像の両方が得られる。PET/CT又はSPECT/CT検査による患者線量は、放射性医薬品とCT検査による放射線量を組み合わせたものである。PET/MRI装置のMRI装置部分は患者線量を増やさないで、放射線防護の観点からは、PET/MRI装置は一種のPET装置と考えることができる。

(244) 核医学検査及びPET/CT検査に対するDRL値は、個別に設定して提示することが適切である。DRLを設定する際には、データ調査の一環としてPET/CT及びSPECT/CT装置の検出器種類及び構成を記録し、検出器種類に対するDRL値を以下で考察する。

画質で十分に診断できれば、医師は投与放射線量をより減らすことが求められる。

(240) 正当性を示す十分な医学的理由があるなら、個々の患者に対する投与放射線量を増加調整してもよい。例えば、痛みが強い通常の検査時間に耐えられない患者に対して、より短時間検査で済ませることができる。又は肥満患者に対しては、DRLを系統的に調整する。例えば、前駆流イメージング画像検査など(Notch et al., 2003)では、文書化されたプロトコルに従い、患者に対する相対的な放射線量に常に照らして調整することが望ましい。

(241) 核医学では、投与放射線量を増やすことで画質が改善するだけでなく、収集時間も短縮できる。収集時間を長くすることで、画質を維持したままでも投与放射線量を減らすことができる。ただし、患者が静止状態を維持せず、体動によるアーチファクトにより画像にボケを生じることになるので、収集時間を長くすることは我用的ではない。一方で、放射線防護の観点からでも、検査効率を上げるために投与量を増やすのは好ましくない。

5.5 核医学におけるDRL/用量調整時の検討事項

(242) 核医学画像に対するDRL値は、本書で規定している原則を考慮して設定し、2章に示したガイドラインに従って調査することが望ましい。品質保証及び検証プロセスから有用なデータを入力することができる(Becker et al., 2016)。遠く近距離再構成やCZT固体検出器などの技術の進歩に伴い、DRL値の減少が期待できる(Gunahl, 2015; Pucinelli and Garcia, 2016)。

(243) 核医学検査に対するDRL値を設定する前に、決めおくべき特定の課題がある。ほとんどのプラナー撮像に対しては、CZTカメラなどの特定の装置を除いて、必要とする放射線にはほとんど差はない。しかし、一部の核医学検査の場合、投与放射線量は意図された手法に大きく左右される。例えば、肺換気検査では、負荷時と安静時の撮像のために1~2日間のプロトコルがあり、これらの手法間のばらつきもある。使用されたプロトコルの詳細を知らずに、投与放射線量を比較することは困難である。一部の国におけるDRL値は、2回の注射を行うプロトコル全体に基づいているが、その他の国では、負荷時と安静時のそれぞれの撮像に対するDRL値を示している。

(244) 患者の選定は、DRL値の制定及び使用に重要な側面である。核医学では他のイメージング技術と同様、所定の手法に対して十分な画質を得るのに必要な投与放射線量を求めるため、患者の体格が重要な役割を果たす。通常、調査によって患者の体重範囲が設定される。成人の核医学におけるDRL値は、通常平均的な体格の患者(例えば、70±10kg)に対する投与放射線量に基づいて定められるので、そこから体重あたりの投与量(MBq/kg)に対するDRL値を算出できる。小児核医学のDRL値については6章で論じる。

5.6.1 PET検査

(251) PET検査は、陽電子崩壊により一対の511 keVのガンマ光子が、互いにほぼ180度方向へ放出される陽電子放射性医薬品を投与して、機能画像を得る核医学検査手法の一つである。これらの放射線量は、患者を取り囲んだ準直したリン酸検出器で検出され、体内放射線量の三次元画像が構築される。

(252) PET検査は、検査の目的に応じて様々な放射性医薬品が使われる。18F-フルオロデオキシグルコース(18F-FDG)は、組織・臓器内のグルコース代謝活性に相関を示すことで、がん、炎症、心筋生存能及び脳疾患の診断や腫瘍範囲の判断に用いられる。心筋代謝の評価には18F-Nアンモニウム及び18F-Rb-塩化ナトリウムが用いられる。68Ga-DOTATATE及びDOTA-TOCは、種々の神経内分泌腫瘍におけるノルアドレナリン受容体の状態を反映する。放射性同位元素の物理的半減期と放射性医薬品の生物学的半減期が異なることから、DRL値は各放射性医薬品について設定しなければならない。現在大半のPET検査は18F-FDG検査を使用していることから、本章では18F-FDG PET検査及びPET/CT検査についてのみ論じる。

(253) PET検査は患者の体重に依存して調整されるべきであり、これを考慮することが望ましい。細身の人では、肥満の人よりもPET検査の減弱及び散乱効果が少ないことから、低い放射線でも十分な画質が得られる。米国ガイドラインのみが、成人患者に対して370~740MBqの範囲を推奨している(ACR-SPR, 2014)。欧州ガイドラインは、体重、収集モード(二次元又は三次元)、スキャン速度(分/テーパー/ボジション)、及び連続したPET収集中のテーパーオーバーラップ(≤30%又は>30%)に応じた計算システムを推奨している(Boelhard et al., 2015)。

(254) 投与放射線量の増加によって、画質が改善だけでなく収集時間も短縮するので、特に肥満患者に対してはスキャン時間短縮のために、推奨されるよりも多い投与放射線量を用いるのが適切かも知れない。90kgを超えることが推奨される。LYSOシンチレーション検出器を装備したPETシステムに対しては、画質に影響しないよう、18F-FDGの投与放射線量を530MBq未満に留めることが望ましい(Boelhard et al., 2015)。

(255) 収集感度は個々のPETシステムに左右される。旧式のPETシステムでは、体動コリメータを用いた二次元収集モードであった。演算能力や電子機器の進歩に伴い、三次元収集モードが開発された。コリメータのセプタがすべて取り除かれたことで、感度が4~8倍向上した。三次元収集モードでは、画質に影響を与えずに投与放射線量を削減できる。欧州核医学会は、「標準的な」成人患者(75±5kg)の場合、二次元収集モードでは380MBq、三次元収集モードでは190MBqの投与放射線量を推奨している(Boelhard et al., 2015)。



(256) より新しい PET/CT 装置では、大きな体格の患者から出る放射線量の減少が期待される。これにより、画像コントラストが改善し、感度が向上する。TOP 技術を利用することで、画質を損なうことなく平均放射線量を約 20% 減少すること (4.3 mSv kg<sup>-1</sup> から 3.5 mSv kg<sup>-1</sup>) ができている (Ehadt et al., 2012)。

(257) 2011 年、フランスの全核医学部門を対象に、国による全身 PET/CT 検査を受けた患者の調査が行われた (Ehadt et al., 2012)。

18FDG の平均投与量は 4.3 mSv kg<sup>-1</sup> であり、現在の欧州の報告と一致していた (Boellhard et al., 2015)。

**5.6.2 PET/CT 及び SPECT/CT における CT 撮影**

(258) PET/CT 及び SPECT/CT 装置における CT 撮影では、患者線量は CT 検査の目的に左右される。PET/CT 検査又は SPECT/CT 検査 (後述) において、検査の CT 撮影の部分として位置決め X 線撮影及びヘリカル CT スキャンが含まれる。CT が通常の診断用 CT としても使われる場合、5.3 節に示した DRL 値が適切である。CT 撮影が減弱補正及び解剖学的な局在診断のために用いられる場合は、より低い患者線量 (したがって低い DRL 値) が適切である。減弱補正及び局在診断のために CT 撮影する場合、患者の放射線量を最小限に抑えるための収集パラメータ (管電流、電圧、スライス厚、回転時間及びピッチ) を選択するのが望ましい (Chalhouk et al., 2016)。

(259) 診断用撮影 CT 撮影の場合、標準プロトコルを使用するのが望ましい。限定的な部位に対しては、診断用 CT 撮影のみを行うことが望ましい。残りの部位に対して、減弱補正及び解剖学的な局在診断には、低線量 CT 撮影が十分である。減弱補正及び局在診断に対してのみ CT 撮影する場合、体積平均 CT 撮影に対する現在の DRL 値は、PET/CT 装置の CT 撮影部分には高すぎる。PET/CT システム間には幅広いばらつき (CTDIvol) について 4 倍のばらつき) があるものの、全身 PET/CT 撮影に対して 8 mGy (CTDIvol) 及び 750 mGy cm (DLP) の DRL 値が提案されている (Ehadt et al., 2012)。

**6 小児**

小児では患者の体格の範囲が幅広いことから、小児に対する DRL 値の制定は成人に比べて難しい。小児における体重は、未熟児から肥満青年まで 100 倍の違いが生じえる。小児線量撮影の DRL 値を制定するためには、1 人の「標準的な」患者を用いるべきではない。

- 小児では体格と体重に大きなばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じえる。患者の線量を減らえることは適切であるが、不適切な技術又は撮影プロトコルを患者の体格及び検査項目に合わせて合わせるべきではない。

中又はその付近に主要臓器がある可能性があるため、精密なコリメーションの重要性が高く、また困難でもあり (ICRP 2013b)。ABC システムの 3 つのセンターの形状及び間隔は成人の体格に合わせて設計されており、このことが、小児患者の 2 人の小児患者で、照射する解剖学的部位が同じで、同じ限られている。非者に小さい患者の体格及び大抵の小児患者の両者のサイズは小さく、ABC 制御下の照射ではなくマニキュアの制御が必要である。これは、小さい体格では顔々の ABC センサーのエリア全体を十分にカバーできないためである。

(261) 新生児から成人の幅広い年齢層まで、患者の体格と体重に大きなばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じえる。患者に対するこのような線量のばらつきは必要である。しかし、同じ体格の 2 人の小児患者で、照射する解剖学的部位が同じで、同じ臨床応用である場合に患者線量を変えることは妥当ではない。これは不適切な技術や、小児患者と小児患者の体格に見合った照射プロトコルを適用しなかったために生じる。したがって、体重又は体格で調整する小児の DRL 値は最善化に役立つものとして許容される。

(262) 小児用の DRL 値の制定を検討する際には、多数の因子を考慮する必要がある。一部の因子は成人と小児で共通である。例えば、DRL 値の分布のパラメータ、及びデータ収集から収集するからとファントムの測定から収集するから、といったことである。固有の放射線特性を認識しなければならない小児には、その他の因子、特に患者の体重と体格については特に考慮しなければならない。例えば、**年齢**の関連する透過線量装置では、その強みを活かしつつ、その設計の弱みの影響を最小限に留めるよう装置が設定されている。

(263) 成人の DRL 値は標準的体格の成人用に規定されている。小児の場合、体格の範囲が大きいためから単一の標準患者を考えるとできない。成人の体重には約 4 倍の違いがあるが (40~160 kg)、小児の体重は、未熟児 (<1 kg) から肥満の青年 (>100 kg) まで 100 倍以上の違いがある。一般的な新生児の体重は、生後 6 か月間に 3 倍になる。AAPM は、小児の画像撮影の最適化を助けるため、様々な標準ファントムを推奨使用している (AAPM, 2011)。未熟児 (<5 kg) からティーンエイジャー (約 60 kg) (標準的体格の成人よりも小さい) まで 5 つ以上の体格の範囲を規定することが理想的である。

(264) 委員会はこれまで、小児の DRL を規定するための代表的な小児の体格についてガイドラインを提供してはなかった。以前は、小児の DRL を規定することを目的に、15 歳の年齢を用いて小児のグループを規定していた。一般には入手できない標準ファントムを反映し、0 歳 (新生児)、1 歳、5 歳、10 歳及び 15 歳が用いられていた (ICRP 2007b, 2013b)。患者の体格が不明なとき、かならず正確な結果を確保するために、各年齢で 30 歳以上の患者に関するデータを集める (2.3.3 節)。過去にはしばしば、4 つの年齢層 (<1 歳、1-5 歳、5-10 歳及び 10-15 歳) が使用されていた (Vassileva and Rehani, 2015)。しかし、これらの年齢層の中でもばらつきが大きくなり、また Kleinman ら (2010) は、たとえ当てはまる年齢の患者の体格が年齢に依存するものでもあったとしても、顔々の患者の体格は患者の年齢とよく関連するものではない

適切でない。

- 大半の小児は成人に比べ体格が小さいことから、X 線検査では一次ビームの中心又はその付近により多くの臓器がある可能性があるため、精密なコリメーションが重要でありまた困難である。一般 X 線撮影、透視及び遠隔 IVB については、小児における適切なコリメーションの重要性が成人よりも高い。
- 過去には小児の DRL 値を制定するために、患者の年齢カテゴリーを用いて小児のグループを規定していた。その後、年齢だけでは優れた指標とならないことが明らかになってきた。そのため体格別のカテゴリーが好ましく、可能な限りこれを使うべきである。
- 小児の DRL 値を制定するためには、体重による層別化を推奨する。このアプローチを固めるべきである。欧州ガイドラインは次のように勧告している: <5 kg, 5-15 kg, 15-30 kg, 30-60 kg, 50-80 kg, 年齢が唯一の入手できる指標である場合には、年齢による層別化 (0, 1, 5, 10 及び 15 歳前後で区切る) を用いることができる。
- 頭部の検査では、DRL 値を制定するため (体重ではなく) 年齢によるグループ分けを推奨する。
- 最新の CT 装置では、有効又は患者の等価線の測定が可能である。小児の DRL 値をさらに精緻化するものとして、これを検討すべきである。標準化のための追加情報源として、推奨されている DRL 値に加え SDE を用いてもよい。
- 核医学画像撮影の場合、DRL 値及び DRL 値は投与放射線量 (MDq) 又は体重あたりの投与放射線量 (MDq kg<sup>-1</sup>) として規定する。これはこのアプローチが実効的かつ単純なためである。投与する放射線量は、体格又は体重と関連した所定の因子に基づいて調整する。
- 透視又は X 線の DRL 値が入手できない場合、各臓器の検査状態を、入手できる適切な公表データと比較してもよい。小児に関する国又は地域の DRL 値は、**正しいこと**から、この点に小児について特に重要である。

**6.1 小児の DRL に関する検討事項**

(260) 小児の画像撮影では最適化が特に重要である。これは、放射線の有害な影響が生じるリスクが成人に比べ小児において高く、また、それらの影響が現れるかもしれない平均寿命が長いからである。さらには、大半の小児は成人に比べ体格が小さいことから、一次ビームの

いことを示していた。この研究は、小児患者の体格に基づいたグループ分けをするのが好ましいこと、さらに、放射線リスクを伴う画像撮影手技を行う際には、個々の患者について体格を考慮しておくべきことを示唆していた。患者の体格のばらつきを考慮し、DRL 値の設定には、広範囲にわたる医療機関の種類を考慮する。大学病院における日常的な患者線量は、その信頼レベル、小児患者の精通、及び体格の違いにより、大学病院以外での一般的な患者線量と異なる可能性がある。

(265) 体重は年齢よりも、DRL 値につなげるための信頼性の高い因子である (Watson and Coakley, 2010; Jarvmen et al., 2016)。体重による層別化の使用が奨励されるべきである。患者の体格及び患者体重に関する様々なグループ分けの方法が、文献において発表されている。欧州委員会 (EC, 2016) は、表 6.1 のような体重による層別化を提案している。この表では、対応する年齢層も併せて示している。しかしこの回帰分析は、世界の場所を大きく異なる場合と異なる可能性がある。

(266) 年齢の入手できる指標である場合、年齢による層別化を使用できる。15 歳以下の年齢による層別化で最も多く使用されているのは、0, 1, 5, 10 及び 15 歳を中心とするものである。体重を入手できる場合はそれを採用し、DRL 値を体重により層別化して提示できるようにする。

(267) 将来的に DRL 用線量測定器において、過去のデータと比較を円滑に行えるという点で、患者の年齢に基づいた DRL 値は価値がある。ただし、体重ベースのデータ過去のデータと比較できるように、既存の年齢ベースのデータを、対応する患者の体格に変換するための継続的な回帰分析が行われていることには注意する (AAPM, 2011; Seidenbush and Schneider, 2014)。

(268) 国又は地域の DRL 値と比較するため、体重範囲は、その DRL 値に基づいたところのサンプルと同じものとする。異なる調査結果の比較は、小児患者のグループ分け方法を考慮に入れ、必ず注意して行う。

(269) 最近の研究から、小児患者における放射線の減衰と密に相関する指標を規定することが試みられている。最新式の X 線撮影、透視及び CT システムは、何らかの形式の ABC 又は管電流調整を備えている。被ばく量は、X 線ビームの光路における有効減衰によって決定される。CT 装置の場合、減衰と管電流はスキャンの各回転全体で異なると考えられる。小児の DRL について有用な数値を決定するために、将来的には調整データを減衰に基づいて層別化することを検討すべきである。(付なお、患者の体格の範囲を狭めることにより、所定の患者サイズのグループの中で、最小と最大の患者の間の X 線の線量差の幅が小さくなるようにする)

(270) CT の場合、小児の身体の不必要な部位に照射が行われないようにするため、患者線量の最適化には X スキャン長の精密な指示が極めて重要である。

(271) X 線撮影及び透視撮影では、DRL 値の決定及び各種の検査状況を評価することを目的に、患者の体のうち直接照射される部位の

厚さをキャリパー(ノギス)にて測定することにより、小児患者を体格でグループ分けすることができる。この方法は特に、デジタル検出器を用いて実施されるX線撮影に適用できる。この検査は変数が多いため、小児患者の体格の幅広いばらつきに依りて受像器に的確な入射空気カメラを伝えることが困難となる。単純な測定(例えば患者の体重の測定など)により変数を減らすことができれば、所定の体格の患者に使用する線量を標準化するのに役立つ。患者の体格に応じたDRL値のより正確な算定が可能になる。

(272) 頭部サイズは、年齢に伴う変化が体格の変化よりも小さいことから、小児患者のグループ分けに体重を用いることは適切でない。頭部検査のDRL値制定に関する欧州委員会勧告では、年齢による層別化(<月齢3、月齢3-4歳、1-6歳、≧6歳)を用いることとされている(IEC, 2017)。

(273) 既存の小児のDRL値の更新頻度は、画像撮影技術の急速な発達に比較して非常に遅い。大半の国々では、何年も前に制定された最初の小児のDRL値が、現行のものとして利用されている。ほんの数か国しか、DRL値の継続的調査に基づく、小児手技のための線量の傾向についてデータを有していない。

(274) 多くの病院では、小児の画像撮影は成人検査ほど頻繁ではないことから、データの収集が特に問題となる。一般的な病院では、ある小児年齢、DRL値又は体格グループについてほんの僅かな検査しか行われていないかもしれない。このように数が限定されることを考慮し、DRL値制定のための調査は、小児の画像撮影を行っている主要な病院を対象を絞る必要があるかもしれない。調査の代替となるものが、医療施設が線量データを提出する自動データ収集システムの確立である。

(275) もともと小さい小児画像撮影のDRL値のデータを、複数の患者グループを分類すると、十分なデータの収集の問題が生じる場合は、体重による層別化を示す代わりに、患者の体重の層級としてDRL値を示すことができる。CTでは、患者の等価厚も使用できるかもしれない。DRL値-体重曲線を規定するために使用されるデータの例を、図6.1に示す(Järvinen et al., 2015)。この曲線と各施設で患者データを比較するため、使用者は患者の年齢、体格又は体重を問わず限られた数の患者のデータを入力し(例えば10連続症例など)、これらのデータポイントをDRL値-体重曲線の上に重ねる。ポイントのほとんどがDRL値-体重曲線の下にきた場合、又はデータがフィットさせた曲線がDRL値の提示にも、同様の原理が適用された報告がある。パラメータとして患者の体重を用いる小児の専門X線撮影に関するDRL値の提示にも、同様の原理が適用された報告がある(Kijunon et al., 2007)。スカンジナビア地域ではこの代替法が用いられ、ある程度の成功は収めているが、今日までの証拠は弱い。

## 6.2 コンピュータ新撮影の小児のDRL値

73

(276) 患者検査のCTDI<sub>vol</sub>及びDLPは、特定の標準フアントムは、特定の標準フアントムは、16 cm 径、身体には32 cm 径)を参照して決定される。所定の患者のCTスキヤンでは、CTコントロール上、装置が選択した標準フアントムに関するCTDI<sub>vol</sub>及びDLPが表示される。一般に、頭部用補償フィルタ又は頭部スキヤンプロトコルを用いる検査では、16 cm 径のフアントムが使用される。また、身体用補償フィルタ又は身体スキヤンプロトコルを用いる検査では、32 cm 径のフアントムが使用される。最近まで、一部の製造業者は、小児の身体CTプロトコル用のCTDI<sub>vol</sub>及びDLPを算出する際の基準として16 cm 径フアントムを用い、また一部の製造業者は32 cm 径フアントムを使用していた。2012年、IECはCT基準を改定し、小児と成人の両方とも、あらゆる**身体検査**には32 cm フアントムを使用すべきと明記した(IEC, 2012)。

(277) 特定のCT装置のCTDI<sub>vol</sub>又はDLP値を、他に報告されている数値と比較するためには、特定の装置の型式に使用したフアントム径及びソフトウェアのバージョンを確認する必要がある。ほとんどの場合、使用するフアントム径がCTDI<sub>vol</sub>及びDLPとともに使用者のコントロールに表示されるか、又はDICOM報告に表示されるようになっている。しかし、旧型の装置及び古いバージョンのソフトウェアはこの情報が、容易にアクセスできない場所に表示されていないかもしれない。そのような場合は装置の製造業者に問い合わせる。

(278) 患者の体格は手技に適用される線量に大きく影響するが、フアントムのサイズは小児又は成人の体格のばらつきに対応していない。AAPM Report 204では、CTDI<sub>vol</sub>及び患者の体格に基づく患者線量の推定を可能にするために、SSDEと呼ばれるパラメータを導入している(AAPM, 2011)。SSDEは、一連の標準化係数に基づき患者の等価厚で調整したCTDI<sub>vol</sub>である。この作業はAAPM Report 220で述べられている。ここでは患者の体格の標準化係数として水等価直径(water equivalent diameter)が提案されている(AAPM, 2014; Gabusi et al., 2010)。

(279) 画像化の身体厚の側面方向は標準キャリパー(ノギス)で容易に測定される。小児患者の体格を最も正確に分類する一方向は、患者の現在の体重をその次に適切な指標である(可能な場合)。将来的には、CT装置で決定される患者の体重と解剖学的構造の減衰特性の両方に基づく患者の等価厚が、SSDEが自動計算され、CT装置のディスプレイに表示されることになるかもしれない。

(280) 体格が小さい小児患者では、CTDI<sub>vol</sub>及びDLPデータの解釈に関する注意を要する。参照となるCTDI<sub>vol</sub>は決定するために32 cm径ではなく16 cm径のフアントムを使用する場合、患者線量は2-3倍過大に推定されるおそれがある。SSDEはフアントム径の違いによる影響を考慮して計算されるので、フアントム径が確認できれば(できるときは)、患者線量に対するその影響を考慮することができる。

(281) 米国ではACRレジストリに非対応の多数の患者が登録されていることから、年齢による層別化を用いて(この登録制度では体重データは収集されていない)、多数の小児CT検査について中央値及び75(及びその他の)パーセンタイル値の決定が可能となっている(http://www.acr.org~/media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/NRDRDIR%20Percentiles%20Report.pdf)。米国以外では、小児CTに関するDRLはごく限られた検査について得られており、これは現在のICRP刊行物に含まれていた(ICRP, 2007b, 2013b; Vassileva and Rehani, 2015; Vassileva et al., 2015)。場合によっては、CTDI<sub>vol</sub>が16 cm径のフアントムか32 cm径のフアントムのどちらに基づいた

74

(282) 核医学画像撮影の場合、検査を調整し、DRL値として投与放射能(MDq)又は体重あたりの投与放射能(MDq/kg)を用いてDRL値を設定する。これは、このアプローチが実用的かつ単純なためである。小児に投与する放射能量は、体格又は体重と関連づけられた所定の因子に基づいて調整すべきである(Lassmann et al., 2007; Lassmann and Treves, 2014)。あらゆる小児核医学検査について、投与放射能を標準化し、投与放射能/体重のチャートを用いることが重要である。これは、それらが使用されなかった場合、かなり大きい投与放射能量のばらつきが生じることが明らかになっているためである。

(283) 体重に基づく放射線医薬品の含意量が、欧州核医学会(www.eannm.org)及び核医学/PEET画像撮影に関するImage Gently(www.imagegently.org)によって決定されている。またいくつかの国については、小児核医学のための体重に基づく投与放射能量を入力できる(Fahy et al., 2015, 2016; Grant et al., 2015; Lassmann and Treves, 2014)。これは小児病院において検討され、放射線防護を促進しつつ十分な画質を維持していることが確認されている。高画質に使用される放射線医薬品に関する現在の情報を要約した概要が2015年に発行されている(ICRP, 2015)。ただし、投与放射能量は、その検査による臨床診断を不可能にするほど低くしてはならないことに注意すべきである。

## 7 放射線におけるDRLの適用

• 所定の画像検査又は手技について、一部の患者はその体格、特定の診断又は手技の複雑性のために、より高い線量を必要とすることから、DRLを個々の患者に対して決して適用してはならない。

• DRL値に関する各施設への調査は、通常、X線診断及び透視診断について行う。各X線装置の検査を代表できるように抽出された検査を対象として、約3年間隔で、及び技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合に調査する。これは、QAプログラムの一環として行われる定期的な検討と最適化プロセスの一部となる(欧州では「クリニカルオーディット(clinical audit)」と呼ばれる)。

• CT及びIVRについては、QAプログラムの一環として年1回の調査を行うことが適切である。また、高画質に(年1回)行う。SPECT-CT及びPET-CTについても、QAプログラムの一環として年1回の調査を行うことが適切である。

• レジストリ又はデータベース自動照会を通して、DRL値に関するデータが継続的に収集できる場合、これらすべてのデータを定期的に検査する形で線量管理部門等への施設に関する、診断手技のためのDRL値の中央値をDRL値と比較し、各施設の中央値が予想よりも著しく高すぎない、または低すぎないかを確認する。それにより、放射線防護又は画像の管理を直し、必要に応じて最適化するようす

75

か不明確でない。また、初期のDRL値決定は自動管電流測定は用いられていなかったかもしれない。これを用いることができる場合、CTスキヤンプロトコルに管電流測定を用いることで患者線量を低減できるかもしれない。同時に、逐次近似的構成が利用できる。また所定の強度で動作者が使用する場合、適切に改定されたCTスキヤンプロトコルにより患者線量を低減できる。

(282) CTの場合、現在の多くの装置では有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。患者の等価厚は患者の前後又は側面手技から導かれる(有効径=前後及び側面手技の積の平方根)。この両方の手法が確認された場合、2つの値の積を有効径の推定に用いることができる。

(283) DRLの決定を目的とした患者のグループ分けには、体重の代替指標として、又はさらに精緻化するものとして、患者の等価厚を使用することができる。製造業者には、これらのパラメータの測定・記録機能を付与し、DRL値の測定を精緻化に容易に利用できるようにすることを目指す。同時に、DRL値の数値と合わせ患者画像ファイルに含められるようにすることを推奨する。

(284) ICRU Report 74には、患者の有効径と年齢の両方に関するデータが記載されている(ICRU, 2005)。これらのデータを用いて年齢と有効径を関連付けることができるが、年齢は、過去のデータとの比較を容易にするためにのみ用いるべきである。患者のサイズに基づく線量推定値の方がより正確と考えられるため、サイズに関する情報を得られる場合にはこれを用いる(AAPM, 2011)。

## 6.3 X線撮影、核医学及びIVRに関する小児のDRL

(285) X線撮影、核医学及びIVRのためのDRL値を制定する必要がある。成人に推奨されるDRL値が小児のDRL値にも同様に適用される。成人のDRL値に関連するその他の検討事項も小児のDRL値に適用されるが、それに加えて、6.1章に述べたように小児のDRL値には患者の体格と体重が特に重要である。

(286) 英国はこの30年間に、小児の画像撮影のためのDRL値の定期的な検討と修正の幅広い経験を積んでいる。英国でも、小児のDRL値はほんの少数の検査について制定されているのみである(例えばX線撮影の場合、頭蓋、胸部、腹部及び骨盤の検査のみ)。該当する地域又は国のDRL値が入手できない場合、各施設の検査状況と、入手可能な何らかの公表データとを比較してもよい。

(287) 透視診断に関しては、欧州諸国における現行のDRL値は、非尿時間膀胱尿造影についてのみ得られている。ただし英国では上部消化管造影検査にもDRL値が設定されている。透視撮影のためのDRL値としてDRL値としてPdqが用いられる。小児のIVR又は心血管インターベンションについては、現在、国のDRL値は設定されていない。IVRのための小児の**ローカルDRL値**を設定しようという試みは、多数の国で行われており、欧州が主だがアジアと中南米でも行われている(Tsopaki et al., 2008; IAEA, 2008; Vitta et al., 2008; Kloeckner et al., 2012; Ubeda et al., 2016)。

- 所定の体重又は体格の範囲にある代表的な患者サンプルについて、各施設のDRL量の中央値がDRL値よりも高い場合、DRL値を一貫して超えている」と判断される。
- レジストリ又はデータベースのデータを監査又は検討した結果、ローカルDRL値又は国のDRL値を一貫して超えていることが明らかになった場合、遅滞なく調査を遂行し、必要に応じて、是正措置計画を実施して記録する。
- この調査には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める。問題点の有候補は、調査方法、装置の性能、手技のプロトコル、操作者の技能、及びインターベンション技術については手技の複雑性に関係するものである。
- 防護の最適化のための是正措置が必要な場合、DRL値は線量限度ではないことを覚えておく必要がある。
- 最適化プロセスでは、医用画像の検査目的に必要な画質及び診断情報を常に考慮する。あらゆる画像診断検査で最も優先すべきことは、臨床目的に十分な画質を達成することである。
- 国のDRL用線量調査の分布の中央値(50パーセンタイル)は、医用画像の画質という目標に対して線量管理を最適化するという、放射線作業はより達成することができ、これらの中央値に基づいて、画質及び患者線量の最適化を助けるかもしれない追加情報が得られる。
- 施設のDRL量の中央値が、ベンチマークである国のDRL用線量調査の分布の中央値よりはるかに低かった場合、画質(又は複数の画像)を使用する場合は診断情報)を重点的に検討する。
- DRLプロセスは1回の評価だけでは終わらない。最適化後にも調査を繰り返して行う必要がある。あらゆる画像診断検査をおいた後にプロセス全体を繰り返す。

7.1. X線検査に関するDRL量の品質保証の検討

(290) 電線放射線を用いて画像検査を行う医療施設では、各施設のDRL量の調査を定期的に行う。これらはQAプログラムの一環であり、性能と最適化の必要性との指針として行われる。またこれは、国又は地域のDRL値の設定にも寄与すると考えられる。施設の検討は通常、各X線装置の検査を代表できるように抽出された検査に対して行う。データ収集のためのインフラが限られている地域では、装置又はソフトウェアの重大な変更がない限り、多くのX線診断及び造影検査について約3年間と1年間が適切である。CT及びIVRについては、患者に比較的高い線量が照射されることから、年1回の監査を推奨する(図7.1)。患者データの収集及び管理のための自動システムが広く利用

- (b) 含める検査は、国のDRL値又はその他の比較対照値が得られているものがよいが、これは必須ではない。
- (c) 施設については、最も複雑な検査がプロトコルの策定に適用しているはずであるが、その他の多くの検査も同様で、ローカルDRL又は代表値の設定に適するだろう。
- (295) 含めるべき検査を具体的に決定した後、次の段階は、監査を行う施設、その設置を行う手技、及びDRL量に関するデータの入手方法を特定する。病院の場合、可動式の透視及びX線撮影装置の検討も考慮するべきである。
- (296) 2.3.3章に考察した通り、特定の検査の調査には通常、少なくとも20例の患者を、また透視検査には30例以上を(ITS/MN/RCR/1992)、マンモグラフィには50例を含める。2.3章に考察したすべての選択基準及び収集方法が適用される。DRLが目標とする平均値になるように、標準的体格の患者を選び出すのに適した体重基準を定める。よく用いられるのは、平均体重70 ± 6 kgを目標とした、70 ± 10 kg又は70 ± 20 kgという体重基準であるが、他方(ローカル)国又は地域の母集団に適した体重基準を用いるべきである。多数の施設についてはRIS又はPACSから入手したデータを解析する場合は、体格の選択基準を緩和することができる。
- (297) 大半の病院では小児の検査の頻度が低く、20年/年齢/体重範囲に入る患者数も少ない可能性があるため、小児検査のDRL量の調査(6章参照)の実施は比較的困難である。小児病棟におけるDRL量の施設内調査は、放射線部門の撮影条件表(exposure chart)に記載される、様々な体重/年齢の小児の画像撮影のたのみの標準的な撮影条件に頼らざるを得ないかもしれない。そうであったとしても、こうした調査は有用であり得る。なぜなら、使用されるであろう撮影条件が不適切な部分特定するために役立つので、操作者は撮影条件の内容を検討し、いざ検査が必要となった場合の撮影条件が正しいことを担保できるからである。
- (298) 次に、各検査に関するDRL量の中央値を、当該のDRL値と比較し、さらなる最適化が必要かどうかの調査を特定する(図7.1)。
- (299) IVRの場合、その施設における手技の複雑性のレベルを考慮する。当該のDRL値との比較には(可能な場合は)、サンプルにおける手技の複雑性のレベルを考慮する。この情報が入手できない場合は、施設データの中央値、25及び75パーセンタイルを、国のADS(助言的データセット)4章参照)の対応するパーセンタイル値と比較する。
- (300) 少数の患者しかデータ収集できない場合、中央値は平均値の不確実性は大きくなり得る。DRL値にも測定されたDRL量にも不確実性がないので、限られた患者数でこれら2つの値を直接比較する際には、不確実性に注意すべきである。四分位範囲がデータ分散の指標の役割を果たす。委員会は、平均値よりも中央値の使用を勧告しているが、平均値の標準偏差=標準偏差/√n(ここでnはデータポイント数、すなわち調査検査数)の検討が役立つことがある。結果、95%の平均値は、真の平均値の2標準偏差に入る。これは中央値の誤差ではないが、比較的信頼性を示している。患者の体格の範囲が幅広い場合は、調査により多くの検査を含めるべきである。患者グループの中央値とDRL値

されるようになった場合、全検査の検討頻度を年1回とする。レジストリ又はデータベース自動照会を通じて、DRL量に関するデータの継続的な収集が可能である場合、これらすべてのデータの定期的な検討の形で線量管理プロセスを行い、できるだけ早い段階で悪い傾向がないかを確認することができる。

(291) 新しい画像撮影装置が導入されたり、患者線量に影響する可能性がある画像撮影装置の変更が加えられた場合、装置が適切に機能することを確認するために、受入検査を遂行する。その後、各施設のDRL量の中央値が変化しなかったか否かを確認するため、導入1年以内かつ検査方法が確立された時点で患者線量の調査を行う。

(292) DRLプロセスは、高い線量を使用しているX線検査、装置及び施設を特定するツールとなる。しかしこれは、患者線量評価プロセスの閉鎖点に過ぎない。装置及び手技を特定した後、防護の最適化のためスタッフが是正措置に取り組み、必要な専門知識をもつスタッフにこの責任を付与しなければならない。関係スタッフからなるグループは、各国又は地域における決められた、医療機関により用いられる。又は医療機関と契約した医学物理士、放射線技師、放射線物理学の検査技師や放射線科医が含まれるようになる(図7.1)。これらの責任は、場合によっては、政府の有責部門が直接もつこともある。

7.1.1. 医療施設における検査プログラムの立ち上げ

(293) 各施設は、自施設における検討に含めるべき検査を慎重に検討する。調査プログラムに含めるべき検査を特定する際は、以下の基準を考慮するべきである：

- (a) 検査は、その施設に少なくとも6ヵ月程度実施されていなければならないが、あらゆる装置を代表しているべきである。
- (b) 検討対象は放射線部門又は外来放射線検査施設に限らず、施設において医用又は医用画像撮影に電線放射線が使用されるあらゆる施設が含まれるべきである。
- (c) 検査は、施設の臨床的仕事量を代表するものであるべきである。
- (d) データ収集が実施可能でなければならぬ。
- (e) 理想的には、部門の仕事量に大きく寄与するものであろう各装置毎に、少なくとも1回の検査が行われるべきである。

(294) その他、考慮することが望ましいものは以下の点である：

- (a) 施設は、部門内でX線手技を行う操作者の全職種の作業を対象とする。すなわち、放射線技師、放射線科医、放射線科医以外の医師(例えば腫瘍内科医、外科医など)、その他である。

の比較から、DRLを超えているか否かについて判断する際には、少数の患者からのデータ分析には10%の不確実性があると想定することが妥当である。

7.1.2. 歯科X線検査に関する品質保証の検討

(301) 歯科X線検査にDRLプロセスを適用することは重要である。これは、新たな技術を導入したとき、より高度の高い画像撮影法の導入を活かすために必要な、X線装置の照射設定の変更が、多くの場合行われないためである(例えば、D-スปีドフィルム代わりにEPD-スปีドフィルムを使用し、又はデジタルX線撮影の受像器を使用し)。成人及び小児検査のための国又は地域のDRL値にはそれぞれ異なる値を設定することを推奨するが、イメージングプレートを用いたデジタルX線撮影の感度は、フィルムやコンピュータX線撮影よりも著しく向上していることから、デジタルX線撮影システム用の個別のローカルDRL又は代表値の導入が有用であると証明されるかもしれない(Martin, 2016)。

(302) 歯科X線検査の管理及び達成方法は、他のX線の用途と異なる。これは、歯科装置が多数の施設において、放射線画像検査がその専門分野のうちの僅か必要に過ぎない者によって使用されているためである。歯科クリニックの調査から、線量が幅広い範囲に及ぶことが示されている。これは、多数の歯科医が、高速のフィルムに切り替える際、又はデジタルX線撮影の装置を設置する際に、曝射時間を変えていないためであり、また、感度の高いデジタルX線撮影の受像器に適するであろう、より短い曝射時間を設定していないためである(Gulson et al., 2007; Holroyd, 2012b; Farris and Speck, 2015)。

(303) すべての歯科病院は、X線装置の設置時及びその後は通常3年間隔で、線量及び画像化性能を測定すべきである。特定の検査には、DRL量としてK<sub>AP</sub>を用いて曝射DRL値を設定する。口腔内X線撮影の線量を、歯の種類に応じて測定されたX線装置の設定ごとに、曝射時間と関連させて決定する。より線量の低い画像検査に変更することで線量の低減を実現させるため、X線装置の設定を個別に曝射時間を変化させる。検査結果に基づき、歯科医と相談の上、装置設定の変更や調整を勧めることができる。

(304) 歯科X線検査の定期的な検査とDRL量の測定を行うプログラムにより、不要に曝射時間が長い装置を特定することができる。調査担当者は歯科医と協力して防護を最適化する。他の方法では達成できないような防護の改善が、非現実的である。Martin (2016)は、このアプローチにより、歯科医の削減を達成したスウェーデンの事例を記述している。患者線量の検討と最適化プログラムを計画していない場合は、歯科用X線装置のかなり古い旧式の画像検出器に合わせた曝射時間を引き続き使用する可能性がある。

<p><b>7.1.3 是正措置</b></p> <p>(305) ある手技について DRL を一貫して超えていることが検査から明らかになった場合、選歴なく調査に取り組み、適切な是正措置を行う (ICRP, 2013)。是正措置 (故障の最適化) には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める (Martin, 2011)。通常は、X線システムの設定をまず確認することが最も容易であり (時間がつかからないため)、その後検査プロトコルを確認し、最後に操作者による検査プロトコルの使用状況を確認する。</p> <p>(306) 2.6.2 章で考察したように、施設の DRL 量の中央値が、国の DRL 用線量調査の分布の中央値よりはるかに低かった場合、画質 (又は線量の画像を使用する場合は診断情報) を重点的に検討する。</p> <p>(307) QA レビュープロセスは1回の評価だけでは終わらなず、最適化後にも調査を繰り返す行い、適切な時間間隔をおいて、後にプロセス全体を繰り返す。大半の X線撮影及び透視診断検査の場合、各 X線装置の検査を代表できるように抽出された検査を対象として、約3年間隔度、及び技術又はソフトウェアの重大な変更がなされた場合も調査する。CT及びIVRについては、DRL 量の各施設での検討を、より高頻度 (年1回) 行う。SPECT-CT 及び PET-CT についても、年次検討を行うことが適切である。</p> <p>(308) すべての QA プログラムでは線量の検討を文書化して記録を保管し、取り組んだ最適化プロセスの情報を将来的に、装置の利用者が利用できるようにすることが重要である。</p>
<p><b>7.2 DRL 値を越えた場面の検討事項</b></p> <p>(309) QA プログラムの検討とは、系統的レビューと明確な基準に照らした評価、また必要な場合は変更の実施を通じて患者ケアの向上を求める、品質管理プロセスである。適切な DRL 量の調査及び DRL 値との比較が、最適化するべき対象の特定に役立つと考えられる。</p> <p>(310) 上記の通り、DRL 値 (国の評価であれば特に) を上回った場合、これを選歴なく検討する (図 7.1)。調査の結果は、なぜ DRL 値を上回ったかを特定することとする。DRL 値と比較するために使用した多数の患者データには、診断情報の提供に必要な画質を達成するために多量の線量が必要であった患者症例が多数含まれることがある。次の検討サイクルを開始する前に、必要に応じて改善策を特定し実施する。改善を必要とすることが多い要素は以下のものである：</p> <p>(a) 調査方法 (使用した調査機器の性能、調査に含めた患者の選択を含む)</p> <p>(b) 装置の性能 (製造業者又は医学物理士が設定した撮影条件、フィルム処理又はデジタルリーダーを含む)</p> <p>(c) 手技のプロトコル (施設で使用する撮影条件に関連して)</p>

81

<p>関連して以下に示す。</p>
<p><b>7.4.1 X線撮影と透視</b></p> <p>(315) X線撮影 (全般)</p> <p>(a) 必要以上に低い管電圧を使用した (Martin et al., 1993)。</p> <p>(b) 不適切なグリッドを使用した。</p> <p>(c) 間違えた焦点-検出器間距離で収束グリッドを使用した。</p> <p>(d) 短い焦点-検出器間距離を使用した。</p> <p>(e) X線画像撮影用に設計されていない、又は減衰が大きすぎる型設計の患者撮影台を使用した。</p> <p>(316) フィルム式 X線撮影</p> <p>(a) 感度が低いフィルム-スクリーン系 (class ≤200)。</p> <p>(b) フィルム-スクリーンの組み合わせ違い。</p> <p>(c) フィルムがカセツテ内の増感紙に対応していない。</p> <p>(d) 現像処理の不良。</p> <p>(317) <b>コンピュータ X線撮影又はフラットパネルデジタル X線撮影</b></p> <p>(a) ABC が正しく設定されていない。</p> <p>(b) 同一施設内でコンピュータ X線撮影/デジタル X線撮影とフィルム技術が併用されている。</p> <p>(c) グリッド使用の有無の違い。</p> <p>(d) 不適切なデジタル画像処理。</p> <p>(318) マンモグラフィ</p> <p>(a) 感度の低いフィルム-スクリーンの組合せ。</p> <p>(b) 適切でない現像処理。</p>

83

<p>(d) 操作者の技能 (個々の技術、操作者の訓練を含む)</p> <p>(e) 手技の複雑性及び検査構成 (グループ内の患者が特殊なカテゴリにあることで、それらの疾患、身体的状態又はその他の理由により、調査をより困難にしていること)</p> <p>(311) 上記のそれぞれを、以下に詳述する。DRL プロセスは、個々の患者線量の適切かどうか判断するために適用できるものではないことに注意する。個々の患者の線量のばらつきは、1施設における患者線量の中央値のばらつきよりむしろはるかに大きい。</p>
<p><b>7.3 調査方法</b></p> <p>(312) 施設の DRL 量の中央値が DRL 値を越えた場合に第一に考えるべきことは、調査が、DRL 値が最初に設定された方法と同じ健全な方法で実施されたか否か、という点である。検討すべき問題の種類には、以下が含まれる。</p> <p>(a) 使用した測定装置又はシステムが、正しく校正されていたか?</p> <p>(b) 使用した熱ルミネッセンス線量計が適切に校正され、バックグラウンド補正が正しく行われていたか?</p> <p>(c) 面積線量計を使用していた場合、これがアンダー-チューブ方式又はスポット画像撮影のために正しく校正されていたか? このような計器は通常、撮影台及びマウントレンズがそのまま正しく設置された状態で校正する。しかし一部の国では、これがそうではなく、適切に線量計の検出係数を P<sub>ca</sub> の測定値に適用する必要がある。CT 装置の場合、CTDI<sub>vol</sub> 又は mAs の数値が、真の数値又は (管電流変動では) 平均 mAs セットを表していたか?</p> <p>(d) 表示された CT の撮影条件 (例えば kVp、スライス厚、CTDI<sub>vol</sub> など) が正しく校正されていたか?</p> <p>(e) すべての計算が、適切な補正及び校正係数を用いて、また出力測定値にもとづいて行われていたか?</p> <p>(f) そのグループの条件を満たさない患者のデータが混って含まれていたか? (例えば、体格が非常に大きい又は小さい患者)</p>
<p><b>7.4 装置の性能</b></p> <p>(313) 新型又はより複雑な装置が設置された場合は、操作者は装置を効果的に利用できるように、関連する線量低減技術を意識し、その使用の訓練を受けなければならない。操作者がその新しい日常作業を確立した後に、DRL 量の調査を行うことを推奨する。</p> <p>(314) 画像撮影装置又はその設定方法が原因で、国又は地域の DRL を超える可能性がある。これらについて考えられる理由を、各種装置に</p>

82

<p>(e) 乳房の圧迫が不十分。</p> <p>(f) 不要な場面でのグリッドの使用。</p> <p>(g) ABC がデジタルマンモグラフィ用に正しく設定されていない。</p> <p>(h) ABC の代わりにマニュアルの撮影設定を用いている。</p> <p>(i) 検出器の不良。</p> <p>(319) 歯科 X線撮影</p> <p>(a) デジタル X線撮影用として正しくない曝射設定 (旧式の受像器と関連したもの)。</p> <p>(b) 低感度のフィルムを使用した (BF-スปีードではなく D-スปีード)</p> <p>(c) 十分な頻度で交換されていない現像液</p> <p>(d) 不適切な現像温度。</p> <p>(320) 透視及び透視ガイド下手技</p> <p>(a) 旧又は時代遅れの透視装置。</p> <p>(b) 異なる製造業者製の画像検出器。</p> <p>(c) 画像受像系への高すぎる線量、低すぎる管電圧の曝射設定、高すぎる透視ハルスレート、又は高すぎる画像収集レートを含めた、機器の使用率またはカーブエクスポジニアが設定した不適切な線量プログラムのオプション (Martin and Hunter, 1994)。</p> <p>(d) 鋼フィルム又はスベスベトルフィルムオプションが正しく設定されていない、又は使用されていない。</p> <p>(e) 高線量率が用いられる、拡大照射野サイズの不適切な使用。</p> <p>(f) コリメーションが不十分。</p> <p>(g) 半透明フィルム (三角フィルム又はウェットフィルム) の使用が不十分。</p> <p>(h) 必要以上に大きなガントリ傾斜を用いた撮影。</p>
<p><b>7.4.2 コンピュータ X線撮影</b></p>

84

<p>(321) CT装置は複雑であり、多数の因子の相互作用を考慮しなければならぬ。最近には、それが画像撮影プロセスの異なる面について知識をもつ放射線科医、医学物理士及び放射線技師の間の、緊密な連携が必要である。関係する装置に関する因子の例を、その制御が装置ごとにどのように異なるかを加えて示している。これらの因子を臨床プロトコルに明示する必要がある。これらの設定を7.5.2章で詳述する。気体検出器を搭載したCT装置に比べ、固体検出器を搭載したCT装置の方が好ましい (Rebs et al., 2000)。</p>	<p>(322) スライス厚が薄い画像ほど、光子数が少ないことからノイズが大きくなる傾向がある。CT装置の設定方法は、製造業者及び型式に応じる。一部の装置では、薄めのスライスを選択することで画質の向上が図られるが、その影響は、薄めのスライスを撮影したときにも管電流を高めることで(それにより適用する放射線量が減る)で、同じ画質を維持できる。その影響は、どの段階で画像を選択するかによって異なるかと考えられる。このため、必要に応じて薄く画像スライスを増やすことで、患者線量が抑えられる可能性がある。</p>	<p>(323) スキャンパラメータの調節方法は、CT装置の製造業者によって異なる。1例は、ヘリカルスキャンのピッチの選択である。GE及び東芝(現キヤノン)の多数モデルは同じ管電流(mAs)を維持していることから、ピッチを大きくすることと線量は下がら、ピッチを小さくすることで線量が上がる。その他の製造業者 (Siemens 及び Philips の多数モデル) は、ピッチが変化したとき管電流を調整することによって、同様の線量を維持している。</p>	<p>(324) CTスキャンの大半では長年、120 kVの管電圧が用いられてきた。しかし、これより低い管電圧でも良好な画質が得られ、低い患者線量となる。これは特に、幼い小児患者と小さい身体型又は頭部、又は小児や成人の体格の四肢を画像撮影するときにあてはまる。管電圧の変更を検討する際には、資格をもった医学物理士が関与するべきである。</p>	<p>(325) 現在、CT装置の多くは自動管電流変調を採用している。これにより管電流が下げられ、減衰が低い部分に適用される線量が低下する。管電流は、身体(z軸(長さ))に沿って、また身体の横断面をX線が回転する方向にも、調整することができる。しかし、これらのシステムの実装方法は製造業者によって異なる。一部の製造業者は、画像中のノイズレベルに基づいた画質の指標を用いている (GE 及び東芝 (現キヤノン) の多くのモデル)。そのようなシステムでは患者の体格と比例して管電流を高める。その他のシステムでは、参照画像又は基準 mAs との比較を用い、それによって体格の大きい患者に対する高レベルのノイズを許している (Siemens 及び Philips)。体格が大きい患者からの画像は、臓器及びその他の構造の分解が(脂肪組織が損入されているために)良好であることから、高いノイズレベルでも診断を損なわずに認容できる (Soekpong et al., 2014; Martin and Soekpong, 2016)。</p>	<p>(326) 大半の装置は、管電流変調の計画立案のために位置決め画像のX線減衰を使用している。したがって、被ばく低減用の防護具はスキャン範囲の外におくか、位置決め画像の撮影を行った後に使用することが好ましい。</p>
---	--	--	---	--	--

<p>(332) 施設が推奨 DRL 値を一貫して超えている場合、それは臨床医及び操作者による選択を表している。画像が不十分な場合、画像撮影装置が最適でなく、保守が必要であることを示唆しているかもしれない。装置の性能を改善できない場合は、装置を更新するか、あるいは更新すべきかどうかという点には、資金、代替手段の有無、及び現在のレジメンを続けることの問題が関係してくる。</p>	<p>(333) ハイブリッドイメージング (PEPCT 及び SPECT/CT) の CT 部分に関する CTDI<sub>vol</sub> または DLP の数値が、DRL 値を上回っている場合、画像撮影の目的 (それが主に診断的なのか、減弱矯正又は体位設定のためなのか) を考察する。</p>
---	--

7.5 手技のプロトコル

(334) 新しい装置を設置したときは、利用できるあらゆる減衰低減技術の有効な利用を確保するため、臨床プロトコルを検討して改定する。臨床プロトコルの定期的な検討を行う際は、監査結果も考慮する。

7.5.1 X線撮影と造影剤の投与

(335) 優良なX線撮影の撮影条件がどのようなものかについては、全般的な合意が得られている (EC, 1996a,b)。ことから、臨床プロトコルは標準化されているはずである。撮影条件はおおむね、X線撮影において「**低-カル DRL 値**」又は国の DRL 値を超えた原因ははずではない。とはいえ、DRL 値の数値がそれぞれほぼ同じかという理由を示すためには、撮影条件に関連したデータを検討するべきである。例えば、1996a,b)。最新のX線撮影では、断という低吸収領域、縦断という高吸収領域の両方を画像撮影する必要があり、適切な撮影設定は何かかが、特定の研究の対象となっていた (ICRU, 1995)。

(336) 透視が関係する検査は、あまり標準化されていない。しかし、透視プログラム (プロトコル) で受検者の線量率及び管電流と管電圧の増加の相対的比率を規定する。これらは患者線量と画質に顕著な影響を及ぼす。特に透視用 IVR では、皮膚線量を下げたための銅フィルタ (スベクトラルフィルタ) の使用といった選択肢も、患者線量に大きく影響する。

(337) 特に小児検査について、撮影条件の検討により、さらなる防護の最適化のために臨床プロトコルを改定する必要性を特定することができ。手技 (成人又は小児) の大半について、撮影条件は、なぜ各施設の DRL 値が高くなるかの適切な理由ではなく、**ローカル DRL** 又は代表値が低くなる理由のほすもない。所定のプロトコルによって、1つ以上の DRL 値 (例えば Pa<sub>nl</sub> など) の値が高くなった場合は、プロトコルを検討する必要がある。

<p>(327) 東芝 (現キヤノン) の CT 装置では、例えばフィルタのオプショナルなどその他のパラメータが、管電流変調の機能に影響する可能性がある。再構成カーネルは、検査目的に求められる空間分解能及び画像ノイズの要件に応じて選択されるべきである。滑らかなフィルタはノイズを抑制する。一方、シャープなフィルタは境界を際立たせて解像度を改善するが、ノイズを増加する。適切なフィルタは画像撮影によって異なる。一部の CT 装置のモデルでは、同じノイズレベルを維持するために、ノイズを高めるシャープなフィルタを選択すると、管電流変調の管電流を (したがって線量) を増大させる。一方で他の装置のモデルでは、画像の線量は変化しない (Soekpong et al., 2015)。</p>	<p>(328) 新型の CT 装置は、逐次近似的画像再構成の手法を用いることができる。この手法は、従来の逆投影法よりも高い計算能力を必要とするが、適用されたときの線量が著しく抑えられる。また関連するスキュー法のプロトコルを調整する必要もある。これらの手法は、利用できかつ実行可能である場合には採用するべきであり、この再構成手法に関連して低い DRL 値を低く設定することも検討するべきである。</p>	<p>(329) 使用者としては、設置時に製造業者のアプリケーションソフトウェアから、CT装置の操作に関する詳細な説明を受けることが重要であり、また医学物理学スタタフにとっては、臨床プロトコルを設定する際にその期間中に関連する制御性を確認する検査に取組むことが重要である。</p>	<p>(330) 管電流変調の操作手法は CT 装置システムごとに異なるため、患者線量と患者の体格又は体重の関係も様々である。CT の DRL 量の調査では、様々な体格の患者について測定することを推奨する (G.3.2 及び 6.1 章参照)。これは、様々な体重グループ分けに対してデータを集めるか、又は DLP と体重の関係に指数関数的なフィットを行うことができる (Jarvinen et al., 2015)。あるいは、患者の身体の高さ又は年齢 (いずれも装置の画面から測定できる) を記録し、患者のグループ分けに使用することができる (Soekpong et al., 2014)。多数の患者の結果を入手できるように、データを RIS 又はその他の患者線量管理システムに記録する場合は、第1又は第3四分位数のほか中央値も記録できる (Martin, 2016)。データ収集及び患者の体格の詳細が自動化されている場合、患者の体格の体高に対して CTDI<sub>vol</sub>、DLP または SSDE などの DRL 量をプロットすることが有用と考えられる (Sama and Christmann, 2014)。最も適切な手法が何かは、各施設でのハードウェア及びソフトウェアの入手性によって異なる。DRL 値の比較に加え、装置間の DRL 量の数値を比較することが、詳細に有用な可能性がある。</p>	<p>7.4.3 検査</p>	<p>(331) 検査の DRL は投与される放射線の量に基づくことから、最適化のためのアプローチは、本報に論じている他の画像モダリティに用いられているものと、特性が異なる。</p>
--	---	--	---	-----------------	---

7.5.2 コンピュータ新撮影のプロトコル


(338) CT の DRL 量の中央値が低下する又は低すぎる場合、それには多数の原因がある。臨床プロトコル及び装置の設定の正確な分析が必要である。この点は、製造業者が提案するプロトコルについて、成人検査よりも小児検査で大きな問題になるかもしれない。7.4.2 章で考察しているように、CT 装置のモデルに関して患者線量及び画質に影響する制御方法は製造業者間で様々である。したがって、操作者と医学物理士は、その特定の装置の制御方法のように画像撮影プロセスに影響するかを理解することが重要である (ICRU, 2012; Coody et al., 2013)。CT 装置のモデルは非常に多様であるため、臨床プロトコルを調整することなしに CT 装置間で移行してはならない。ただし、CT 装置が、同一バージョンのシステムソフトウェアを利用して同一モデルである場合は除く。

(339) 第一に、DRL 値が判断される臨床画像撮影が、そのスキューが使用される撮影と類似しているか否かを確認する。次に、DLP と CTDI<sub>vol</sub> の両方が非対称に高いか否かを確認する。DLP が高いが CTDI<sub>vol</sub> は基準範囲内であるという場合、スキューが低すぎても長い。又はスキューが低すぎても長い可能性がある。DRL 値の数値が高くなる一般的な理由には、初期造影剤を用いたスキューによる造影し、次に造影剤を用いて撮影するような場合がある。取り掛かっている検査目的に、これらのスキューが低すぎても必要であるか否か、検討するべきである。

(340) DLP と CTDI<sub>vol</sub> の両方が非常に高い場合、以下のスキューパラメータを検討する。

- (a) スライス厚
- (b) ピームのコーリメーション及び幾何学的効果。
- (c) 管電圧。
- (d) ピーム成形フィルタ。
- (e) ヘリカルピッチと mAs に基づく mAs に基づく mAs を比較する。
- (f) 設定された管電流変調の画像ノイズ指標が、スライス厚におさまっているか。
- (g) 設定された管電流変調の画像ノイズ指標が、スライス厚におさまっているか。

(341) 7.4.2 章で考察したように、管電流変調の操作は、個々の患者線量に重要な影響を及ぼす。CTプロトコルを設定する際、プロトコルで規定可能なパラメータが他のパラメータとどのように相互作用するかを考慮する。画質の指標としてノイズを使用している管電流変調システムでは、体格の大きい患者に対して高いレベルのノイズを設定する必要があるかもしれない。小さい及び標準的な体格の成人の CT

画像について許容できるノイズレベルが、体格の小さい小児患者でも許容できるとは、設定するべきでない。通常、小児の画像撮影では量子モトドを減らす必要がある。特に体格が非常に小さい患者では、患者の体格の周波数としての画質指標を、個別に設定する必要がある。
(342) CT 検査の撮影条件及びそれによって生じる DRL 量は、患者の体格に応じて異なる。比較的大型の患者のスクリーンでは撮れた患者に比べて、内臓の抽出が良好であるため、ノイズレベルを低く抑える必要はないかもしれない。各 CT 施設は、患者の体格に基づく様々なグループについて、特定のスクリーンレベルを確立する。
(a) 小児患者：体重、断面幅又は年齢
(b) 様々な体重範囲にある成人患者：体重、等価直径又は断面幅。
(c) 肥満患者：等価直径又は断面幅。
(343) 装置の製造業者のアプリケーションスペシャリストが、その装置で行う小児患者の画像撮影に適するよう成人プロトコルを変更することを推奨している場合、Image Gently のウェブサイトに推奨されているプロトコルに基づく、小児患者の典型的なプロトコルが、患者の体格に応じた基準の CTDI <sub>vol</sub> 、DLP 又は SSDE の測定に役立つ (Strauss, 2014)。患者の体格に応じた基準線量指標がある施設で決定された後、その施設の放射線科医、技師及び医学物理士が、アプリケーションスペシャリスト及びその他関連業者から調達された人材と協力して、小児プロトコルに必要な修正を加え、目的の画質及び患者線量の実現を確保する。
(344) DRL 量の中央値が非常に高い又は非常に低いときは、必ず画質も考慮する。これは複雑な多元の作業であり、以下に示すような一因因子が関係している。
(a) 画像の表示 (FOV、ウィンドウレベル、  )
(b) 空間分解能 (焦点サイズ及びフィルタのための再構成カーネル)
(c) 時間分解能 (回転時間、再構成モード)
(d) 造影剤流速・静注の注射時間 (スキヤンディレイ、回転時間、ピッチ)。

### 7.5.3 核医学のプロトコル

(345) 調査結果が「ローカル DRL 値」又は国の DRL 値を上回ったが、QA 試験では画像装置の性能が十分である場合、DRL 値を超える放射線の使用の妥当性は、責任を有する臨床医との協議と必要とする問題である。

(a) 専門的な技能を有する特定の医師は、より困難な症例に対応していると考えられるが、その結果、彼らが行うその手技の DRL 量の値は高くなる。
(b) 専門的な技能を有する特定の医師は、より困難な症例に対応していると考えられるが、その結果、彼らが行うその手技の DRL 量の値は高くなる。
(c) 専門クリニックにおける胸部 X 線では、特別な診断のためにさらに高レベルの画質が必要になることがある。
(d) 専門クリニックにおいて特別な理由のために行われるその他の X 線撮影では、通常使われている以外の撮影方向が必要になることがある。
(352) 特定の患者構成 (例えば上述のもの) からの DRL 量の中央値は、国の DRL 値を上回ることが適切な場合もある。このような場合には、国/地域の数値を上回る「ローカル DRL 値」又は代表値をその環境に対して個別に設定することができる。この DRL 値代表値は、各施設での調査に基づき、患者及び撮影行為の差を考慮に入れたものとなる。

### 7.8 調査の結果

(353) 各施設のデータと国の DRL 値の比較検討は、最適化プロセスの第一段階の引き金となるべきであり、これにより、その部分の最適化を優先するかの情報が責任者に与えられる。調査によって DRL 量の数値が高かった理由が解明された後、是正措置を起す必要がある (図 7.1)。これは、当該組織のリスクマネジメント戦略の中で行われるべきである。
(354) 装置の性能の不備に関する調査結果から、予期された結果が確認されたものとなら、装置を交換する場合はさらなる支援を提供するだろう。しかし、この知見が予想外であった場合、QA 及び保守プログラムの批判的な検討が必要になるだろう。例えば： (a) コンピュータ X 線撮影又はデジタル X 線撮影に DRL 量の高値が確認された場合、AEC の調整が行われることになるかもしれない。資格を有する医学物理士がサービエンジニアとともに、AEC の性能について助言し確認する。 (b) X 線撮影の場合、その撮影条件が原因であるという結論に至った場合は、標準作業手順書及びプロトコルを見直す必要がある。 (c) 透視撮影の場合、検査の複雑性及びその後の調査の知見に応じて措置を講じる。これには、手帳の批判的な検討及び様々な構成要素の適切性の確認を行う。 (d) CT の場合、臨床プロトコル及び装置制御の最適化方法の検討が必要と考えられる。このためには放射線科医、医学物理士及び放射線技師からの意見を求めることが必要と考えられる。

### 7.6 操作者/術者の技能

(346) 特に新しい技術を導入したとき、個々の検査に適切なプロトコルを使用できるかは、操作者の知識、技能及び判断により左右される。個々の操作者の熟練度は様々なと考えられ、経験の浅いスタッフは熟練者とは認められない。操作者の技能は、装置の線量低減技術の認識と管理にも及び。

(347) 操作者の技能にばらつきがあれれば、同じ手技であっても DRL 量 (例えば Pk<sub>coll</sub>、K<sub>coll</sub>、CTDI<sub>vol</sub>、DLP など) の数値の大きなばらつきが生じえる。様々な DRL 量 (表 3.2) を「ローカル DRL 値」又は国の DRL 値と比較し、操作者間で比較することが有益かもしれない。透視撮影の場合、透視時間及び造影画像数 (例えばデジタルサブトラクト造影) が明らかでない比較対象値とならざるが、K<sub>coll</sub> 及び Pk<sub>coll</sub> の相対値の検討によっても、様々な操作者によるピームのコーリメーションの粗悪さが加えられる。同様に CT では、CTDI<sub>vol</sub> 及び DLP 及びその比較が有用かもしれない。

(348) 一部の医療施設では放射線技師が日常的にバリウム注腸造影を行っており、適切に訓練された「**ラース・フランクティンナ**」に限られた VFR を行うことができる。臨床医に比べ医学や放射線学の総合的な教育レベルが低いグループに、その作業の訓練を行う際は、事前に臨床プロトコルを改良すべきである。

(349) 操作者が検査を再撮るに依り、患者線量はある程度低減される。したがって、調査結果や操作者/術者間比較は、有用ではあるものの、状況を考慮して、スタッフの助言や手技改善への貢献のため、適宜用いられるべきである。検査が高減化するに依り、基づくべき根拠は乏しくなる。回診の手技であっても操作者/術者によって手法が異なる可能性がある。

(350) 個々の操作者/術者の中央値が他の操作者よりも高いことが確認された場合、特に DRL 値を超えている場合は、特定の装置に関する (特に線量低減機能に関する) 訓練が必要かもしれない。新たな手法が導入されたときは操作者/術者の再訓練が必要になるが、最適化されていない患者線量を使うなど悪い習慣が操作者についてしまっている場合にも、必要になることがある。

### 7.7 手技の複雑性と患者構成

(351) 患者構成は、ある施設の数値が DRL 値を超えている原因となりえる。つまり、特定の患者集団で行われた手技の DRL 量の中央値を、一般集団の調査で求められた DRL 値と比較することが、適切ではないかもしれない、ということである。例えば以下のものがある。

(a) より複雑な要求をもつ患者、又は特定の患者集団は、インターベンション検査又は治療のため特別な科又は病院内に搬送されることがあ

(a) 患者構成のために国の DRL 値を超えた場合は、より高い「ローカル DRL 値」又は代表値を設定する妥当な理由がある。
(352) 線量低減措置の多くは、画像に影響を及ぼすことなく行うことができる。しかし患者線量の低減は、画像が診断できなくなるほどのものであってはならない。線量低減は、それ自体が目的ではない、十分な画質が最も重要である。医用画像の検査目的に十分でないという危険性が生じるまでには画質を落とすとはならない。画像の診断可能性を損ないや悪影響がある変更を加える場合は、診断可能性が損なわれないことを確認するための適切な試験を行い、分析した後、その変更を初めて臨床に使用する。
(353) 防護の最適化に取り組みただ後、再調査を行い、DRL 量が適切レベルまで落ちているかを判断する。

### 7.9 患者線量調査結果の国による照合

(354) 各施設で実施された線量調査の結果は、国の患者線量記録 (ここから将来の DRL 値が導かれることとなる) の改定のための、貴重な結果となると考えられる。国の線量記録レジストリを確立し、その組織として、各放射線部門からの線量調査結果がそこに送られ、患者線量レベルを継続的に更新されるようにすべきである。これによって DRL の改定が円滑に行われ、国内の最適化プロセスが継続的に進化、発展することになる。

### 8 要点のまとめ

<b>8.1 全般</b>
(355) 日常臨床において、規定の検査目的における代表的な患者サンプル (個々の患者ではない) を対象として評価したとき、各医療施設で医用画像後に適用される電離放射線量の量が高過ぎたり低過ぎたりしないかを、DRL プロセスを用いて評価すべきである。この DRL プロセスは、線量レベルの高い装置及び手技を特定することができ、それにより防護の最適化に取り組みることができる。
(356) 所定の体範囲にある代表的な患者サンプルについて、各施設の DRL 量の中央値が地方 (ローカル) 国又は地域の DRL 値よりも高い場合、これは「一貫して超えている」と判断される。ここで「一貫して (consistently)」が意図する意味は「大多数の検査において」ということで、「期間全体を通して」という意味ではない。
(360) DRL は当局によって設定されることがある。DRL の数値は助言的なものである。しかし、当局は DRL の概念の実現を要求することがある。

- (361) DRL 量に関するデータ照合及び国の DRL の設定という作業の、様々な構成要素に責任を有する組織を、各国又は地域において特定する必要がある。
- (362) DRL は、個々の患者について用いてはならない。また、個々の患者又は個々の検査に関するトリガー（アラート／警告）レベルとして用いてはならない。
- (363) 防護の最適化のためには、DRL 量による各施設の使用状況の比較のみでは不十分である。どのような不備も特定し対応するための措置が必要である。あらゆる画像診断検査で最も優先すべきことは、臨床目的に十分な画質を達成することである。画質、あるいはより一般的にいえば検査と後処理の両方により得られる診断情報を、DRL プロセスの一環として評価し、最適化を達成するための方法を実施すべきである。
- (364) 患者に医用画像手法を行う役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL プロセスに精通しているべきである。
- (365) 電離放射線を用いる医用画像に関与する医療従事者の教育及び訓練プログラムの、DRL の概念及び適切な使用を含めるべきである。

8.2 DRL 量

- (366) DRL に使用する数量は、医用画像検査を実施するために照射された電離放射線量を評価すべきであり、容易に測定又は決定できる必要がある。DRL 量は医用画像手法に用いられる電離放射線量を評価するものであり、患者又は臓器の吸収線量を評価するものではない。唯一の例外はマンモグラフィで、これは D<sub>0.5</sub> を用いることができる。
- (367) DRL 量は評価する画像モダリティ、実施する特定の検査、及び患者の特定の体格に対してふさわしいものである。
- (368) 委員会は、ICRP 放射線防護システムにおいて他の目的に使用されている放射線防護量である「実効線量」を DRL 量として用いてはならない、と強調して述べている。これを用いた場合、DRL の目的のために必要でも適切でもない、無関係な要素が導入されることになる。
- (369) 一般 X 線撮影では、特に小児においてコリメーションの適切な使用の評価を簡単にするため、K<sub>AP</sub>（又は K<sub>eq</sub>）及び P<sub>KAP</sub> という 2 つの DRL 量が推奨されている。
- (370) 高度なデジタル X 線撮影技術（例えばトモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション、遠征サブトラクション、コンピューター CT など）のための DRL の策定には、その技術が一連の複数画像を用いるという側面を考慮し、これらの技術および標準的な手法と区別する必要がある。

- 認識している。
- (380) 国の分布の中央値は、最適化を助ける追加的なツールとなる可能性があり、標準的な手法及び技術を用いて目指すところの望ましいゴールであり、また、適用する放射線の最適化使用に近い状況であることを示すものである。
- (381) 施設の DRL 量の中央値が、国の分布の中央値より低かった場合、画質（又は複数の画像を使用する場合は診断情報）が影響を受けけている恐れがある。追加の最適化に取り組み際は、画質を重点的に検討する。

8.4 DRL 用線量調整とレジストリ

- (382) 委員会は、患者に行う画像検査及び手技について、DRL 量に基づくローカル DRL 値及び国の DRL 値を設定することを勧告している。ほとんどの場合、フロントームの使用は十分でない。フロントームを使用する方法では、操作者の能力、選択した画像プロトコル、及び患者のばらつきが考慮されなければならない。
- (383) フロントームの使用は、X 線装置の性能の調整において重要であり、防護の最適化において使用する線量という点で、透視及び CT 装置の性能評価にも重要である。
- (384) DRL 量に関するデータは、調査、レジストリ登録又はその他の自動データ収集法を用いて収集することができる。
- (385) 患者の線量計測に使用する全ての線量計、面積線量計などの校正が定期的に行われ、またこれは国または国際標準までのトレーサビリティが確保されなければならない。
- (386) X 線システムにより生成された転送された DRL 量データの正確さは、医学物理士が定期的に確認する。
- (387) 対象とする検査/手技は、一般に、線量評価が実行可能である地域において最も多く実施されている検査とし、患者に最も高い線量が照射されることになるものを優先する。
- (388) DRL は放射線治療に利用されることを意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者の既定検査には考慮すべきである。
- (389) DRL 値を制定するための国の調査及びレジストリには、通常、患者集団を代表できるデータを得ることができるよう、十分な検査数をもつ中継値又は大規模な医療施設を含める。サンプリングには、多岐にわたる医療機関を含める。
- (390) 大きな国で、国のレジストリ又は自動データ収集法がない限り、国内の全医療施設のごく一節をランダムに抽出して調査すること

- (371) マンモグラフィの場合に推奨される DRL 量は K<sub>eq</sub>、K<sub>AP</sub> 及び D<sub>0.5</sub> の 1 つ以上であり、どの量を選択するかは各施設の検査状況及び規制要件による。
- (372) マンモグラフィの場合、単純なアプローチとしては、5.0 ± 0.5 cm という乳房厚に対して DRL 値を設定することが考え得る。マンモグラフィの DRL プロセスをより詳細にするためには、種々な乳房厚に対する DRL 値を設定するやり方が、より詳細に述べられている。
- (373) IVR の場合、以下の DRL 量が（可能な場合は）すべて推奨される：P<sub>KAP</sub>、K<sub>AP</sub>、透視時間、及び撮影画像枚数（例えば、心臓手技でのシネ画像、血管手技でのデジタルサブトラクション血管造影など）。
- (374) CT で推奨される DRL 量は CTDI<sub>w</sub> 及び DIAP である。検査におけるスキャンシーンス数も同様に役立つことがある。小児患者では、CTDI<sub>w</sub> や DIAP よりも SSDE の方が正確な線量測定値となる。CTDI<sub>w</sub> 及び DIAP はいずれも、標準フロントームに対する線量の指標であり、最適化の補助として用いることができる。
- (375) 使用が推奨される CTDI<sub>w</sub> は、各スキャンシーンスの CTDI<sub>w</sub> である。推奨 DIAP には、累積 DIAP に加えて使用してもよい。
- (376) 核医学の場合、理論的な DRL 量は、特定の検査目的及び（関連する場合は）使用する放射性医薬品に関する、特定の放射性核種の体重あたりの投与放射線量である。委員会は、小児、青年及び低体重の患者には体重に基づく投与放射線量を用いること、また他の患者群にも検討することを勧告している。極度の肥満患者では、最大投与放射線量を固定して設定してもよい。多くの国々における成人患者に対する実地臨床では、体重に比例した標準的な投与量が使用されているものとみられている。
- (377) 放射性医薬品が主に第二臓器に濃縮される検査（例えば甲状腺シンチグラフィ、肺血流シンチグラフィなど）では、体重に基づく投与放射線量は適切でないことがある。
- (378) 核医学的及び CT に対する DRL 量は、まったく異なるモダリティからの放射線に適用されるため、また異なる DRL 量を用いられるため、ハイブリッドイメージング（SPECT/CT、PET/CT）においては各モダリティに関する DRL 値を個別に設定し提示することが適切である。

8.3 全国調査の分布の中央値の使用

- (379) DRL 値を遵守している場合でも、そのことだけで、使用する線量について最適化されたレベルで手技が行われたことを示すものではない。委員会は、国の DRL 値の策定に使用された分布の中央値（50 パーセンタイル）を使用することで、さらなる改善を得られることを

- が、国の DRL 値の策定の適切な出発点となりえる。まずは、20~30 施設からの結果で十分と考えられる。医療施設が 50 ヶ所よりも少ない小国では、最初の調査ではその 30~50% の調査で十分と考えられる。
- (391) 施設の特定の検査に関する調査では、通常、20 例以上の患者の DRL 量に関するデータを収集する。通知診断又は CT 検査には 30 例以上が、マンモグラフィには 50 例以上が好ましい。小児の場合、小児の検査数が少ない施設では、これらの数値を減らす必要があるかもしれない。レジストリの場合、入手可能な適切なすべてのデータを使用する。
- (392) 50 例未満のデータを集める場合、診断手技の調整に含める成人患者の体重について、なんらかの標準化を行う（例えば、平均体重 70 ± 5 kg とするために、60~80 kg の患者とするなど）。
- (393) HIS 及び RIS は多数の患者についてデータを集めることができるが、これには患者の体重は含まれていないかもしれない。あらゆる DRL 用線量調査と同様、その結果はデータ入力の正確さに左右される。
- (394) 各施設でも、また国のレジストリを通じて、RIS と関連するソフトウェアにより、DRL 量に関するデータを自動的に入手することが可能になる。自動化プロセスを使用する場合は、特定の手法の全症例に関するデータを入力し、最適化に使用する。

8.5 DRL 値の設定

- (395) DRL 値は、その選定された医用画像検査目的のために定められた、臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。
- (396) DRL 値を設定する際は、適切な画質又は検査目的に必要な診断情報に重点が置かれるべきである。検査目的に応じて DRL 値は異なることがあり、特に、組織の内部構造の差の可視化や結核検出が重要になることが多い CT ではそうである。検査目的が異なれば、異なる画質フィードバックが必要になることがあり、それによって被ばく量は変化し得る。
- (397) DRL 値を策定する際は、参加する全施設から収集されたすべてのデータが、同様の検査手法から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。
- (398) 通常施行される撮影方向及び検査目的を、詳しく明記することが重要と考えられる。このことは、異なる臨床応用に応じて、様々な撮影設定又は様々な撮影方向（あるいは撮影方向数）が用いられる場合に、必要となることと見られる。
- (399) 一つの検査に 2 種類の画像モダリティを使用する場合（PET/CT、SPECT/CT など）は、両モダリティに関する DRL 値を設定及び提示することが適切である。

(400) DRL値は、撮影行為の状態に応じた、また特定の時点で行うことができる技術(後処理のソフトウェアを含む)に応じて異なる。
(401) DRL値の比較には、所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルから収集したデータの分布の中央値(平均値ではない)を使用する。平均値は、非常に高い又は低い数値により大きく影響されることがある。
(402) 国のDRL値は、代表的な施設のサンプルから得られた中央値を集め、その75パーセンタイルとして設定する。
(403) 地域(複数の国の集合)DRLを作成する場合は、これはその地域の国々における国のDRL値(それぞれ75パーセンタイルで設定されたもの)の中央値として設定する。入手可能なデータのサンプルが少数である場合は、関係各国間の同意により、他のアプローチを使用してもよい。
(404) DRL値の設定及び更新のためのプロセスは、柔軟かつ動的なものとする。データがほとんど入手できない手技(小児患者におけるIVRなど)、又はデータが1, 2施設のみから得られる場合には、柔軟に対応する必要がある。より幅広い調査が実施されるまでの間、これらのデータから最初のDRL値を導出するためには、動的プロセスが必要である。
(405) ある手技が、大半の病院で日常的に行われていない場合は、ローカルDRL値は、手技のしかるべき検査数を有する単一の大型病院(例えば、小児専門病院など)からのデータを用いて決定することができる。
(406) 最適化が関与している場合、複数の放射線部門を集めたグループで設定した地域のDRL値が設立することがある。このグループは、各施設の検査状況のより定期的な調査に基づき、ローカルDRL値を設定することができる。この値は通常、国のDRL値より低値となる。施設又はX線検査数が少ない場合、DRL値の数の分布の中央値を「代表値」として採用する。代表値は、同レベルの画像を達成するために低い線量の使用が可能となった新たな技術についても設定することができる。
(407) DRL値を公表する際は、患者データを収集した現地グループ、国又は地域からの意見書を同時に示し、データのベースとした「標準」患者の体格、必要に応じてその検査の詳細、および調査実施日を記載する。

#### 8.6 IVR の DRL

(408) 委員会は、IVRに適用されるDRLプロセスに対して「診断参考レベル」という用語を用いることを勧告している。
(409) IVRについてDRL値を設定する際には、手技の複雑性を考慮してもよい。また、より複雑な手技の場合は、DRL値に係数を乗ずることが適切になることもある。

(410) 医用画像検査のDRL量の中央値を、そのX線室や放射線部門やその他の施設における患者集団を代表できるサンプルであるとどこも、所定の体重範囲内の患者を対象として算出して、これを、地方(ローカル)、国又は地域のDRL値と比較し、その場所に関するデータが期待されるよりも著しく高すぎないかを確認する。
(420) ある手技についてローカルDRL値又は国のDRL値を一貫して超えている場合、遅滞なく調査に取り組み、必要に応じて是正措置をとる。
(421) 是正措置が必要な場合、DRL値は線量限度ではないことを覚えておく必要がある。
(422) 是正措置(防護の最適化)には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める。問題点の有無候補は、調査方法、装置の性能、手技のプロトコル、操作者の技能、及びインターベンション技術については手技の複雑性に関連するものである。
(423) 最適化プロセスでは、医用画像検査目的に必要なレベルの画質を常に考慮する。画質は常に、検査の臨床目的に求められる情報を提供するために、また照射する患者の実際の体格に十分なものとする。
(424) 施設のDRL量の中央値が、国の分布のDRL値より大幅に低かった場合、画質(又は複数の画像を使用する場合は診断情報)が悪影響を受けている恐れがある。検査プロトコルを検討する際は、画質を重点的に検討する。
(425) DRL値をモニタリングする際は、1回の評価だけでは終わらない。最適化後にも調査を繰り返し行う必要があり、適切な時間間隔をおいた後にプロセス全体を繰り返す。
(426) 各施設におけるDRL値の調査は、通常はQAプログラムの一環として行う。ただし、これらのデータがレジストリに継続的に提出される場合はその限りではなく、登録データの検討を行うべきである。各X線装置の検査を代表できるように抽出された検査を対象として、約3年間隔で、及び技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合に調査する。
(427) CT及びIVRの場合、各施設におけるDRL値の調査は、通常はQAプログラムの一環として1年1回行う。ただし、これらのデータがレジストリに継続的に提出される場合はその限りではなく、登録データの検討を少なくとも1年1回行うべきである。SPECCT及びPET/CTについても、QAプログラムの一環として1回の調査またはレジストリ登録データの検討を行うことが適切である。
(428) レジストリ又はデータベースを通じて、DRL値に関するデータの継続的な収集が可能である場合、これらすべてのデータの定期的な検討の形で線量管理プロセスを行い、悪い傾向がないかを確認することができる。
(429) 歯科X線撮影のための最適化の管理及び達成方法は、他のX線の用途と異なる。歯科用DRL値は、日常検査中に測定する入射空気カーマについて設定する。検査結果に基づき、プロトコル(装置設定)の変更及び調整を勧めることができる。調査担当者は歯科医と協力し

(410) 可能であれば、(限定したサンプルからのみでなく)実施した全IVRからのデータを、ローカルDRL値及び国のDRL値と照合する。
<b>8.7 小児のDRL</b>
(411) 小児における体重は、未熟児から肥満青年までで100倍以上の違いが生じえるため、小児画像撮影のDRLを測定するためには、1人の「代表的患者」を用いるべきではない。
(412) 新生児から成人の体型の青年まで、小児では患者の体格と体重に大きくばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じえる。このような患者線量のばらつきは妥当である。一方、小児疾患と小児患者の体格に相対するため、画像検査プロトコルを成人用から変更して小児に適するやり方の変更や失敗によって、患者線量にばらつきが生じることがある。年齢による違いは、年齢の体積の検査に関する小児のDRL値を測定するために体重による層別化が推奨され、小児にはこれを促進するべきである。年齢のみが入手できる指標である場合、年齢による層別化を使用できる。
(414) 頭部検査のDRL値の測定には、年齢によるグループ分けを推奨する。
(415) CTの場合のDRL量は、なるべくなら身体検査用の32cm径のファントム、頭部検査については16cm径のファントムを用いた校正に基づくCTDI <sub>vol</sub> 及びDLPとする。これらの数値の値は、患者検査から入手する。SSDEは、最適化のためのもう1つの情報源として使用することができる。
(416) 最新のCT装置では、有効径又は患者の等面厚の測定が可能である。小児のDRLの設定をさらに精緻化するものとして、これを検討すべきである。
(417) 核医学画像撮影の場合、体重と関連した所定の因子に基づいて投与放射線量を調整することを検討するべきである。小児検査にも調査を行う。

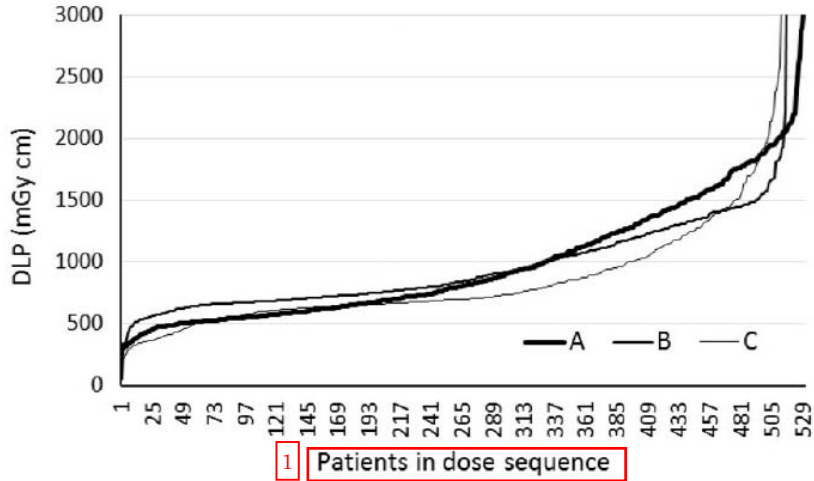
#### 8.8 実施臨床におけるDRLの適用

(418) 国又は地域のDRL値は定期的(3-5年ごと)に改定する必要がある。ただし、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理が得られた場合は、より高頻度で改定する。
---

て防護を最適化する。他の方法では達成できないような防護の改善が、新たな技術と関連した防護の改善では実現可能である。
---



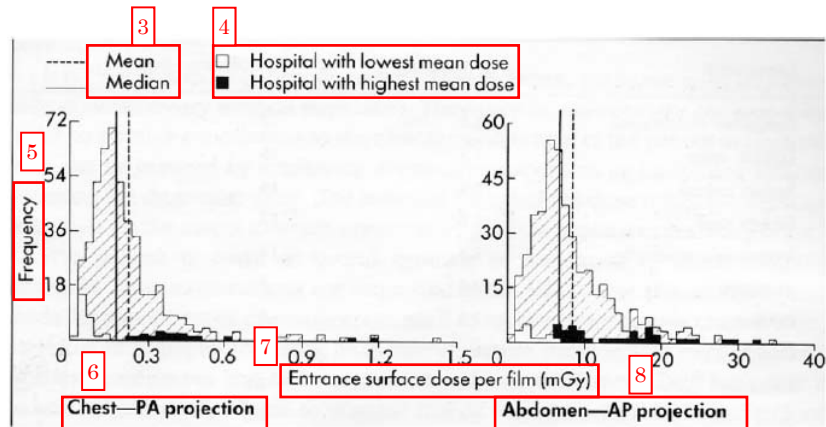
この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication135 校閲版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



2 Fig. 2.1. Examples of data on dose-length product (DLP) for chest–abdomen–pelvis scans on three computed tomography (CT) scanners operating under automatic tube current modulation plotted sequentially in terms of increasing DLP (Martin, 2016). Outliers can be identified readily and omitted from the data analysis.

患者（線量順）

②図 2.1. 自動管電流変調下で操作した 3 台のコンピュータ断層撮影 (CT) スキャナを用いた胸部–腹部–骨盤スキャンの dose length product (DLP) を、DLP の昇順にプロットしたデータの例 (Martin, 2016)。外れ値を容易に特定でき、データ解析から除外することができる。



9 Fig. 2.2. Distributions of entrance-surface dose per image for patients from 20 English hospitals included in an early survey performed by the National Radiological Protection Board (now Public Health England) (reproduced from Shrimpton et al., 1986 with permission from Public Health England). Distributions for the hospitals with the highest and lowest mean values are highlighted. PA, postero-anterior; AP, antero-posterior.

③ 平均値

中央値

④ 平均線量が最低の病院

平均線量が最高の病院

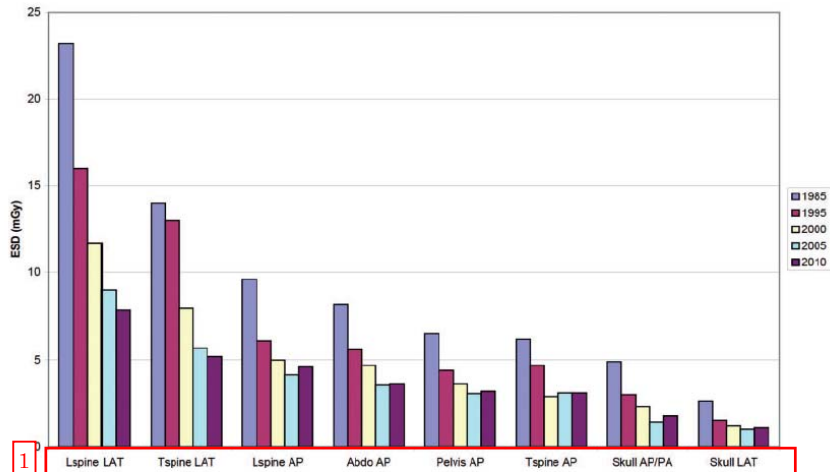
⑤ 頻度

⑥ 胸部—PA 撮影

⑦ フィルム 1 枚あたりの入射表面線量 (mGy)

⑧ 腹部—AP 撮影

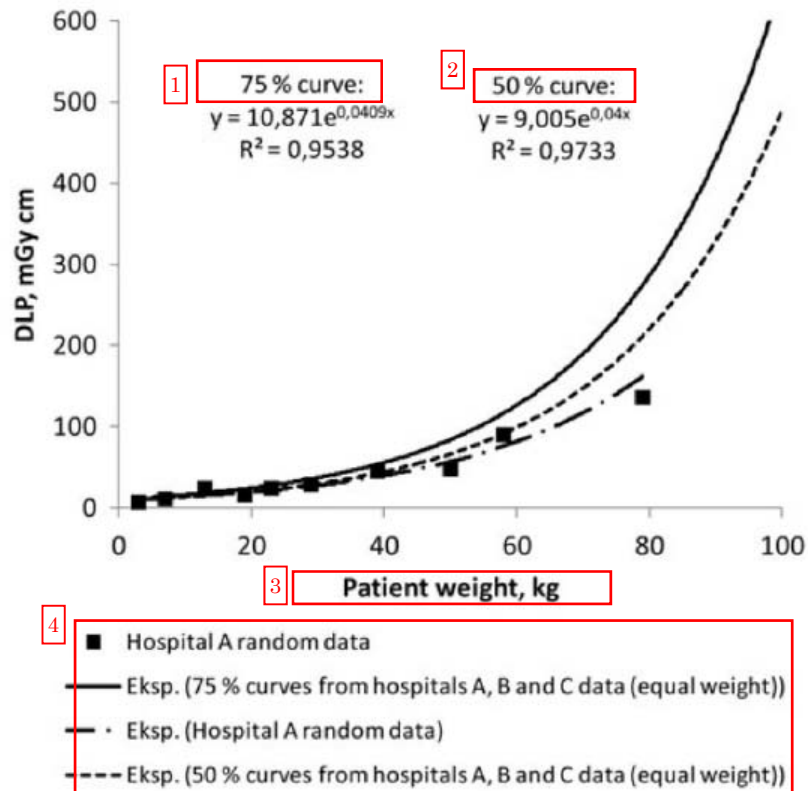
⑨ 図 2.2. 国立放射線防護委員会 (現, 英国公衆衛生庁) による初期調査に含まれた 20 カ所の英国病院の患者の, 画像 1 枚あたりの入射表面線量の分布 (Shrimpton et al., 1986 から英国公衆衛生庁の許可を得て再掲)。平均値が最高及び最低の病院の分布を, 強調して示している。PA, 後前像; AP, 前後像。



2 Fig. 2.3. Third quartile entrance-surface air kerma (ESD) ( $K_{a,e}$ ) measurements for radiographic examinations derived from National Radiological Protection Board/Health Protection Agency surveys between 1985 and 2010 [reproduced from Hart et al. (2012) with permission from Public Health England]. LAT, lateral; AP, antero-posterior; PA, postero-anterior.

- ①腰椎 LAT
- 胸椎 LAT
- 腰椎 AP
- 腹部 AP
- 骨盤 AP
- 胸椎 AP
- 頭蓋 AP/PA
- 頭蓋 LAT

②図 2.3.X 線検査の入射表面空気カーマ (ESD) ( $K_{a,e}$ ) 測定値の第 3 四分位数 - 1985 年 ~ 2010 年の国立放射線防護委員会 / 英国健康保護局調査から [Hart et al. (2012) から英国公衆衛生庁の許可を得て再掲]。LAT, 側面像; AP, 前後像; PA, 後前像。



5 Fig. 6.1. An example of diagnostic reference level (DRL) quantity-weight curves for computed tomography (CT) of the chest, with dose-length product (DLP) as the DRL quantity. The DLP values relate to the 32-cm-diameter CT dosimetry phantom. The lowest curve shows an example of using this methodology to provide comparison for a limited data set from an individual hospital (Järvinen et al., 2015).

①75%曲線

②50%曲線

③患者体重, kg

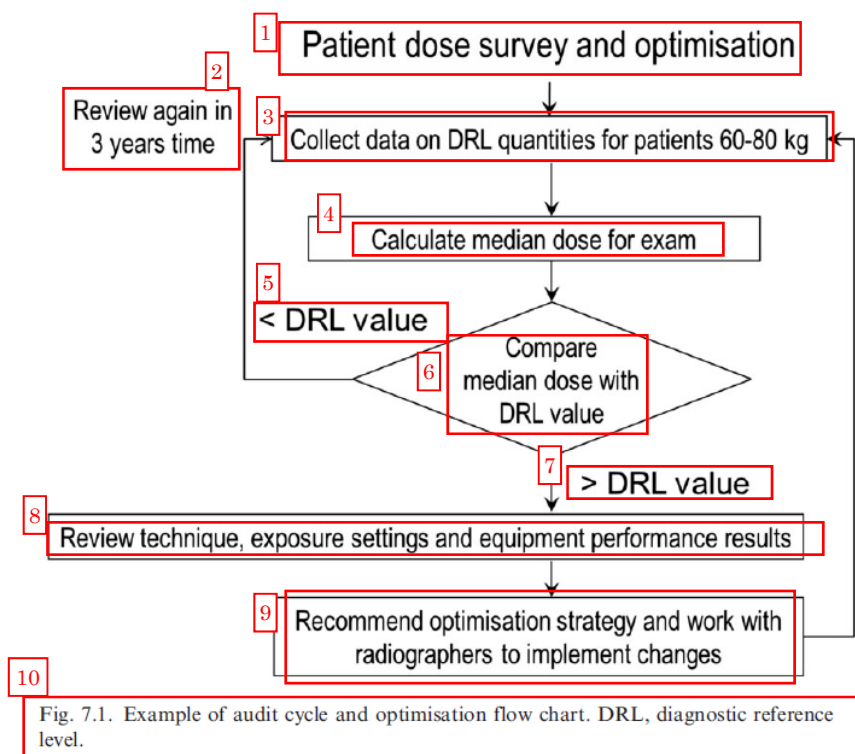
④A 病院ランダムデータ

Eksp (A, B 及び C 病院データの 75%曲線 (同等体重))

Eksp (A 病院ランダムデータ)

Eksp (A, B 及び C 病院データの 50%曲線 (同等体重))

⑤図 6.1.胸部コンピュータ断層撮影 (CT) の診断参考レベル (DRL) 量-体重曲線の例。DRL 量として長さ線量積(DLP)を用いている。DLP 値は 32 cm 径の CT 測定用ファントムに関連している。最低曲線は、この手法を用いた 1 例で、個々の病院からの限られたデータセットに関する比較を示している (Järvinen et al., 2015)。



- ①患者線量の調査と最適化
- ②3年後に再検討
- ③60～80 kg の患者の DRL 量に関するデータを収集
- ④検査の中央値を算出
- ⑤<DRL 値
- ⑥中央線量を DRL 値と比較
- ⑦>DRL 値
- ⑧手法、照射設定及び装置の性能の結果を検討
- ⑨最適化戦略と、放射線技師と協力して変更することを推奨
- ⑩図 7.1.監査サイクルと最適化フローチャートの例。DRL、診断参考レベル。

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication135 校閲版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

表 2.1. 検査の選択と評価方法

検査	DRL の推奨	評価方法
マンモグラフィ	推奨	患者調査により DRL を設定し、標準線量の比較値としてファントム測定
口腔内歯科 X 線撮影	推奨	標準設定の出力測定
パノラマ歯科 X 線撮影	推奨	標準設定で空気カーマ面積線量積を測定
CT	推奨	患者調査
体幹の X 線撮影	推奨	患者調査を推奨
頭蓋 X 線撮影	推奨	患者調査
小児 X 線撮影	推奨	患者調査
小児 CT	推奨	患者調査
四肢の X 線撮影	推奨（低い方を優先）	患者調査
可動式 X 線撮影	推奨（低い方を優先）	患者調査
新生児の X 線撮影	推奨	患者調査
小児の可動式 X 線撮影	推奨（小児病院で）	患者調査
バリウム検査	推奨	患者調査
IVR 及び心血管インターベンション	推奨	患者調査
その他の透視撮影	可能，使用レベルに応じる	患者調査
核医学—成人	推奨	投与放射エネルギー又は（なるべくなら）体重あたりの投与放射エネルギーに基づく
核医学—小児	推奨	投与放射エネルギーに基づき，小児のサイズ又は体重で調整
骨密度検査	推奨（低い方を優先）	患者調査

DRL, 診断参考レベル; CT, コンピュータ断層撮影。

表 2.2. 診断参考レベル (DRL) の種類, 導出方法, 適用エリア

用語	調査するエリア及び施設	DRL 設定に使用する分布における数値	適用
代表値	複数の X 線室を含む医療施設, 又は, 新たな技術と関連した少数の施設又は単一施設	分布の中央値 (第 3 四分位数を使用するためのデータが不十分であるため)	さらなる最適化を必要とする X 線装置を特定するために現地で使用
地方 (ローカル)	1 地方エリアの少数の医療施設 (例えば少なくとも 10 ~20 の X 線室をもつ) 内の X 線室	各 X 線室の中央値の第 3 四分位数	さらなる最適化を必要とする X 線装置を特定するために現地で使用
国	1 国全体から選択した代表的な施設	各 X 線室の中央値又は国の数値の第 3 四分位数	最適化が必要な X 線施設を特定するため, 全国に適用
地域	1 大陸内の複数の国	各国の DRL 値の分布の中央値, 又は地域全体を代表できるように選択した医療施設の分布の 75 パーセントイル	関連する DRL が得られない地域の国々, 又は国の DRL が地域の値よりも高い国々

表 2.3. 国際放射線単位測定委員会 (ICRU) の, 診断参考レベル量を示す記号

ICRU の記号*	意味	その他の一般的な記号
CTDI <sub>vol</sub>	ボリューム CT 線量指標 [CT dose index (volume)]	
DLP	長さ線量積 [Dose-length product]	
K <sub>a,i</sub>	入射空気カーマ	IAK
K <sub>a,e</sub>	入射表面空気カーマ	ESAK, ESD
K <sub>a,r</sub>	患者入射基準点での空気カーマ	CAK
D <sub>G</sub>	平均乳腺線量	MGD, AGD
P <sub>KA</sub>	面積空気カーマ積算値	KAP, DAP

\*本書では ICRU の記号を使用している。その他の一般的な記号は, 読者の便宜のために示している。



表 2.4. 診断参考レベル (DRL) の設定に適した数量

装置	推奨する数量	推奨する単位
X 線撮影	$K_{a,e}$	mGy
	PKA	mGy cm <sup>2</sup>
マンモグラフィ, 乳房トモシンセシス	$K_{a,e}$ , $K_{a,i}$ , 又は DG*	mGy
歯科口腔内	$K_{a,i}$	mGy
歯科パノラマ	PKA (又は線量幅積)	mGy cm <sup>2</sup> (mGy cm)
透視診断, 透視下 IVR	PKA	Gy cm <sup>2</sup>
	$K_{a,r}$	Gy
	透視時間	s
	シネ又はデジタルサブトラクション血管造影の画像数	枚
CT, IVR-CT	CTDI <sub>vol</sub>	mGy
	DLP	mGy cm
コーンビーム CT (数量の入手可能性による)	$K_{a,r}$	mGy
	PKA	mGy cm <sup>2</sup>
	CTDI <sub>vol</sub>	mGy
	DLP	mGy cm
核医学	投与放射エネルギー又は体重あたりの放射エネルギー	MBq 又は MBq kg <sup>-1</sup>

CT, コンピュータ断層撮影;  $K_{a,e}$ , 入射表面空気カーマ; PKA, 面積空気カーマ積算値;  $K_{a,i}$ , 入射空気カーマ; DG, 平均乳腺線量;  $K_{a,r}$ , 患者入射基準点での空気カーマ; CTDI<sub>vol</sub>, ボリューム CT 線量指標 [volume CT dose index]; DLP, 長さ線量積 [dose-length product].

\*マンモグラフィ及びトモシンセシスの場合に推奨される DRL 量は  $K_{a,e}$ ,  $K_{a,i}$  又は DG の 1 つ以上であり, どの量を選択するかは現場の撮影行為及び規制要件に応じる。

放射性医薬品が主に単一臓器に濃縮される一部の核医学検査 (例えば甲状腺, センチネルリンパ節の画像撮影, 肺換気, 及び肺灌流検査など) では, すべての成人患者に対して標準の放射エネルギーで投与できるだろう。その他の核医学検査については, 患者の体重に基づいた投与放射エネルギー (MBq kg<sup>-1</sup>) が理想的であろう。委員会は, 小児, 青年及び低体重の患者には体重に基づく投与放射エネルギーを用いること, また他の患者群にも検討することを勧告している。調査結果として成人における投与放射エネルギー (MBq) のみが入手可能である場合, 成人の核医学における DRL 値は通常, 平均的な体格の患者 (例えば 70±10 kg) に使用された投与放射エネルギーに基づいて定められる。必要に応じて, この数値から, 体重あたりの投与放射エネルギー (MBq kg<sup>-1</sup>) に関する DRL 値を算出することができる。

表 3.1. 様々な X 線診断, 透視検査, IVR の相対的頻度と, X 線撮影による集団実効線量に対する寄与率 [EC (2008) からデータ抜粋]。

検査	全放射線検査の全体頻度に対する割合 (%)	集団実効線量に対する寄与率 (%)
X 線撮影		
胸部	12-29	0.7-5.2
マンモグラフィ	0.3-15	0.6-4.7
腹部, 骨盤, 大腿骨近位部	7.4-14.3	2.9-14.1
脊椎 (胸椎及び腰椎)	3.8-12.7	30.1
静脈内尿路造影	0.3-2.0	1.2-8.7
X 線撮影/透視撮影		
バリウム食	0.3-0.9	0.8-5.9
バリウム注腸造影 (注: 現在は CT コロノグラフィーに代わられることが多い)	0.1-2.0	0.5-13
心臓血管造影	0.2-1.3	2.8-9.4

CT, コンピュータ断層撮影。

表 3.2. X 線管の焦点から 1 メートル離れた X 線のアウトプット ( $\text{mGy mAs}^{-1}$ )。ろ過はアルミニウム等量 3.0–3.6 mm

kVp	2 パルス*	波形 6 及び 12 パルス*	定電位†
70	20 ±6	36 ±10	42 ±5
80	28 ±8	50 ±13	59 ±6
90	35 ±10	70 ±18	
100	43 ±12	94 ±22	90 ±9

出典: \*Le Heron (1989) , † Martin and Sutton (2014)。

表 6.1. 小児画像撮影に関する欧州ガイドラインで推奨されている、小児の診断参考レベル (DRL) に関する体重によるグループ分けと、おおよそ相当する年齢 (EC, 2016)。並びに初期の調査で使用されていた年齢グループ。

説明	体重グループ (kg)	体重年齢比チャートに基づく年齢グループ	過去の国の DRL に使用された、最も多い年齢グループ (歳)
新生児	<5	<生後 1 か月	0
乳児, 幼児及び早期小児期	5~15	生後 1 か月~4 歳	1
中期小児期	15~30	4~10 歳	5
早期思春期	30~50	10~14 歳	10
後期思春期	50~80	14~18 歳	15

## S02 など既読該当部分をベースとした下取

・和文の黄色マーカーは、S02から大きく変更された箇所

## &lt;新規追加&gt;

DRLは医療における放射線防護の最適化に使用される。DRLは、異常に高い（または低い）レベルを識別するための一種の調査レベルであり、一貫してDRLを超過している（または下回っている）場合は、各施設における直視しを求めらるものである。

- 地域、国および地方の当局は、診断参考レベル（DRL）を用いるべきである。

DRLの概念の履行を当局が要求することである。

● DRLの数値はあくまで助言的なものである。

## &lt;新規追加&gt;

- この数値は規制上や商業上の目的を有するものではなく、線量拘束値ではなく、限度や拘束値に関連するものではない。DRLの概念は、その選定と履行に柔軟性をたせしている。
- ICRPの先の助言では、DRLに関する量、数値または履行の詳細を明示していなかった。これは、国および地方の当局の任務であり、各当局はそれぞれの管轄範囲での要求を満たす必要がある。

- 先の助言の根拠は、その助言と整合性のある妥当かつ実質的なアプローチにより、医用画像における患者線量の管理が向上すると予想されることにある。

## A.1. 緒 論

(430) これまでに、放射線診断と医学における実用的なツールとしての診断参考レベルの適用について、地域、国および地方の当局、並びに医学界に対して助言を行ってきた[ICRP 2003]。医用画像撮影目的に合致し、許容できる画質または十分な診断情報を得ることは、すべてに優先する臨床上の目的である。したがって、診断参考レベルの使用は、患者に対する放射線量を臨床目的に見合うように管理することを支援するためのものである。

(431) 医用画像撮影の診断参考レベルを確立するために、様々な当局が医療専門家の団体とともに種々のアプローチに取り組んできた。先の助言の際には、こうしたアプローチについて検討を行なった。これらのアプローチの目的と方法は同じではないものの、診断参考レベルの概

1

念の履行方法には、様々なものがあり、対象とする医用画像撮影、地域、国あるいは地方における実態状況や、地域、国あるいは地方で遵守されている技術的な実践に左右されるという結論を得た。

(432) 先の文書では既存のICRPガイダンスを原則に概説し、これまでにとられたアプローチに関する情報を要約するとともに、ICRP第3専門委員会からの追加的助言が提示された[ICRP 2003]。先の文書に記載した助言は、過去のICRPガイダンスに一致した診断参考レベルの枠組みを提示したが、その選定と設定にはより柔軟性をたせていた。説明に役立つ事例がいくつか提示されたが、このときの助言においては、使用すべき量、その量に対して設定すべき数値、あるいは地域、国あるいは地方の当局が診断参考レベルの実施に用いるべき方法に関する技術的詳細事項は明示していなかった。<新規追加>そうした情報に関する概説と要約が、本文書には記載されている。

A.2. 既存のICRPガイダンス  
(433) Publication 60 (ICRP 1991) では、医療被ばくにおける防護の最適化に関する節の(S34)項に次の助言が記載されていた：  
「いくつかの日常的な診断手法に適用するため、適切な職業的機関または規制機関により選定された線量拘束値または調査レベルの使用を考慮すべきである。それらは、確固たる臨床判断により必要とされればもっと高い線量も許されるよう、柔軟に適用すべきである。」

(434) Publication 73 (ICRP 1996) では、「診断参考レベル」という用語を導入し、委員会が有する参考レベルの広い概念におけるその位置付けを説明した。また、Publication 60 (S34) 項に記載された助言を拡張してより詳細に論じた[Publication 73 (S99) ~ (106) 項]。その要点を以下にまとめる。

(a) 使用される用語は「診断参考レベル」である。

(b) DRLは一種の調査レベルであり、<ここのみと新規多し>

患者の線量が異常に高い状況特定するための単純なテストとして利用されることを意図している。もしある検査の線量が一貫して当該DRLを超えるならば、防護が適切に最適化されているか否かを判断するために、各施設における検査手順や装置の見直しを求める。

下限の目安となる診断参考レベル（それ以下では線量が低すぎ、適切な医用画像を得られない）も合理的にはあり得る。

(c) <新規追加>DRLは専門家の判断を仰ぐものであり、よい医療と悪い医療の境界線を提示するものではない。

診断参考レベルを、規制上または商業上の目的で利用することは不適切である。DRLは、線量拘束値ではなく、限度値または拘束値に関連するものではない。DRLの数値はあくまで助言的なものである。

2

(439) 上記の知見は、参考レベルに対する一連の検討事項とアプローチを明らかに強調しており、その特徴をSupporting Guidance 2 (ICRP 2001) の表 1 (参考レベルに対するアプローチ) および表 2 (参考レベルの一覧表) に提示した。表 1 および表 2には、それ以前にくつつかの当局より選択されたアプローチと参考レベルの一覧を示している。表 1 および表 2は背景情報を示すものであり、ICRP(2001) や本要約で示す第3専門委員会からの追加的助言には含まれていない。

## A.4. 考慮すべき基本事項

(440) 診断参考レベルとして使用される量の数値の変更と、それに伴い生じる患者の組織線量の変化、そして患者の組織線量によって決まる相対的な患者のリスクとの関係を適切に解釈するためには、次の事項を考慮することが重要である。

(a) 診断参考レベルの数値は、その医用画像撮影について定義された臨床的および技術的條件と結び付けられている必要がある。要件には一般的なものと同様のものがあり得る。

(b) 特定の医用画像撮影を受けける患者間では、体内における相対的な組織線量分布に大きな差異があることはない。計測量の比例的な変化は、臨床的線量率の比の約10%に相当する。照射野の大きさ、照射野の位置、線量または内部線量分布の変化をもたらし、それ以外の技術的要因により、体内の相対的な組織線量分布と診断参考レベル設定に用いた線量分布の間に明らかな差異が生じた場合には、組織線量(と、それによる患者リスク)の変化に関する計測量の変化を明確に解釈できないと考えられる。

診断参考レベルを設定する際には、地域、国および地方の当局と専門家集団の関係者はこれららの考慮すべき事項に精通しているべきである。

## A.5. ICRP 第3専門委員会による診断参考レベルに関する追加的助言

## A.5.1 診断参考レベルの目的

(441) 診断参考レベルの目的は、医用画像撮影の臨床目的に寄与しないような過剰な患者の被ばくを回避する上で役立つことである。この目的は、診断参考レベルの数値(当該地域、国または地方のデータから得られた値)と、適切な標準的基準または適切な標準的ファンタムで実際に観察された平均値または他の適切な値と比較することにより達成される。

標準的患者群とは通常、身体パラメータ(例えば、身長、体重)が一定範囲内に入る患者であると定義される。そのような選択をせずに抽出した患者群を標準群として用いた場合には、観察された値が診断参考レベルと比較して高値、あるいは低値のいずれかであるかの解釈が難しくなるであろう。診断参考レベルは個々の患者に適用されるものではない。

3

(d) DRLが対象とする検査の種類は放射線診断、核医学(すなわち、一般的な検査および幅広い規定の各種検査)である。

(e) 診断参考レベルは、複数の患者で認められた線量分布のパラメータポイントを用いて、医療専門家の団体が国または地域別に選定する。

(f) 診断参考レベルは容易に測定される量でなければならない。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは単純な階層ファンタムや代表的患者の体表における組織等価物質中の吸収線量などであり、核医学では投与放射線量である。

## A.3. これまでの医用画像における参考レベルの検討

(435) これまでに医用画像に用いる参考レベル(DRL)に相当する初期の用語)に対しては、いくつつかの初期の用語)に対しては、いくつつかの初期の用語)に対しては、概して参考レベルは調査レベル(すなわち品質保証のツール)として用いられ、その数値は助言的なものとされた。しかし診断参考レベルの概念を実際に取り入れられることを当局が要求することがあるとされた。

(436) 参考レベルの選定にはほぼ一貫した判断基準が存在してきたものの、放射線診断と核医学とでは、それまでに用いられてきた判断基準は異なっていた(現在もそうである)。放射線診断では通常、当該地域または国の患者で実際に観察された線量計測量の分布から、参考レベルは抽出されてきた。通常は上記の値のみが決定され、下限値は規定されていないか。核医学では通常、許容される履行と医師行為に基づき投与放射線量の実測の値から参考レベルが求められている。一般にすべての参考レベルは、放射線診断当局と職業団体あるいは専門家(すなわち臨床関係者の関与)との連携により策定されていた。

(437) 各種の参考レベルは異なる目的を有してきた。参考レベルは特定の医用画像撮影に適用されるが、しばしば臨床的および技術的條件は完全に定義されておらず、定義の程度は目的によって異なっていた。少なくとも次の3つの一般的な目的が特定できた。

(a) 一般的な医用画像撮影において、正当化されない高い値または低い値を特定し、分布におけるその順度を低減することで、地域、国または地方における分布を改善する。

(b) より特殊な医用画像撮影の良好な実践を促す。

(c) 特定の医用画像プロトコルのための値を最適範囲にするように促す。

(438) 多くの異なるタイプの参考レベルが用いられてきた。選択される量は、臨床手技の種類に依存しており、例えば、個々のX線撮影、複数の回の撮影あるいは複数の照射位置からなる手技や検査、診断核医学的手法(すなわち特定の放射性医薬品の臨床目的)のいずれかによって異なる。用いられる量は、参考レベルを設定する団体によっても異なり、求められる目的、地方の選好および特有の照射条件にも依存していた。

4

<p><b>A.5.2 診断参考レベルの使用</b></p>	<p>(442) 診断参考レベルは次のために使用できる：</p> <p>(a) 一般的な医用画像撮影において、正当化されない高い値または低い値の順度を低減することにより、地域、国または地方で認められる結果の分布を改善するため。</p> <p>(b) より特殊な医用画像撮影の良好な実践を示す値の範囲を狭くするように促すため。あるいは、</p> <p>(c) 特定の医用画像プロトコルのための最も最適な範囲にするように促すため。</p> <p>&lt;新規追加&gt;</p> <p><b>一般的な画像撮影は、検査目的がほとんど限定されない一般的な臨床目的のために行われる画像撮影である。例えば、検査目的や技術的要素が特別に限定されていない胸部縮小写真正面像。</b></p> <p>「より特殊な医用画像撮影」とは、明確に定義された臨床目的のための画像撮影であるが、他の技術的および臨床的詳細における医療施設間の差異は許容されるものを意味する（例えば、臨床目的と一般的なテクニク（高kVpなど）が明記されているが、詳細なテクニク要素は明記されていない胸部X線写真正面像）。</p> <p><b>「特定の医用画像プロトコル」とは、完全に定義された一連の仕様を有する臨床プロトコルで、単一の施設（または複数の関連施設）において単独で用いられ、または公称ベースラインとして用いられるものを意味する（例えば、胸部X線写真正面像のプロトコルで、臨床目的、手順、技術的処理、画像品質基準、特有の患者属性、その他の適切な要因が特定されたもの）。</b></p> <p>(a)、(b)、(c)の使用は、所定の医用画像撮影に対して当局が臨床的および技術的条件の両方に対する適切な明確化するかにより異なる。</p> <p>(443) 医師の医療行為において観察された値が、設定された上限または下限または下限または上限を超え、各施設において適切に調査し、措置を講ずる。このプロセスは、一般に患者が不必要な組織線量を受けないようにする上で役立つ。その結果、放射線による健康への影響で不要なリスクの回避に役立つことになる。</p>
--------------------------------	---

#### A.5.3 定義と事例

5

<p>種類、技術的要素および患者特性が定められている。</p>	<p><b>A.5.4 透視ガイド下のIVRに関する留意点</b></p> <p>(448) 透視ガイド下のIVRの場合、不要な放射線による確率的影響の可能性を減らすという点で患者線量の管理を促すために、原則的には診断参考レベルを使用することができであろう。ただし、透視下のIVRによる被ばく時間と手技の複雑さは、個々の患者の臨床状態に強く左右されるため、特定のプロトコルでも観察される患者線量の分布は極めて広範囲に及ぶ。これに対して考えられるアプローチは、通常の臨床的および技術的要素のみならず、その手技の相対的な「複雑性」を考慮に入れることである。患者線量と確率的リスクを十分に評価するために、2種類以上の量（すなわち複数の診断参考レベル）が必要と観念がある。</p> <p>(449) 診断参考レベルは、透視ガイド下のIVRによる放射線の組織反応（すなわち放射線により誘発される皮膚傷害）の管理には適用できない。この場合の目的は、正当化されているもの長期にわたる複雑な手技を受けている個々の患者における組織反応を回避することである。この場合に必要なのは、特定の患者に手技を行う実際の手技による線量が確定的影響のしきい値に近づきつつあるか、あるいはそれを超えつつあるかを実時間で監視することである。関連するリスク量は、最大累積皮膚線量部位における皮膚の吸収線量である。有用なアプローチは、患者の診療記録に記載されている様々な臨床的処置、または治療（放射線により誘発される皮膚傷害に関連する）が行われた皮膚における最大累積吸収線量の値を用いることである（ICRP2000）。次に、実際に手技を行う時点では、皮膚の最大累積吸収線量の指標として有用と考えられる適切なモニターを行う。</p> <p>&lt;新規追加&gt;</p> <p>ICRPはその後、皮膚の最大累積吸収線量（皮膚のピーク線量）のモニタリングについて助言を提供した（ICRP、2013a）。</p>
<p><b>A.5.5 診断参考レベルを設定する際の現場における柔軟性</b></p> <p>(450) 診断参考レベルは、臨床目的に見合うよう患者に用いられる放射線量を管理する際に役立つものとして、当局が使用するべきである。</p> <p>(451) 診断参考レベルの概念は、当局が現場の状況に関連する目的を達成するための量、数値、並びに技術的または臨床的な仕様を選択する場合の柔軟性を許容している。診断参考レベル（DRL）を設定する際に指針となる原則は以下のとおりである。</p> <p>(a) 医用画像撮影の際の臨床および技術的條件に関する規定の詳細さの程度を含め、地域、国あるいは地方レベルの目的を明確に定める。</p>	7

<p>(444) この節では、2.5.2節で言及されている用途のためにICRPから以前提供された（ICRP 2001）DRL量の例およびそれらのDRLへの適用について記す。ここに示す例はICRP勧告を仰ぐものではなく、ICRP第3専門委員会の追加的助言を一般的に説明するものである。</p> <p>&lt;新規追加&gt;様々な医用画像モダリティにおける量またはDRL量に関するより焦点を絞った議論は、本文書の関連セクションに記載されている。</p>	<p>(445) 一般的な医用画像撮影に使用される量と、地域、国または地方における観察値の分布の改善を目的としたその適用例を、以下に示す。</p> <p>(a) <math>K_a</math> または <math>K_a</math> (いずれも mGy 単位)：所定の X 線撮影 (例えば、胸部縮小写真正面像) に使用</p> <p>(b) <math>P_{a1}</math>：臨時的に検査する解剖学的部位が明確に定められている特定の種類の透視検査 (例えば注射スリウム) に使用</p> <p>(c) 投与放射線量 (A, MBq 単位)：所定の放射性医薬品を用いた特定の核医学画像撮影に使用 (例えば、<math>^{99m}Tc</math>-MAA を用いた肺血流イメージング)</p> <p>(446) より特殊な医用画像撮影に使用される量と、適切な撮影のために値の範囲を狭くすることを目的とした良好な実践例を以下に示す。</p> <p>(a) <math>K_a</math> または <math>K_a</math> (いずれも mGy 単位)：特定の X 線画像撮影に使用。臨床目的は定められるが、X線装置、技術的要素および画像診断基準には施設間で差異があってもよい。</p> <p>(b) 長さ線量積 (DLP, mGy cm 単位)：臨床検査対象の解剖学的部位が明確に定められている所定の種類のコンピュータ断層撮影 (CT) 検査のうち、臨床目的、画像診断基準および技術的要素が規定されているもの (例えば、ルーチンの腹部 CT スキャン) に使用。X線装置（すなわち CT システム）には施設間で差異があってもよい。</p> <p>(c) <math>P_{a1}</math>：特定の透視検査に使用。臨床目的は明確に定められるが、装置の種類の、技術的要素および患者特性には施設内または施設間で差異があってもよい。相対的な組織線量分布のばらつきはほとんどないと思えるので、<math>P_{a1}</math>の比例的な変化は、各照射組織における吸収線量のほぼ比例的な変化に合致する。</p> <p>(447) 特定の医療画像プロトコルに使用される量と、値を最適な範囲にするように促すことを目的とするその適用例を以下に示す。</p> <p>(a) 特定の CT プロトコルに関する管電圧 (kVp)：臨床目的、装置の型式、技術的要素および患者特性が定められている。</p> <p>(b) <b>電子放射線モニタリング画像撮影法 (SPECT) の特定の撮影プロトコルに対する MBq 単位の投与放射線量 (A)：臨床目的、装置の</b></p>
---	--

6

<p>(b) DRL の値は、地域、国あるいは地方の関連データを基に選択する。</p> <p>(c) DRL に使用する量は、実地的な方法で入手することができる。</p> <p>(d) DRL に使用する量は、患者の組織線量の相対的な変化に関する適切な指標であり、そのため、特定の医用画像撮影を行う際の患者リスクの相対的な変化の適切な指標となるものである；</p> <p><b>注</b></p> <p>(e) DRL を実地的に適用する方法を示す。</p> <p>(452) 当局は医療専門家の団体と共に、そのDRLが適用される地域、国あるいは地方に特有の必要性を最適な形で満たし、なおかつ地域、国あるいは地方によって一貫するよう、診断参考レベルを設定することを勧められている。</p>	8
--	---

この翻訳物は、令和 2年 3月時点の ICRP Publication 127 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会の用語の検校状況、監修等によって変更することもあり得る。ドキュメントからの引用を必ず【事務局】

<b>目次</b>
<b>ICRP 報告 過去、現在そして未来、医学における放射線防護を中心に</b>
<p>本号は、SAGE から発行された <i>Annals of the ICRP</i> の初版の完成版である。本巻（巻）とは少なくとも名目上、1 年間の刊行物を示す）の 4 つの号は、ICRP により発行された各種報告の委代名代巻例である。Publication 194 (ICRP 2014a) は環境の防護に関するものであり、Publications 125 (ICRP 2011b) 及び 126 (ICRP 2014b) は特定の状況に対する放射線防護体系の適用（具体的にはラジウムのセキキュリア、スクリーニング及び防護）を検討したものであり、本書は医学における放射線防護を取り上げている。</p> <p>ICRP により発行されている報告の数と種類の詳細は、2007 年報告 (ICRP 2007) 以降の発行物を見ることで確認できる。</p> <p>この 7 年間に 26 冊の刊行物が（その多くは複数の号で）発表されている。これらのうち 3 冊は ICRP の姉妹組織である国際放射線単位測定委員会 (ICRU) と共同で作成され、1 冊は ICRU が発行したものである (2010)。</p> <p>これらの刊行物は、放射線防護体系の計算に関連している。これはおそらく、26 冊の ICRP 刊行物全体の平均値より高い。これは、放射線防護の目的のために、新たな線量係数一式を作成しようというこれまでの積み重ねられた膨大な取組みの結果であり、現在もその取組みは続いている。今後数年間で引き継ぎ、この分野におけるより多くの刊行物が発行される予定である。</p> <p>そのうち 3 冊は、ほぼ 10 年前から熱心に ICRP が取り組んでいる分野である環境の放射線防護を取り上げている（これにより ICRP 第 5 専門委員会が設置された）が、初期の原稿の果敢な結果が明確である [例えば Publication 91] に発表されているものなど (ICRP 2003)]。</p> <p>7 冊の刊行物は、放射線防護体系の原則が医学を踏まえてどのように応用されるかの裏付け及び明確な説明を記し、屋内ラドン、宇宙における宇宙飛行士、及び事故後の復旧など、人々の防護を扱っている。</p> <p>2 本の広範囲にわたる報告書では、科学の最新動向を総括し、このような新たな知識が放射線防護体系における意義を示していた。科学の理解は、放射線防護体系の基礎を成す 3 つの柱の 1 つである（その他は倫理的価値と線量）。放射線防護体系は今後も、これら 3 つの柱の全</p>

1

CHRISTOPHER H. CLEMENT ICRP 事務局長 編集長
--

3

<b>放射線治療における放射線防護</b>
ICRP PUBLICATION 127
2014 年 10 月 委員会承認
<p><b>抄録</b>— 外部照射放射線治療の目標は、線量を標的の治療体積に正確に集中させ、周辺正常組織に及ぼす障害を最小限に留めることである。腫瘍及び正常組織の異なる放射線感受性を示し、正常組織の望ましくない被ばくを大幅に減少させることができる。治療効果を最大限に抑えるためには、治療する腫瘍の種類及び局在に対する最適な治療計画の作成が必要である。照射野外の体積への放射線被ばくは、二次中性子及び二次光子、電子破砕片、並びに放射化物からの光子により生じる。このような不可逆的な線量は、患者の放射線防護の観点から考慮すべきである。放射線治療施設で働く医療スタッフの放射線防護には、特に注意が必要である。放射線被ばくは、放射線防護の観点から二次光子によって放射化される可能性がある。治療計画並びに照射野中の空気については、適切な管理と制御が必要である。放射線防護及び安全管理は常に、規制要件に従って実施されるべきである。放射線治療における職業被ばくに関する現在の規則は、腫瘍又は放射線治療に適用される。しかし放射線治療は従来からの放射線治療と比べて複雑な治療システムを必要とする。さらに、患者の偶発的被ばくの可能性を避け、正常組織への不必要な線量を最小限に抑え、またスタッフの放射線被ばくを最小限に抑えるために、スタッフの適切な訓練及び適切な品質保証プログラムが推奨される。</p> <p>© 2014 ICRP. 出版: SAGE.</p> <p>キーワード: 放射線治療, イオンビーム, 腫瘍, 放射線</p> <p>Y. YONEKURA, H. TSUJII, J.W. HOPWELL, P. ORTIZ LOPEZ, J.-M. COSSET, H. PIGNANETTI, A. MONTELIUS, D. SCHARDT, B. JONES, T. NAKAMURA</p> <p>ICRP 代表著者</p>

に基づいて進化を続ける必要がある。

2007 年以降残っている刊行物の 1 つが、ICRP の第 1 回国際シンポジウムの議事録 (ICRP 2012) である。このシンポジウムは 2011 年 10 月、米国ワシントン DC 近くで開催された。放射線防護体系に関する 2 回目の国際シンポジウムはその 2 年後、アラバ首長閣議のイブニングで開催された。本シンポジウムの議事録はまでもなく発表される予定であり、本編の執筆時点では既に、印刷版の記事が電子版で閲覧可能である。ICRP による第 5 回の放射線防護体系に関する国際シンポジウムは、2015 年 10 月、韓国ソウルで開催予定であり、その後シンポジウムの準備も進められている。全世界から何百人という放射線防護の専門家が集まる、このような ICRP による隔年行事は、より開かれた透明性の高い組織となるという我々の取組みにおける、1 つの基本となっている。今日までの毎年の国際シンポジウムにおいて、医学における放射線防護は大きく取り上げられ、今後も引き継ぎそのようになる予定である。

本書は、医学における放射線防護に対する約 90 年にわたる ICRP による進歩を、さらに継続したものでもある。あらゆる状況におけるほとんどの基本原則は、90 年前から変わっていない。すなわち、関連するベネフィットを過度に制限せず、放射線被ばくの負の影響から防護する、という原則である。ただし、このような基本原則でさえも、1928 年の報告と現在の報告には重大な違いがいくつかある。IXRPC の最初の報告 (IXRPC 1928) は、「十分な防護と適切な作業条件」を通じて医療専門家及び研究者の安全に関連するものであった。興味深いこととして、この報告には新鮮な空気と日光を提供すること、IX 線とラジウムを扱う常勤の作業員、には「1 年間に 1 ヶ月以上の休日をとり」とが含まれていた。しかし、より明確な報告もあった。例えば、「IX 線のオペレーターは、決して不必要な X 線の直線線に自ら被ばくしてはならない」ことや、「IX 線管から可能な限り離れた位置にいるべき」というものである。このような勧告には多少無理があるかもしれないが、これらや 1928 年の報告における他の留意事項は、今日用いられている正当化と最適化という概念から、さほど離れたものではない。

ICRP の勧告は今日、防護の対象を、放射線を使う者、患者、及び公衆の構成員以外にも広げている。例えば本書の第 6 章では、放射化した装置の管理、照射室内及び照射後放射線の管理、照射室の管理、放射線治療施設、及び患者と公衆の防護を扱っている。また第 7 章では、放射線治療による偶発的被ばくの防止を通じて患者の防護を中心に検討している。作業員、患者及び公衆の防護に関する論議は、本書に特別な特徴ではない。ICRP は近年、医学における放射線防護に関する刊行物に、これらあらゆる側面を記載するよう努めてきた。

重点、防護の面では十分でない。この報告の序論に記述しているように、放射線治療の改革がなければ本書は不要であったかもしれない。ICRP の重要項目ではないものの、この報告の序論に記述しているように、放射線治療の改革がなければ本書は不要であったかもしれない。ICRP の業績は放射線の負の作用からの防護である一方で、放射線治療のような発展は至急の必要があり、大いに歓迎されるべきものである。ICRP は今後も、医学及びその他の分野における有益な放射線の使用の発展と共にあり続け、これらの素晴らしい新技術と手法が安全に使用されることの確保を助けていきたいと考えている。

2

<b>序文</b>
<p>国際放射線防護委員会 (ICRP) は長年におきたり、医学における放射線防護と安全性に関する助言を与える多数の報告書を発行してきた。Publication 105 はこの分野の全般的な概要である (ICRP 2007a)。これらの報告書は、一般的な放射線防護の原則を要約し、医学における電離放射線の様々な用途に対する原則の適用を示している。</p> <p>これらの報告書の多くは一般的な内容であり、委員会では、困難が認められる特定の状況を扱いたいと考えている。そのような問題領域に関する報告書は、その日常業務において直接関係している者が理解しやすく記述されるべきであり、また、そのような報告書が広く流布されることを確保するよう、あらゆる努力がされるべきである。</p> <p>放射線治療が急速な進歩を遂げていることから、患者及び医療スタッフの放射線防護に関する実践的な指針が必要となっている。Publication 86 (ICRP 2000) は、放射線治療を受ける患者の偶発的被ばくの防止を扱い、実際の重大な偶発的被ばく症例から学んだ教訓を記録し、患者におけるそのような偶発的被ばくの防止のための助言を示している。Publication 112 (ICRP 2009) はこれと同じテーマに沿いながらも、外部放射線治療における新たな技術について特に重点をおいている。</p> <p>放射線治療は最近導入された技術であり、周辺正常組織を適切に回避しながら、標的体積への線量集中が改善される可能性がある。放射線治療は従来の放射線治療と比べて複雑な治療システムを必要とすることから、患者の偶発的被ばくの可能性を避け、またスタッフの放射線被ばくを最小レベルに維持するために、スタッフの適切な訓練及び適切な品質保証プログラムが推奨される。そこで委員会は 2012 年、放射線治療における放射線防護に関する作業部会を発足させた。</p> <p>作業部会の構成委員:</p> <p>Y. Yonekura (委員長) J.-M. Cosset J.W. Hopewell P. Ortiz Lopez H. Tsujii 通信員 (Corresponding member): B. Jones A. Montelius T. Nakamura H. Pignanetti D. Schardt</p> <p>第 3 専門委員会的重要レビュー:</p>

4

M.R. Baeza	L.T. Dauer
主委員会の重責レビューア:	
J.D. Boice	H-G. Menzel
各報告書作成期間における第 3 専門委員会の構成委員:	
(2009-2013)	
E. Várió (委員長)	M. Rehani (書記)
M.R. Baeza	I. Gusev
L.T. Dauer	L.T. Dauer
P.-L. Khong	P. Ortiz López
D.L. Miller	K.Á. Riklund
M. Rosenstein	Y. Yonekura
B. Yue	
(2013-2017)	
E. Várió (委員長)	M. Rehani (書記)
K. Applegate	L.T. Dauer
S. Demeter	P.L. Khong
P. Ortiz López	C. Martin
K.A. Riklund	K.A. Riklund
B. Yue	P. Scalliet

### 要点

- 外部照射放射線治療は、周辺正常組織の損傷を最小限に抑えながら、標的治療体積に線量を正確に集中させることに依存している。治療の成否は主に、加速器の性能と処理能力、ビーム輸送システム、使用する治療計画システムの質に左右される。
- 陽子線治療などのイオンビームを臨床に使用することで、主に組織内のその有限な飛程によって、正確な線量分布が得られる。腫瘍体積

- における職業被ばくに関する現行の規制は、陽子又は炭素線を用いた粒子線治療に適用される。
- イオンビームによる治療の後、患者は短時間、わずかに放射能を帯びることになる。しかし、その放射化による家族、介護者及び公衆の放射線被ばくは無視できるほど小さく、特定の防護手順は不要である。したがって粒子線治療の施設には、光子線治療の施設における公衆被ばくに対する放射線防護の方法が適用され、またそれで十分である。
- 粒子線治療は従来の放射線治療と比べて複雑な治療システムを必要とすることから、患者の偶発的被ばくの可能性を避けるために、スタッフの適切な訓練及び適切な品質保証プログラムが不可欠である。

### 用語解説

吸収線量, $D$ [Absorbed dose] 式で与えられる基本的な線量:	$D = \frac{dE}{dm}$
ここで、 $dE$ は質量 $dm$ の物質中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール (J kg <sup>-1</sup> ) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。	
放射化 [Activation] 高エネルギー光子、中性子及びイオンビームなどの放射線が照射された物質内で放射能が誘導される、物理的現象。	
ブラッグピーク [Bragg peak] 物質内をイオンビームが通過する際のエネルギー損失をプロットしたブラッグ曲線上の、明瞭なピーク。陽子及びその他のイオンの場合、このピークはその飛程の終端近くで生じる。イオンを用いた放射線治療では、「ブラッグピーク」という用語は、照射フロントム又は患者の深さに対して吸収線をプロットした曲線のピークについて用いられる。これは厳密に正確なものではないが、本報告書ではこのような使用を適用する (「広大ブラッグピーク」も参照)。	
ブロードビーム [Broad beam] 比較的大きい径の空洞の、ほぼ円錐状又は円筒状部分に入る照射野全体をカバーする放射エネルギーのビーム。	
ブロードビーム (アルゴリズム) [Broad beam (algorithm)]	

- 中のそのような正確なエネルギー付与により、明瞭でない正常組織の放射線被ばくを顕著に抑制できる。
- 粒子線治療の臨床的な利点は、陽子及び炭素線が組織内でエネルギーを消失する様式による。そのエネルギーの大半は、組織内の飛程の終端近くで消失する。このようなエネルギー損失、すなわち阻止能のピークは、「ブラッグピーク」と呼ばれる。この物理的現象は、がんの粒子線治療において、周辺の健康組織よりも腫瘍内で高い吸収線量を達成するために活用される。
- 様々なイオンの生物効果比 (RBE) 値はエンドポイントごとに異なるが、低下する前の極大値まで、阻止能又は線エネルギー付与 (LET) の増加に伴って増加する傾向がある。臨床利用される陽子線は低 LET 放射線であるため、その RBE 値は線エネルギー X 線のそれと非常に近い。一定の生物学的エンドポイントについては、炭素線の RBE 値は陽子よりも高い。RBE 値は深さとともに増加し、ブラッグピークが生じるほど深く最大となる。
- イオンビーム輸送システムは通常、加速器、ビーム輸送ライン及び照射システムから構成される。線量はこれを通じてナロービーム (ペンシルビームスキミング法) 又は拡大したビーム (プロードビーム法) として患者に照射される。イオンビームがこのようなビーム成分を形成すると考えられる。
- あらゆる医学的手法と同様、粒子線治療の第一段階は正当化である。患者に最適なベネフィットを与えるため、患者の適切な選択は、放射線腫瘍学に関する知識、治療する特定の腫瘍、及び利用できる臨床結果に基づいて行うべきである。
- 治療効果を最大限にし、正常組織への線量を最小限にする最適化のためには、個々な治療計画の作成が必要である。またこの治療計画は、治療区及び標的腫瘍に応じた作成である。理論的には、粒子線治療は従来の放射線治療よりも正常組織への望ましくない被ばくを最小限に抑えながら、高い効率で標的体積に線量を照射する。とはいえ治療計画の作成は、標的区又は近くの重要臓器への損傷を避けるために、十分に正確でなければならぬ。
- 照射野外の体積への線量は、二次中性子及び二次光子、粒子破砕片、並びに放射化物からの光子により生じる。このような望ましくないが、不可避な線量は、患者の放射線防護という観点から考察すべきである。二次中性子は、治療体積から遠い領域における吸収線量に対する、主要な寄与因子である。ペンシルビームスキミング法を用いることで、この種の放射線被ばくを最小限に抑えることができる。
- 他の最新の放射線治療と同様に、治療計画の作成には画像手法が不可欠であり、これにより、患者に対して僅かな線量が追加照射されることとなる。
- 放射化された治療装置及び照射室内の空気には、適切な管理が必要である。管理は規則要件に必ず従わなければならない。光子線治療

治療計画の作成のための、線量計算法の 1 つ。患者に入射するビームは患者の入射側に沿ってまっすぐに進み、側方分布のボク (lateral blurring) はないと仮定する。任意の着目点での線量は、それに相当する、ビーム軸上のポイントまでの深さの関数として与えられる。	
ブロードビーム (照射技術) [Broad beam (irradiation technique)] 加速器からの入射ビームは側方に拡大し、標的を均一にカバーする。その後、コリメータを用いてこの「ブロードビーム」を整形し、標的の断面に照射野に合わせる。	
コンビューティッド断層撮影 (CBCT) [Cone beam computed tomography] コンピュータ断層撮影の 1 つの形式であり、画像情報の収集のために X 線を二次元検出器アレイに多様な円錐状又は四角錐状に照射する。「デジタルボリュームモダリティ」とも呼ばれる。	
確定的影響 [Deterministic effect] しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重症度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害。「組織反応」とも呼ばれている。場合によっては、確定的影響は、生物反応修飾物質を含む照射後の手順により変化する。	
損害 [Detriment] あるグループが放射線照射に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体。損害は多次元の概念であり、その主な構成要素は以下の確率である。すなわち：致死がんの発生確率、非致死がんの加重された発生確率、重篤な遺伝的影響の加重された発生確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮年数。	
診断参考レベル [Diagnostic reference level] 日常の条件下において、ある特定の手法からの患者の線量又は投与放射能 (放射性物質の量) がその手法としては異常に高いか又は低いかを示すために、電離放射線を用いた医学画像診断で使用される。	
線量当量, $H$ [Dose equivalent] 組織中のある点における $D$ と $Q$ との積。ここで $D$ は吸収線量、また $Q$ はその点における特定の放射線の線量係数であり、次の式で表される:	$H = D \cdot Q$
線量当量の単位は 1 キログラム当たりジュール (J kg <sup>-1</sup> )、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。	
有効線量, $E$ [Effective dose]	



人体のすべての特定された組織及び臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される：
又は
ここで、 $H_T$ 又は $w_T D_{T,R}$ は組織又は臓器Tの等価線量、 $w_T$ は組織加重係数である。実効線量の単位は吸収線量と同じく $J kg^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト(Sv)である。
等価線量、 $H_T$ [Equivalent dose] 次の式で与えられる組織又は臓器Tの線量：
ここで、 $D_{T,R}$ は組織又は臓器Tから受ける平均吸収線量、 $w_T$ は放射線加重係数である。 $w_T$ は無次元量である。等価線量の単位は吸収線量と同じく $J kg^{-1}$ 、また特別な名称はシーベルト(Sv)である。
フルエンス、 $\Phi$ [Fluence] $dN$ を $da$ で割った商。ここで、 $dN$ は断面積が $da$ の小路上に入射する粒子の数である。
強度変調放射線治療 (IMRT) [Intensity-modulated radiotherapy] コンピュータ制御された直線加速器を用いた最先端の高精度放射線治療であり、悪性腫瘍又は腫瘍内の特定領域に正確な放射線量を照射する。多方向からの放射線ビームの強度を調節することで、適切な三次元の線量分布が得られる。
線エネルギー [Linear energy] 線エネルギー、 $\gamma$ は $\rho$ を $l$ で割った商である。ここで $\rho$ は1回のエネルギー付与事象で一定体積の物質に付与されるエネルギーであり、 $l$ はその体積の平均径長 (chord length) である。したがって：

9

意の着目点の線量は、すべてのペンシルビームを重ね合わせたものとして与えられる。
ペンシルビーム (スキャニング照射技術使用時) [Pencil beam (in scanning irradiation technique)] ビーム経路を三次元的に制御し、加速器からの「ペンシルビーム」を断片的に重ね合わせて線量を照射する。
線質係数、 $QD$ [Quality factor] 組織内の荷電粒子の線路上に沿った電離密度に基づく、放射線の生物学的効果を特徴づける係数、 $Q$ は、水中のイオンビームの非限定的線エネルギー付与 $L_m$ ( $L$ 又はLETと称されることが多い)の係数として定義される：
等価線量の定義において、 $Q$ は放射線加重係数に差換えられたが、モニタリング目的の実用線量当量の計算では引き継ぎ使用されている。
放射線損傷 [Radiation detriment] 身体各部の放射線被ばくの有害な健康影響を定量化するために用いられる概念。ICRPにより、放射線関連のがん又は遺伝的影響の発生率、これらの疾患の致死率、生活の質 (QOL) 及び、これらの疾患により失われた寿命を含む、いくつかの要因の関数として定義される。
放射線誘発二次がん [Radiation-induced second cancer] 電離放射線は、がん治療という有益な効果とがん誘発のリスクという、相反する側面をもつ。低-高線量の放射線によりがんが誘発されることは、放射性物質を扱っている作業者、原爆生存者、並びに放射線治療後の生存者において発がん率が顕著に高いことにより証明されている。
放射線加重係数、 $w_T$ [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線と比べ、高 LET 放射線の高い生物学的効果を反映させるために、臓器又は組織の吸収線量に重み付けする無次元の係数。ある組織又は臓器におわって平均した吸収線量から等価線量を求めるために用いられる。
生物効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness] 低 LET 基質放射線の線量、同じ生物学的効果をもつ、対象放射線の線量に対する比。RBE の値は、対象とされる線量、線量率、及び生物学的エンドポイントによって変わる。
二次放射線 [Secondary radiation]

11

$\gamma$ の単位は $J m^{-1}$ 又は $keV mm^{-1}$ である。
線エネルギー付与 (LET) [Linear energy transfer] 媒体中の荷電粒子放射線の平均線エネルギー損失率。すなわち、ある物質中を通過する経路の単位長さ当たり失う放射線エネルギー。すなわち、 $dE$ を $dL$ で割った商。ここで $dE$ は物質中の距離 $dL$ を移動中に、電子との衝突により荷電粒子が喪失する平均エネルギーである。
$L = \frac{dE}{dL}$
$L$ の単位は $J m^{-1}$ 又は $keV mm^{-1}$ である。
MeV $m^{-1}$ 粒子の運動エネルギーは、核子当たりのメガ電子ボルト (MeV $m^{-1}$ ) という単位で表される。これは粒子の速度 $v$ の二乗を反映する。同じMeV $m^{-1}$ 値を共有する粒子の $\beta=vc$ は等しい (ここで $c$ は光速である)。
ミリバール (mB) [Millibar] バールは面積の単位で、本来は核物理学において核の断面積を示すために用いられ、 $10^{20} m^2$ と定義される。1 mBは $10^{21} m^2$ と等しい。
危険臓器 (OAR) [Organ at risk] 放射線被ばくの間に関与する可能性がある臓器。放射線治療中に放射線場にある健康な臓器を指すことが多い。
酸素効果比 (OER) [Oxygen enhancement ratio] 正常酸素状態と同じ生物学的エンドポイントを引き起こすために必要な吸収線量に対する、低酸素状態でも必要と吸収線量の割合。急速な腫瘍増殖が生じているとき、しばしば低酸素状態が生じる。X線のOERは約3であるが、高LET放射線ではより低くなる傾向があり、1にまで低下する。このことは、低酸素腫瘍に対して高LET放射線が有効であることを示唆している。
ペンシルビーム [Pencil beam] 比較的小さい径の空間的、ほぼ円筒状又は円筒状の部分に集中する、放射エネルギーのビーム。
ペンシルビーム (アルゴリズム) [Pencil beam (algorithm)] 治療計画の作成のための、線量計算法の1つ。患者に入射するビームは実際、多数の「ペンシルビーム」の集まりであると仮定する。任

10

一次ビームと物質の相互作用によって生じる放射線。放射線治療室では、一次ビーム以外のあらゆる放射線は二次放射線であり、これは物質の散乱又は防護シールドを通過した漏洩によって生成される。
拡大ブラッグピーク (SOBP) [Spread-out Bragg peak] 様々なエネルギーをもつ複数のブラッグピークの複数の深部線量曲線を最適に積み重ねることで形成される、層の厚い広範囲な等効果領域。
確率的影響 [Stochastic effect] 発生する効果の確率が、その重篤度ではなく、(放射線防護の目的として) 閾値なしの線量の関数とみなされるような、悪性疾患の誘発及び遺伝的影響。
4次元CT (4DCT) [Time-resolved computed tomography] 時間の関数として連続する3次元ボリューム画像を短時間で取得できるX線コンピュータ断層撮影法。画像はしばしば呼吸位相又は心拍位相と関連している。
組織反応 [Tissue reaction] 「確定的影響」参照。
組織加重係数、 $w_T$ [Tissue weighting factor] 身体への均一照射の結果生じた健康被害全体に対する組織又は臓器の相対的寄与を表現するために、組織又は臓器Tの等価線量に加重する係数 (ICRP, 2007b)。それは次の式のように加重される：
$\sum_T w_T = 1$
ボクセルファントム [Voxel phantom] 医学断層画像に基づく人体形状コンピュータファントム。ここで、解剖学的生体構造は、人体の種々の臓器、組織の密度と原子組成を特定した。小さな3次元体積素子 (ボクセル) で記述される。
<b>1 結論</b> (1) 適用可能性の拡大及び治療成績の改善という点で、放射線による患者治療はこれまで著しい進歩をみせている。最も注目すべきは、

12

(2) 強度変調放射線治療 (IMRT) や定位放射線治療など高精度の光子放射線治療が臨床診療に効果的に使用されるようになったことである。

(3) 外部放射線治療の目的は、線量を標的の治療体積に正確に集中させ、周辺の正常組織を最小限に留めることである。治療の成否は主に、標的腫瘍体積の正確な輪郭抽出及び放射線腫瘍療法による患者位置決めに加え、加速線源の性能と処理能力、及び治療計画システム (TPS) に左右される。このことは、1950 年代、高エネルギー光子治療装置の改善が著しく寄与することが広く認められたこと、特に明確となった。現代放射線治療の蕾開きは 1950 年代、コバト治療装置及び高エネルギー加速器が開発され、臨床利用に適用されたことに起源する。

(3) イオンビームによるがん治療は 50 年を超える歴史をもつ (Tobias et al., 1956)。放射線治療の特徴は、組織深部最大電線密度 (「ブラッグピーク」と呼ばれる) の生成である。これにより光子ビームに比べて治療体積への線量集中が改善し、周辺の正常組織をより適切に避けることが可能である。さらに、腫瘍と、比較的軽量のイオンビームを使用することで、光子に比べて患者のエネルギー総状線量が減少する。多くの場合はこれにより標的中の線量が増加し、健康組織への線量が著明に減少する。治療体積が重要な組織に近い場合、この後者のことは特に重要である。さらに、陽子や炭素線などのイオンビームは、入射直後に比較的高エネルギーの線エネルギー付与 (LET) の大幅な増加をもたらす。そのため、陽子や炭素線治療では、イオンビームの物理的及び生物学的特性は光子ビームのそれと比べてはるかに好ましい (Castro et al., 1985)。そのため、陽子及び炭素線を用いた放射線治療への関心は高まり、この 10 年間で急速に広まってきた。

(4) 一部の国では陽子を用いた放射線治療が一般的になってきており、炭素線治療も医療に導入されている。約 10 年前は、放射線治療を行っていたのは世界で約 20 か所であった。そして本書の執筆時点ではこの数は 2 倍となり、数多くの新しい施設が建設中又は計画中であり、潜在的な需要は、現在見込まれている施設の増加を上回るよう予想される。

\* Particle Therapy Cooperative Group ウェブサイトから引用: <http://ptcog.web.psi.ch>

(5) 放射線治療には高エネルギーの放射線が必要である。この治療施設には通常、適切な遮蔽をした建物内に大規模な加速器を設置する必要がある。そのような治療施設の運用のためには、放射線防護における特別な問題がある。

(6) 高精度の放射線治療が世界的に開発され、若年患者の長年疾患及び慢性腫瘍を治療する機会が増えている。従来の治療法では治療できなかった場所進行がんについても、治療成績は改善している。これらの患者の多くは現在、より長期生存していることから、避妊性の放射線の影響について一層注目するべきである。

(7) 過去には、放射線腫瘍は主にがんを治療することに注目し、二次がん及び放射線治療に関連した心血管疾患にはあまり留意してこなかった。近年、状況は変わってきた。高精度の光子放射線治療は、腫瘍に照射される線量分布とほぼ同等のものであり、周辺の正常組織

13

上昇 (ブラッグピーク) と、ピーク後の線量の急速な低下によりもたらされる。したがって、ブラッグピーク内に腫瘍を標的にすること、より優れた線量集中度が達成される。この優位性は、陽子と炭素線と同程度である。

(13) 大車の細胞及び組織について、生物効果比 (RBE) 値はエントロピー- $X$  線のもとに異なるが、低下前に極大値に達するまでの LET の増加分と並行して増加する傾向がある。臨床利用される陽子線は低 LET 放射線であるため、その RBE 値は高エネルギー- $X$  線のそれと非常に近い。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) は陽子線の汎用 RBE (generic RBE) として「1.1」を推奨している (ICRU, 2007)。これは、治療パラメータに伴う RBE の変化の程度は、実際に可能性がある RBE と比べてかなり小さいという、現在得られているエビデンスに基づいている。汎用 RBE 値の使用に関しては、データの範囲に限られること (特にヒト細胞種が含まれていないこと) 及び将来に明確化が必要なことで、若干の懸念がある。炭素線の場合、LET は腫瘍の深さに伴って増加し、陽子の飛程の終端で最大値に達する。炭素線は陽子と比べて高い RBE 値をもつが、組織の深さでエネルギーに伴う変化は十分明確にされていない。

(14) 現在行われているデータから、酸素効果比 (OER: 正常酸素状態と同じ生物学的エンドポイントを引き起こすために必要な吸収線量) に対する、低酸素状態での必要線量 (OER) は高 LET 放射線を用いたときに低く、したがって高 LET 放射線は、細胞分裂周期の分裂期に關する放射線感受性の変化にあまり影響しないことが示唆されている。イオンビームでがんを治療するためには、ビームの特性を使用するための知識と技術を備えておくことが不可欠である。

## 2.2.2 画像撮影

(15) 放射線治療において標的体積の位置を正確に知るためには、画像撮影技術が重要な役割を果たす。放射線治療の場合、 $X$  線コンピュータ断層撮影 (CT)、磁気共鳴イメージング (MRI)、及び陽電子放射線断層撮影 (PET) による最新の画像撮影が、治療計画の作成の主要な全体で不可欠である。例えば治療計画の作成においては、線量分布の計算のため、また標的体積に合致するよう拡大ブラッグピーク (SOBP) の形状を設計するために、CT から患者密度の情報が提供される。近年、PET/CT システムが開発され、これにより治療計画作成のための重要な診断情報が提供されている。放射線治療における患者の位置決めには、 $X$  線照射を使用することが一般的である。

## 2.2.3 高精度のビーム輸送システム

(16) 線量分布の優位性を活用するために、受動的散乱法、ペンシルビームスキヤニング法、ウォーリング法又は単一スキヤニング法によりイオンビームが標的に一致するよう届けられる。このように高精度ビーム輸送システムによって、設計した照射ビームによりミリメートルル

の大きな体積が被ばくする線量は低〜中レベルであると考えられる (NCRP, 2011)。陽子又は炭素線を用いた放射線治療は、腫瘍に対する線量の集中に大きく寄与し、周辺の正常組織が受ける追加線量は低い。ただし、周辺の正常組織における高 LET 放射線のリスクの可能性は、総対線量が低いという事実にもかかわらず比較的一般的な懸念がもたらさない。

(8) 本報告書では放射線防護及び安全性という観点から、放射線治療の使用の現状とそれに伴う問題点を総括し、良性及び悪性疾患の治療に関するイオンビームの効果的かつ安全な使用について、実践的なガイダンスを示す。

## 2 放射線治療の概要

### 2.1 放射線治療の臨床目標

(9) 放射線治療における手術技術を導入する目的は、腫瘍体積と治療体積により厳密に一致した線量分布によって、治療成績を改善することである (ICRP, 2009)。イオンビームは、線量の集中について最適な特性をもつと考えられる。放射線治療が適している患者を選択することと、治療の第一段階である。放射線治療のベネフィットは、明確な境界をもつ固形がん患者において達成される可能性がある。このよな治療的治療はがんの除去に外科的手術を必要としないことから、手術不能のがんに理想的である。多くのがんに関連して、陽子線放射線治療は従来の放射線治療に比べて、主にその好ましい線量分布の結果として臨床的優位性をもつと考えられる (Lundkvist et al., 2016)。

(10) 陽子よりも重いイオンビームは、高い生物学的効果というさらなる優位性をもつ。これは深さと共に増大し、ビーム飛程の終端で最大に達する。このよな独特な特性のため、がんの放射線治療にはヘリウム、炭素、ネオンイオンと重イオンビームが使用されることとなった。炭素線を使用することで、従来の光子放射線治療又は化学療法に耐性を示す種々の腫瘍の治療が可能となる (Chauvel, 1995)。炭素線治療の臨床的ベネフィットは、肉腫、悪性黒色腫、肺癌、脳線腫瘍及び脊髄腫など非扁平上皮細胞腫瘍において実証されている (Tsujii and Kamada, 2012)。

(11) 複数の研究から、新たな技術によって大半の患者の長期成績に表層的な改善は得られないことが示唆されている (Sonnens et al., 2005)。その手法の総費用を踏まえた、ベネフィットの体系的評価が必要である (Allen et al., 2012; Lievens and Pijls-Johannesma, 2013)。

## 2.2 全般的な治療プロセス

### 2.2.1 イオンビームの特性

(12) イオンビームの特性は、上記のとおり、組織深部での線量集中度と高い生物学的効果である。その臨床的利点は、腫瘍吸収の急激な

14

の精度で標的をカバーする。過去に最も多く使用されていた方法は、単体及び二重散乱を含む受動的なビーム散乱法であった。呼吸に含むせて動く標的体積の治療には、受動的散乱法に呼吸同期照射法が用いられてきた。

### 2.2.2 放射線治療の手順

(17) 放射線治療の手順を以下に示す。これには患者の固定、治療計画時の CT 撮影、治療計画の作成、患者位置決め及びビーム照射が含まれる。

#### 患者の固定

(18) 放射線治療では回転ガントリックが利用されるようになったが (Slater, 1996)、大半の炭素線治療施設では固定した水平又は垂直ビームが使用されている。固定ビームラインを使用する場合、ビーム方向は患者の位置を移動し回転させる。又は患者の位置の移動によってのみ変化させることができる。通常、放射線治療は数週間かけて分断照射する。放射線治療では、期間内に高い精度で繰り返しビーム照射することによって重要である。まず最初に、治療部位及び利用可能なビーム方向の判定のために診断画像を撮影することが重要となる。その治療期間内に変化せず、患者の照射体積を完全に再現できるように十分に強調する必要がある。場合によっては、生理学的に種々のコントロールする (例えば前立腺がんの患者では膀胱を充填させるなど)。固定法作成には、患者の心地よさのみならず、ビーム照射に影響する可能性についても注意が必要である。安全性と費用も検討事項に含める必要がある。多くの施設では真空バッグ、バイトブロック、イモビライザー (individual endrads) 及び熱可塑性プラスチックが使用されている。

#### 治療計画時の CT 撮影

(19) 放射線治療の治療計画の作成は、CT 画像を用いて行われる。CT 撮影は、治療に用いるものと同じ条件下で行う必要がある。患者は、治療と同じ呼吸条件下で寝台に固定しなければならぬ。このためには、時に、CT スキャンとその後のビーム照射のために呼吸同期が必要となる。治療計画時の CT 画像により、線量計算のための患者密度情報が得られる。したがって、治療計画時の CT 撮影で通常、造影剤の使用は避ける。

#### 治療計画の作成

(20) 最初に、治療計画時の CT 画像に基づいて臨床的標的体積及び危険臓器 (OAR) を規定する。実際には、造影 CT、患部 CT、は磁気共鳴画像及び PET 画像などの他の診断画像も、治療条件下で撮影された場合には、標的の輪郭抽出に役立つことが多い (Hosokawa et al., 1995)。次に計画標的体積を決定する。この際も、治療計画作成のための CT 撮影時と治療時の生理的変化、臓器移動 (ICRU, 1993b, 1995)

15

16

Ostka et al., 1997), 及び既定公差を考慮する。イオンビームは計画断層の体積に対して処方線量を均一に照射するよう計画し、ビームパラメータはその処方に対して最適な線量分布を得られるように選択/変更する (ICRU, 2007)。
<b>患者の位置決め</b>
(21) 高精度の粒子線治療では、各患者設定のために治療計画時の CT 画像から再構成したデジタルシミュレーション画像と比較し、患者の位置を直交する X 線と患者の位置を合わせて検証する。基準となる計画断層の画像の代わりに、初回治療前に撮影したそれと同等な X 線画像を用いることもできる。骨構造、及び治療計画時の CT 撮影前に類似近くに位置した基準マーカーが、患者位置決めの基準点としてしばしばは用いられる。
(22) 患者を固定して位置決めをした後、イオンビームを数秒から数分間、計画した通りに照射する。ビーム照射中は、緊急時のインターロックのため患者と能動治療器を目標位置に電子的にモニターする。処方線量を照射した時点でビームを停止させる。線量計の出力は治療前に校正しておく必要がある。イオンビームが標的腫瘍全体を 3 次元的にスキャンし、ペンシルビームを拡大することはない (図 2.2)。この手順は「プロトタイプ法」と呼ばれ、「能動的方法」と分類される (図 2.1)。

### 2.8.3 ビーム輸送システム及び照射法入門

(23) イオンビーム輸送システムは通常、加速システム、高エネルギービーム輸送システム、及び照射システムから構成される。粒子の加速にはほとんどの場合、シンクロトロン、サイクロトロン又はシンクロサイクロトロンが用いられる。高エネルギーのイオンビームはビーム輸送システムを通して照射システムに輸送される。加速器から出力されたナロービーム (これは「ペンシルビーム」と呼ばれる) は、ビームスキャニング法以外はそのまま治療に用いられない。照射システムがこのペンシルビームを標的腫瘍に照射して拡大する。この方法は「プロトタイプ法」と呼ばれ、「能動的方法」と分類される (図 2.1)。
(24) 種原体照射法は、マルチプロプライエタリー (MLC) を用いた高度なプロトタイプ法であり、これにより標準的なプロトタイプ法に比べて標的腫瘍に照射される相対線量が高くなる (Kanai et al., 1983; Futami et al., 1999)。スキャニング法では通常のプロトタイプ法とは異なり、ペンシルビームが標的腫瘍全体を 3 次元的にスキャンし、ペンシルビームを拡大することはない (図 2.2)。この種原体照射法はスキャニング法は「能動的方法」と分類される。

(30) 横方向及び深さ方向にビームが拡大した後、ビームは、ビーム方向像に投影された標的腫瘍に合わせられて形成される。均一ビームを 2 次元形成するためには、患者毎に作成された患者コリメータや MLC (多様コリメータ) 又はその両方が用いられる。患者コリメータとは、腫瘍投影の形状のパラメータ (開口部) をもつプロトタイプである。このプロトタイプはビームの最大飛程よりも厚く、多くが真鍮製である。真鍮はワイヤ放電加工機又はフライス盤により容易に切断することができる。患者コリメータは、それぞれの照射方向像に作成する必要があるが、患者コリメータは患者の体表の近くに設置できるため、側方フォールアウトによる線量の分布のボケを減らすことができる。
(31) MLC には、多数の対になった薄いリーフが備わっている (図 2.5)。これらのリーフは、腫瘍投影像にフィットする開口部形成するようになり、適切な位置にシフトする。MLC デバイスを使用した場合、患者コリメータを作成する必要がないことから、治療準備時間が短くなり、コストも削減するという利点がある。一方で機械的な制限があることから、MLC はプロトタイプほど患者の体表近くに設置できないことが多い。コリメータの端部と患者体表の間隔が大きくなると、側方フォールアウトのシヤードアップが損なわれる。したがって正確な照射野の形成が必要となる場合は、MLC はあまり使用されない。
(32) レンジング法は、患者体内の残留飛程の調整のために用いられる。レンジング法は異なる厚をもつ数枚のエネルギー吸収体から構成される。適切な吸収体を選択することによって、レンジング法全体の厚さを減らすことができる。レンジング法を用いることでビーム飛程を調整することができ、シンクロトロンは目的のエネルギーを輸送でき、サイクロトロンは通常サイクロトロン出口部でエネルギーを上げる。レンジング法は目的のエネルギーを送ることができるため、レンジング法は通常は (線量計用以外には) 照射ヘッド内で使用されない。
(33) 患者補償体は、標的腫瘍の形状に刻まれた層をもつプロトタイプである。層の厚さが均一で、原子番号が小さいことでビームの散乱が抑えられるため、高密度ポリエチレンで作られることが多い。患者コリメータと同様、患者補償体もそれぞれの照射方向について作製する必要はある。
(34) 患者の放射線被ばくに関しては、プロトタイプ法は、患者に達するまでにイオン粒子が変化するためビーム利用効率が低い。ビームの変調及び整形に使用されるあらゆる装置でビーム強度が失われるため、それらから中性子など不要な放射線が生成されることもある。

### 2.8.2 種原体照射法 (layer stacking method)

(35) プロトタイプ法ではレンジング法を用いた患者コリメータによって照射野に一定の幅の SOBP が形成されるため、標的腫瘍に望ましくない線量が照射される (Goitein, 1983; Kanai et al., 1993; Kanematsu et al., 2002)。したがって、望ましくない線量を避けるために種原体照射法が開発された。この方法は、深さ方向に向って複数のミニ SOBP を重ね重ね、標的腫瘍の相当する深さで断面表面の線量を抽出する必要がある。
--

<b>2.8.1 プロトタイプ法</b>
(36) プロトタイプ法では、加速器から出力された細いペンシルビームを横方向に深さ方向に均一に拡大する。さらに、ビームにより形成される高線量領域が患者の身体内の標的腫瘍に一致するように、拡大した均一ビームの一部をカットする。ペンシルビームを横方向に均一に拡大するために使用される主な方法は、二重散乱法及びワブラー法である。手動照射など照射野が小さい場合は、単一散乱法を用いることができる。
(36) 二重散乱法 (図 2.1) では、異なる構造をもつ 2 つの散乱体を用いて均一な照射野を作る (Crusell et al., 1994; Gottschalk, 2008)。照射システムの上流に設置される第 1 散乱体は、均一で重い材質からなり (一般的には鉛が使用される)、ペンシルビームが多重ローソク散乱により拡大される。このビームの分布は、小さい程のあるガウス分布線の形状をとる。第 1 散乱体から下流に設置される第 2 散乱体は、ビーム中心ままでの距離に応じて薄くなる薄い Z 成分と、ビーム中心ままでの距離に応じて厚くなる低い Z 成分の、2 つの材料から構成される。
(37) ワブラー法 (図 2.3) ではワブラー-磁石システムと散乱システムを組み合わせた均一な照射野を作る (Tomihoshi et al., 2007)。このワブラー-磁石システムは、その偏角方向が直交するように設置される一対の偏角磁石である。2 つの磁石は互いに 90 度異なる交流電流を印加することで、加速線から出力されたペンシルビームを円筒状で回転させる。ワブラー-磁石システムに供給される交流電流を調整することで、この円の半径を変えることができる。この環状ビームは、ワブラー-磁石システムの下流に設置される散乱システムにより拡大される。
(38) 深さ方向へのビームの均一化は、SOBP の形成に相当する。SOBP は、多様な様々な線のワブリングの重畳合わせることによって形成される。言い換えれば、SOBP は単一エネルギーのエネルギーの変調に相当する。ビームエネルギーの変調はワブリングとワブリングの重畳合わせによる方法である。1 つはリッジフィルターという装置を使用する方法 (Larsson, 1981; Kostuchenko et al., 2001)。そしてもう 1 つは回転レンジモジュレーター (Kohler et al., 1975) を使用する方法である。リッジフィルターは、非常に正確な処理技術で製造された、多数の均一な線状のリッジ (峯) (barridges) から構成され、これらが 1 枚のプレート上に互いに互いに平行に並んでいる (図 2.4)。高低両方のエネルギービームに対して、様々な SOBP 幅に相当するリッジフィルターが作成されることが多い。標的のリッジの断面図の形状がビームの厚さを決定するため、標的のリッジを適切に設計することで標的領域に対して均一な重畳線量が照射される。
(39) 回転レンジモジュレーターは、異なる中心角の部位ごとに水面層が異なる環状部分をもつ。単一の構造を用いる。この環状部分をビームが通過すると、それが通過した部位の厚さによってエネルギーが変調される。回転レンジモジュレーターを用いて形成された深さ線量分布は、モジュレーターのリッジの回転速度に相当する時間構造をもつ。

するように、MLC の開口部を変えする方法である。患者の放射線被ばくに関しては、種原体照射法の場合もビーム利用効率が低い。
<b>2.8.3 ペンシルビーム法</b>
(36) ペンシルビーム法では、加速器から射出されたペンシルビームを標的腫瘍内を 3 次元的に走査することで、より線量が集中した照射野が得られる。ペンシルビーム法の概念図を図 2.2 (b) に示す。
(37) 歴史的に最初の陽子線スキャニングは、低エネルギービーム (70 MeV) で達成された (Kanai et al., 1980) が患者治療には用いられなかった。陽子線スキャニング法により深在性腫瘍を治療する新たなプロトタイプが、1992 年、Paul Scherrer Institute (PSI) にて開発された (Podroni et al., 1995)。PSI とはドイツの Gesellschaft für Schwerionenforschung (GSI) は、頭蓋底部の腫瘍治療のために従来の固定ビームラインを用いた炭素のペンシルビームスキャニング法を開発した。GSI のこのスキャニングシステムはラスタースキャニング法に基づいている。これは 2 つの磁気スキャニングシステムを用い、シンクロトロンによりビームエネルギーを動的に変化させるものである (Haberer et al., 1983)。
(38) ペンシルビーム法は、通常は直行的なスキャニング電磁石を用いて側方に走査し、側方照射野を形成する。一方の走査速度は、他の直交方向に沿ったものよりも速い。これにより、走査磁石の代わりに、速い走査軸に沿った機械的なスキャンシステムを使用することができ (例えば PSI で Gantry 上で用いられたもの)、次に、レンジング法により、又は加速線によって段階的にエネルギーを変化させることにより後方向に走査する。ペンシルビームスキャニング法は、ほぼ 100% という高いビーム利用効率を特徴とし、したがって中性子の発生がより低いという利点がある。
<b>2.8.4 回転ガントリ-システム</b>
(39) 回転ガントリ-システムでは、固定ビーム照射システムと比べてビーム回転方向を広く選択することができる。臨床では、固定ビーム輸送システムの場合、ビームは水平方向に制限されることから、患者を回転位、回転位又は源位に照射する必要がある。さらに適切なビームの組合せを得るために、患者を回転させることが多い。これはしばしば患者の負担となり、治療計画の作成を複雑にし、不正確な患者位置決めをもたらす。またこれは、患者を回転させることで体内の構造と臓器の移動の可能性があるため、ビーム線野の精度を制限する。患者の周囲を 360 度回転できる回転ガントリ-システムの場合、これらの問題の多くを解決できる。これは従来の X 線治療システムの場合、粒子線治療の回転ガントリ-は、陽子のそれよりもはるかに大きい。市販の粒子線治療システムの場合ガントリ-の直径は通常 10 度である。粒子線治療の回転ガントリ-は、陽子のそれよりもはるかに大きい。

im である。

**2.2.5 呼吸同期限制**

(40) 患者位置決め及びビーム照射の間の臓器移動は、線量照射の精度を低下させる。特に呼吸は、胸部及び腹部内で最大数センチ移動させ、患者が呼吸位位したときは全身に影響することもある。この問題を解決するため、治療中の息止めや能動的な呼吸同期限制方法が開発されてきた (Wong et al., 1989)。放射線治療の呼吸同期限制によっても、ビームの射出を呼吸と同期することで、移動の影響を効果的に軽減できる。呼吸による移動は例えば、呼吸波形シグナルを表示する赤外線光源と位置検知 CCD カメラにより検出することができる。これらの情報を組み合わせて最終で比較的稳定することから、ビームの射出のための同期は通常、この呼吸相で設定する。呼吸パターンとその再現性は患者に依存する。したがって、呼吸波形のリアルタイムの検知、迅速で遅延な同期ロジック、及び呼吸同期信号に反応して動作するビーム射出システムは、呼吸同期システムに不可欠である。

**2.2.6 身体の自己放射化における線量分布の検出**

(41) 放射線治療に使用される高エネルギーイオンビームは、患者の体内で核反応を誘発する (Tobias et al., 1977)。このよう反応は<sup>10</sup>Bや<sup>11</sup>Cなど軽核種を生じさせることがある。このような核から同時に生じる一対の消滅 $\gamma$ 線を検出することで、体内の線量分布を以下のプロセスにより検出できる。第一に、体内に入射イオンにより生じた $\beta$ 崩壊核の分布を、治療計画の作成ソフトウェア及び核反応データベースにより検証する。第二にこの分布を PET 測定と比較する (Enghardt et al., 1992; Parodi et al., 2008)。最後に、ウォルシュワート効果を考慮して線量分布を評価する (Mizuno et al., 2003)。自己放射化及び線種検出による 3 次元線量検証法の開発が現在進められている (Nishio et al., 2005)。

**3 放射線防護の物理学的問題**

(42) 吸収線量は臨床線量を処方する際の主要な量として用いられている。吸収線量は、光子や電子ビームでは生物学的又は臨床効果の優れた指標であることが知られている。イオンビームの場合、その生物学的効果は吸収線量に加え線量にも依存し、またこれは照射体積内で大きく変化する可能性がある。本項では、放射線防護において放射線防護に関連する物理学的問題を記述する。

の速度を保持する。言い換えれば、入射核 (入射核破砕片) から生じた反応生成物には、比較的高エネルギーをもつて前方向に放射され、一次粒子の衰りと共に、治療ビームに混入して進行する。入射核破砕片の質量は一次粒子に比べて質量が小さいため、一次粒子よりも飛程が長く、ブラッグピークを超えて進むことができる。このような、入射核破砕片がブラッグピークを超えエネルギーを越えエネルギーを放出する領域は、「Fragment tail」と呼ばれる。この入射核の飛程と、それによって生じる fragment tail の形成は、入射イオンが陽子よりも重い場合にのみ生じることになる必要がある。

**3.2.2 不安定な線量率の検出**

(46) 残留した破砕核が不安定なとき、それ自身の物理的半減期に従って崩壊し、安定な状態となる。標的破砕核はほとんど早く移動しないため、この不安定な破砕核を余り物質は放射性物質として扱うべきである。このような不安定な状態は「放射化」と呼ばれ、放射化で生じる不安定原子核は患者と作業者の二枚は一般に差感のないものである。しかし、自己放射化は通常、放射化反応を応用することが可能である。自己放射化の空間分布は入射ビームの分布と相関する可能性がある。この放射化の分布は、 $\beta$ -崩壊核から放射される一対の消滅 $\gamma$ 線を検出することで測定できる (Enghardt et al., 1992; Parodi et al., 2008)。

**3.2.3 断面積**

(47) 核反応の確率 (P) は断面積により表される。一次近似として、核反応の断面積は、入射核の幾何学的大ききによって決まる (Shiver et al., 1983)。断面積 $\sigma$ は例えば Chadwick (1968) により定義されている。

**3.3 放射線の空間分布**

(48) 吸収線量の空間分布は、上述してきたような種々の物理学的相互作用の結果である。分かなりやすくなるため、イオンビームの空間線量分布は、線量率及び線量に基づいて 2 つの領域に区別することができる。すなわち、(i) 照射野内で直接照射される領域、ここでは一次粒子が照射線量を支配している。(ii) 照射野外のその周辺領域、線量照射には二次粒子が重要な役割を果たす。

**3.3.1 照射野外体積 (In-field volume)**

(49) 粒子・重イオン輸送計算コード (PHITS) を用いて得られる、陽子及び炭素線の深中線量率分布の計算結果 (Iwase et al., 2002;

**3.1 物質中のイオンの進行**

**3.1.1 阻止能**

(43) 高エネルギーイオンが物質中を進行する間、主に付近の電子とのクーロン相互作用により徐々にそのエネルギーを失う。単位通過長当たりのエネルギー損失は、「阻止能 (dE/dx)」と呼ばれる。電子速度が遅いとき、物質との相互作用時間が短くことから、単位通過長当たりで物質に与えられるエネルギー量は少ない。粒子速度が低下して飛程の終端に近づくとき、阻止能は急激に上昇する。飛程の終端近くでのこのような阻止能の急激な増加によって、「ブラッグピーク」と呼ばれるエネルギー損失のピークが生じる。各種イオンの阻止能は ICRU Report 49 (ICRU, 1993a) 及び ICRU Report 73 (ICRU, 2005a) に掲載されている。

**3.1.2 多重散乱とストラゴング**

(44) 入射イオンと物質のクーロン相互作用は、阻止能のみならず多重散乱も引き起こす。入射粒子と電子の間のクーロン相互作用の程度はごく僅かであるが、相互作用の数が膨大であることから、結果として顕著なビームのふれを生じうる。このふれをもつ入射粒子であっても、相互作用の統計的ゆらぎのためにふれは同一ではない。そのようなゆらぎは、電子の集団に対してエネルギーと飛程の広がりを引き起こす。エネルギーの統計的なゆらぎは「エネルギー・ストラゴング」と呼ばれる。入射粒子の質量を増加するほど、多重散乱と飛程のストラゴングは顕著でなくなる。このことは、放射線治療でラテラルペンナプログラムの小ささを確保した理由の 1 つである。

**3.2 二次放射線の生成**

**3.2.1 核反応モデル**

(45) 放射線治療において一次電子は 150~500 MeV  $m_0$  まで加速される。これは光速の約 60~80%に相当し、体幹部の腫瘍まで到達することができる。そのような高エネルギー電子が物質中の原子核と衝突すると、原子核反応が生じることがある。この反応において、入射電子 (陽子よりも大きい場合) と標的核の両方がフラグメント粒子と砕けることがある。高エネルギー反応では、入射核 (projectile) の速度は「フェルミ速度」と呼ばれる入射核内の核子の速度よりもはるかに遅く、この領域は participant-spectator model を用いて記述することができ、入射核と標的核の重なる領域内の核子、「反応相手部 (participants)」のみがこの反応に関与すると仮定される。衝突後はただちに (約 10<sup>-10</sup>秒以内)、直接過程によって反応生成物 (spectator) が放出される。これは入射核又は標的核のいずれかによって由来し、それぞれのもとも (約

Niita et al., 2000) を図 3.1 に示す。核反応とストラゴングの影響により、入射エネルギーの増加に伴い体幹部線量分布のピーク位置は徐々に低下する。ストラゴングはまた、distal falloff (Bragg ピーク後の急激な線量低下領域) の広がりにも影響する。

(50) 全ての一次電子のうち約半数が、破砕反応を生じることなく飛程の終端まで到達できる (Masuhiro et al., 2005) が、残りは破砕核に砕け、これらのうち、水素及びヘリウム以外のフルエンス率は、飛程終端付近の一次放射線のそれとほぼ同程度に至る。陽子線の場合、入射核破砕片の影響はない。しかし、LET の増加は、飛程終端のごく近所で生物学的効果の増大を引き起こす (Pagani et al., 2003)。放射線治療では、その生物学的又は臨床的効果も考慮すべきである。

(51) コリメータを通過した後のビームスポットのシフトを示すための指標として、しばしばペンナプログラムが用いられる (Kinomatsa et al., 2006)。照射野側方で最大線量の 80%から 20%に低下するまでのペンナプログラムの幅は [P80-20] と表される。ペンナプログラムには、陽子及び炭素線の両方のビーム中の散乱した一次粒子と、炭素線中の二次荷電粒子が影響する。陽子線の場合、その分布は図 3.2 に示すように単一かつ炭素線の両方で取り扱われる (Pedroni et al., 2005)。低線量のハロー領域は、単一又は少数回数のクーロン散乱に起因する。非弾性散乱は実際、ごくわずかで、炭素線の割合はペンナプログラムは 3 つのガウス分布により近似的に表される (Kusano et al., 2007)。特に炭素線のような複雑な構造によって、特に照射野寸法が小さいときには、照射野内の線量に変化を生じさせる (Nose et al., 2009)。

**3.3.2 照射野外体積 (out-of-field volume)：二次放射線**

(52) 照射野外体積は、fragment tail に示されるような二次荷電粒子と、同様に核反応から放出され大きき広がる中性子によって特徴づけられる。照射野内体積でも、治療ビームには二次荷電粒子が混入しているが吸収線量の大半は一次粒子が与えることから、OAR の有無に注意し、一次粒子が存在しないときに顕著になる。放射線治療の計画においては、一次粒子の飛程を超えたビーム軸上での OAR の有無に注意する必要がある。したがって、放射線治療の計画の作成に用いるビームのカーネルには、fragment tail を含む。

(53) Fragment tail 以外では、重い二次荷電粒子の影響は顕著でない。照射野外の線量を検討する際は、生成される中性子及び二次荷電粒子が主要な検討対象である。中性子は電磁的に中性であることから広範囲に散乱し、低いエネルギー密度とされる。したがって、一次近傍として、中性子の影響は通常、照射野外に限定される。炭素線の場合、中性子は反応相手部と反応を起こすことに懸念される。二次中性子の分布は、入射核が陽子と炭素線と大きく異なっている。炭素線の場合、中性子は反応相手部と反応相手部の両方から放出される。陽子線の場合、反応相手部からは中性子が放出されない。反応相手部は反応相手部の運動を維持していることから、中性子は入射核破砕片として高エネルギーをもち、前方向に強く放出される。

(64) 肺的核膜破片及び反応関与部からの中性子は、重心系内で広く等方に分布し、そのエネルギーは入射核膜破片よりも低い。陽子線では二次中性子として入射核膜破片は存在しないことから、中性子は準等方向性の分布を特徴とするが、放射線の場合は、準等方向性の分布にさらに高エネルギー中性子の成分が前方に加わる。中性子はビームライン機器で生成され部局全体に散乱することから、中性子の分布は機器の構成や重量の設計に大きく影響されるべきである。(Shiri, 2001; Mosolov et al., 2006; Tiyama et al., 2006; Yonai et al., 2008; Zachartou-Jirikov et al., 2008)。

(65) 粒子線治療域のイオンビームから生成する二次粒子のデータは、Nakamura及びHeilbrom (2006)により詳細に集積されている。中性子の取率は、入射エネルギー又は物理的物質の質量数が大きくなるほど増加する。比較的重い材質からなるコリムータやレンジフィルターなどのビームライン装置は、中性子の主生成源となる。

#### 4 放射線生物学的意義

(66) 電離放射線の影響は、吸収線量、線量率及び線量により異なる (ICRP, 2003b)。本項では、放射線に対する生物学的反応、及び放射線被ばくに伴う健康リスクを記述する。粒子線治療に関連する具体的な問題点は、5項で考察している。

#### 4.1 放射線とDNAの相互作用

(67) 細胞に対する電離放射線の生物学的影響に關する重要な情報は、DNA分子であるが、核外の損傷も重要な役割を果たす。電離放射線は、DNA塩基の変化、直接エネルギー付与による二重鎖切断、又はDNAから数ナノメートル以内で水のイオン化から生じたラジカルによる間接的損傷を生じさせる。1 Gyの線量の低LET放射線及び高LET放射線が照射された哺乳類細胞における、おおよそその事象の発生件数を表4.1に示す。いづれの線量の放射線も核内に10万のイオン化を生じさせる。一次染色体異常の数も同様であるが、それにより生じる致死的作用は染色体異常が著しく異なる。これは、高LET放射線の被ばくによって比較的複雑な構造的損傷が生じ、修復が容易でない又は修復にエラーが生じやすいためである (Goodhead et al., 1993; Sutherland et al., 2001)。このような損傷は、酸化ラジカルを介して自然発生するDNA損傷と対照的である。この場合損傷はDNAに比較的ランダムに分布し、化学構造も単純である。エラーが生じやすいDNA損傷が生成されることで、遺伝子変異及び染色体異常が誘発されるおそれがある。

訂された(2012)。

(68) 循環器疾患についてもエビデンスが得られつつある。心血管と脳血管疾患の両方について、約0.5 Gyという急性線量のしきい値がICRPにより推奨されている (2012)。

#### 体積効果

(69) 照射体積は、組織の臨床的「耐容度」を決定する重要な因子である。高線量の被ばく後でも、それ以下では臓器全体の機能的損傷が生じないという。照射体積のしきい値がある。正常組織の損傷は、線量分布及び/又は照射体積により左右される。この観点から臓器は並列臓器(腎臓、肝臓など)と直列臓器(肺管、骨髄など)に分類される (Withers et al., 1988)。直列臓器は、その臓器の一部が損傷したときにその機能を失う一方、並列臓器は臓器の一部が損傷した場合でもその構造により機能を維持することができる。他の研究者らは、血管構造など、生理学的及び解剖学的に關連した影響が、体積効果のより重要な決定因子であると考えている (Hapewell and Trott, 2004)。

#### 4.2.2 漸進的影響

(65) 組一細胞に対するDNA損傷が遺伝子変異又は染色体異常を誘発し、放射線によるがん及び遺伝性疾患の誘発に決定的な役割を果たす可能性がある。これらの効果の場合、発現確率は線量に依存する。放射線防護に使用されている一般的なモデルは、漸進的影響のリスクはしきい値を越えた時点で線形に増加するというものであり、これは「直線しきい値なしモデル」と呼ばれている。放射線誘発性の遺伝性リスクはほとんどの場合で実証されていない。

(66) 低LET放射線を急性被ばくした後のがんの線量反応関係は、2 Gy未満の線量域で、固形がんには直線モデル、白血球には直線・二次モデル(LQ)を適合できる。高線量の場合、変異と細胞死が競合するため、線量の増加によってもリスクは低下、又は変化しないと考えられる。分照射後の放射線治療後に認められる二次がんは主に、累積線量が数十Gy以上で発現する (Stech and Brenner, 2005; Suit et al., 2007)。

(67) 放射線被ばくによる発がんリスクは、組織、性別及び被ばく時の年齢に依存する。リスクモデルから、リスク係数は乳房、肺及び結腸に比べて比較的高いことが示唆されている (Preston et al., 2007)。集団全体におけるがんの名目リスク係数は0.2% Sv<sup>-1</sup>と推定されている。

(68) 優性のがん抑制遺伝子又はDNA損傷反応遺伝子上の変異の遺伝は、放射線誘発がんの確率を上昇させると考えられる。このよう

#### 4.2 電離放射線の健康への影響

(68) 放射線被ばくは健康への影響は、組織反応(漸進的影響)と確率的影響に分類することができる。組織反応は、細胞の傷害、細胞喪失又は炎症によって生じ、しきい線量をもつことを特徴とする。確率的影響とは、がんの誘発及び遺伝的影響である。これらは遺伝的変化及びエピジェネティックな変化により生じ、しきい線量をもたないと思定されている。

#### 4.2.1 組織反応(漸進的影響)

(69) 正常組織に対する放射線の影響は、早期反応(数日から数週間)と遅発性反応(数ヶ月から数年)に分類される。正常組織損傷の発症率及び重症度を主要な要因は、総線量、1回線量、分割照射回数、全治療時間、全治療期間、及び線量-体積パラメータである。早期及び遅発性反応の臨床的特徴、並びにしきい線量を、表4.2に要約する (ICRP, 2007b)。近年の疫学的エビデンスから、一部の組織反応の発現は非常に速く、(特に眼の水晶体及び循環器疾患について)しきい線量は以前に考えられていたものよりも低いことが示唆されていることに注意するべきである (ICRP, 2012)。

#### 早期組織反応

(60) 早期組織反応は、皮膚上皮、消化管粘膜、性腺及び造血系など、増殖速度が速い組織で現れる。これらの組織は、幹細胞と前駆細胞集団を含む増殖コンパートメントと、成熟した機能細胞の有糸分裂後コンパートメントから成る。階層的構造をもつ。時間経過及び損傷の種類は、特定の細胞及び組織の代謝回転速度に依存する。例えば、顆粒球及び腸粘膜の推定寿命は数日間、赤血球は100日を越える。

#### 遅発性組織反応

(61) 遅発性反応は、増殖速度の遅い組織(例えば肺、心臓、腎臓、中枢神経系など)において生じる。反応の発生頻度は時間と共に、照射後10年を過ぎても増加する。原発生存者の研究から、放射線と、照射から非常に長期間経過した後の心血管疾患、脳卒中、消化器系疾患及び呼吸器疾患の間に相関があることが明らかになっている。0.5 Sv未満の線量で、リスク増加のエビデンスはほとんどない (UNSCEAR, 2008)。肺は線量化の観点からは遅発性組織反応が生じやすい臓器である。線量化は、大量の胸部体積が照射されたときの線量制限的である。皮膚の遅発性反応は、早期組織反応として確認できる皮膚上皮反応とは異なり、皮膚組織の非腫化、毛細血管拡張症、並びに遅発性壊死の可能性を特徴とする。

(62) 白内障は、眼の水晶体透明度の検出可能な変化として定義される。0.5~2.0 Gyの短期照射後に僅かな混濁が検出できる。視力障害を伴う白内障は、眼の発生率が誘発される線量は、過去には急性被ばくについて0.5 Gyと考えられていたが、この数値はICRPにより0.5 Gyと改

変伝性疾患を有する場合はがん発生リスクが高くなり、放射線を用いた診断及び治療では高線量域でリスク増加が懸念される。しかし、このような遺伝的に感受性を示す稀な亜集団は非常に少ないことから、典型的なヒト集団のリスク推定値に認められるような変化は生じない (ICRP, 1998a, 2007b)。

(69) 放射線治療では、標的体積に対する処方線量のみならず、隣接する正常組織を防護する観点での最適化が必要である (ICRP, 2007d)。

(70) ヒトにおける直接的エビデンスはないものの、実験動物では放射線が遺伝的影響を誘発するエビデンスがある。Publication 103 (ICRP, 2007b)では、第二世代までの推定遺伝性リスクは1 Sv当たり約0.2%と推定すると記載されている。

#### 4.3 胚、胎児及び小児に及ぼす影響

(71) 哺乳動物の胚及び胎児は、出生前の発生段階に放射線感受性が高い (ICRP, 1991, 2007b; NCRP, 2013)。出生前の発生段階は、着床前(前期) (受精後10日以内)、着床期(受精後3~7週間)及び胎児期の3期に分けられる。発育段階での生物学的死亡リスクは、着床期と最も高い。マウスでは接合期に約100 mGyの線量を照射することにより、顕著な着床前期の死亡が認められた (Pamper and Streffer, 1988)。引き続き胎児発育に接合期に放射線感受性は低下する。奇形は主に、器官形成期の照射後に誘発される。胎の発育段階 (受精後8~15週)での被ばくにより、重度神経障害及び知能指数(IQ)の低下につながる可能性がある。重度神経障害のしきい線量は300 Gy以上である。100 mGy以下の子宮内線量のIQへの影響は、実質的な重要性はないと考えられる (ICRP, 2007b)。Oxford Study of Childhood Cancer 研究(最大の症例対照研究)から、子宮内被ばくは全ての小児がん種の増加について明確なエビデンスは認められなかった (Boice and Miller, 1998; Schuler-Rath et al., 2008; Schonfeld et al., 2012)。近年の原発生存者の報告から、子宮内被ばくによる成人期発症型発がんのリスクは、早期小児被ばく後の発がんリスクよりも低いことが示唆されている (Preston et al., 2008)。

(72) 一部のがん種については、小児の方が成人に比べて放射線に対する感受性が高い (UNSCEAR, 2013)。放射線治療後の晩発性の確定的影響(例えば発育不全、ホルモンス不足、臓器機能障害、知的及び認知機能など)は、成人に比べて小児の方が重大である (UNSCEAR, 1993; Annex I, p. 90)。白内障の発症率は、被ばく時の年齢が低いほど高い (Nakashima et al., 2006)。乳幼児も放射線誘発がんを発症しやすい。全形がんのリスク増加は、被ばく時の年齢が10歳以下になることに17%低下する (ICRP, 2007b, p. 197)。小児の臓器の感受性は、甲状腺及び皮膚がんのリスクは高いが、肺がんのリスクは低いなど、成人と明らかに異なることに留意するべきである (Preston et al., 2007)。

#### 4.4 放射線生物学的要因

(76) 腫瘍放射線の生物学的影響は、LET、飛離構造、エネルギー、照射時の細胞周期のステージ、酸素濃度、線量率、及び線量分割模式を含む、様々な要因に依存する。

##### 4.4.1 LET 及びエネルギー

(74) 放射線の生物学的影響は LET の増加に伴って増加する。低 LET 放射線を基準とした際の粒子の RBE は、イオン種に応じ 100～200 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  の LET 値で最大値に達する。より高い LET では「無数な (wasteful) 線量」又は「オーバーキル」と呼ばれるように、RBE は低下する。このような傾向は、DNA 損傷のクラスターリングの違いによるものと考えられる。すなわち、一部の細胞では損傷が細胞核ではなく細胞質に生じたり、又は直接の電離が生じないこともある。一方で他の細胞では、単一の粒子により与えられるエネルギー量、細胞死に必要な量を上回る。同じ LET でも、RBE はイオン種に応じて異なる。したがって特定の粒子に関する RBE は LET に応じて (線量値まで) 増加し、異なる粒子を比較したときは LET に伴って減少することもある。LET はエネルギー単位とイオン種との微細構造、いわゆるトラック構造について大きな近似的な近似を与え、LET という概念の限界を示している。

(75) 中性子の場合、生物学的影響は中性子のエネルギーに大きく依存し、約 0.4 MeV で最大となる (Hall et al., 1975)。

##### 4.4.2 細胞周期のステージ

(76) 低 LET 放射線の場合、感受性は細胞周期のステージに応じて変化する。放射線感受性は G2/M 期で最も高くなる。休止期及び S 期後期では細胞は抵抗性を示す。高 LET 放射線が照射されたとき、特に 1 回線量が低いとき、放射線感受性の細胞周期依存性は消失する。

##### 4.4.3 酸素

(77) 低 LET 放射線に対する細胞応答は、細胞の酸素濃度にも影響される。酸素は加水分解により生成されるラジカルと反応し、より反応性の高い活性酸素種が生成される。低酸素細胞は十分に酸素化された細胞に比べて、低 LET 放射線被ばく後の放射線低抵抗性が 2.5～3 倍高い。OER は、「正常酸素状態と同じ生物学的エンドポイントを引き起こすために必要とされる吸収線量に対する、低酸素状態に必要な線量の割合」と定義されている。LET が高いほど OER は低い。LET 値が 200 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  を超える放射線の場合、OER は 1 に近い (Barendsen, 1968)。

重りの点でその最大値に達し、その後は線量の増加に伴って徐々に減少する。したがって  $w_n$  はその最大 RBE 値と関連している。  $w_n$  値は、放射線防護の適用上の観点から設計されたものであり、ある特定のリスク評価のためではないことに注意する必要がある (ICRP, 2003b, p. 30)。

(82) DNA 二重鎖切断 (特に複雑なクラスター化した損傷) と、放射線誘発性の遺伝子又は染色体変異の間には、高い一貫性がみられる。一般に、低 LET 放射線に対する突然変異誘発の線量応答関係は IQ に近い。高 LET 放射線では線形関係を示す傾向がある。50～70 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  の範囲にある LET の粒子について、最大 RBE 値は約 20～40 である (Edwards, 1997; ICRP, 2003b, p. 61)。

(83) C3H10T1/2 細胞の *in vitro* における腫瘍性形質転換誘発の RBE 値は、100～200 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  の LET について最大約 10 にまで増加する (Yang et al., 1985, 1996)。Hela X ヒト皮膚線維芽細胞株 CGL1 の形質転換に関する 14, 30 及び 172 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  の放射線に関する RBE 値は、それぞれ 1.0, 2.5 及び 12 である (Bostegen et al., 2009)。

(84) イオンビームの確率的影響については、ヒトのデータは得られていない。したがってリスク推定値は、動物実験から導かれたものである。マウスにおける寿命の短縮と腫瘍の誘発に関して、平均 LET が 1.5 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  である 60 MeV の陽子に関する RBE 値は、300 keV の X 線と比べて低く、1.0 を超えない (Clapp et al., 1974)。陽子の  $w_n$  値は 2.0 とすることが推奨される (ICRP, 2007b)。ハーダー-飯田線の誘発に関しては、LET が 183 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  及び 253 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  の電子イオンに関する RBE 値は、それぞれ 40 及び 20 である (Alpen et al., 1989)。このことは、重イオンについて単一の  $w_n$  値を決定することは通常でないことを示している。イオンビームの RBE 値は使用する線量範囲に対応して異なり、低線量ほど高くなる (Fry et al., 1985; Imokawa et al., 2007)。RBE 値は組織にも依存し、白血球についての値は小さい (IARC, 2000, p. 433)。ICRP は、単一の  $w_n$  値は過度の単純化と考えるところであるが、 $\alpha$  粒子、炭素片及び重イオンには  $w_n=20$  とすることを推奨する。

##### 4.5.3 確率的影響に関する中性子の RBE

(85) 中性子の RBE はエネルギーに応じて大きく異なる。ヒトリンパ球において染色体異常の生成に最も効果的な中性子のエネルギーは、0.4 MeV である (Schmid et al., 2003)。基準放射線として  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線をとると、その RBE 値は 100 に近い (ICRP, 2003b)。発がん性形質転換に関する RBE 値は、40 keV の中性子では 3.7 であるが、350 keV の中性子では 7.2 に増加する (Miller et al., 2000)。マウス上皮腫瘍の誘発に関する RBE 値は 20～30 と報告されている。  $w_n$  の推奨値は 1 MeV で 20 を超える運搬因子として表される。

(86) 確率的影響に関する RBE 値に基づき、ICRP が提案する各種放射線の  $w_n$  値を表 4.3 に示す。  $w_n$  の値は、外部から身体への放射線

##### 4.4.4 線量率及び線量分割

(78) 低 LET 放射線の場合、ある線量率の下又は線量の多分割照射によって減少する。これは、垂直な損傷の効率的な修復及び細胞の回復による。多数のガンに対して低 LET 放射線の分割照射が治療上成功を収めてきた理由は、腫瘍細胞と正常組織細胞の間の放射線感受性及び修復能の差にある。高 LET 放射線は容易に修復されない複雑な損傷をもたらすことから、高 LET 放射線では線量分割と線量率の影響は比較的小さい。

##### 4.5 イオンビーム及び中性子に関する生物学的効果

(79) 高 LET 放射線は、修飾が困難な複雑な形式の DNA 二重鎖切断を誘発し、細胞の誘発のほか、変異の誘導、形質の転換、がんの誘発にも効果的である。ICRP は、放射線防護において各種放射線の効果の違いを取り扱うため、放射線加重係数 ( $w_n$ ) を導入した (ICRP, 1991)。高 LET 放射線を用いた放射線治療では、がんの効果的な治療のためには適切な RBE 値が重要である。Publication 92 では RBE 及び  $w_n$  の概要を報告している (ICRP, 2003b)。

##### 4.5.1 確率的影響における電子線の RBE 値

(80) RBE 値は対象とする放射線の線量率と特性に依存している。細胞死については、コラーゲン形成アッセイで決定した 10%細胞生存線量率 (Ando and de-Lirola 及び放射線粒子の RBE は、約 100 keV  $\mu\text{m}^{-1}$  のとき最大の 3～4 にまで増大し、それより高い LET 値では減少する (Ando and Kase, 2009)。50～200 MeV の陽子では、増殖性細胞の生存線量、LD50/30 及び腸管上皮細胞の生存線量をエンドポイントとして、2 未満の RBE 値が報告されている (Niemeier-Tucker et al., 1999; ICRP, 2003b)。白内障の誘発作用における陽子の生物学的効果は光子と同程度であるが、線量の RBE (150 keV  $\mu\text{m}^{-1}$ ) 及びアルゴン (88 keV  $\mu\text{m}^{-1}$ ) の RBE は、同じエンドポイントについて低線量で 50～200 の数値をとる (Brenner et al., 1993)。

##### 4.5.2 確率的影響における電子線の RBE

(81) RBE の値はエンドポイントの種類と線量率、影響レベルによって定まる。一方、放射線防護に使用される放射線加重係数 ( $w_n$ ) は、低線量放射線での確率的影響に関する安全側の加重係数として定められている。線量反応モデルとして LQ モデルを用いると、RBE 値は反応上の線

入射、又は体内に取り込まれた放射性核種からの放射線について与えられ、検出する臓器又は組織にはよらないことに注意する。

##### 4.5.4 胎児及び小児に関する RBE

(87) 子宮内死亡、奇形、及び発育遅延に関しては、動物実験から高 LET 放射線の RBE 値は約 3 であると提案されている (ICRP, 2007b)。ヒトでの子宮内及び小児被ばくについては十分なデータは得られておらず、組織反応及び確率的影響に関するイオンビームの RBE 値を決定することはできない。

##### 5 放射線治療における放射線被ばく

###### 5.1 治療照射による患者の医療被ばく

###### 5.1.1 照射野内の治療体積

(88) イオンビームを使用し、従来の放射線治療に使用していた光子や電子ビームに比べ、その物理的治療線量特性 (ブラックビーグ) によって放射線量が大幅に減少する。さらに治療線は、散乱能が低く SOBP 内の RBE 値が高いという、陽子線とは異なる物理学的及び生物学的特性をもっている。これらの特性を用いることで、電子線治療の治療計画により、理論的には、標的体積に照射されるべき治療が期待できる線量を達成する。同時に、正常組織の望ましくない被ばくも、従来の放射線治療に比べて抑えられる。

(89) 各患者の治療計画の作成では、副作用 (確率的影響) を考慮してその照射野内線量を検討するが、通常、照射野外線量については検討されない。陽子線治療における治療計画の作成の方法とプロセスは、ICRU Report 78 (ICRU, 2007) に記述されている。治療計画の作成方法は、陽子線治療と炭素線治療とで基本的に同一である。放射線治療における放射線毒性を考えると、腫瘍高抑制のために標的体積に必要な線量増加や線量集中性と、線量は線量-体積の制約の間には、トレードオフ (二律背反) の関係がある (Manucci et al., 2004; Tsuji et al., 2005, 2008; Kawashima et al., 2011)。線量分布及び線量体積ヒストグラムはしばしば、臨時的線量増加研究に基づいて最適な治療計画を検討する際に、重要な役割を果たす (Kamada et al., 2002; Mizoe et al., 2004)。

(90) 入射位置の吸収線量に対するブラックビーグの吸収線量の比率は、陽子よりも炭素線の方が高い。しかし、RBE は線量依存性であるため (重イオンの方が顕著)、標的外の低い線量は、その LET 値に依存し、生物学的等価線量で高い RBE 値によって釣り合わせる必要がある (ICRP, 2003b)。これは、炭素線を用いたときのピーク/アラート比が低いという潜在的な利点には、核断片の生成により、アラート/アラート後に残存線量を生じさせるといった代替がある。この現象は、陽子線の場合とはほとんど異なる。

(91) Palm と Johansson (2007) は、既報の治療計画に関する研究に基づき、従来の放射線治療、IMRT 及び陽子線治療を、標的体積、OAR 並びに非標的組織内の線量集中度及び線量分布に関して比較検討した。さらに従前は、放射野外線量分布に関する既報の検証結果及びモニタリングシミュレーションも検討し、陽子線治療を用いたとき IMRT に比べて、OAR 及び非標的組織において優れた線量分布が得られることを明確に検証した。IMRT と陽子線治療は標的体積における線量分布の近似的な類似しており、この点では、線量集中度と同様に腫瘍制御率も従来の放射線治療に比べて高められる。両治療法も OAR に対する最大線量を減少させる。Palm と Johansson (2007) はさらに、ペナンプラの大きさが、標的内の線量集中度、並びに標的体積に隣接する OAR 体積への最大線量にも大きな影響を及ぼすことに言及した。このことは、放射線の散乱能の低さのため、放射線治療によって OAR に対する最大線量を抑制できる可能性を意味している。

(92) 1例として、耳下腺がんに対する IMRT 及び炭素線 (ブロードビーム法) 治療の治療計画による線量分布を比較したものを、図 5.1 に示している。いずれの計画でも、標的体積 (シアタの像) は 95% 等線線量 (赤い線) によってほぼ完全にカバーされている。低線量領域における線量は、炭素線治療の計画の方が IMRT に比べて優れている。望ましくない被ばくは、OAR における副作用の抑制につながると考えられる。放射野付近又は照射野内の望ましくない被ばく線量は、各患者の治療計画の作成に応じて異なるが、拡大ビーム法を用いた場合でも、上述の結論に従う。

## 5.1.2 照射野外線量

(93) 放射線治療は、他の身体部分ほとんどを回避する一方で、ごく限られ明確に定められた体積に高線量を照射する。有用な放射線治療法として現れるだろう。しかし、ビーム照射法の種類 (拡大ビームかスキヤキビームか) は、少し離れた標的体積外への線量に影響する (Hall, 2006)。

### どの種類の放射線が、照射野外線量に影響するのか？

(94) 前立腺がんに対する陽子線治療における、総吸収線量に対する陽子、中性子及び光子からの寄与を、Clastic がサイトフロントムを用いたシミュレーションによって明らかにしている (2010)。照射野辺縁から 10 cm の距離での総線量に対する寄与は、照射法を問わず、1 次陽子のためには陽子が多い。また拡大ビーム法では、照射野辺縁から 15 cm 以上離れた距離の総線量に、最終コリメータから散乱した陽子も 10~15% 寄与している。光子の線量寄与は照射野辺縁から離れるほど増加する。例えば、スキヤキビーム法では照射野辺縁から 60 cm の距離で 60% 寄与している。しかし、中性子がもっと高い生物学的効果と考えると、照射野辺縁から 10 cm 以上の距離で総等価線量の最大の寄与は中性子によるものである。

はシミュレートされない。これは核断片の生成観点から生じる二次中性子のフルエンス、エネルギー・スペクトル及び角度分布は、3 項目に記述したように、入射粒子のエネルギー及び粒子種、並びに標的核に依存する。さらに二次中性子はビームライン装置によって減速されたり、遮蔽されたりする。したがって、患者の位置での中性子線量は、各ビームライン要素の材質、位置及び構造 (厚さ、形状など)、並びにその関係 (ビームデトリバリスシステムのデザイン) に依存している。

(102) 拡大ビーム法を用いたとき、コリメータ中で生成される中性子は、照射における外部中性子線量の主要な要素である。これは、コリメータが患者の近くに置かれること、及び多くの一次粒子はビームライン中のこの場所で停止するためである (Brenner et al., 2009; Yonai et al., 2009; Hecksel et al., 2010)。

(103) プレコリメータの層付は、二次中性子線量の抑制に大きく影響する (Zheng et al., 2007; Brenner et al., 2009; Yonai et al., 2009)。最終コリメータと比べ、このプレコリメータは、ビームデトリバリスシステム内の柔軟な配置を許容する。これは、プレコリメータが、ビームペナンプラな広散乱ビームに対する影響が小さいためである。これが患者から遠くに設置され、かつ厚くできる場合は、二次中性子の生成を減速もしくは遮蔽することができ、Brenner et al. (2009) 及び Yonai et al. (2009) も、遮蔽効果が大きい材質 (ニッケルなど) から作られたコリメータを用い、二次中性子の線量を効果的に減少させることを明らかにした。

(104) 二次中性子の生成に影響するその他の構成部品は、レンジング及び飛行調整装置である。Polf と Newhauser (2005) は MCNPX シミュレーションを用い、Harvard Cyclotron Laboratory のビームラインの特性を反定して、Lucite 凹面ホトーム (range modulation wheel: RMW)、最終の真鍮コリメータ、及びアイソネンタのビーム軸に沿って 60 cm 下流のルサイトフロントムにより生成される中性子による線量量の割合を、RAW スタップを厚くして (RAW を想定したルサイトの厚さ) 算出した。本研究から、レンジングが厚い及び/又は SOBP 幅が大きくなり、レンジング及び飛行調整装置の中性子生成に寄与する中性子が、患者線量に大きく寄与することが示された。陽子線治療におけるビームデトリバリスシステムは、その高い散乱能のため放射線治療のシステムよりも短いことも短く、陽子線治療を炭素線治療と比較する際は、これら装置の影響に関し、より配慮する必要がある。患者の中性子線量を抑制するための遮蔽法が、Tuddoi et al. (2008) 及び

(95) 粒子線治療で生成される二次中性子には、(i) 患者内で生成する中性子 (内部中性子) と、(ii) ビームライン装置内で生成する中性子 (外部中性子) との 2 つの要素がある。内部中性子は、標的体積に潜在的な総線量を与える荷電粒子の相互作用により生じるものであるため、拡大ビーム法でもスキヤキビーム法でも避けられない線量成分である。一方で外部中性子は、ビームライン装置内的一次荷電粒子との核反応により生成する。二重乱体法による陽子線治療を行ったときの、モンテカルロシミュレーションを用いて得られた陽子線及び中性子束の分布を、図 5.2 に示す (Fontenot et al., 2008)。一次荷電粒子は必然的にすべてのビームライン装置に入射するため、装置が外部中性子の線源となる。患者への総線量に対する、各装置で生成される中性子の線量寄与は、その位置、装置の材質、構造、及び装置に入る一次粒子数に依存する。そのよる依存性を以下に詳細に説明する。

(96) 前立腺及び肺がん治療のため拡大ビーム法で陽子線治療を行ったときの、総線量に対する内部及び外部中性子の寄与を評価するため、モンテカルロシミュレーションを用いた複数の研究が行われている (Jiang et al., 2005; Fontenot et al., 2008; Zacharatos Jarlskog et al., 2008; Tuddoi et al., 2009)。その結果、内部中性子が照射標的体積付近の線量に大きく寄与する一方で、外部中性子はその体積から離れた臓器線量の主な寄与因子であることが明らかとなった。

Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) シミュレーション (Polowitz, 2008) を用いて各臓器の等価線量を算出した。前立腺がんのシミュレーションでは、外部中性子が、治療体積から離れた食道、甲状腺などの臓器に対して中性子等価線量の 98% 以上を占めていた。一方、肺がん、直腸がんのシミュレーションでは、中性子等価線量の約 40% が内部中性子に起因するものであった。中性子からの線量分布は、身体サイズに依存する (Zacharatos Jarlskog et al., 2008; Alhar and Paganetti, 2009)。

(98) Yonai et al. (2009) は、前立腺がん治療装置 Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) による炭素線治療について、各ビームライン装置と水フロントムで生成される中性子の、治療台上の周辺線量当量に対する寄与比を算出、PHITS コードを用いて算出した (Iwase et al., 2002; Nitta et al., 2006)。主線源は外部中性子 (水フロントム以外の構成要素から生成された) であり、これは陽子線治療と同様であった。ビーム軸から 25 cm 離れた距離では、中性子周辺線量当量全体に対する内部中性子の寄与は 10% に過ぎなかった。この寄与は、ビーム軸から離れるほど低下した。

(99) これらの結果からは、粒子線治療における中性子被ばくは、スキヤキビーム法の方が拡大ビーム法に比べて低いことが明らかとなった。これは、スキヤキビーム法のほうが拡大ビーム法に比べて、生成される外部中性子線量が少なかったためである。

(100) 炭素線治療の場合、入射炭素ビームにより生成される核断片荷電粒子も、照射体積付近の位置では線量の寄与因子となる。それらの特性は 3 項目で論じている。現在の TPS では、fragment tail 領域の線量は考慮されていない。一方、陽子線治療の側方分布は、正確に

Yonai et al. (2009) により推察されている。

### (ii) ビームパラメータ

(105) ビームパラメータの影響が数研究グループにより調査されている (Polf and Newhauser, 2005; Mesolomas et al., 2006; Zhong et al., 2007; Yonai et al., 2008; Zacharatos Jarlskog et al., 2008; Athar and Paganetti, 2009; Shin et al., 2009; Hecksel et al., 2010)。拡大ビーム法を用いた粒子線治療では、以下のパラメータが、患者の中性子線量に対して主に影響すると考えられる。

- ビームエネルギー：エネルギーが高いほど総中性子線量は増加する。これは、その通過長が長くなり、したがって反応の確率が増加したためである。その結果、治療線量当たりの中性子吸収線量は、一次ビームのエネルギーに伴って増加する。
- SOBP 幅：モジュレーター幅が厚いほど外部中性子線量は増加する。これは、一次粒子の核反応が多く、レンジングエネリゲーターで多くのエネルギーを消失するためである。SOBP 幅が厚いとき、標的体積へ送らるために必要となる一次粒子が多くなる。したがって、標的線量当たりの内部中性子による総中性子線量は、SOBP 幅とともに増加する。
- スノート又はビームノズルの位置 (最終コリメータから治療アイソネンタまでの距離)：スノートの位置が患者から遠いほど、中性子線量が患者から離れるため、中性子線量は減少する。
- ビームサイズ (二重乱体法又はワブラー法により形成される側方に均一な照射野の大きさとして定義される)：標的線量に占める中性子線量量は、コリメータの開口部が一定のとき、ビームサイズが大きくなり多くなる。この現象は、側方に均一な照射野を形成するために使用する手法 (二重乱体法又はワブラー法) を問わず認められる。これは主にとして、ビームサイズが大きいと、標的体積内へ送らる中性子線量を増やすために必要となる一次粒子が多いためである。
- 開口部 (コリメータの開口径) により規定される。患者に照射されるビームサイズにほぼ等しいコリメータに入ると、開口径が大きくなり外部中性子線量は減少し内部中性子線量が増加する。これは最終コリメータに入ると一次粒子数が減少し、患者に入る一次粒子数が増加するためである。したがって総中性子線量は、内部及び外部中性子線量の寄与の割合に応じて変化すると考えられる。

(106) ビームパラメータは治療計画の作成により決定され、そのスノートの位置を幾何学的に決定する。スノートは通常、ペナンプラのサイズを最小限に抑えるため、できる限り患者に近づける。したがって拡大ビーム法を用いた場合、外部中性子線量を減少させる唯一の方法は、ビームサイズを最小限に抑えること (したがってビーム効率は最大限にすること) である。Yonai et al. (2008) は、この方法によって中性子線量を効果的に減少できることを明らかにした。しかし、実際には、多数のビームパラメータを管理する必要があり、二重乱体法を

用いる場合は数多くの散乱体を取り付けたらから、患者の照射野サイズを最小限に抑えることは労力を要する。例えばビームサイズを小、中、大と複数用意し、変化的な方法が必要である。

(107) スキャニング法のパラメータのうち、患者の中性子線量に大きな影響をもつものは、ビームエネルギー及び一次粒子数である。これは、スキャニング法で生成される外部中性子数が、フレッドフィールド法に比べてはるかに少ないためである。

照射野外縁に対する線量率の程度か？

(108) 照射野外縁に関する照射野外縁線の測定及び評価が複数報告されている (Xu et al., 2008)。照射野外縁線に関する照射野外縁線からの距離に応じた中性子の線量率を、図 5.3 に示す [Yan et al. (2002) (ボナー線を用いた測定)、Polif and Newhauser (2005) (MCNPXによるモンテカルロシミュレーション) 及び Zhong et al. (2007) (MCNPX) によるモンテカルロシミュレーション]。なお、拡大ビーム法を用いた照射野外縁線に関する空气中中性子線量当量が評価されている。Schneider ら (2002) は、スキャニング法を用いた照射野外縁線に関し、レムカウンターを用いて空气中中性子線量当量を測定した。ただし、照射野外縁線中の1点の測定点については、水フアットム内での測定をして測定した。その他の3研究はフアットの中性子の周辺線量のみを測定している。空气中中性子線量当量測定は、フアット中で測定した中性子線量当量と比較して高い整備を示す傾向があった (図 5.4)。しかし、空気中データは、異なる施設間及び異なる照射野法間の違いを理解するのに役立つ。ビームパラメータ、並びに結果を得るために使用した実験と計算の体系違いがあったため、スキャニング法を用いた照射野外縁線に関する中性子線量は、外部中性子が少ない又はわずかに多い場合と比べて有意に低いことが確認された。

(109) Yonai ら (2008) は、中性子線量の施設依存性を検討するために、日本国内4ヵ所の照射野外縁線測定施設において、ほぼ同じビーム整形機器パラメータ設定と全く同じ実験セットアップを用いて、患者の位置での中性子周辺線量を測定した (図 5.5)。本研究から、均一な照射野の外縁線に使用した方法 (二重散乱体法がワブラー法) を問わす、施設依存性の変動はワブラー8 以内であることを確認された。施設依存性は上述のとおり、ビームライン装置の違いと、日常診療に使用している運用ビームパラメータ (特に照射野サイズ) の中性子線量は照射野外縁線に依存するものでもあった。また、拡大ビーム法の場合、ビームパラメータが同一であるとき、放射線治療における中性子線量は照射野外縁線のそれよりも低いことも明らかとなった。

(110) GSI の Guenzert-Marx ら (2008) は、200 MeV n<sup>+</sup> 14C イオンが水中で停止することで発生する二次荷電粒子及び連中性子の、エネルギースペクトル、角分布、及び生成率を測定した。治療体外側の中性子による放射線量は、治療線の1%未満と推定された。照射野外縁線における中性子線量のレベルは、放射線治療のそれと同程度であったが、中性子の生成量は放射線の方がはるかに高かった。これは、同じ照射野外縁線を生産するために必要な照射野外縁線は、放射線に比べてはるかに多いという事実により説明できる。

のシミュレーションを行った。各臓器に対する等価線量を計算するため、各ボクセル内の吸収線量を累積し、さらに Publication 69 に基づき、中性子の平均吸収線加重係数の算出に使用する。各臓器表面での中性子のアルエンズ及びエネルギーを保存した (ICRP, 1991)。

(111) Mesolews ら (2006) はパブリックデータと人体形状フアットムを用いて、拡大ビーム法を用いた照射野外縁線を受けた非調性照射野外縁線に対する代表点への中性子線量当量を実験的に評価した。それらの結果を図 5.3 に示す。パブリックデータは実験には、生物学的効果係数を用いた吸収線量率を測定することができる。彼らは、モンテカルロ計算をもとに Jiang ら (2005) が算出した中性子の平均線量率係数を用いた。

(112) Zuebaratou-Jarvislog 及び Pagnetti (2008) は Geant4 コードを用いて、小児と成人患者の臓器線量を比較評価した。その結果、若い患者は同様のサイズが小さいため、小児は成人に比べ、照射野外縁線で生成された中性子からの高い臓器線量率を受けようであった。フアットムの年齢 (すなわち患者の年齢) に応じた、18 の臓器に対する全照射野で平均化された等価線量を、図 5.7 に示す。標的体積から離れた臓器では、患者の年齢に応じた線量率の変化が、より顕著に認められた。

(117) モンテカルロシミュレーションは、臓器線量率とビームパラメータによる線量率の変化を評価するために必要なツールである。しかし、上記の同様のデータはほとんどと離れていないことから、モンテカルロシミュレーションの実験的検証には限りがある。正確な線量率推定のためには、さらなる実験データが必要である。

(118) 二次中性子の線量率を測定するための目的は、照射野外縁線に関する照射野外縁線の測定である。その数値は、フアットム内の最大二次線量率を示すと考えられる (図 5.4)。

(119) パルスビームの場合に特に、測定中のフアットムとパルスビームのバリエーションの異なる状態に検出する必要がある。中性子線量はビームパラメータ及び測定の設定に依存することから、これらの測定を標準化する必要がある。さらに、診断手段のための線量参考レベルに類似した、照射野外縁線治療のための境界レベルが必要である。短期で境界レベルを確立するためには、さらなる議論が必要である。

照射野外縁線における照射野外縁線は、外部光子放射線治療モダリティにおけるそれよりも高いか？

(120) 外部光子放射線治療 [例えば従来の放射線治療、3 次元原形放射線治療 (3D CRT)、IMRT、トモセラピー及び定形放射線治療など] を受けた患者の照射野外縁線を、照射野外縁線治療のそれと比較検討するために、多数の研究が実施されている。数本のレビュー論文でも線量率データを集計している (Stovall et al., 1995; Palm and Johanson, 2007; Xu et al., 2008)。

(121) 外部光子放射線治療における照射野外縁線を比較検討するとき、比較的低い一次光子エネルギーでは、エネルギー及び患者が散乱した光子 (stray photons) と照射野外縁線の散乱光子は、二次中性子よりも重要な場合、光線反応で生成される二次中性子

(111) リスクの評価には、患者における吸収線量及び生物学的効果に関する機器別的情報が不可欠である。これは、照射野外縁線量は二次中性子成分が主要な成分であり、また、望ましくない線量が人体内部に均一には分布しないためである。しかし現在、この問題に関する研究は、空中線量率面と比較してほんの僅かしか実施されていない。測定はおおむね、生物学的効果と関連する線量率面と関連する線量率面を得るための、微小線量測定法 (マイクロドзимトリ) を用いて行われた (Woo et al., 2007, 2009; Yonai et al., 2010)。計算は、人体形状の数値フアットム、並びに Geant4 (Agostinelli et al., 2003)、FLUKA (Passo et al., 2005)、MCNPX (Polowitz, 2008)、PHITS (Wase et al., 2002; Niita et al., 2006) 及び SHIELD-HIT (Gudowska et al., 2004) などモンテカルロコードを用いて行われた。

(112) Woo ら (2007, 2009) は Loma Linda University Medical Centerにて、腫瘍治療のために拡大ビーム法を用いて得られた照射野外縁線において、シリコン・オン・インシリコナーのマイクロドзимトリと、ルサー又はポリステレン製の人体形状フアットム又はフアットムを使用し、線量率面係数 (Φ) 及び線量当量 (H) を測定した。Yonai ら (2010) は国立がん研究センター東病院で拡大ビーム法を用いて、照射野外縁線における Φ 及び H を測定した。このために組織等価比計算ソフトを使用し、255 MeV の照射野で測定された治療線量当量 (H) 及び Φ について、Woo ら (2007, 2009) による結果と Yonai ら (2010) による結果を比較して比較した。中性子線量当量と H とはほぼ同じである。また、照射野外縁線における Φ と H とはほぼ同じである。H は、測定部位がビーム軸から離れたところにあり、又はフアットムの上流側で低い。Woo ら (2007, 2009) が得た測定値は、照射野外縁線に近い位置で測定された H と比較して、照射野外縁線に近い位置で測定された H は、照射野外縁線から約 20 cm 以内の位置では 2-5、ビームライン装置に近い位置では 7-8、その他の部位では 5-6 である。以下に示すように、これらの数値はビームエネルギーにわずかに依存することが予想される。

(113) HIMAG において 400-MeV n<sup>+</sup> の放射線に測定された H (治療線量当量) 及び Φ を、5.6 図に示す (Yonai et al., 2010)。H は、測定部位がビーム軸から離れたところにあり、又はフアットムの上流側で低い。Φ は、測定部位がビーム軸に近い位置で測定された H 及び Φ はほぼ同じである。照射野外縁線には依存しない。患者で生成された核分裂荷電粒子 (特に陽子) は、照射野外縁線からの距離に応じて 4-6 である。陽子及び放射線の両方で、入射ビームのエネルギーが高ければ H は高く、Φ は一定又は僅かに低下する (Woo et al., 2009; Yonai et al., 2010)。

(114) 複数の研究が、人体形状の数値フアットムとモンテカルロシミュレーションを用いて、照射野外縁線に関する線量率面を算出して、Jiang ら (2005) は腫瘍治療における照射野外縁線に関する線量率面を用いて、Geant4 コードにより、成人男性モデル VIP Man

は、一次光子エネルギーの増加に伴って増加する。散乱光子は照射野外縁線に近い位置で測定された H と比較して低い。その結果、照射野内では、より低い線量率面での線量率面の方が明らかに優れていると推論付けられた。照射野外では、20 cm の距離内では、IMRT の方が優れていたが、さらに離れた位置では、陽子線治療による中性子線量当量 IMRT における散乱光子線量に比べて明らかに低かった。

(122) Athar ら (2010) は腫瘍治療計画及び患者の年齢に開いて、陽子と 6 MV IMRT による治療を比較検討した。その結果、照射野内では、より低い線量率面での線量率面の方が明らかに優れていると推論付けられた。照射野外では、20 cm の距離内では、IMRT の方が優れていたが、さらに離れた位置では、陽子線治療による中性子線量当量 IMRT における散乱光子線量に比べて明らかに低かった。

(123) Yonai ら (2010) は、拡大ビーム法を用いた照射野外縁線と、Kry ら (2007) が IMRT によって得たデータと比較した。治療線量、400-MeV n<sup>+</sup> 放射線で 66 Gy (RBE) と、235-MeV 陽子線で 74 Gy (RBE) と仮定したとき (これは前記線量が治療の一般的な条件である)、水フアットム内のビーム軸から 13 cm の距離で測定されたビームと最大 190 mSv であった。同様に、水フアットム内のビーム軸から 25 cm の距離で測定されたビームは、照射野外縁線に近い位置で測定された 57 mSv、陽子線に対しては 192 mSv であった。これらの数値は 3D CRT 治療における肺、食道及び甲状腺、及び IMRT 治療における前立腺を認めるための数値と同程度、又はそれよりも低いものであった。

b Gy (RBE)、RBE で加重された吸収線量 (ICRU, 2001)、GyR は、毒物の文獻ではしばしば使用されているが、現在では推奨されていない。適切な用語については議論が求められている (IAEA, 2008; Wambarsis et al., 2011; Bentzen et al., 2012)。

5.1.3 線量率の影響 (特に二次がん) のリスク評価

(124) 放射線治療の使用が広がりつつあることは、患者の長期生存率が改善したことと相まって、放射線治療後の二次がんの潜在的リスクを懸念して評価するため、一定の神経的必要性があることを意味している (NCRP, 2011)。二次がんのリスクは、照射野内の高線量領域と照射野外の低線量領域の両方に存在する。上述のとおり、陽子及び陽子線治療は標的体積に対する最も高線量率の線量率領域を生成し、さらに明らかに、OAR の低線量率領域を減少させるのみならず、照射野内又はその付近の二次がんを最小限にする。低線量率領域 (全身投与) には、がんのリスクは、未だに議論が分かれない状態であり、この報告では治療標的体積に近づくにつれて著しく低いが、特に若



<p>年患者では、リスク評価のためには無視してはならない。</p> <p>(125) Fontenot ら (2009) は、前立腺がんに対する拡大ビーム法を用いた陽子線治療及び6-MV IMRT による二次がんのリスクを、一次及び二次放射線の寄与を併せて評価した。一次及び二次放射線からの線量は、治療計画の作成及びモニタリングによるリスクをそれぞれから求めた。リスクの推定は、BEIR VII Report (2006) のリスクモデルを用いて行った。その結果、陽子線治療はIMRT に比べ、たとえ二次中性子からの線量を含めた場合でも、前立腺がん患者における二次がんの発生率を下げる可能性があることが示された。しかし、両方のモデルについて一次ビームは二次がんの主な寄与因子であり、また、陽子線治療における二次がんのリスクは主に一次陽子線によるものである。リスク計算のため Schneider ら (2007) 及び Fontenot ら (2009) により様々な方法が用いられているが、スキヤニング法を用いた陽子線治療の相対リスク推定は、きわめてよく一致している。</p> <p>(126) Newhauser ら (2009) は腸胃腫瘍陽子線治療後に二次がんが罹患する絶対生体リスクを、モンテカルロシミュレーションを用いて評価し、またその研究を、Miralbell ら (2002) が適用に行った二次ビームのリスク評価と組み合わせて検討した。その結果、IMRT 及び従来の光子治療による二次がんリスクは、スキヤニング法を用いた陽子線治療によるリスクのそれぞれ7倍と12倍であること、並びに拡大ビーム法を用いた陽子線治療によるリスクのそれぞれ6倍と11倍であることを明らかにした。さらに、陽子線治療のリスクは主に一次陽子線によるもので、二次中性子によるものではないことも認められた。これは Fontenot ら (2009) が到達した結論と同じであった。これらの研究は、陽子線治療における照射野外体積の望ましくない線量は、二次がんリスクについては無視できると結論付けた。</p> <p>(127) Zacharatou Janskog 及び Paganetti (2008) は、治療体積外の中性子に起因するリスク、並びに患者の年齢への依存性を、BEIR リスクモデルに基づいて推定した。その知見は以下のとおりである。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 中性子誘発性リスクに対する主な (&gt;90%) 寄与因子は、照射野内内で生成される中性子であった。</li> <li>• 治療野の体積の変化は、リスクを最大2倍変化させる。若年患者では成人患者に比べ、幾何学的な違い及びそのリスクモデルの年齢依存性により、高いリスクをもつ。</li> <li>• 臓器特異的なリスクは比較的小さいものの、全臓器に対する総合的なリスクは無視できない。このことは特に、非癌に若い患者に当てはまる。</li> </ul>
---

41

<p><b>5.2 イメージング法による患者の医療被ばく</b></p> <p>(134) 粒子線治療に係わるイメージング法には、治療計画のための X 線 CT、治療リハーサルと各種分割照射開始時の患者設定検証のための X 線写真や透視法、イオンビーム照射中の臓器移動追跡のための透視及び呼吸同期 CT (4DCT) など が含まれる。近年、イメージング法に起因する総線量に関する懸念が強いられている (Murphy et al., 2007)。各イメージング法により照射される線量は、文献を通して広く公表されている。本項では、粒子線治療中及び治療後のフォローアップの間にイメージング法によって患者が照射される総線量を、医療スタッフが推定できるようなデータを提供する。</p> <p>文献では、例えば射野表領域や頭部線量値のように空気吸収線量として表される数値が広く使用されている。しかし、現在の線量測定装置で測定される線量は空気カーマである。ICRU Report 74 (ICRU, 2006) 及び IAEA 実地指南 (IAEA, 2007) は、以下の方法で照射野に照射した線量の使用を勧告している：入射空気カーマ (K<sub>a</sub>)、入射空気カーマ当量線量 (K<sub>d</sub>)、空気カーマ当量線量 (K<sub>g</sub>)、及びコンピュータ断層撮影空気カーマ当量 (K<sub>ct</sub>)。したがって医学界はこれらの量にも熟知している必要がある。とはいえ、本文書では、空気線量で表される線は、文献中に示された通りに与えられる。</p>
<p><b>5.2.1 イメージング法から患者に照射される線量の検討</b></p> <p><b>治療の CT</b></p> <p>(135) CT は、画像診断法の一つであるとともに、放射線治療計画の作成に用いられる基本的な方法でもある。CT 法では他の X 線写真技法に比べて高い線量が照射されることから、CT 撮影による線量を認識することが重要である。</p> <p>(136) CT に使用される主要な線量測定装置は、CT 線量指標 (CTDI) 及び長さ線量率 (DLP) である。CTDI は、1 回の回転を行った時の線量プロファイルの、回転軸に平行な距離に沿った積分値を、名目の X 線ビーム幅によって除したものと定義される (ICRP, 2001)。CTDI は、有効長 100 mm のペンタペン型電離室を使用して、空気吸収線量として評価される。CT のための基準となる線量測定は、CT 線量測定用標準ファントムで行われた測定に基づいている。このファントムは、ポリメチルメタクリル樹脂 (PMMA) 製の直径 16 cm (頭部用) と 32 cm (体幹部用) の均質円柱状のものである。これらのファントムの線量値は、ファントムの 8 つの基準点の、加重された CT 線量指標 (CTDI<sub>w</sub>) として表される。今日市販されているほぼすべてのスキヤニングでは、らせんスキヤニング様式のマルチスライス CT システムであり、今日の標準線量パラメータはビットで除した CTDI<sub>w</sub> で、CTDI<sub>w</sub> (mGy) と表される。DLP は一定のラメラ厚により投与される全体のエネルギーを表し、スキヤニング長にわたって積分することにより得られる。多数の研究から得られている、CTDI 及び DLP という参考線量は、</p>

43

<p>法は、治療時の年齢が低いほど増加した。</p> <p>(129) Schneider ら (2008) も同様に、前立腺がんの治療を受けた成人患者 1 例と、前立腺癌転移肉腫の生後 14 ヶ月の小児患者 1 例について、organ equivalent dose (Schneider et al., 2005) の概念を用いてそのリスクを検討した。拡大ビーム法を用いた陽子線治療は、スキヤニング法による線量に比べて中性子線量が 5 倍になると推定し、追加で検討した。その結果、IMRT 又は拡大ビーム法を用いた陽子線治療後の成人における二次がんリスクは、従来の放射線治療に比べて 15% 以上高くなることはなかった。小児では陽子線治療によって、実際のリスクに変化はないか、又は低下させられる。彼ら以下のように結論付けた：</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 小児における累積リスクは、成人におけるそれの 10~15 倍にもなりうる。</li> <li>• 2 Gy 未満の線量を受けると、2 Gy を超える線量を受けると、小児におけるリスクを低下させる。成人では 10~20、小児では 7~9 であり、したがって、散乱及び漏れ放射線の影響は小児の方が一層顕著である。</li> <li>• IMRT 及び陽子線治療 (その照射法を問わず) は 3D CRT に比べ、小児におけるリスクを低下させる。</li> </ul> <p>(130) これらの結果は、スキヤニング法を用いることにより、照射野外体積への線量を減少させることで、リスクを低下できる可能性があることを示している。各施設は照射野外線量を制御 (管理) し、それを減らすよう努めるべきである。</p> <p>(131) 残念ながら、炭素治療におけるリスク評価に関する論文は、現在のところ発表されていない。しかし、正常組織に対する望ましくない線量は少なくも陽子線治療のそれと同等であり、したがってそのリスクも同程度はです。さらに、がんの病歴によってさらに検証される必要がある。そのための、光子線治療に比べて得られている文献がまだ少ないことから、より多くの実験情報が望まれる。さらに、一次及び二次放射線情報及びデータが必要である。また、治療計画の作成及び検証に必要となる二次がんリスクに関する疫学研究も必要である。</p> <p>(132) リスク評価には、線量評価の大きな不確実性が含まれる。さらに、生物学的影響、低線量領域における線量反応関係、及び線量率及び線量分割の影響などに関する不確実性もある (4 項に記載)。モンテカルロシミュレーションは実験によってさらに検証される必要がある。そのため、光子線治療に比べて得られている文献がまだ少ないことから、より多くの実験情報が望まれる。さらに、一次及び二次放射線による線量は、治療計画の作成及び検証に必要となる二次がんリスクに比べて二次がんリスクが高いというエビデンスは得られていない。</p> <p>(133) 粒子線治療後の二次がんリスクについて一般的な結論を導くことは、現時点では困難である。しかし、粒子線治療後は外部光子放射線治療後に比べて二次がんリスクが低いというエビデンスは得られていない。</p>
---

42

<p><b>Publication 87 及び 102 に記載されている (ICRP, 2001, 2007a)。</b></p> <p>(137) 患者に対する線量は、各組織・臓器に対する吸収線量 (臓器線量) により至適に特徴づけられるが、このアプローチを日常的に使用することはかなり困難である。1 つの一般的な臓器線量の推定方法は、熱中性子線量計 (TLD) 及び蛍光ガラス線量計 (RCD) など小型線量計を、患者を表す人体形状ファントム内の様々な臓器の位置にセットし、その測定値に基づき方法である。もう 1 つの方法は、人体形状の数値ファントム内での相互作用のモンテカルロシミュレーションにより導かれた換算係数を用いる。線量計算である。シミュレーション CT (SSCT) 及びマルチスライス CT (MSCT) を用いた種々の CT 検査に関する測定値又は計算値に基づき、成人の平均臓器線量の例を、表 5.1 に示す (Nishizawa et al., 1991, 2008a,b; Shrimpton et al., 1991; Fujii et al., 2007; Huang et al., 2009; Mori et al., 2009)。一定の検査で患者に照射される線量は、CT スキヤニングの特性、患者のサイズ、検査する解剖学的部位、及び各検査に用いられる技術的要素に大きく依存する。したがって線量評価の間隔で異なるだろうし、また、同じ施設内でも異なる装置間及び技法間で異なることになる。子供に対し、CT 検査における線量値が、小児の物理ファントム又は計算ファントムを用いて評価されている。これらの線量データは、いくつかのレポートで公表されている (Zankl et al., 1995; Fujii et al., 2007; Lee et al., 2007; Nishizawa et al., 2008a,b)。Zacharatou Janskog ら (2008) は、肺がんに対するアブロードビーム法を用いた陽子線治療における、中性子線による照射野外線量を報告し、胸部 CT スキヤニングから予想される放射線の線量と比較した (表 5.2)。陽子線治療による甲状腺、肺及び胃に対する平均線量は、多数回 CT スキヤニングによる線量と同程度であった。</p> <p>(138) 高速度ダイナミック CT (しばしば 4DCT と呼ばれる) により、呼吸期間中の 3D 画像を時系列で並べることができる。呼吸性移動によって生じる画像低下を最小限に抑え、腫瘍の動的体積を正確に決定するため、治療前又は治療中に 4DCT が用いられる。1 つのデータ取得方法は、連続ヘリカルスキヤニングを行い、生理学的シグナル又はタイムスタンプに応じて超造影剤画像データを分類する方法である。もう 1 つの方法は、連続 CT で 4DCT を実施する方法である。この際、スキヤニングは撮像を動かさずに実行し、各撮像位置で 1 呼吸周期の CT データを取得してから次の位置に移動させる。Keal ら (2004) は、胸部 4DCT を連続ヘリカルスキヤニングモード、ビッチオフアクタ 0.125 で行ったとき、自由空間の空気カーマが 250~400 mGy の範囲になることを明らかにした。Mori ら (2009) はスキヤニングの 4DCT における臓器線量を報告している (表 6.1)。</p> <p><b>X 線撮影と透視</b></p> <p>(139) X 線撮影は、治療リハーサルと、毎回の分割照射開始時の日々の患者設定検証のために用いられる。治療リハーサルには、イメージングシミュレーション及びフラットパネルディテクタと合わせた透視も用いられる。これらの手順では主に、前後及び側面の直角 2 方向 X 線撮影が行われる。</p>
--

44

(140) X線撮影及び透視における線量計測量は、自由空気中の空気カーマ、入射表面線量 (ESD) 及び面線量積 (DAP) に関連して表される。ESD は、後方散乱放射線を含む、ビームの中心における空気吸収線量と定義される。DAP は、ビーム軸に対して垂直方向にある X 線ビーム-面積全体平均の空気吸収線量に、平面内のビーム-面積を乗じたものである。Hart ら (2007) は、一般的な X 線及び透視 X 線イメージング法に関して、参考線量を ESD 及び DAP で報告した。

(141) Jones 及び Wall (1985) は、種々の X 線検査における個々の X 線ビーム照射に関して、モンテカルロ法を用いて単位 ESD あたり平均線量積を報告した。医用 X 線検査における線量積量は、Radiation and Nuclear Safety Authority of Finland (STUK) が開発したモンテカルロプログラム (PCXMC) を用いて推定できる (Tapiavaara and Siikonen, 2008)。線量積量は、使用する X 線ビームの照射、X 線装置及び物理的要素に依存して大きく変化する。一定の種類の検査に関する線量積量は、施設間で大きな変動があり、2~3 桁の差にもなる。Hart ら (2007) は、小児の胸部 X 線撮影における ESD は成人に比べて非常に小さくすべからざることを報告している。これは小児の場合、良好な像を得るために、より低い線量で十分なのである。

(142) 透視では通常、治療シミュレーションに 30 秒から 1 分を要する。また透視の場合、ビームの同期及び自動追跡を含め、呼吸性移動の管理が必要である。イメージングシステムを搭載した典型的な透視装置では、管電圧や管電流など透視技術のパラメータを自動的に調節して、許容できる画像を取得する。自動設定は部位ごとで異なる。また患者の体にも従うことから、線量レベルは検査間で大きく異なることになる。Murphy ら (2007) は、治療前の透視法に対し、患者への一般的な ESD は約 20 mGy min<sup>-1</sup> であろうと報告している。

#### コンドビーム CT

(143) コンドビーム CT (CBCT) は治療計画の作成及び標的体積の検証のために用いられるが、カッペンブーチアーク及び不正確なハウジングフィールド数が生じることになる。

(144) 異なるスキヤン部位に対し、CBCT の線量レベルについて、研究が行われてきた。Islam ら (2006) は、30 及び 16 cm 径の円筒状水phantomを用いて評価した線量を報告している。管電圧 120 kVp、1 投影あたり 2 mAs で 830 回投影し、線源-検出器間を 154 cm としたとき、胴体phantomの中心及び表面での典型的なphantom線量は、それぞれ 16 mGy 及び 29 mGy であった。頭部phantomの場合、中心及び表面線量はそれぞれ 30 mGy 及び 29 mGy であった。複数の著者が、成人の人体phantomを用いて評価した線量積量を報告している (Endo et al., 1999; Kan et al., 2005; Sawyer et al., 2009)。CBCT において一般的な技術的パラメータ及び線量積量を、表 5.3 に要約する。CBCT 検査における線量積量は、X 線 CT のそれの 2 倍又は 3 倍になることがある。したがって CBCT は、標的体積付近の重要臓器に及ぼす線量を照射することになる。Kan ら (2008) は計画のマッチング精度について標準と低モードの CBCT 像では有意差がなく、したがって、従来型の X 線 CT のみを用いて線量を下ることが可能であることが示された。

#### 5.2.3 介助者と介護者の被ばく

(148) 陽子線治療と高エネルギーイオンビームは患者の体内で核反応を引き起こし、核の放射化をもたらす。このため、粒子線治療後に患者に付き添う人々、例えば作業スタッフ、介助者、介護者、家族などについて、被ばくの評価を行う必要がある。

(149) Tsujii ら (2009) は、軟組織の代わりとなる材料を用いた粒子線治療の照射実験の結果を報告した。患者の粒子線治療は、最大で 20~30 回の分画照射で行うこととした。30 回分画の線量積量は HIMAC で 23.5 µGy、HIMC で 20.8 µGy と算出された。30 回分画の陽子線治療の場合、この被ばく量は HIMC で約 130 µGy と算出された。陽子線治療における放射化による線量は、放射線治療のそれよりも高かったが、これは一部は、陽子線治療では放射線治療に比べて、患者に多くの粒子フルエンスを照射する必要があるためである。粒子線治療により生成される放射性核種の大半は、物理的半減期が極めて短い。家族が患者に 2 時間以上付き添ったとしても、被ばく量の増加分はほとんどない。以上のことから Tsujii ら (2009) は、患者の家族の被ばく量は年間 1 mSv をかなり下回ると結論付けた。

#### 5.3 職業被ばく

(150) 粒子線治療の間、照射室内の空気の原子核、患者の体、及びビームライン装置の間で相互作用が生じ、ビームそのもののイオン種、エネルギー及び照射領域に応じた物質を放射化する。施設内の放射線業務従事者の職業被ばくは線源は、治療ビームそのものではなく、放射線治療に関連した放射化物質である。誘導放射線の物理的半減期は比較的短いことから、この放射能は照射直後に最も高く、放射性核種の半減期に従って急速に低下する。

(151) 粒子線治療の施設には、医師、放射線技師、放射線物理士、看護師及びオペレーターなど放射線業務従事者が多数存在している。彼らの中には、放射線治療中の役割に応じた照射前の準備のため照射室に入っていたり、患者を照射室に運んだり、患者の位置と照射装置をセットしたり、照射後に室外に患者を運び出したりする者もある。照射後は、患者の補償体及び患者コリメータを保管室に移動させる。医療スタッフの他、放射線治療に関連する製造業者及び供給業者の職員も、ビームラインシステムを保管室に移動させる。医療スタッフの間には施設内に入る機会があるため、残存する放射性核種に被ばくする可能性がある。

本項では「放射線技師 (radiological technologist)」という用語を使用している。ただし文献中では「放射線療法士 (radiation therapist)」及び「治療放射線技師 (therapeutic radiographer)」という用語、即ち専門分野に応じて使用されている。

(152) 放射線治療施設における作業者の職業被ばくは、ビームラインシステム及び装置の誘導放射線レベル、医療スタッフ及び保守要

#### 放射学的手法

(145) Y カメラを用いた平面イメージング、単光子放出形 CT、PET 及び PET/CT などの核医学的手法が、粒子線治療前および治療後のフォローアップのために画像診断法の 1 種として実施されている。核医学的手法後には放射線防護のため、患者の内部被ばく線量推定が必要である。種々の放射性医薬品を投与された基準患者に対する、1 つの臓器線量推定法は、Publication 53、80 及び 106 (ICRP, 1987, 1998b, 2008) に示されている臓器線量推定法である。体内動態モデル及び各放射性医薬品の体内動態データから推定される線量積量は、約 15~20 mGy である。成人及び 1、5、10 及び 15 歳の小児に開示されている組織、臓器の平均吸収線量は、投与された放射性 1 単位 (MBq) あたりの mGy として示され、個々の放射性医薬品の線量係数に、投与された放射性医薬品の放射能を乗じて、推定することができる。

#### 5.2.2 粒子線治療の線量推定

(146) 本項では、粒子線治療の種々のイメージング法により患者に照射される総線量を記述する。以下は、HIMAC の線量治療における、各イメージング法からの線量の例を示す。

(147) 成人前立腺がん患者の場合、放射線治療のために必要なイメージング法により生じる臓器線量は、以下の通りである。結腸は放射線感受性が高いことから、それへの線量は重要である。HIMAC で、前立腺がんの放射線治療に関係する各手順について、典型的なイメージング法及び臓器線量を、図 5.8 に要約する。手順 1 (治療前の診断検査) では、患者が骨密度 CT スキヤンを受けたとき、結腸線量は表 5.1 から約 15~20 mGy と推定できる。手順 2 (治療計画の作成) では、患者が X 線 CT 検査を繰り返したとき、結腸線量は約 15~20 mGy である。その結腸線量検査は、患者が直向 2 方向の X 線撮影を受けたとき、モンテカルロプログラム (PCXMC) を用いて推定された。手順 3 (治療前検査) では、患者は直向 2 方向の X 線撮影を受けたとき、モンテカルロプログラム (PCXMC) を用いて推定された。手順 4 では、毎回の分画照射開始時の日々の X 線撮影を受け、合計 64 回の直向 2 方向撮影を受けたときの結腸線量は、約 25~30 mGy と推定できる。最後に手順 5 (治療後のフォローアップ) では、患者が放射線の骨密度 CT スキヤンを受けたときの結腸線量は、約 15~20 mGy と推定できる。このように、粒子線治療の間及び治療後の種々のイメージング法により照射される典型的な総線量係数は、約 100 mGy に達すると考えられる。この数値は、粒子線治療の施設が採用している治療分画数及び X 線画像撮影の頻度按比例して変わり得る。

員が照射室に滞在した場所と時間、及び放射化物質との接触又はそこから距離に依存する。照射システム及び照射線の透過能力も、作業者の放射線防護に影響する重要な要素である。医療者である放射線業務従事者のうち、誘導放射線の職業被ばくレベルも最も高いものは、その役割上、放射線技師である。適切な放射線防護のため、特定の放射線治療における誘導放射線の実測値及び計算値に基づき、これら医療従事者に対する線量を推定することができる。実際多くの研究から、放射線治療における測定値と計算値による線量推定値が報告され、有意差が認められている。

(153) 直線加速器を用いた放射線治療について、Almon ら (1991) は、放射線治療のために加速器の作業員をして放射線技師 24 名に問うた。体幹と手指部の吸収線量を TLD を用いて測定し、年間吸収線量を 2 mGy と推定した。これは主に、照射室の壁を通過する放射線により生じたものであった。加速器内の誘導放射線は、その線量の 3 分の 1 に寄与していた。体幹への吸収線量は年間 1.0~2.8 mGy で、手指部への線量の幅は年間 0.7~3.3 mGy であった。加速器の金属の誘導放射線のうち、治療後は <sup>59</sup>Fe (物理的半減期 45.8 分) 及び <sup>60</sup>Co (9.7 分) が主であり、後半には <sup>57</sup>Ni (38 時間) 及び <sup>57</sup>Ni (38 時間) が主であった。Fischer ら (2008) は、4 種類の高エネルギー医用直線加速器のアイソトープにおける放射化生成物及び誘導された線量率の比較結果を報告した。Y スペクトルを分析して線量率を計算した。物理的半減期が 2.3 分かつ 5.3 分という、21 種類の物理的半減期を確認した。これらの誘導放射線核種のうち、<sup>59</sup>Fe、<sup>60</sup>Co、<sup>57</sup>Ni、<sup>57</sup>Mn、<sup>59</sup>Mn、<sup>55</sup>Mn、<sup>58</sup>Co 及び <sup>58</sup>Fe が、アイソトープで検出された線量率の計算に重要と考えられた。放射線技師に対する推定年間線量は、年間 0.62~2.53 mSv であった。Perin ら (2003) は、18 MV ELEKTA 直線加速器期間の誘導された線量率を算出するためのモデルを導入した。モデル化された、誘導された線量率は、線量測定値と一致していた。最大の年間全身線量は、60,000 MU week<sup>-1</sup> について 2.5 mSv と推定された。

(154) ペンシルベニア大学陽子線治療施設について中性子の運搬状況を検討する。Avery らは (2008) 100、175 及び 250 MeV の陽子線で生成された中性子スペクトルを Geant4 モンテカルロシミュレーションコードを用いて算出し、算出されたスペクトルデータに基づき、施設内の様々な点の等価線量を推定した。運搬体周辺の様々な点の年間線量当量は 0.02~1.19 mSv であり、その結果、公衆及び放射線業務従事者の方向に対して運搬状況は十分であることが明らかとなった。Newhauser ら (2005) は、測定装置、コンピュータ及びソフトウェアから成る、陽子線治療施設の中性子線モニタリングシステムを開発した。このシステムは、中性子線量当量を記録し表示することとができる。Moyers 及び Lesyva (2009) は、Loma Linda 大学の陽子線治療施設でシンクロトロンした後の残留放射性核種による保守作業員の被ばくを、加速器周辺の線量測定及び個人線量測定記録のレビューにより推定した。加速器の表面から 300 mm 離れた場所の平均保守作業員の線量率は全て 1.7×10<sup>-2</sup> mSv h<sup>-1</sup> を下回った。2006 年における 7 名の保守作業員の身体の平均年間線量当量は、2.0×10<sup>-2</sup>~2.1×10<sup>-1</sup> mSv であった。

<p>(155) 炭素線治療において、Yashima ら (2002, 2003, 2004a,b) は HIMAC 施設にて 230 及び 100 MeV n.r. のアルゴン、炭素、ネオン、ヘリウム及びリンを用いた実験を行い、厚い銅標的内で放射性線誘生生成物を得た。(実験には放射線治療に 400 MeV n.r. のイオンも使用する。) その結果、他の実験データとの一貫性及び反応型取込のエネルギー依存性を認めた。また彼らは、PHITS コードを用いて管内の残留放射線の空間分布も計算し、PHITS を用いて計算した結果は測定値とよく一致していることを明らかにした。</p> <p>(156) 粒子線治療の適切な放射線防護を確保するためのエビデンスとして、Tsujii ら (2009) は、粒子線治療を行っている全世界の代表的な施設から、各施設の実践的な放射線防護に関する情報を収集した。これらの治療施設は、通常の加速器の施設と同じ政府の規制の管理下にある。ビームライン装置と患者の放射レベルは、ロードビーム法を用いて評価されていた。放射線技術師には、放射線技術師に於いて実際に測定されていた。放射線技術師に対する実際の最大線量は、誘導放射線の測定データに基づいて評価されていた。放射線技術師に対する線量当量値は、患者測定値、患者コリメータ及び患者補償体を外し(さらにサイドテーブルにおき)、患者コリメータ及び患者補償体を保持する(保管室に移動させる)として、連続プロセスについて推定した。この際、放射線技術師はこの流れを 1 日に 20 回、年間 260 日繰り返すと仮定した(表 5.4)。Tsujii ら (2009) は、例えば HIMAC で 290 MeV n.r. 及び 400 MeV n.r. の炭素線治療を行ったときの年間実効線量はそれぞれ 1.06 mSv 及び 0.67 mSv であり、年間皮膚等価線量はそれぞれ 9.7 及び 4.1 mSv であると推定した(表 5.5)。また HIMAC と同じ条件と仮定の下で、HBMIC では、炭素線治療の年間実効線量は 0.53 mSv、年間皮膚等価線量は 5.4 mSv と推定された。3 か所の粒子線治療施設における年間実効線量は 2.3~5.5 mSv で、年間皮膚等価線量は 31~73 mSv と推定された(表 5.6 参照)。粒子線治療の放射線線量は炭素線治療よりも高かった。これは患者に対する陽子のアルゴンが概ね炭素線のそれよりも高いと推定された。陽子及び炭素線の両方について、ロードビーム法ではなくロードシールド法を用いることで、放射線線量を引き下げることができる。</p> <p>(157) 表 5.7 には医療従事者に関する推定年間線量を集計している。委員会は、職業及び公衆被ばくに関する線量限度を <i>Publication 60</i> 及び <i>ICRP 1991, 2007b</i> ) において報告している。職業被ばくの場合、5 年間の線量限度は 100 mSv (平均線量は年間 20 mSv)、1 年間の最大線量限度は 50 mSv である。一方で公衆被ばくの場合、線量限度は年間 1 mSv である。上述の放射線技術師に対する推定線量は、これらの職業被ばくに関する線量限度を比較することで、Tsujii ら (2009) は、光子放射線治療に関する現在の規制は粒子線治療にも適用できると結論付け、データに基づけば、一般的な直線加速器による放射線治療に関する放射線防護の方法と同じ防護基準を、職業被ばくにも適用できる。計画被ばく状況に基づいて、委員会は、眼の水晶体の等価線量限界を、5 年という一定期間の平均値として年間 20 mSv であり、かつ年間 50 mSv を超える年がないこと、と報告していた (ICRP, 2012)。全ての臓器のうち、X 線検査で最も高い線量を受けるところから、放射線被ばくを考慮するものは、皮膚である。さらに、患者の X 線入射面と、臨床医の眼の水晶体の間の距離はそう近くないと考えられることから、放射線防護者に対して通常の放射線防護を行ったとき、水晶体に対する線量は委員会が報告しているよりも高くなることはないと考えられる。</p>
---

<p>による被ばく(など)も、施設の管理者によって検討される必要がある。本項では、これら施設の最悪化を確保し、さらに職業及び公衆被ばくの線量限度を遵守するために必要な、特定の放射線安全管理について助言する。偶発的被ばく(5)の防止策は 7 項に示す。</p>
<p><b>6.2 装置の放射化による被ばくの管理</b></p> <p>(161) 粒子線治療施設において、重要な安全管理に関する特定の事項とは、高エネルギーイオンビームの直達照射を受けて放射化された装置及び患者からの被ばくに伴うものである。問題となる装置は治療室に直接被ばくされた装置であり、特に患者付近に設置された場合、又は放射線技術師が手動で操作する場合に問題となる。これらには患者の補償体、リジフイオレーター、レンジフイオレーター、レンジング及び線量計が含まれる。これらの装置の操作により受け得る線量レベルを、表 5.6 及び表 5.7 に示している。これらのレベルは、しかるべき線量限度をはるかに下回るものである。</p>
<p><b>6.3 放射化による放射線の管理</b></p> <p><b>6.3.1 照射室内の空中放射線線量</b></p> <p>(162) ビームの加速及び輸送中に放射化された空気からの職業被ばくを評価する必要がある。照射室内の空中放射線線量が推定されている (Tsujii et al., 2009)。イオンビームにより誘導された核種の空気中放射能 <math>A_{ij}</math> (Bq) は、次式により計算できる。</p> $A_{ij} = A_0 \sigma_{LN} = A_0 \sigma_{LN} \frac{V_{ir} \times \rho \times D \times 10^{-3}}{E \times 1.6 \times 10^{13}}$ <p>ここで <math>A_{ij}</math> (s<sup>-1</sup>) は核種 <math>i</math> の崩壊定数であり、<math>\sigma</math> は核種 <math>j</math> を生成する反応の断面積 (空気断面積: cm<sup>2</sup>) である。N は入射粒子数、L (cm) は治療イオンビームが通過する空気中の飛標長、D (Gy) は体積 <math>V_{ir}</math> (cm<sup>3</sup>) の水吸収線量、<math>\rho</math> は水密度 (g cm<sup>-3</sup>)、E (MeV) は入射粒子の総エネルギーである。</p> <p>(163) 空気の放射化により生成される可能性のある放射性核種とその属性を表 6.1 に示す (Tsujii et al., 2009)。</p> <p>(164) 粒子線治療施設では、主ビームのほか二次中性子による空気の放射化も検討する必要がある。二次的な中性子により誘導される各種の空中放射能 <math>A_{ij}</math> (Bq) は、次式により計算することができる：</p> $A_{ij} = A_0 \sigma_{LN} L_{Nj}$ <p>ここで <math>R_{Nj}</math> は 20 MeV を超えるエネルギーをもつ中性子の数であり、<math>L_{Nj}</math> は照射室内の中性子の実効飛行距離 (effective flight path) であ</p>

<p>えられる。</p>
<p><b>5.4 公衆被ばく</b></p> <p>(158) 放射線治療における公衆被ばくの線量は、職業被ばくのと異なり、主に放射線源は、治療に関連した器具で生成される放射能ではなく、患者で生成されるものである。公衆は、放射線治療を受けた患者と接触することで被ばくする可能性がある。被ばくの種類には、治療施設から環境中に排出された空気及び排水中の放射能も含まれる。ただし、公衆被ばくに対する線量の放射化レベルは、その放射能の物理的半減期及び被ばくの種類のために、職業被ばくのそれよりも低い。</p> <p>(159) Tsujii ら (2009) は、国立がん研究センター東病院にて職業及び公衆被ばくの種類を考慮し、陽子、速中性子及び熱中性子による空気の放射化を計算した。これには環境に対する影響と、照射室の空気、施設からの排気及び排水中の放射能線量が含まれる。その放射化レベルは、ICRP の勧告に基づき日本の規制レベルを下回っている。尿を介して患者から排水中に移動した線量レベルをモニタリングシステムを用いて推定した結果、環境への影響はほとんどないことが確認された。これらのデータは、誘導放射能との接触はほとんどないために、その線量は公衆線量限度より顕著に低いこと、さらに、光子放射線治療施設における公衆被ばくからの放射線防護方法は、粒子線治療においても適切であることを示唆している。</p>
<p><b>6 粒子線治療施設に関する放射線安全管理</b></p> <p><b>6.1 粒子線治療施設に関する放射線安全管理</b></p> <p>(160) 粒子線治療施設が既に実施されている国々では、医用直線加速器を含む放射線源に関して国内の規制の枠組みが運用されており、高エネルギー粒子加速器の実験施設のための放射線安全基準が適用されている。国際レベルでは、放射線防護管理基準の適用範囲を確定するための「アプローチに関する各国当局への勧告が <i>Publication 104</i> (ICRP, 2007c) に示されている。各国当局及び放射線源の使用者に関する要件は、「直線放射線に対する防護と放射線源の安全に関する国際基本安全基準」(IAEA, 1996) に示されている。これらの安全基準には、放射線防護の最悪化のための要件がみならず、緊急時の偶発的被ばくの防止のための要件 (スイッチオフ、インターロック、警告信号など) も含まれている。放射線治療においてどのように国際的な安全要件を満たすことができるかという助言が、IAEA において示されている (2006)。放射線治療における偶発的被ばくからの放射能が、<i>Publication 86</i> と <i>112</i> (ICRP, 2000, 2009) 及び IAEA (2000) において示されている。ただし、安全性及びセキュリティに関連して検討すべき一般的な問題に加え、高エネルギーイオンビームに伴う特定の問題 (例えば、照射装置の放射化</p>

<p>(165) 二次的な熱中性子により誘導される各種の空気中放射能 <math>A_{ij}</math> (Bq) は、次式により計算することができる：</p> $A_{ij} = A_0 \sigma_{ij} \Phi V$ <p>ここで <math>A_{ij}</math> (s<sup>-1</sup>) は核種 <math>i</math> の崩壊定数であり、<math>\Phi</math> (cm<sup>2</sup> s<sup>-1</sup>) は照射室内の熱中性子のフルエンス、<math>V</math> (cm<sup>3</sup>) は照射室の体積である。主要核種である <sup>149</sup>Am は <sup>149</sup>Am (n,γ) 反応により誘導されるもので、その熱中性子に対するその断面積は 680 mb である。</p> <p>(166) 時間 <math>T</math> (s) で平均化した、照射室の空気中に存在する核種 <math>i</math> の放射能線量 <math>G_i</math> (Bq cm<sup>3</sup>) は次式により計算できる：</p> $G_i = \frac{A_{ij} + A_{ij} + A_{ij}}{V T (\lambda_i + \gamma V)} \left[ 1 - e^{-(\lambda_i + \gamma V) T} \right]$ <p>ここで照射室の換気速度は <math>v</math> (cm<sup>3</sup> s<sup>-1</sup>) である。</p> <p>(167) 照射室での作業中の作業者の、内臓被ばくによる年間実効線量 (<math>E_{in}</math>) は次式により評価できる：</p> $E_{in} = \sum_{i=1}^{n_{inh}} C_{in,i} \rho_i \times 10^6 \times O \times 2000$ <p>ここで <math>n_{inh}</math> は核種 <math>i</math> の崩壊定数であり、<math>\rho_i</math> (m<sup>3</sup> h<sup>-1</sup>) は照射室内の占有係数、<math>O</math> は照射室内の占有係数である。照射室で空中に生成される <sup>3</sup>H、<sup>14</sup>C、<sup>14</sup>N 及び <sup>10</sup>B の大半は、気体の形で存在することになる。<i>Publication 68</i> (ICRP, 1994) によれば、線量の推定にはこれら気体の挙動 (特に <math>e_{inh}</math>) を考慮するべきである。</p>
<p><b>6.3.2 放射線治療施設からの排気</b></p> <p>(168) 照射室内で放射化された空気中の放射能線量の推定 (6.3.1 項) に加え、施設設計段階では、周辺地域に住む公衆に対する線量を評価するために、照射室の排気設備を確認するため、排気システムも推定するべきである。さらに空気中放射能線量が規制当局の定める最高線量限度を超えた場合、その操作設備でも適切にシステムにより線量をモニタリングする必要がある。</p> <p>(169) 時間 <math>T</math> (s) で平均化した、排気中に存在する核種 <math>i</math> の放射能線量 (<math>G_e</math>) は次式により計算できる：</p> $G_e = \frac{v A_{ij}}{v V T (\lambda_i + \gamma V)} \left[ 1 - e^{-(\lambda_i + \gamma V) T} \right]$ <p>ここで施設全体の換気速度は <math>v T</math> (cm<sup>3</sup> s<sup>-1</sup>) である。</p>

### 6.3.3 図形標識物の管理

(170) 放射線治療ビームにより放射化された装置又は構成部品を交換する際は、不要な被ばくを避けるための配慮が必要である。これらを一時的保管庫におく際は、放射能濃度に応じてこの保管庫を管理区域内又は区域外に置くことができる。

(171) クリアランス制度が導入されている、又は導入の予定がある場合、放射能濃度がクリアランスレベル基準を下回る場合はその放射化物を、リユース又はリサイクルのためのクリアランスレベルと見做しして扱う必要がある。このクリアランスレベルは各国の規制当局により、IAEA安全指針 (IAEA, 2004) に提案されているレベルを参照して設定されている。

### 6.3.4 患者の退出及びその排洩物の管理

(172) 放射線治療を受けた患者の退出に関する時間、並びにその排洩物の管理の必要性は、患者の家族の被ばくとの関連で考察する必要がある。5.2.3項に示すように、介助者及び介護者に対する線量は1事例当たり1 mSv未満であることが確認されており、特別な防護手段は不要である (ICRP, 2007b)。

### 6.4 放射線防護の管理のためのモニタリングシステム

(173) 公衆被ばく、職業被ばく及び患者の医療被ばくにおける放射線防護を確保するため、施設ではモニタリングシステムを構築する必要がある。このシステムには、外部及び内部被ばくを含むこれらの被ばくの評価のための、適切なモニター装置の配置を含める。V線及び中性子の外部被ばく線量は、エリアモニター又はサーベイモニターによってモニターする必要がある。核種の放射能測定は、照射室に備え付けられた適切なガスモニター及びダストモニターによりモニターできる。濃度をモニターしない場合は、計測によって評価する必要がある。

### 6.5 放射線治療施設の放射線防護の管理における品質保証

(174) 放射線防護の管理のための品質保証 (QA) プログラムを確立する必要がある。このプログラムは以下のものを対象とする：(i) 関連する手法及び標準の管理、(ii) 照射機器、加速器、ビーム形成用装置及び計測器の物理的パラメータの測定、(iii) 線量測定及びモニタリング装置、適切な校正と状態の検証、並びに (iv) 継続的な品質の改善。

### 7.2 放射線治療における潜在的な臨床的被ばく

(179) 第2章に記しているように、放射線治療の特徴の1つは、ブラッグピーク、シャープなdistal falloff及びワイドなtailoffを特徴とする線量の集中性である。これにより、線量をできる限り低く抑えるべき OAR に隣接した標的体積 (例、悪性腫瘍) に、線量分布を集中させることができる。患者への放射線治療の潜在的利点もあるが、ビームパラメータの不確かさのように重要な関心事が存在し、放射線治療では標的の位置がより成否を決定づける。放射線治療に合わせたカスタマイズされた TPS を用いるための精密なコリメータと、飛越標的体積を設計することができる。また TPS により、加速器に対する種々のビームパラメータを作成し、スクエア照射の場合では走査石とソルゲンス分布の大規模なテストも作成することができる。このような TPS の機能は放射線治療に特有のものであり、従来の外部ビーム放射線治療における原則とは必ずしも直接関連しないことに注意する必要がある。このように、全ての放射線治療業務で共通する事項に加え、放射線治療施設で用いられるシステムと手順に特有の起因事象を見逃す必要がある。これらのシステムと手順を用いた事象からの教訓はこれまで発表されていないことから、放射線治療では適切なアプローチャは十分ではない。したがって包括的な QA プログラムのためには、潜在的なリスクを見極める前向きなアプローチャを注意深く考察する必要がある。Cantone ら (2013) は先頃、放射線治療における前向きアプローチャの1例を報告した。表 7.1 は放射線治療に特有のリスク評価の1例を示している。これには、放射線治療プロセスの各作業に伴って生じる可能性がある起因事象と、各起因事象の潜在的な結果、及びその予防策も併せて示している。

### 7.3 品質保証プログラム及び監査

(180) 包括的な QA プログラムにより、システムエラーを発見し、ランダムエラーの頻度と影響度を低くさせることができる (ICRP, 2000)。放射線治療特定の包括的な QA プログラムは公表されていないが、複数の専門家団体が放射線治療の QA に関する文書を作成している。例えば QA ガイドライン (SMP, 2005) が現在更新されており、国際安全基準が関係され (IEC, 2014)、さらに ICRU は放射線治療の実施規程を準備している (ICRU, 2007)。これらは放射線治療施設における包括的な QA プログラムの確立に有用であると期待されている。

(181) 放射線治療では、その包括的な QA プログラムの一環として、独立した外部監査が必要である (IAEA, 2007)。QA 監査の究極の目的は、レビュー対象の施設又はアプローチャでの放射線治療プロセスについて現状を評価し、その質を改善することである。放射線治療プログラムの包括的監査では、放射線治療に依存するあらゆる要素の質をレビューし、評価する。これにはスタッフ、装置、手順、患者の防護と安全性、及び放射線治療施設の全般的な実務のほか、外部サーベイシステムとの関係も含まれる。関係施設が改善点を文書化できるように、技術、人的資源及び手順について前向きなアプローチャの特定がなされる。放射線治療についてそのような包括的監査は確立されていないが、現在、

### 7 放射線治療からの患者の偶発的被ばくの防止

(175) 放射線治療における新技術は、標的体積への線量を、隣接する健康な組織への線量を上げることなく増加させるような、高い原体性を有する線量分布をもたらした。しかし、その治療プロセス中のエラーはたまたま些細であったとしても、容易に悪い結果をもたらし得る。そのような偶発的被ばくを避けることを目指して、システムの脆弱性を特定し故障モードを予測するための、前向きで構造化された体系的アプローチャが必要である (ICRP, 2009)。

### 7.1 放射線治療を受けた患者の偶発的被ばく

(176) 意図したように放射線が照射されたいという典型的な偶発的被ばくは、以下のように分類することができる：

- 患者が、他の患者に計画されていた治療を受けてしまった場合。
- 患者が正しいが、間違った身体部分に照射してしまった場合 (部位や前後左右の間違い)。
- 患者と身体部分とは正しいが、計画外の体積に照射してしまった場合。

この最初の2種類の事象は、放射線治療以外の一般的な医療業務でも起こり得ることから、総合的な患者の安全性の観点から議論されるべきである。一方で後者2種類の事象は、より明確に放射線治療に起因すると考えられることから、本項にて簡単に記述する。

(177) 偶発的被ばくから学んだ知識と教訓を広げるとは、再発防止に極めて重要である。これは、放射線治療において、特に重要である。なぜならそれは病気の治療又は緩和のために非常に線量を患者に意図的に照射するという、放射線の唯一の応用であるからである (ICRP, 2009)。

(178) 放射線治療は外部ビーム放射線治療として分類することができる。2.2.4項に示すように、その手順は外部ビーム放射線治療と同様、患者の固定、治療計画時の CT 撮影、治療計画の作成、患者位置決め、及びビーム照射から構成される。放射線治療による偶発的被ばくの防止にも、従来の放射線治療における偶発的被ばくからの教訓が応用できる。放射線治療における偶発的被ばくのレビュー及び分析から学んだ教訓の体系的集約が、公表されている (IAEA, 2000; ICRP, 2000, 2009; WHO, 2008)。これらは、所定の放射線治療施設が、報告されたものと類似の偶発的被ばくを避けるために、十分な規定を備えているか否かを確認するために有用である。1例として、放射線治療装置の校正及びコミッションングにおけるエラーが原因であった多数の偶発的被ばくにより、ビーム校正エラーの可能性を発見するため独立した監査を伴う吸収線量決定のように、予防的措置が適切に講じられることとなった。

複数の監査活動が実施されている。米国では、国立がん研究所 (National Cancer Institute: NCI) 支援の臨床試験に参加している陽子線治療施設は、NCI 後援の共同グループ臨床試験における陽子線治療の使用に関するガイドラインに基づき、放射線物理センター [Radiological Physics Center: RPC, 2014年] Imaging and Radiation Oncology Core (IROC) に改組] がまとめている現地線量測定監査を受ける必要がある (RPC, 2012; Movers et al., 2014)。日本では、放射線医学総合研究所により線量測定の相互比較が実施され (Pukumura et al., 1998, 2008)、また多施設共同研究グループが、放射線治療に関する包括的な QA プログラムのガイドラインを確立し、線量測定の相互比較を行っている (Oawa et al., 2013)。全ての放射線治療施設には、治療装置の校正を検証するため、外部監査プログラムに定期的に (理論的に) 参加しているが、少なくとも5年に1度参加することが推奨されている。外部監査に定期的に参加していた施設では、そのようなプログラムに参加していなかった施設に比べ、ビーム校正の不一致が少なく、かつ小さいことが報告されている (ICRP, 2000)。

(182) 放射線治療は大型の加速器と従来の放射線治療に比べ複雑なシステムを必要とすることから、スタッフの作業時間、訓練及び能力を再評価する必要がある。ひとたびこれらの問題が適切に評価されれば、数年以降、段階的、かつ安全な移行が安全性を維持するために必要である。これを行うことができなければ、資源の浪費だけでなく、患者の偶発的被ばくの可能性も高まるおそれがあることは留意されるべきである。

### 8 結論及び報告

- 放射線治療における陽子又は陽子線などのイオンビームは、主にその有限な射程のため標的腫瘍組織への線量分布に優れており、標的腫瘍以外の正常組織に対する望ましくない被ばくを大幅に減少させることができる。
- あらゆる医学的手法と同様、放射線治療の第一段階は正当化である。患者に最適化の便益を与えるため、患者の適切な選択は、放射線治療に関する知識、治療する特定の腫瘍、及び利用できる臨床結果に基づいて行うべきである。
- 治療効率を最大限にし、正常組織への線量を最小限にする最適化のためには、慎重な治療計画の作成が必要である。またこの治療計画は、くを拘束しない、高い効率で標的体積に線量を照射する。とはいは治療計画は、標的体積内又は近く重要臓器の損傷を避けるために、十分に正確でなければならぬ。

- イオンビームデシリネーションシステムは、加速器、高エネルギービーム輸送システム、及び照射システムから構成される。イオンビームがこのようなビームイオン構造を通過又はヒットすると二次中性子及び光子が生成され、また放射化物からも粒子線及び光子が生成されることとなる。

- 照射野外の体積への線量は、二次中性粒子及び二次光子、粒子破砕片、並びに放射化物からの光子により生じる。このような線量は、患者の放射線防護という観点から考慮すべきである。
- 他の最新の放射線治療と同様、標的腫瘍の輻射放出、適切な治療計画、照射野へのビーム照射の毎日の調整のためには画像検査法が不可欠であり、これにより、患者に対して適切な線量が追加照射されることになる。
- 治療野及び照射野内の空気には、適切な管理が必要である。管理は規制要件に必ず従わなければならない。光子放射線治療における職業被ばくに関する現行の規則は、陽子又は炭素線を用いた放射線治療にも同様に適用される。
- 放射線治療を受けた患者は、自身が放射線治療となる。しかし、変異又は公衆の放射線被ばくは重くなく、特別な注意は不要である。放射線治療は従来の放射線治療に比べて複雑な治療システムを必要とするため、患者の教育的被ばくを避けるためにスタッフの徹底した訓練と適切なQAプログラムが推奨される。
- 再発防止には、過去の教育的被ばくからの放射線を訓練に取り入れることが重要である。放射線治療には、光子放射線治療における多数の一貫した教育が適用できると考えられる。システムの脆弱性の特定とその防止のためには、この教育的アプローチを前向きのアプローチで補う必要がある。

#### 付録 A 線量測定及びエネルギー

##### A.1 線量測定法

(A1) 吸収線量は放射線治療においてコントロールすべき第一の要素とみなされている。これは、単位質量 ( $m$ ) の物質に吸収されるエネルギー量 ( $\Delta E$ ) として定義される：

$$D = \frac{\Delta E}{m} \left[ \text{J kg}^{-1}, \text{Gy} \right]$$

ICRP Report 85 (ICRU 2011) によれば、吸収線量  $D$  は  $\Delta E$  を  $dm$  で割った面であり、ここで  $dE$  は質量  $dm$  の物質への電離放射線による平均付与エネルギーである。したがって次式のようになる：

$$D = \frac{dE}{dm}$$

吸収線量の SI 単位は  $\text{J kg}^{-1}$ 、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

性となる。この再結合が生じる確率は、電離箱に印加される電圧が電界の均配に対して十分高ければ、最初に生成されたイオン対の密度に依存する。したがって、この再結合は高 LET ビームには重要であると考えられる。一般再結合は異なる飛跡に由来するイオン間で生じるもので、低 LET ビームでも高線量率の場合は生じることがある。

##### A.1.2 線量測定

(A7) 放射線治療では、使いやすさ、達成可能な精度、及び比較的高い再現性のために、電離箱による線量測定が最も広く使用されているが、水吸収線量の推定は上述の上述のとおり複雑であり、またその手順で使用されるパラメータの不確かさのために他の線量測定には若干の不確実性が生じる。

(A8) 吸収線量の測定に最も直接的な方法は熱線測定である。これは、放射線によりもたらされるエネルギーのほぼすべてが、最終的に熱になるためである。熱容量  $h$ 、質量  $m$ 、熱損失の物質を含む感受器が、エネルギー  $E$  を吸収したときに上昇する温度は、次式で表される：

$$\Delta T = \frac{E(1-\delta)}{hm} = \frac{D(1-\delta)}{h}$$

ここで  $D$  は平均吸収線量である。熱損失  $\delta$  は、熱として現れない  $E$  の一部である (例えば被合する化学反応のため)。

(A9) 熱線測定の難しさは、治療域 (1 Gy) の放射線により生じる温度の上昇は極めて小さい点にある。アルミニウムの場合、1 Gy の吸収は約 1.1 mK の温度上昇に相当する。線量計面に 1% の精度が必要な場合、 $10^{-4}$  K の変化を測定しなければならない。この目的のため、ホウ素トリプロドにカーミスタを組み込んだものが多く用いられているが、必要な精度を達成するためには特別な注意が不可欠である。現在、放射線治療には媒体としてグラファイトが好まれている (Sakama et al., 2009)。

##### A.1.3 熱ルミネッセンス線量計

(A10) 種々の利用可能な蓄積型 (受動型) 線量計のうち、放射線治療の分野では熱ルミネッセンス線量計 (TLD) が最も広く使用されている。照射されると、TLD 内の結晶が励起され、その電子の一部は基底状態に落ちる前にトラップされる。比較的長い半減期でトラップされたものは室温で容易に励起し、その後基底状態に戻る。しかし比較的深い準位でトラップされたものは、普通の条件下で何年も明安定のままである。400–500°C に加熱することで、その一部を可視光として取り出すことができる。この放光を光電子増倍管 (PMT) によりモニターする。

(A2) 放射線治療において、患者の身体は様々な局所密度をもつ水に近似されることから、着目点での水の吸収線量を得ることが必要である。

##### A.1.1 電離箱

(A3) 放射線治療の分野において水吸収線量を得るために現在最も広く使用されている実用的方法は、電離箱内の一定の空室において生成される電荷を測定するものである。荷電粒子平衡が成立している状態 (関心領域 (ROI) 内起源の放射線によって ROI 内で生成される電荷が、ROI 外起源の放射線によって ROI 内で生成される電荷と均衡している) では、空気吸収線量  $D_{air}$  は単位質量  $dm$  中の電荷量  $Q$  と、 $w$  値を介して以下のように関係している：

$$\frac{dQ}{dm} = \frac{D_{air}}{(w/f)}$$

ここで  $w$  値は、1 イオン対の生成に消費されると予測される平均エネルギーである。

(A4) 電離箱で測定される吸収線量は水中ではなく空気中で測定されることから、この数値を空中から水中の値に変換する必要がある。この変換は、フロンツ・ブレイの空室原理が満たされている場合にのみ有効である。この空室原理では、空室 (電離箱) が空室内外のフルエンスに擾乱を引き起こさない程度に十分小さいことが求められる。次に、水中と空気中の吸収線量は次式のようになる：

$$D_{air} = \left( \frac{dE}{dx} \frac{1}{\rho} \right) \cdot \Phi_{air}$$

$$D_{water} = \left( \frac{dE}{dx} \frac{1}{\rho} \right)_{water} \cdot \Phi_{water}$$

これは次のようにまとめられる：

$$D_{water} = \left( \frac{dE}{dx} \frac{1}{\rho} \right)_{water} \cdot \frac{D_{air}}{f_{air}}$$

(A5) 空室原理により与えられる  $\Phi_{water} = \Phi_{air}$  という近似の下では、水中と空気中の吸収線量の比は、両媒体中の質量阻止能の比と等しい。

(A6) 生成されたイオン対の再結合も、電離箱による線量測定で考慮すべき重要な要素である。再結合には 2 つの形式、すなわち初期再結合と一般再結合がある。初期再結合では、1 つの放射線飛跡に沿って生成されたイオン対が隣接又は隣接に到着する前に結合し電気的に中和する。

吸収線量は TLD に吸収された線量に相当することから、TLD が置かれた場所の吸収線量を推定することができる。

(A11) TLD を用いる際に特に注意すべき点は、そのエネルギー (LET) 依存性である。LET が高くなるにつれ、TLD の応答は格段に低下する。超線形性 (Supralinearity) も TLD に固有の応答である。TLD に 10 Gy 以上の放射線が照射されると、その発光は予定される線形近位値を超える。

##### A.1.4 光刺激ルミネッセンス

(A12) 光刺激ルミネッセンス (OSL) の原理は、熱ルミネッセンス線量計のそれと類似したものである。トラップされたエネルギーを発光の形で放出させるために、熱の代わりに (レーザーから) 光を用いる。照射中の積算線量は、後に直線 OSL を用いて評価することができる。OSL は、長い光ファイバーに連結された炭素添加酸化アルミニウム (AlOx:C) の小型のチップ、レーザー、ビームスプリッター及びコリメータ、PMT、電子機器ならびにソフトウェアで構成される。OSL を発生させるため、光ファイバーを通してレーザー光でチップを励起して、生じた発光 (ブルーライト) を同じファイバーで逆送し、ビームスプリッターにより 90 度反射させて、PMT で測定する。光ファイバー線量計は、幅広い線量率及び放射線治療に使用される線量にわたって、高い感度を示す。OSL の応答は一般に線形であり、エネルギー及び線量率に依存しないが、方向性 (angular response) は補正の必要がある (Podgorsak, 2006)。

##### A.1.5 蛍光ガラス線量計

(A13) 蛍光ガラス線量計 (RGD) では銀イオンが蛍光中心を形成し、これは室温で 1 年以上安定している。重炭酸ガラスレーザー、固体紫外線レーザーなどの光の入射で励起されると、発光が生じる。光電子増倍管で増強される光量は、検出線の吸収線量と良い関係性を示す。荷電イオンビームに対する RGD の応答は、TLD のそれよりも強い LET 依存性を示すが、取扱い易さが利点である。

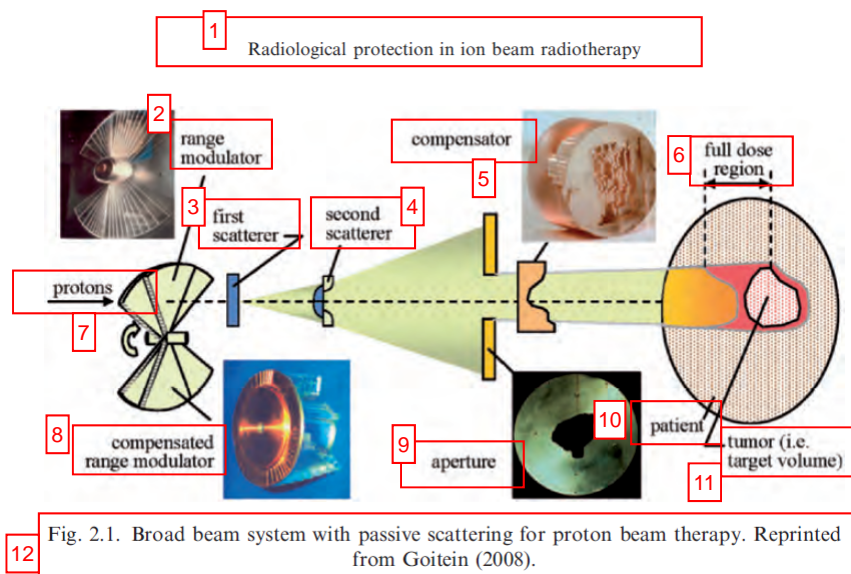
##### A.1.6 実施規準

(A14) 現在、イオンビームの吸収線量の評価に関する実施規準が、電離箱の使用に代わり利用可能である。IAEA はそれを TRRS98 として発表した (Andreao et al., 2000)。これは、光子、電子及びイオンビームに対する、電離箱を用いて水吸収線量を得るための適切な測定方法を示した指針である。このプロトコルに使い、着目点  $D_c$  における吸収線量は次式により求められる：

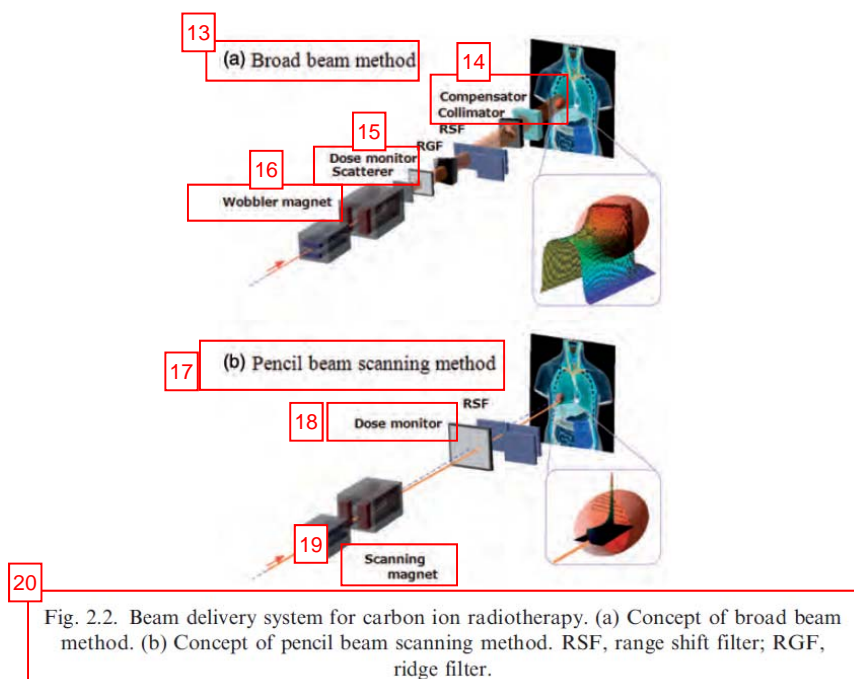
<p>ここで <math>M</math>、<math>N_{0,w}</math> 及び <math>k_{01}</math> はそれぞれ電離当量による測定値、水吸収量の校正定数、及び線質変換係数を示す。<math>N_{0,w}</math> 及び <math>k_{01}</math> は、<math>^{60}\text{Co}</math> 標準線源からの X 線でチャンネルを校正して求められる。</p>
<p><b>A.2 モンテカルロシミュレーションコードの適用</b></p> <p>(A16) 粒子線治療分野におけるモンテカルロシミュレーションは、近年、精度及び計算時間の点で著しい改善が得られている。SHIELD-HIT (Gudowska et al., 2004)、FLUKA (Ferrari et al., 2005)、Geant4 (Allison et al., 2006) 及び PHITS (Iwase et al., 2002; Niita et al., 2006) は、粒子線治療の問題解決に広く応用されている。しかし、結果の精度についてはまだ注意が払われるべきである。</p>
<p><b>A.3 生物学的反応モデル</b></p> <p>(A16) イオンビームの生物学的及び臨床効果は主に吸収線量に左右されるが、線質も結果を変える。</p>
<p><b>A.3.1 線質のパラメータ</b></p> <p>(A17) 線質を示すために最も広く用いられている数量は、LET である (ICRU, 1970)。LET は、電離粒子が厚さ <math>dx</math> の物質を通過するとき、その厚さの物質に付与されるエネルギーの積層である：</p> $LET_A = \frac{dE_A}{dx}$ <p>ここで <math>dE_A</math> は、電子衝突によるエネルギー損失から、<math>\Delta</math> を超えるエネルギーを持つ全二次電子の運動エネルギーを引いたものを指す。<math>\Delta</math> が無限大に近づくと、LET<sub>A</sub> は線電子阻止能 (linear electronic stopping power) と同一となる。</p> <p>(A18) 吸収線量は質量阻止能とアルエンズの積として、次式のように与えられる：</p> $D = \frac{dE}{dt} \cdot \rho$ <p>(A19) マイクロドジメトリも本項の適用範囲内にある。マイクロドジメトリの概念、及びマイクロドジメトリ量 (線エネルギー、比エネルギー) などとそれらに対応する従来の量 (LET、吸収線量など) との違いを記述する。これらの数量の粒子依存性を示し、(巨視的) LET 又</p>

<p>される (すなわち <math>\alpha</math> と <math>\beta</math> は生物学的エンドポイントにのみでなく、線質、LET にも依存する)。</p> <p>(A25) LQ モデルは通常、2~10 Gy の 1 回線量においてプロトコルを設計する際に有効と考えられる (Brenner, 2008)。</p>
<p><i>Local effect model</i></p> <p>(A26) Local effect model (LEM) は、GSI (ドイツ) の放射線治療プロジェクトの関連で開発された (Scholz et al., 1997; Elsäesser and Scholz, 2007; Elsäesser et al., 2008)。巨視的な吸収線量の代わりに飛跡構造を用いて、標的細胞を多数の微細なボクセルに分割し、すべてのボクセルに修正 LQ モデルを用いて、ボクセル内で生じた局所的損傷数を推定する。局所的損傷数の合計から損傷の総数を求め、細胞の運命をその総損傷数に依りて決定する。ここで LEM に使用する <math>\alpha</math> 及び <math>\beta</math> は、X 線照射情報から入手する (すなわち LEM は、種々の放射線に対する生物学的反応は、原理的に X 線のそれと同一であり、飛跡構造の顕微鏡的な観測により、観察される反応が修飾されると仮定する)。</p> <p>(A27) 他のモデル [例えばマイクロドジメトリックカインティックモデル (MKM、下記参照)] に比べて LEM の利点の 1 つは、nm 規模で飛跡構造の詳細を十分に開拓することである。マイクロドジメトリックのアプローチは <math>\mu\text{m}</math> 単位の平均エネルギー付与に基づいている。マイクロドジメトリックカインティックモデル</p> <p>(A28) マイクロドジメトリックカインティックモデル (MKM) (Hawkins, 1996) は LEM と非常に類似しており、これも、細胞を多数の微細な領域に分割する。その違いは、LEM では統計的平滑化線量分布を使用するが、MKM では代わりにマイクロドジメトリ量を導入している点である。LEM に比べて MKM の利点の 1 つは、マイクロドジメトリ量を実験的手法で導出できることである。これにより例えば、複雑な治療照射野における着目点での生物学的効果を評価し、QA での利用が可能となる。この 2 つのモデルは、イオンビーム照射後の細胞致死率について、概本同様の影響を予測することが確認されている (Kase et al., 2008)。</p>

<p>はマイクロドジメトリ量に基づくイオンビームに対する生物学的モデルも紹介する。</p> <p>(A20) 入射ビームが単一エネルギーでない場合、平均エネルギーは次式のように計算できる：</p> $LET_T = \frac{\sum \Phi_i}{\sum (LET_i \times \Phi_i)} \cdot A$ $LET_D = \frac{\sum (LET_i \times LET_i \times \Phi_i)}{\sum (LET_i \times \Phi_i)} \cdot A$ <p>(A21) LET<sub>T</sub> は「飛跡平均 LET」と呼ばれ、LET スペクトルの単純な平均値である。LET<sub>D</sub> は LET<sub>T</sub> の LET 加重平均である。LET<sub>D</sub> は、放射線治療に使用するイオンビームの生物学的効果を示す、良い指標であることが知られている。</p> <p>(A22) LET はイオンビームの生物学的影響を記述するために役立つが、いくつかの限界についても強調されるべきである。最も重要な限界は、LET の定義に関するものである。LET は、粒子方向のエネルギー損失のみを考慮したものであり、体積に対しては定義されていない。細胞径 (直径約 10 <math>\mu\text{m}</math>) が主要な単位として割り当てられたとき、これはあまりに巨視的に考えられる。ターゲットサイズ (細胞径) がかなり小さい場合、統計的揺らぎは大きくなり、吸収線量及び LET の巨視的な平均値はあまり意味をなさない傾向がある。マイクロドジメトリは、LET 又は吸収線量の問題を説明するのに用いることができる (ICRU, 1983)。吸収線量は LET の代わりに、マイクロドジメトリでは、比エネルギー又は線エネルギーが導入されている。</p>
<p><b>A.3.2 生物学的モデル</b></p> <p>(A23) 目的に応じて多数の生物学的モデルが提唱されている。本項では、治療計画の作成においても臨床効果を前向きに推定するため、粒子線治療に適用されたモデルを、簡単に説明する。</p> <p><i>LQ 形式論</i></p> <p>(A24) LQ 形式論はしばしば「LQ モデル」とも呼ばれ、放射線治療に最も広く使用されているモデルである。これは生物学的影響を吸収線量の関数として記述する。例えば、細胞の生存率 <math>S</math> は次式により表される：</p> $S = \exp(-\alpha \cdot D - \beta \cdot D^2)$ <p>この定数 <math>\alpha</math> 及び <math>\beta</math> は、<math>\alpha/\beta</math> の比として、特定の生物学的標的の放射線感受性を表すのに必要となりうる。LET 依存性はしばしば <math>\alpha</math> と <math>\beta</math> に吸収</p>

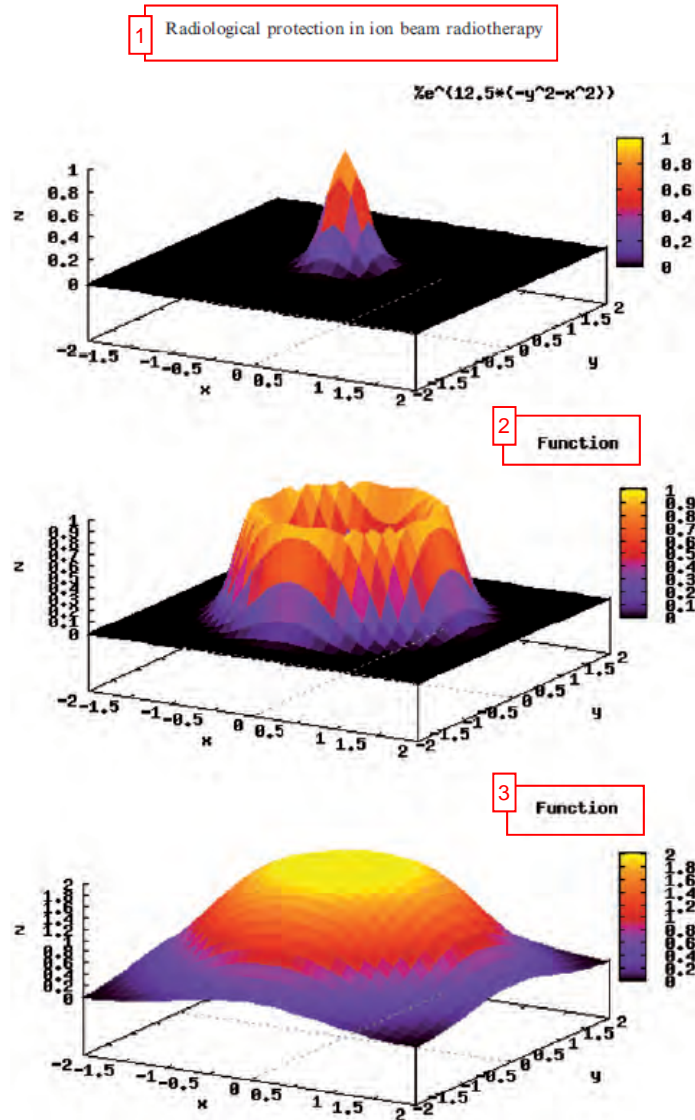


- ① 粒子線治療における放射線防護
- ② レンジモジュレーター
- ③ 第1散乱体
- ④ 第2散乱体
- ⑤ 補償体
- ⑥ 高線量域
- ⑦ 陽子
- ⑧ 補償レンジモジュレーター (compensated range modulator)
- ⑨ 開口部
- ⑩ 患者
- ⑪ 腫瘍 (標的体積)
- ⑫ 図 2.1 陽子線治療のための受動的散乱法を用いたブロードビームシステム。Goitein (2008) より転載。



- ⑬ (a) ブロードビーム法
- ⑭ 患者ボーラス  
コリメータ
- ⑮ 線量計  
散乱体
- ⑯ ワブラー電磁石
- ⑰ (b) ペンシルビーム法
- ⑱ 線量計  
スキャニング電磁石
- ⑳ 図 2.2 炭素線治療のビームデリバリーシステム (a) ブロードビーム法の概念図。(b) ペンシルビーム法の概念図。RSF, レンジシフトフィルタ; RGF, リッジフィルタ。





4 Fig. 2.3. Uniform broad beam generated by the wobbler-scattering method. (Top panel) A pencil beam delivered from an accelerator source. (Middle panel) A beam rotated by wobbler magnets. (Bottom panel) A beam broadened by a scattering system placed downstream from the wobbler-magnet system.

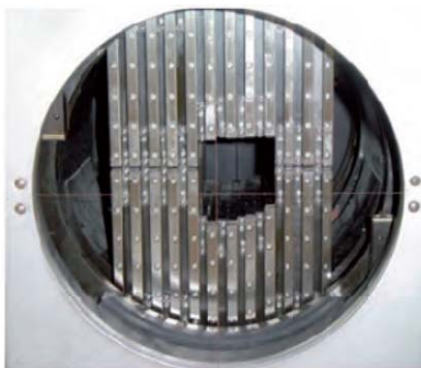
- ① 粒子線治療における放射線防護
- ② 関数
- ③ 関数
- ④ 図 2.3 ワブラー法により生成された均一なブロードビーム。(上

段) 加速器線源から照射されたペンシルビーム。(中段) ワブラー電磁石によって回転されたビーム (下段) ワブラー電磁石システムの下流に設置された散乱システムにより拡大されたビーム



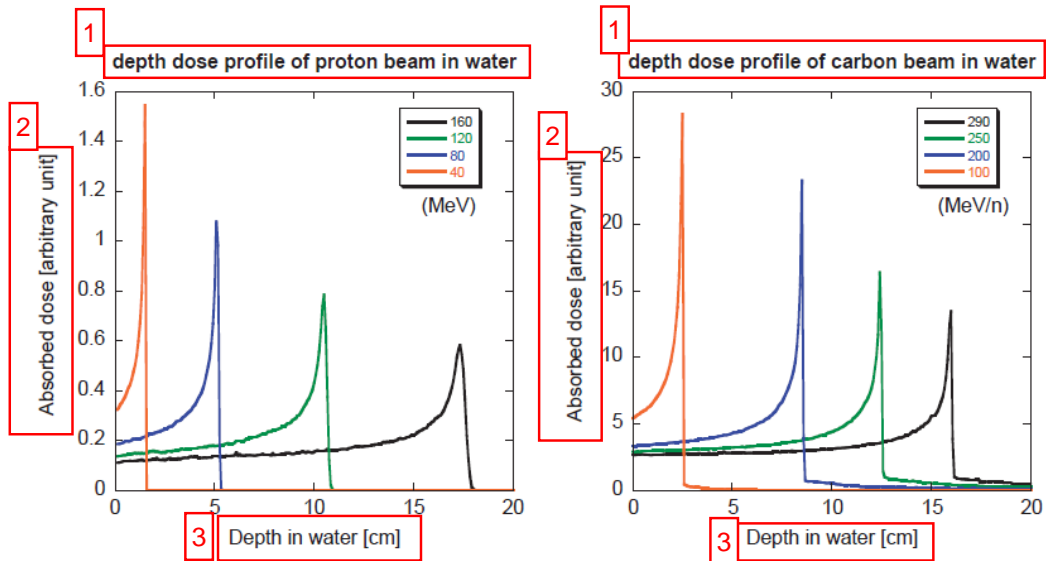
1 Fig. 2.4. Ridge filter. Ridge filter devices, corresponding to different spread-out Bragg peak widths, are often prepared for high- and low-energy beams.

- ① 図 2.4 リッジフィルター。高低のエネルギービームに対して、様々な拡大ブラッグピーク幅に相当するリッジフィルターが作成されることが多い。

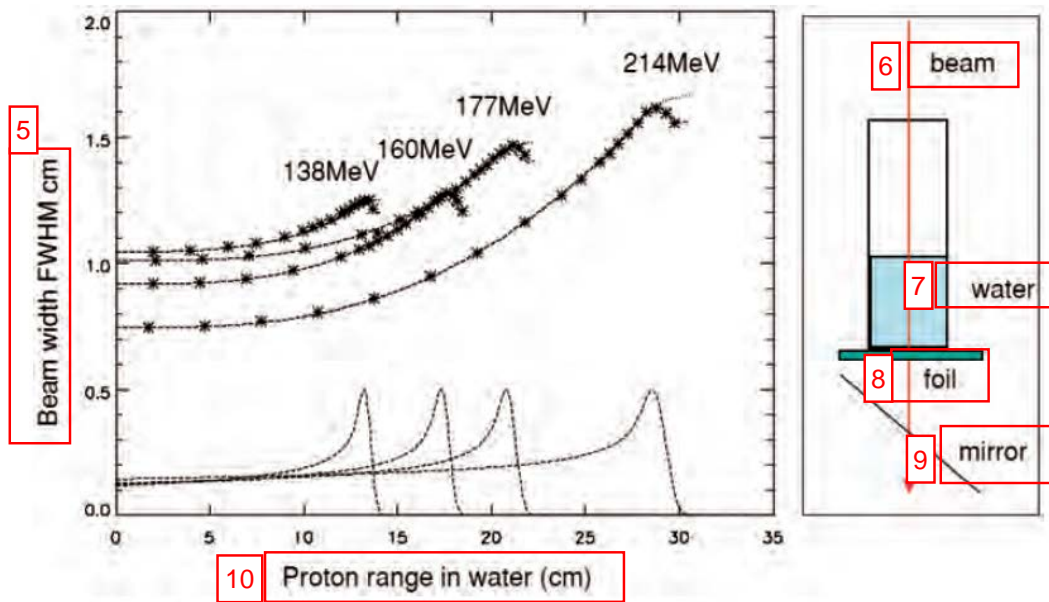


2 Fig. 2.5. Multileaf collimator.

- ② 図 2.5 マルチリーフコリメータ



4 Fig. 3.1. Projected depth-dose distributions in water for protons with incident energies of 160, 120, 80, and 40 MeV (left), and for carbon ions with incident energies of 290, 250, 200, and 100 MeV n<sup>-1</sup> (right) calculated using the Particle and Heavy Ion Transport Code System.

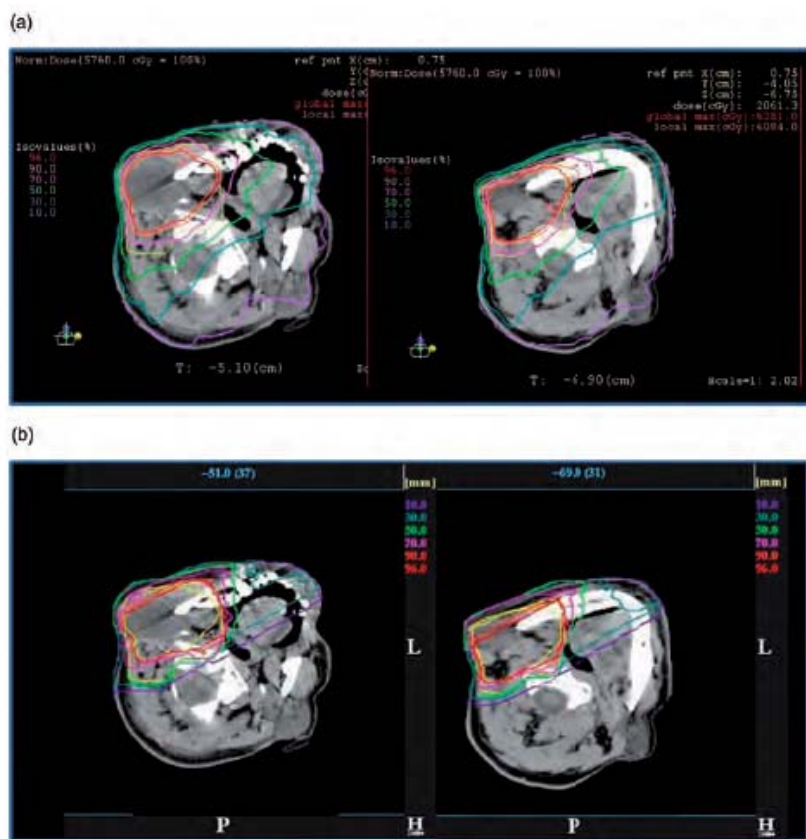


11 Fig. 3.2. Lateral beam broadening of proton beam as a function of its kinetic energy. FWHM: full width at half maximum. Reprinted from Pedroni et al. (2005).

- ① 水中の陽子線の深部線量分布
- ② 吸収線量 [任意単位]
- ③ 水中深さ [cm]
- ④ 図 3.1 モンテカルロシミュレーションコード PHITS により計算した入射エネルギー160, 120, 80 及び 40 MeV の陽子 (左)

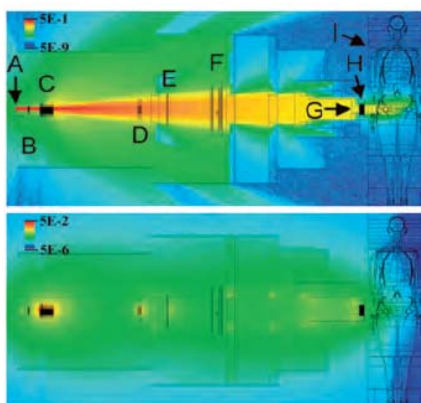
と、入射エネルギー290, 250, 200, 及び 100 MeV  $n^{-1}$  の炭素線に予想される水中の深度線量分布（右）。

- ⑤ ビーム半値全幅 FWHM cm
- ⑥ ビーム
- ⑦ 水
- ⑧ 薄膜
- ⑨ 鏡
- ⑩ 陽子の水中飛程 (cm)
- ⑪ 図 3.2 運動エネルギーに応じた陽子線の側方への広がり。  
FWHM:半値全幅。Pedroni et al. (2005) より転載



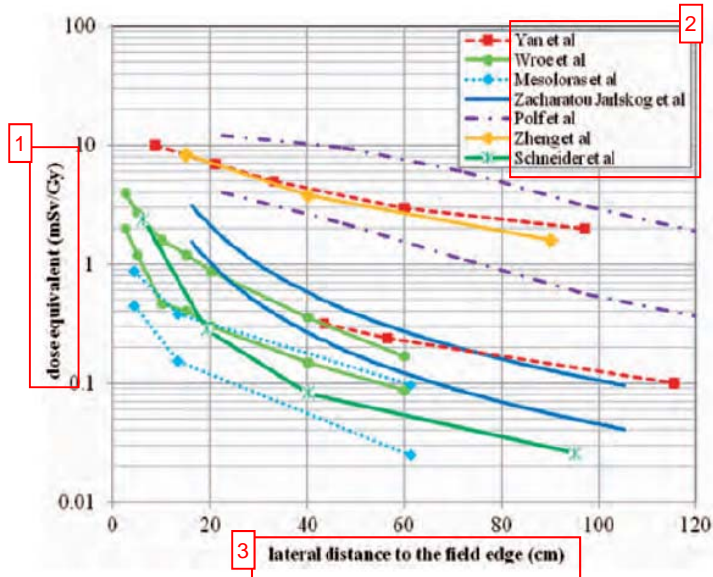
1 Fig. 5.1. Comparison of dose distributions in treatment plans for intensity-modulated radiotherapy (IMRT) and carbon ion radiotherapy, using the broad beam method, for cancer of the parotid gland. (a) Plan for IMRT. (b) Plan for carbon ion radiotherapy.

- ① 図 5.1 耳下腺がんに対する強度変調放射線治療 (IMRT) と拡大ビーム法を用いた炭素線治療の治療計画の線量分布の比較。(a) IMRT の計画。(b) 炭素線治療の計画。



1 Fig. 5.2. Distributions of the proton (top) and neutron (bottom) flux for a prostate treatment using double-scattering proton radiotherapy, obtained using Monte Carlo simulation. A proton pencil beam (A) enters through a vacuum window and traverses a profile monitor (B). The rotating range modulator wheel (C) and second scatterer (D) spread the beam longitudinally and laterally. Also modelled are the range shifter (E), main and subdose monitors (F), and the snout, which contains the patient-specific aperture (G) and range compensator (H). Units are particles per  $\text{cm}^2$  per incident proton. Reprinted from Fontenot et al. (2008).

- ① 図 5.2 前立腺治療に対する二重散乱体法を用いた陽子線治療において、モンテカルロシミュレーションにより得られた陽子束(上)と中性子束(下)の分布。ペンシルビーム法による陽子(A)が真空窓を通して入射し、プロファイルモニター(B)を横断する。回転レンジモジュレーターホイール(C)及び第2散乱体(D)がビームを深さ方向と横方向に拡大する。レンジシフタ(E)、メインモニタとサブ線量モニタ(F)、スノート[患者コリメータ(G)とボーラス(飛程補償体)(H)を含む]もモデル化している。単位は粒子数/ $\text{cm}^2$ /入射陽子である。Fontenot et al. (2008)より転載。



4 Fig. 5.3. Neutron dose equivalent as a function of distance to the field edge reported by three different proton experiments (Yan et al., 2002; Wroe et al., 2007; Mesoloras et al., 2006) and two sets of Monte Carlo simulations using passive scattering techniques (Polf and Newhauser, 2005; Zheng et al., 2007). Monte Carlo simulations by Zacharatou Jarlskog et al. (2008) show neutron equivalent doses. Also included are data from proton beam scanning (Schneider et al., 2002). Due to the significant dependence of neutron doses on beam parameters in proton therapy, two curves are shown from each publication to represent the best- and worst-case scenarios. Reproduced from Xu et al. (2008).

① 線量当量 (mSv/Gy)

②

Yan et al

Wroe et al

Mesoloras et al

Zacharatou Jarlskog et al

Polf et al

Zheng et al

Schneider et al

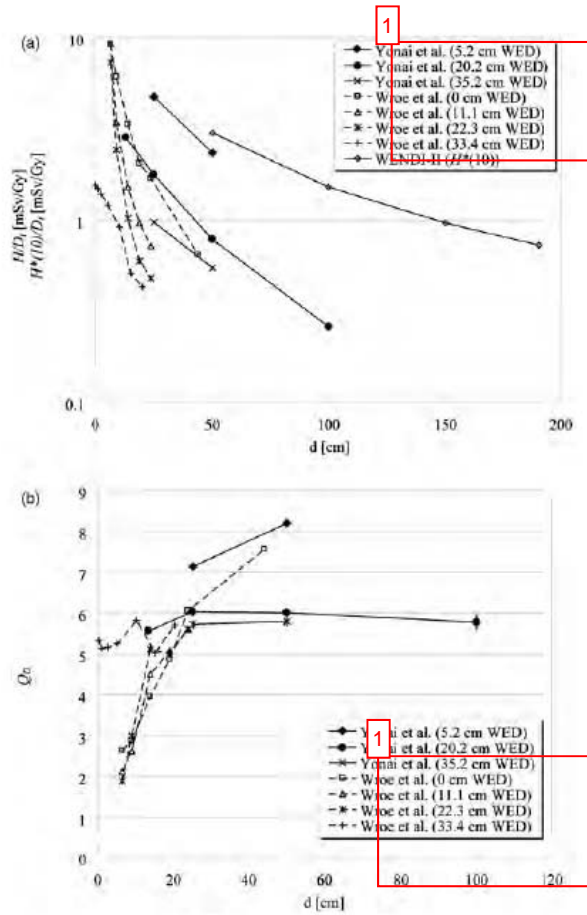
③照射野辺縁からの側方距離 (cm)

④図 5.3.

3つの陽子線実験 (Yan et al., 2002; Wroe et al., 2007; Mesoloras et al., 2006) 及び2つの拡大ビーム法を用いたモンテカルロシミュレーション (Polf and Newhauser, 2005; Zheng et al., 2007) で報告され



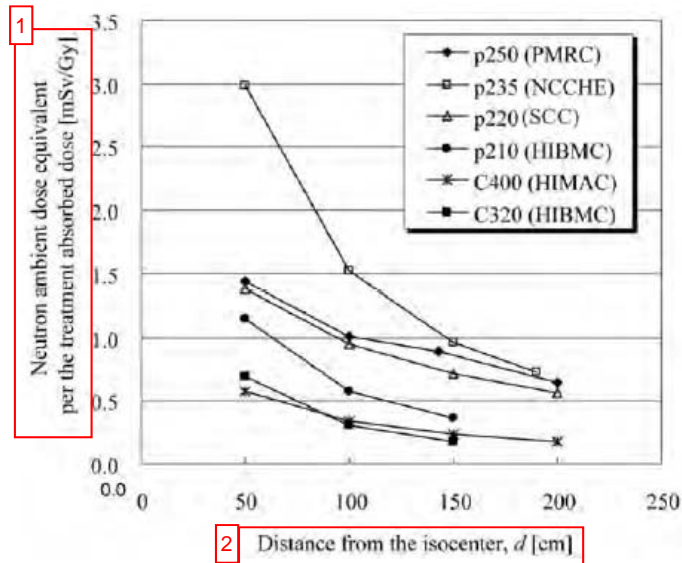
た，照射野辺縁からの距離に応じた中性子線量当量。Zacaratou Jarlskog et al. (2008) によるモンテカルロシミュレーションから中性子等価線量が示されている。さらに陽子ビームスキャンからのデータも含めている (Schneider et al., 2002)。陽子線治療では中性子線量がビームパラメータに大きく依存していることから，各論文からの2本の曲線はベストケースとワーストケースのシナリオを示している。Xu et al. (2008) から再掲。



2 Fig. 5.4. Comparison of measured  $H$  values per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region,  $H/D_t$ , and  $Q_D$  by Wroe et al. (2007, 2009) and Yonai et al. (2010) for the 235-MeV proton beam. Here, the  $Q(y)$ - $y$  relationship from ICRU Report 40 (ICRU, 1986) was used in both studies. WED, water-equivalent depth of the measured position. (a) Dose equivalent per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region,  $H$ . Measured neutron ambient dose equivalents,  $H^*(10)/D_t$  obtained with the rem meter WENDI-II are also shown (Yonai et al., 2008). (b) Dose-averaged quality factor,  $Q_D$ . The error bar represents the standard deviation.

- ① Yonai et al. (5.2 cm WED)
- Yonai et al. (20.2 cm WED)
- Yonai et al. (35.2 cm WED)
- Wroe et al. (0 cm WED)
- Wroe et al. (11.1 cm WED)
- Wroe et al. (22.3 cm WED)
- Wroe et al. (33.4 cm WED)
- WENDI-II ( $H^*(10)$ )

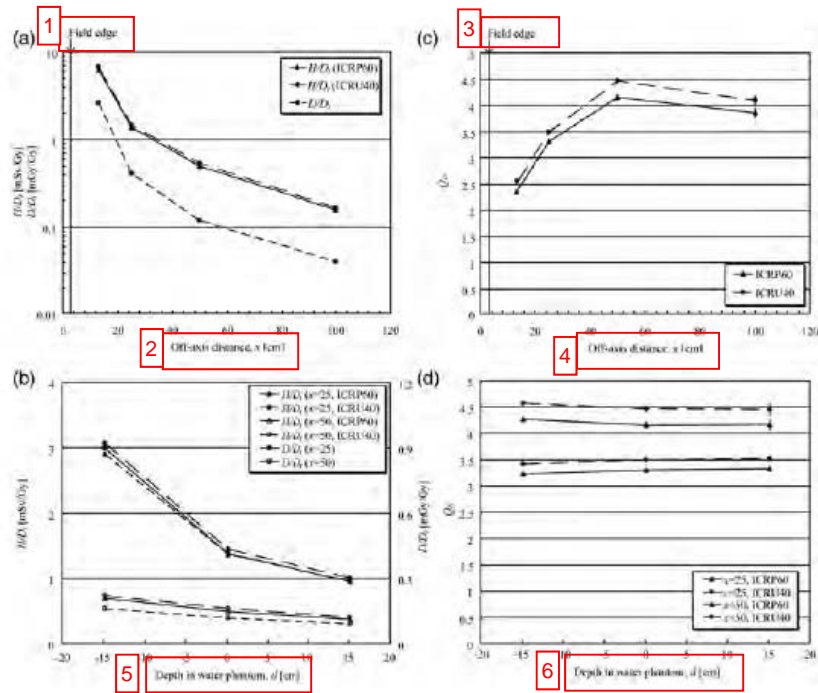
- ② 図 5.4 Wroe et al. (2007, 2009) 及び Yonai et al. (2010) による 235-MeV 陽子線に対する飛程調節領域の中心 (SOBP 中心) の治療吸収線量当たりの H の測定値:  $H/D_t$  及び  $Q_D$  の比較。ここで両研究において ICRU Report 40 (ICRU, 1986) からの  $Q(y) - y$  関係が用いられている。WED, 測定位置での水等価深。(a) SOBP の中心における治療吸収線量当たりの線量当量,  $H$ 。レムカウンター WENDI-II で得られた中性子周辺線量当量測定値  $H^*(10) / D_t$  も示している (Yonai et al., 2008)。(b) 線量平均線質係数,  $Q_D$ 。エラーバーは標準偏差を示す。



3 ② Distance from the isocenter,  $d$  [cm]

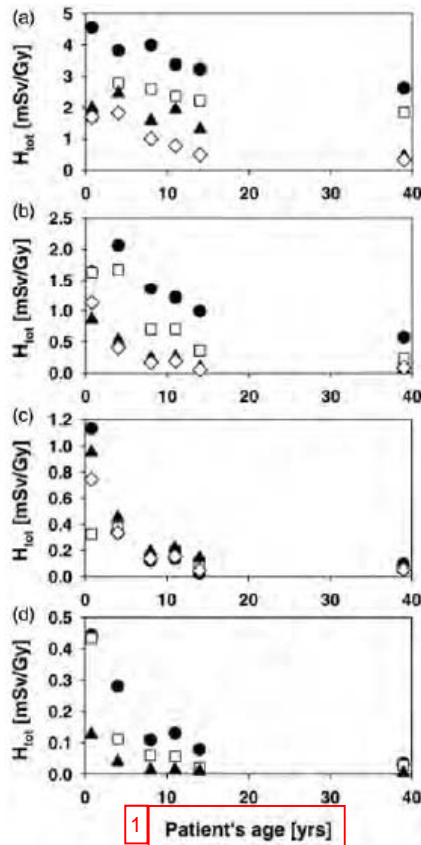
Fig. 5.5. Measured ambient dose equivalent in proton and carbon radiotherapy using the broad beam method. The legend shows the beam species, energy, and facility. P, beam species of protons; C, beam species of carbon ions; number following 'p' or 'C' indicates beam energy in  $\text{MeV n}^{-1}$ ; PMRC, Proton Medical Research Center at Tsukuba University; NCCHE, National Cancer Center Hospital East; SCC, Shizuoka Cancer Center; HIBMC, Hyogo Ion Beam Medical Center; HIMAC, Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba. Modified from Yonai et al. (2008).

- ① 治療吸収線量当たりの中性子周辺線量当量 [mSv/Gy]
- ② アイソセンタからの距離,  $d$  [cm]
- ③ 図 5.5 拡大ビーム法による陽子及び炭素線治療における周辺線量当量の測定値。凡例にビーム種, エネルギー及び施設を示している。p, 陽子, C, 炭素線; 「p」又は「C」の後の数値はビームエネルギーを  $\text{MeV n}^{-1}$  単位で示している; PMRC, 筑波大学陽子線治療センター; NCCHE, 国立がん研究センター東病院; SCC, 静岡がんセンター; HIBMC, 兵庫県立粒子線医療センター; HIMAC, 放射線医学総合研究所(重粒子線がん治療装置)。Yonai et al. (2008) から一部改変して転載。



7 Fig. 5.6. Measured absorbed dose per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region,  $D/D_t$ , dose equivalent per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region,  $H/D_t$ , and dose-averaged quality factor,  $Q_D$ , for the 400-MeV  $n^{-1}$  carbon beam. (a)  $D/D_t$  and  $H/D_t$  on the line  $d=20$  cm. (b)  $Q_D$  on the line  $d=20$  cm. (c)  $D/D_t$  and  $H/D_t$  on the line  $x=25$  or  $50$  cm. (d)  $Q_D$  on the line  $x=25$  or  $50$  cm. Error bars represent the statistical error. Reprinted from Yonai et al. (2010).

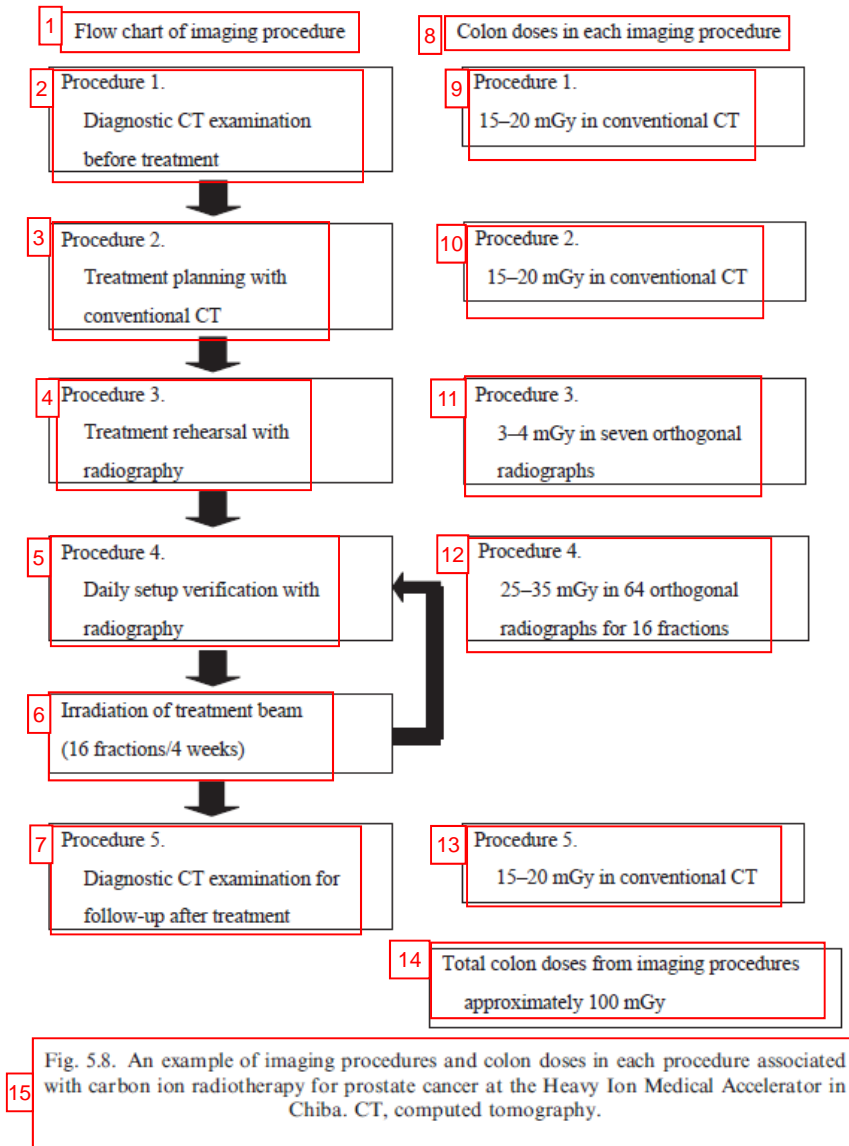
- ① 照射野辺縁
- ② 軸外距離,  $x$  [cm]
- ③ 照射野辺縁
- ④ 軸外距離,  $x$  [cm]
- ⑤ 水ファントム内の深さ,  $d$  [cm]
- ⑥ 水ファントム内の深さ,  $d$  [cm]
- ⑦ 図 5.6 400-MeV  $n^{-1}$  炭素線に対する, SOBP の中心における治療吸収線量当たりの吸収線量測定値 ( $D/D_t$ ), 飛程調整部位の中心における治療吸収線量当たりの線量当量 ( $H/D_t$ ), 線量平均線質係数 ( $Q_D$ )。 (a)  $d=20$  cm のライン上の  $D/D_t$  及び  $H/D_t$ 。 (b)  $d=20$  cm のライン上の  $Q_D$ 。 (c)  $x=25$  又は  $50$  cm のライン上の  $D/D_t$  及び  $H/D_t$ 。 (d)  $x=25$  又は  $50$  cm のライン上の  $Q_D$ 。 エラーバーは統計誤差を表す。 Yonai et al. (2010) から転載。



2 Fig. 5.7. Equivalent dose as a function of phantom age (i.e. patient's age) averaged over all fields. (a) Lens of the eye (closed circles), thyroid (open squares), thymus (closed triangles), and lungs (open diamonds). (b) Oesophagus (closed circles), heart (open squares), liver (closed triangles), and stomach (open diamonds). (c) Spleen (closed circles), gall bladder (open squares), adrenals (closed triangles), and pancreas (open diamonds). (d) Kidneys (closed circles), small intestine (open squares), and bladder (closed triangles). Reprinted from Zacharatou Jarlskog and Paganetti (2008).

- ① 患者の年齢 (歳)
- ② 図 5.7 ファントムの年齢 (患者の年齢) に応じた, 全照射野で平均化した等価線量。(a) 眼の水晶体 (●), 甲状腺 (□), 胸腺 (▲) 及び肺 (◇)。(b) 食道 (●), 心臓 (□), 肝臓 (▲) 及び胃 (◇)。(c) 脾臓 (●), 胆嚢 (□), 副腎 (▲) 及び膵臓 (◇)。(d) 腎臓 (●), 小腸 (□) 及び膀胱 (▲)。Zacharatou Jarlskog and Paganetti (2008) より転載。

①



- ① イメージング法のフローチャート
- ② 手順 1.  
治療前の診断 CT 検査
- ③ 手順 2.  
通常の CT による治療計画の作成
- ④ 手順 3.  
X 線撮影による治療リハーサル
- ⑤ 手順 4.

X線撮影による日々の設定検証

- ⑥ 治療ビーム照射 (16 分割 / 4 週間)
- ⑦ 手順 5.  
治療後のフォローアップのための診断 CT 検査
- ⑧ 各イメージング法における結腸線量
- ⑨ 手順 1.  
通常の CT で 15~20 mGy
- ⑩ 手順 2.  
通常 of CT で 15~20 mGy
- ⑪ 手順 3.  
7 回の直角 2 方向撮影で 3~4 mGy
- ⑫ 手順 4.  
16 分割照射に対し 64 回の直角 2 方向撮影で 25~35 mGy
- ⑬ 手順 5.  
通常 of CT で 15~20 mGy
- ⑭ イメージング法による総結腸線量  
約 100 mGy
- ⑮ 図 5.8 重粒子線がん治療装置による前立腺がんの炭素線治療に伴う、イメージング法の 1 例と各手順における結腸線量。CT, コンピュータ断層撮影。



Table 4.1. Average yield of damage in a single mammalian cell for an absorbed dose of 1 Gy.

Event	3 Low-LET radiation	High-LET radiation
Track in nucleus	1000	2
Ionisation in nucleus	100,000	100,000
Ionisation in DNA	1500	1500
Base damage	10,000	10,000
DNA single-strand breaks	850	450
RBE for DNA double-strand breaks	≈ 1	≈ 1
PCC breaks: initial	6	12
PCC breaks: 8 h	<1	4
Chromosome aberrations	0.3	2.5
Complex aberrations	10%	45%
Lethal lesions	0.5	2.6
Cells inactivated	30%	85%

LET, linear energy transfer; RBE, relative biological effectiveness; PCC, premature chromosome condensation.

Reprinted with permission from Nikjoo et al. (1998).

表 4.1 吸収線量=1 での単一哺乳類細胞における平均損傷件数

事象	低 LET 放射線	高 LET 放射線
核内のトラック数		
核内の電離イベント数		
DNA 内の電離イベント数		
塩基損傷		
DNA 一本鎖切断		
DNA 二重鎖切断の RBE		
PCC での断片：初期		
PCC での断片：8 時間後		
染色体異常		
複雑異常		
致死性の損傷		
細胞の不活化		

LET, 線エネルギー付与; RBE, 生物効果比; PCC, 未成熟染色体凝縮。  
Nikjoo et al. (1998)から許可を得て転載。

Table 4.2. Estimates of threshold dose for approximately 1% incidence of morbidity and mortality in adults exposed to acute irradiation.

Effect	Organ/tissue	Time to develop effect	Absorbed dose (Gy)
<i>Morbidity:</i>			
Temporary sterility	Testes	3–9 weeks	~0.1
Permanent sterility	Testes	3 weeks	~6
Permanent sterility	Ovaries	<1 week	~3
Depression of haematopoiesis	Bone marrow	3–7 days	~0.5
Main phase of skin reddening	Skin (large areas)	1–4 weeks	<3–6
Skin burns	Skin (large areas)	2–3 weeks	5–10
Temporary hair loss	Skin	2–3 weeks	~4
Cataract (visual impairment)	Eye	>20 years	~0.5
<i>Mortality:</i>			
Bone marrow syndrome			
—without medical care	Bone marrow	30–60 days	~1
—with good medical care	Bone marrow	30–60 days	2–3
Gastrointestinal syndrome			
—without medical care	Small intestine	6–9 days	~6
—with good medical care	Small intestine	6–9 days	>6
Pneumonitis	Lung	1–7 months	7–8

Modified from *Publications 103 and 118* (ICRP, 2007b, 2012).

表 4.2 急性照射後の成人において約 1% の罹病率及び死亡率を示すしきい線量の推定値。

影響	臓器／組織	影響の発現時間	吸収線量 (Gy)
障害：			
一時的不妊	睾丸	3～9 週	約 0.1
永久不妊	睾丸	3 週	約 6
永久不妊	卵巣	1 週未満	約 3
造血機能低下	骨髄	3～7 日	約 0.5
皮膚発赤の主要期	皮膚 (広い区域)	1～4 週	<3～6
皮膚の火傷	皮膚 (広い区域)	2～3 週	5～10
一時的脱毛	皮膚	2～3 週	約 4
白内障 (視力障害)	眼	20 年超	約 0.5
死亡：			
骨髄症候群：			
—治療しない場合	骨髄	30～60 日	約 1

—手厚い治療を行った場合	骨髄	30～60 日	2～3
胃腸管症候群			
—治療しない場合	小腸	6～9 日	約 6
—手厚い治療を行った場合	小腸	6～9 日	>6
肺臓炎	肺	1～7 ヶ月	7～8

*Publication 103* 及び *118* (ICRP, 2007b, 2012)から一部改変して転載。

Table 4.3. Recommended radiation weighting factors ( $w_R$ ) (ICRP, 2007b).

Radiation type	Radiation weighting factor, $w_R$
Photons	1
Electrons* and muons	1
Protons and charged pions	2
$\alpha$ particles, fission fragments, heavy ions	20
Neutrons	A continuous function of neutron energy (2.5–20.7)

All values relate to a radiation incident involving the body or, for internal radiation sources, emitted from the incorporated radionuclide(s).

\*Note the special issue of Auger electrons discussed in Section B.3.3 of Annex B in *Publication 103* (ICRP, 2007b).

表 4.3 放射線加重係数( $w_R$ ) の推奨値(ICRP, 2007b)。

放射線種	放射線加重係数, $w_R$
光子	1
電子*及び $\mu$ 中間子	1
陽子及び荷電パイ中間子	2
アルファ粒子, 核分裂片, 重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数 (2.5~20.7)

すべての値は人体に入射する放射線, また内部線源については取り込まれた放射性核種から放出される放射線に関するものである。

\*オージェ電子については *Publication 103*(ICRP, 2007b)の付属書 B, B.3.3 項での特記事項を参照。

Table 5.1. Mean organ doses in various computed tomography (CT) examinations.

Examination	Head		Chest				
	SSCT [1]	SSCT [2]	SSCT [1]	SSCT [2]	MSCT [4]	MSCT [5]	4DCT [7]
CT scanner							
Tissue or organ	Organ doses (mGy)						
Thyroid	1.85	0.55	2.25	1.86	23.4	13.0	66.4
Lung	0.09	0.08	22.4	19.6	19.2	20.9	61.4
Oesophagus	–	–	–	–	17.6	18.8	54.5
Breast	0.03	0.11	21.4	15.9	16.0	13.0	46.2
Liver	0.01	0.02	5.64	8.96	14.7	13.9	29.6
Stomach	<0.01	0.02	4.06	9.19	15.3	14.3	25.5
Colon	<0.01	<0.01	0.07	0.15	2.89	1.5	3.8
Ovaries	<0.01	<0.01	0.08	0.11	0.13	0.1	0.1
Bladder	<0.01	<0.01	0.02	0.09	0.16	0.1	0.2
Testes	<0.01	<0.01	<0.01	0.05	0.12	0.1	0.3
Red bone marrow	2.67	1.45	5.94	5.69	5.94	8.2	17.4
Skin	2.62	–	4.42	–	18.0	2.5	11.2

Examination	Abdomen			Pelvis		Abdomen and pelvis		Whole- body CT
	SSCT [1]	SSCT [2]	MSCT [3]	SSCT [1]	SSCT [2]	MSCT [4]	MSCT [5]	MSCT [6]
CT scanner								
Tissue or organ	Organ doses (mGy)							
Thyroid	0.05	0.17	0.44	<0.01	0.03	–	0.4	10.4
Lung	2.70	1.68	8.19	0.05	0.13	–	6.3	6.8
Oesophagus	–	–	2.29	–	–	–	7.6	6.5
Breast	0.72	0.78	5.87	0.03	0.11	–	8.1	7.6
Liver	20.4	27.8	19.5	0.68	0.49	19.0	14.4	8.3
Stomach	22.2	26.9	21.0	1.06	0.47	20.3	17.9	7.5
Colon	6.60	1.00	16.5	15.1	19.2	19.6	17.9	8.1
Ovaries	8.00	0.61	1.43	22.7	15.1	15.7	20.5	8.8
Bladder	5.07	0.42	1.24	23.2	10.6	19.4	18.3	6.3
Testes	0.70	0.10	0.17	1.72	1.04	11.1	6.9	8.4
Red bone marrow	5.58	2.16	5.76	5.62	5.60	9.29	8.7	6.0
Skin	4.76	–	3.21	3.72	–	5.04	3.7	7.0

SSCT, single-slice CT; MSCT, multislice CT; 4DCT, time-resolved computed tomography.  
 [1] Shrimpton et al. (1991). [2] Nishizawa et al. (1991). [3] Nishizawa et al. (2008b). [4] Nishizawa et al. (2008a). [5] Fujii et al. (2007). [6] Huang et al. (2009). [7] Mori et al. (2009).

表 5.1 種々のコンピュータ断層撮影 (CT) 検査における平均臓器線量

検査	頭部		胸部				
	SSCT	SSCT	SSCT	SSCT	MSCT	MSCT	4DCT
CT スキャナ	[1]	[2]	[1]	[2]	[4]	[5]	[7]
組織・臓器	臓器	線量 (mGy)					
甲状腺	1.85	0.55	2.25	1.86	23.4	13	66.4
肺	0.09	0.08	22.4	19.6	19.2	20.9	61.4
食道	-	-	-	-	17.6	18.8	54.5
乳房	0.03	0.11	21.4	15.9	16	13	46.2
肝臓	0.01	0.02	5.64	8.96	14.7	13.9	29.6
胃	<0.01	0.02	4.06	9.19	15.3	14.3	25.5
結腸	<0.01	<0.01	0.07	0.15	2.89	1.5	3.8
卵巣	<0.01	<0.01	0.08	0.11	0.13	0.1	0.1
膀胱	<0.01	<0.01	0.02	0.09	0.16	0.1	0.2
睾丸	<0.01	<0.01	<0.01	0.05	0.12	0.1	0.3
赤色骨髄	2.67	1.45	5.94	5.69	5.94	8.2	17.4
皮膚	2.62	-	4.42	-	18	2.5	11.2

検査	腹部			骨盤		腹部骨盤		全身CT
	SSCT	SSCT	MSCT	SSCT	SSCT	MSCT	MSCT	MSCT
CT スキャナ	[1]	[2]	[3]	[1]	[2]	[4]	[5]	[6]
組織・臓器	臓器線量(mGy)							
甲状腺	0.05	0.17	0.44	<0.01	0.03	-	0.4	10.4
肺	2.7	1.68	8.19	0.05	0.13	-	6.3	6.8
食道	-	-	2.29	-	-	-	7.6	6.5
乳房	0.72	0.78	5.87	0.03	0.11	-	8.1	7.6
肝臓	20.4	27.8	19.5	0.68	0.49	19	14.4	8.3
胃	22.2	26.9	21	1.06	0.47	20.3	17.9	7.5
結腸	6.6	1	16.5	15.1	19.2	19.6	17.9	8.1
卵巣	8	0.61	1.43	22.7	15.1	15.7	20.5	8.8

膀胱	5.07	0.42	1.24	23.2	10.6	19.4	18.3	6.3
睪丸	0.7	0.1	0.17	1.72	1.04	11.1	6.9	8.4
赤色骨髄	5.58	2.16	5.76	5.62	5.6	9.29	8.7	6
皮膚	4.76	-	3.21	3.72	-	5.04	3.7	7

SSCT, シングルスライス CT; MSCT, マルチスライス CT; 4DCT, 時間分解コンピュータ断層撮影。

[1] Shrimpton et al.(1991)。 [2] Nishizawa et al.(1991) 。 [3] Nishizawa et al.(2008b) 。 [4] Nishizawa et al.(2008a) 。 [5] Fujii et al.(2007) 。 [6] Huang et al.(2009) 。 [7] Mori et al.(2009) 。

Table 5.2. Equivalent doses for thyroid, lung, and stomach due to neutron radiation calculated in passive scattered proton radiotherapy considering a 70-Gy treatment for brain lesions.

	Equivalent dose (mSv)			
	9 month old	4 year old	11 year old	14 year old
H to thyroid from proton therapy	80.8	130.3	110.7	103.4
H to thyroid from chest CT scan	8.0	9.0	5.2	6.9
Therapy/CT scan (thyroid)	10.1	14.4	21.2	14.9
H to lung from proton therapy	79.1	85.5	36.5	23.1
H to lung from chest CT scan	15.0	13.9	12.0	12.6
Therapy/CT scan (lung)	5.3	6.2	3.0	1.8
H to stomach from proton therapy	52.8	19.0	9.0	2.5
H to stomach from chest CT scan	11.0	4.9	5.9	5.0
Therapy/CT scan (stomach)	4.8	3.9	1.5	0.5

CT, computed tomography.

The therapeutic dose was modified with a scaling factor of 1.5 to account for fractionation (BEIR-VII, 2006). The values are compared with radiation to be expected from a chest CT scan as a function of patient's age (Lee et al., 2007).

Modified from Zacharatou Jarlskog et al. (2008).

表 5.2 脳病変に対する 70-Gy の治療を考慮しパッシブ散乱陽子線治療において計算された中性子線による、甲状腺、肺及び胃の等価線量。

	等価線量 (mSv)			
	9 ヶ月齢	4 歳	11 歳	14 歳
陽子線治療による甲状腺への H	80.8	130.3	110.7	103.4
胸部 CT スキャンによる甲状腺への H	8	9	5.2	6.9
治療/CT スキャン (甲状腺)	10.1	14.4	21.2	14.9
陽子線治療による肺への H	79.1	85.5	36.5	23.1
胸部 CT スキャンによる肺への H	15	13.9	12	12.6
治療/CT スキャン (肺)	5.3	6.2	3	1.8
陽子線治療による胃への H	52.8	19	9	2.5
胸部 CT スキャンによる胃への H	11	4.9	5.9	5
治療/CT スキャン (胃)	4.8	3.9	1.5	0.5

CT, コンピュータ断層撮影。

分割を考慮し換算係数 1.5 として治療線量を修正(BEIR-VII, 2006)。数値は、患者の年齢の関数として、胸部 CT スキャンで予想される放射線と比較している(Lee et al., 2007)。

Zacharatou Jarlskog et al. (2008)から一部改変して転載。



Table 5.3. Mean organ doses in various cone beam computed tomography (CBCT) examinations.

Examination	Head			Chest		Pelvis	
	Endo et al. (1999)	Sawyer et al. (2009)	Kan et al. (2008)	Endo et al. (1999)	Kan et al. (2008)	Sawyer et al. (2009)	Kan et al. (2008)
Reference							
Tube voltage (kV)	120	125	125	120	125	125	125
mAs per projection	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	1.2	2.0
Number of projections	360	1125	650-700	360	650-700	1350	650-700
Tissue or organ	Organ doses (mGy)						
Thyroid	135.3	7.8	110.8	27.7	7.9	0.2	0.4
Lung	4.0	1.1	5.7	67.1	53.4	0.9	0.8
Oesophagus	7.3	1.5	38.1	68.5	35.9	0.8	0.8
Breast	3.0	1.3	2.1	47.2	46.9	0.6	1.2
Liver	1.1	0.1	0.7	34.4	38.7	2.9	6.3
Stomach	1.0	0.2	0.7	26.8	43.7	2.1	5.9
Colon	-	0.1	0.5	-	3.5	19.9	54.3
Ovaries	0.1	0.1	0.2	0.7	0.6	40.6	37.5
Bladder	-	0.1	0.2	-	0.7	36.4	52.9
Testes	0.1	0.1	-	0.8	-	31.3	-
Red bone marrow	13.5	6.9	8.0	21.9	30.4	8.9	20.3
Skin	-	6.9	9.2	-	27.7	11.6	25.9

表 5.3 種々のコーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) 検査における平均臓器線量

検査	頭部			胸部		骨盤	
	Endo et al.(1999)	Sawyer et al.(2009)	Kan et al.(2008)	Endo et al.(1999)	Kan et al.(2008)	Sawyer et al.(2009)	Kan et al.(2008)
参考文献							
管電圧 (kV)	120	125	125	120	125	125	125
投影当たりの mAs	2	2	2	2	2	1.2	2
投影数	360	1125	650~700	360	650~700	1350	650~700
組織・臓器	臓器線量(mGy)						
甲状腺	135.3	7.8	110.8	27.7	7.9	0.2	0.4
肺	4	1.1	5.7	67.1	53.4	0.9	0.8
食道	7.3	1.5	38.1	68.5	35.9	0.8	0.8
乳房	3	1.3	2.1	47.2	46.9	0.6	1.2
肝臓	1.1	0.1	0.7	34.4	38.7	2.9	6.3
胃	1	0.2	0.7	26.8	43.7	2.1	5.9
結腸	-	0.1	0.5	-	3.5	19.9	54.3
卵巣	0.1	0.1	0.2	0.7	0.6	40.6	37.5

膀胱	—	0.1	0.2	—	0.7	36.4	52.9
辜丸	0.1	0.1	—	0.8	—	31.3	—
赤色骨髓	13.5	6.9	8	21.9	30.4	8.9	20.3
皮膚	—	6.9	9.2	—	27.7	11.6	25.9

Table 7.1. A simplified example of safety assessment for ion beam radiotherapy.

No.	Initiating event	Possible consequence	Preventive measures
<b>Task or step: commissioning of TPS</b>			
1	Input of wrong datasets for CT value vs WEL	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent or redundant verification of CT-WEL data. Comparison of dose calculation with measurement for a phantom
<b>Task or step: patient immobilisation</b>			
2	Wrong thickness and materials of immobilisation devices	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Check thickness and materials at acceptance
<b>Task or step: treatment planning</b>			
3	Wrong selection of CT-WEL datasets for planning CT	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent or redundant verification of CT-WEL data. Comparison of dose calculation with measurement for a phantom
4	Oversight and/or wrong processing of metallic artefact	As above	Independent or redundant verification of CT image and processing
<b>Task or step: data transfer from TPS</b>			
5	Wrong beam energy (and/or width of SOBP) transferred from TPS to numerical controlled machine	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent or redundant verification of range-energy data. Comparison of plan with measurement for dose distribution
6	Wrong collimator shape data transferred from TPS to beam controller	As above	Check light field and/or x-ray image of beam's eye view. Comparison of design plan with measurement for the shape of collimator
7	Wrong MU value transferred from TPS to beam controller	Unplanned dose delivery. Overdose might result in severe complication. Underdose might result in poor local control	Dosimetry before patient treatment. Check MU value in previous fractionation

(continued on next page)

Table 7.1. (continued)

No.	Initiating event	Possible consequence	Preventive measures
<b>Task or step: manufacturing collimator and range compensator specific to patient</b>			
8	Inappropriate cutting	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Comparison of design plan with measurement for the shape of collimator and range compensator
<b>Task or step: dose calibration</b>			
9	Inappropriate dose calibration	Unplanned dose delivery. Overdose might result in severe complication. Underdose might result in poor local control	Independent or redundant check of measurement, calibration coefficient, and correction factors before treatment
<b>Task or step: irradiation</b>			
10	Misunderstanding of prescribed dose by confusion about units, physical dose and biological (clinical) dose	Unplanned dose delivery. Overdose might result in severe complication. Underdose might result in poor local control	Independent check of unit of prescribed dose. Enhancement of communication and training among staff
11	Wrong snout position	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent check of snout position. Enhancement of communication and training among staff
12	Using couch different from treatment planning	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range when beam penetrating the couch	Independent identification of couch specific to the irradiation
13	Irradiation out of phase in respiration	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Check of respiration phase generator before irradiation. Online monitor of respiration, gate, and beam signals during irradiation

(continued on next page)

Table 7.1. (continued)

No.	Initiating event	Possible consequence	Preventive measures
14	Unplanned insertion of equipment on the beam line	Irradiation of unplanned volume with short in beam range	Check position of beam line equipment before irradiation

CT, computed tomography; WEL, water equivalent length; OAR, organ at risk; TPS, treatment planning system; SOB, spread-out Bragg peak; MU, monitor unit.

This list of events is not exhaustive, but is intended as a sample to show how the assessment can be performed. The listed events are specific to ion beam radiotherapy, and therefore, other events of general nature that are also applicable to photon or electron beam radiotherapy are not listed here.

表 7.1 イオンビーム放射線治療の安全性評価の簡易例

番号	起回事象	起こりうる結果	予防手段
作業又は段階: TPS のコミッショニング			
1	CT 値対 WEL に対して誤ったデータセットを入力	短すぎ又は過剰なビーム飛程で計画外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	CT-WEL データの独立又は重複検証。線量計算値とファントムの測定値とを比較
作業又は段階: 患者の固定			
2	固定具の厚さ及び材料の誤り	短すぎ又は過剰なビーム飛程で計画外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	受入れ時に厚さと材料を確認

作業又は段階：治療計画			
3	計画 CT に対し誤った CT-WEL データセットを選択	短すぎ又は過剰なビーム飛程で計画外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	CT-WEL データの独立又は重複検証。線量計算値とファントムの測定値とを比較
4	金属アーチファクトの見落とし及び／又は誤処理	同上	CT 画像及び処理の独立又は重複検証
作業又は段階：TPS からのデータ転送			
5	TPS から数値制御機械に誤ったビームエネルギー (及び／又は SOBP 幅) の転送	計画外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	飛程・エネルギーデータの独立又は重複検証。計画と、線量分布測定結果とを比較
6	TPS からビーム制御装置に誤ったコリメータ形状データを転送	同上	光照射野及び／又はビームズアイビューの X 線像を確認。コリメータの形状に対し設計計画と測定とを比較
7	TPS からビーム制御装置に誤った MU 値	計画外の線量投与。過剰線量により重篤な	患者治療前の線量測定。前の分割照射の MU

	を転送	合併症が生じるおそれがある。 過小線量により局所制御が不良となるおそれがある	値を確認
作業又は段階：患者コリメータや飛程補償体の製造			
8	不適切な切断	計画外の体積に照射。 OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	コリメータ及び飛程補償体の形状について設計計画と測定とを比較
作業又は段階：線量校正			
9	不適切な線量校正	計画外の線量投与。照射過剰線量により重篤な合併症が生じるおそれがある。過小線量により局所制御が不良となるおそれがある	治療前に測定結果、校正定数及び補正係数を独立又は重複して確認
作業又は段階：照射			
10	単位、物理的線量及び生物学的（臨床的）線量を混同することで処方線	計画外の線量投与。過剰線量により重篤な合併症が生じるおそれがある	処方線量の単位を独立して確認。スタッフ内のコミュニケーションと

	量を誤解	る。過小線量により局所制御が不良となるおそれがある	訓練を強化
11	スノート位置の間違い	計画外の体積に照射。 OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	スノート位置の独立した確認。 スタッフ内のコミュニケーションと訓練を強化
12	治療計画と異なる寝台を使用	ビームが寝台を通過する際に、短すぎ又は過剰なビーム飛程で計画外の体積に照射	照射用寝台を独立して特定
13	呼吸同期位相から外れた照射	計画外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	照射前に呼吸同期信号生成装置を確認する。照射中の呼吸、ゲート及びビーム信号のオンラインモニター
14	ビームライン上に装置を計画外に挿入	短いビーム飛程で計画外の体積照射	照射前にビームライン装置の位置を確認

CT, コンピュータ断層撮影; WEL, 水等価厚; OAR, 危険臓器; TPS, 治療計画システム; SOBP, 拡大ブラッグピーク; MU, モニターユニット。

本事象リストは全てを網羅してはならず、評価方法を示した例として意図されている。記載している事象はイオンビーム放射線治療に固有なものであるため、光子又は電子線治療にも該当する一般的な性質をもつその他の事象は、ここには記載していない。



Table 5.4. Activities, required times, and distances from the radiation source for a radiation technologist working in a carbon ion radiotherapy facility.

Activity*	Time from beam stop to activity start	Time needed for the work	Source to evaluation point distance					
			For effective dose evaluation			For skin dose evaluation		
			MLC	Collimator	Compensator	MLC	Collimator	Compensator
A	25 s	30 s	50 cm	30 cm	30 cm	50 cm	30 cm	30 cm
B	55 s	10 s	50 cm	30 cm	30 cm	1.5 cm	0 cm	0 cm
C	1 min 5 s	10 s	50 cm	30 cm	30 cm	1.5 cm	30 cm	0 cm
D	1 min 15 s	15 s	-†	-†	30 cm	-†	-†	0 cm
E	1 min 30 s	10 s	-†	30 cm	-†	-†	0 cm	-†

MLC, multileaf collimator.

Evaluation of effective dose uses the dose rate by  $\gamma$  rays, and evaluation of the equivalent dose to the skin uses the total dose rate by  $\beta$  and  $\gamma$  rays (Tsujii et al., 2009).

\*A, detaching the patient fastening device; B, detaching the patient collimator (putting it on a side table); C, detaching the amends filter (putting it on a side table); D, storing the amends filter (moving it to a depository); E, storing the patient collimator (moving it to a depository).

†Due to the long distance, the dose contribution was ignored.

表 5.4 炭素線治療施設に勤務する放射線技師の作業，所要時間，放射線源からの距離。

作業*	ビーム停止から作業開始までの時間	作業の所要時間	線源から評価点までの距離					
			実効線量の評価のため			皮膚線量の評価のため		
			MLC	コリメータ	コンペンセーター	MLC	コリメータ	コンペンセーター
A	25s	30s	50cm	30cm	30cm	50cm	30cm	30cm
B	55s	10s	50cm	30cm	30cm	1.5cm	0cm	0cm
C	1min5s	10s	50cm	30cm	30cm	1.5cm	30cm	0cm
D	1min15s	15s	-	-	30cm	-	-	0cm
E	1min30s	10s	-	30cm	-	-	0cm	-

MLC, マルチリーフコリメータ。

実効線量の評価には  $\gamma$  線による線量率を用い，皮膚への等価線量の評価には  $\beta$  線及び  $\gamma$  線による総線量率を用いている (Tsujii et al., 2009)。

\*A, 患者固定具を外す; B, 患者コリメータを外す (サイドテーブルに置く);

C, 調整フィルタを外す (サイドテーブルに置く); D, 調整フィルタを保管する (保管庫に移動させる); E, 患者コリメータを保管する (保管庫に移動させる)。

†距離が遠いことから，線量寄与は無視している

Table 5.5. Evaluation of effective dose and equivalent dose of skin for a radiation technologist working in a carbon ion radiotherapy facility (Tsuji et al., 2009).

Activity	Effective dose ( $\mu\text{Sv}$ )			Equivalent dose of skin ( $\mu\text{Sv}$ )		
	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC
A	0.108	0.085	0.054	0.119	0.125	0.099
B	0.034	0.018	0.017	0.759	0.252	0.417
C	0.034	0.017	0.017	0.331	0.226	0.136
D	0.005	0.007	0.006	0.299	0.192	0.111
E	0.023	-	0.007	0.358	-	0.277
Total dose ( $\mu\text{Sv}$ )	0.203	0.128	0.101	1.866	0.795	1.040
Annual dose (mSv)	1.057	0.665	0.530	9.701	4.132	5.410
Total dose for 3 months (mSv)	0.264	0.166	0.133	-	-	-

HIMAC, Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba; HIBMC, Hyogo Ion Beam Medical Center.

\*290 MeV  $n^{-1}$  carbon ion irradiation of approximately 150-mm underwater range.

†400 MeV  $n^{-1}$  carbon ion irradiation of approximately 250-mm underwater range.

表 5.5 炭素線治療施設に勤務する放射線技師の実効線量当量及び皮膚の等価線量の評価 (Tsuji et al., 2009)。

作業	実効線量 (mSv)			皮膚の等価線量(mSv)		
	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC
A	0.108	0.085	0.054	0.119	0.125	0.099
B	0.034	0.018	0.017	0.759	0.252	0.417
C	0.034	0.017	0.017	0.331	0.226	0.136
D	0.005	0.007	0.006	0.299	0.192	0.111
E	0.023	-	0.007	0.358	-	0.277
総線量 (mSv)	0.203	0.128	0.101	1.866	0.795	1.040
年間線量 (mSv)	1.057	0.665	0.530	9.701	4.132	5.410
3 ヶ月の総線量 (mSv)	0.264	0.166	0.133	-	-	-

HIMAC, 放射線医学総合研究所 (千葉); HIBMC, 兵庫県立粒子線医療センター

\*水中飛程約 150 mm の 290 MeV  $n^{-1}$  炭素線照射。

†水中飛程約 250 mm の 400 MeV  $n^{-1}$  炭素線照射。

Table 5.6. Evaluation of effective dose and equivalent dose of skin for a radiation technologist working in a proton ion radiotherapy facility (Tsuji et al., 2009).

Activity*	Effective dose ( $\mu\text{Sv}$ )			Equivalent dose of skin ( $\mu\text{Sv}$ )		
	HIBMC	PMRC	SCC	HIBMC	PMRC	SCC
A	0.294	0.205	0.496	0.538	0.431	1.138
B	0.096	0.066	0.157	2.918	2.309	5.002
C	0.095	0.065	0.153	0.940	1.042	2.284
D	0.049	0.016	0.078	1.071	0.928	3.030
E	0.051	0.085	0.180	1.982	1.289	2.673
Total dose ( $\mu\text{Sv}$ )	0.585	0.438	1.064	7.449	5.999	14.127
Annual dose (mSv)	3.040	2.276	5.531	38.742	31.196	73.459
Total dose for 3 months (mSv)	0.760	0.569	1.383	-	-	-

HIBMC, Hyogo Ion Beam Medical Center; PMRC, Proton Medical Research Center at Tsukuba University; SCC, Shizuoka Cancer Center.

\*A, detaching the patient fastening device; B, detaching the patient collimator (putting it on a side table); C, detaching the amends filter (putting it on a side table); D, storing the amends filter (moving it to a depository); E, storing the patient collimator (moving it to a depository).

表 5.6 陽子線治療施設に勤務する放射線技師の実効線量及び皮膚の等価線量の評価(Tsuji et al., 2009)

作業	実効線量 (mSv)			皮膚の等価線量(mSv)		
	HIBMC	PMRC	SCC	HIBMC	PMRC	SCC
A	0.294	0.205	0.496	0.538	0.431	1.138
B	0.096	0.066	0.157	2.918	2.309	5.002
C	0.095	0.065	0.153	0.940	1.042	2.284
D	0.049	0.016	0.078	1.071	0.928	3.030
E	0.051	0.085	0.180	1.982	1.289	2.673
総線量 (mSv)	0.585	0.438	1.064	7.449	5.999	14.127
年間線量 (mSv)	3.040	2.276	5.531	38.742	31.196	73.459
3カ月の総線量 (mSv)	0.760	0.569	1.383	-	-	-

HIBMC, 兵庫県立粒子線医療センター; PMRC, 筑波大学陽子線治療センター; SCC, 静岡がんセンター。

\*A, 患者固定具を外す; B, 患者コリメータを外す(サイドテーブルに置く);

C, 調整フィルタを外す(サイドテーブルに置く); D, 調整フィルタを保管する(保管庫に移動させる); E, 患者コリメータを保管する(保管

庫に移動させる）。

Table 5.7. Summary of estimated annual doses for medical workers (Tsuji et al., 2009).

Type of radiotherapy	Author	Annual effective dose (mSv)	Annual skin equivalent dose (mSv)	Annual equivalent dose to the body (mSv)
X ray	Fischer et al. (2008)	–	–	0.6–2.5
	Perin et al. (2003)	–	–	2.5
Proton	Moyers et al. (2008)	–	–	0.02–0.21
	Tsuji et al. (2009)	2.3–5.5	31.2–73.5	–
Carbon ion	Tsuji et al. (2009)	0.5–1.1	4.1–9.7	–

表 5.7 医療従事者の推定年間線量の集計(Tsuji et al., 2009)。

放射線治療の種類	著者	年間実効線量 (mSv)	年間皮膚等価線量 (mSv)	全身の年間等価線量 (mSv)
X線	Fischer et al.(2008)	–	–	0.6–2.5
	Perin et al.(2003)	–	–	2.5
陽子	Moyers et al.(2008)	–	–	0.02-0.21
	Tsuji et al.(2009)	2.3-5.5	31.2-73.5	–
炭素線	Tsuji et al.(2009)	0.5-1.1	4.1-9.7	–

Table 6.1. Nuclides which may be produced by air activation (Tsuji et al., 2009).

Nuclide	Half-life	Production reaction	Cross-section (mb) (Sullivan, 1992)	Air cross-section (cm <sup>-1</sup> )
<sup>3</sup> H	12.3 years	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>3</sup> H	30	1.4 × 10 <sup>-6</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>3</sup> H	30	
<sup>7</sup> Be	53.3 days	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>7</sup> Be	5	4.4 × 10 <sup>-7</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>7</sup> Be	10	
<sup>11</sup> C	20.4 months	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>11</sup> C	5	4.4 × 10 <sup>-7</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>11</sup> C	10	
<sup>13</sup> N	9.97 months	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>13</sup> N	9	4.9 × 10 <sup>-7</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>13</sup> N	10	
<sup>15</sup> O	2.04 months	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>15</sup> O	40	4.2 × 10 <sup>-7</sup>

表 6.1 空気の放射化により生成する可能性がある核種(Tsuji et al., 2009)。

核種	半減期	生成反応	断面積 (mb) (Sullivan, 1992)	空気断面積 (cm <sup>-1</sup> )
<sup>3</sup> H	12.3 年	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>3</sup> H	30	1.4 x 10 <sup>-6</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>3</sup> H	30	
<sup>7</sup> Be	53.3 日	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>7</sup> Be	5	4.4 x 10 <sup>-7</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>7</sup> Be	10	
<sup>11</sup> C	20.4 カ月	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>11</sup> C	5	4.4 x 10 <sup>-7</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>11</sup> C	10	
<sup>13</sup> N	9.97 カ月	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>13</sup> N	9	4.9 x 10 <sup>-7</sup>
		<sup>14</sup> N(x,sp) <sup>13</sup> N	10	
<sup>15</sup> O	2.04 カ月	<sup>16</sup> O(x,sp) <sup>15</sup> O	40	4.2 x 10 <sup>-7</sup>

この翻訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication 139 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。ドラフトからの引用を赤【 事務局 】

<p>解説</p> <p><b>歴史は繰り返さないのか？</b></p> <p>遡ること1928年に国際 X 線・ラジウム防護委員会 [ 現、国際放射線防護委員会 (ICRP) ] が設立された当時、主に懸念されていたことは、医療スタッフの職業被ばくと、その時点で既に確認されていた確定的影響を免った指をなくし皮膚腐食を免った医師が映っている古い写真は、現代の臨床医に対して、危険性を認識せよ適切な防護をしなければならなかった場合に引き起こされる放射線の影響を強く注意喚起するものとなっていた。ICRP は2018年に90周年を迎えることで、被ばくを伴う医療従事者（すなわち、IVR に関与する人々）の職業放射線防護の検討において重要なことを今一度その刊行物の1つで発表する際には、タイムリーな時期であるといえる。</p> <p>職業放射線を用いた IVR はこの数十年間で、診断、治療及び緩和という点で医療に革命をもたらし、結果的に、それがなければ不可能であった治療を多くの患者に提供できるようになった。驚くほどの速さで技術が進歩し続けていることから、IVR は複雑性を増し、終了までに数時間かかることとなった。また新たな技術は、放射線防護に対して新たな課題を突き付けることにもなった。例えば、陽電子放射線断層撮影・コンピュータ断層撮影ガイド下のインターベンションや、選択的内臓放射線療法などである。</p> <p>大抵指の写真を今と過去の話ではあるものの、複数の研究から、インターベンションリストの眼の水晶体の混濁、また場合によっては白内障の発症が示されている。適切な防護は患者とスタッフの線量低減につながることから、IVR を行う人および IVR に関与する人々を教育し研修することは、いくら行っても、し過ぎるということはない。そのような手技について放射線防護プログラムを成功させるためには、医師、看護師、放射線技師、放射線物理士、相対当局及び管理者を含む全関係者により、チームとしての取り組みが必要である。さらに、線量計など個人防護具を着用することの重要性を、スタッフが自覚する必要がある。その意識がないため、又は高線量が記録された場合は臨床行為の継続が脅かされるだろうという恐怖心から、線量計と鉛ガウンを着用しないことが非常に多い。インターベンションリストは自身の防護について何らかの責任を負うべきであり、防護は放射線取扱主任者及び医学物理士の役割であると決めつけるべきではない。推奨されている個人の防護の遵守性を高めるためには、行動を改めることが不可欠であり、この目標達成には教育が鍵である。</p> <p>私はこれまで30年近くインターベンショナルラジオロジストとして働いてきた中で、驚愕の線量計、防護メガネ、及び甲狀腺カラーを着用することをお勧めするためにある程度の自制心が必要であることを認識しているが、これらの品目をまとめおくこと、そしていつも同じ準備</p>
--

<p>本書ではこれらの要求及び対象者について検討し、以下のような特定の問題について勧告を示す：エプロンを着用したときの実効線量と推定、職業被ばく線量が異常に高い又は低い場合の IVR の実効線量に関する評価、眼の水晶体の被ばく（防護メガネあり/なし）、未論議モニタリング、防護服の選択及び検査、職業被ばく線量が異常に高い又は低い場合の IVR の監査（後者の場合は線量計を着用しなかった可能性を意味する）。</p> <p>© 2018 ICRP 出版社：SAGE</p> <p>キーワード：職業放射線防護、IVR、被ばくモニタリング、眼の水晶体の被ばく、防護服</p> <p>ICRP 代表著者 P. OKTIZ LÓPEZ, L.T. DAUER, R. LOOSE, C.J. MARTIN, D.L. MILLER, E. VANÓ, M. DORUFF, R. PUDOVANI, G. MASSERA, C. YODER</p>
---

## 序文

国際放射線防護委員会 (ICRP) (以下、「委員会」とする) は長年にわたり、職業放射線に伴うリスクに対する防護について勧告及びガイダンスを発表してきた。Publication 103 (ICRP, 2007a) ではこれら勧告の最新情報を示し、また Publication 105 (ICRP, 2007b) では職業被ばく原則の適用を要約している。

これらの刊行物は各般的なものであるが、委員会はさらに、確認されていた特定の問題点、特に急速に進んでいる医療放射線の使用における問題に対応することも決定した。これは、焦点を絞り、かつ、手技に直接携わる者と日常業務で間接関係する者が間置ける形式で簡潔な刊行物を作成し、その刊行物が広く読まれるよう努力することにより達成された。

このような簡潔な刊行物の例には、放射線検査の回題に関する Publication 85 (ICRP, 2000b)、画像診断部門以外で行われる透視ガイド下手技の放射線防護に関する Publication 117 (ICRP, 2010a)、及び補綴器師隊における放射線防護に関する Publication 120 (ICRP, 2013a) など、IVR に関連するものがある。これらの刊行物は、IVR に関与する全スタッフメンバーの防護に向けた実践的な勧告を示している。

とはいへ、病院の管理者、病院の放射線防護を担当するスタッフ、線量測定業者のスタッフ、供給業者及び保守業者の臨床応用の専門家、及び規制当局から構成される読者は、職業被ばくの問題、職業放射線防護のためのツール及び方法について、勧告を必要としている。また彼らは、以下のような特定の問題についても勧告を必要としている：末梢部及び眼の線量評価（防護メガネあり/なし）、防護服の選択（例えば、

備を徹底的に行うことは困難ではない」と考えている。現在、際に出かけるほど近づけるほどシートベルトの着用を忘れないと思うし、IVR を開始する際にも、防護について同様にルーチンの準備を含めるべきである。

わずか100年以上前の1916年のこと (ICRP 設立の数年前)、Henry Ford は新聞「Chicago Tribune」のインタビュー記事で次のように述べた。「歴史は繰り返さない...我々は今日に生きていたいと思うし、ほんの僅かでも腐敗がある歴史といえ、今日われわれが作っている歴史だけだ。」

とはいへ、過去の出来事を取り返り、そこから学習することのみ、今日と未来のより安全な手法を取り入れることができよう。結局のところ、職業放射線の使用に関連する勧告とガイダンスを示すことが ICRP の事業の中核であり、本書に述べるとおり、医療はこれを構成する重要な部分である。今日実施されている IVR の一部は、新たに開発される治療法によって代わられることで、数十年の間に覆れてしまうかもしれない。歴史が「戯言」と考えられるなら、今日まで発展したような放射線防護体系は得られなかったであろう。しかし、我々は今日も間違いなく歴史を作っているということを忘れてはならない。

<p>CLAIRE COUSINS ICRP 委員長</p>
<p><b>IVR における職業放射線防護</b></p>
<p>ICRP PUBLICATION 139</p>
<p>2017年10月委員会により承認</p>
<p><b>抄録</b> 委員会は最近の刊行物（例えば Publication 117 及び 120）において、医師及びその他の医療従事者に対して、IVR 中に患者及び自身を防護するための方策について実践的な勧告を提供している。これらの方策は、それらが放射線防護の要素として特組みに含まれる場合のみ、また放射線防護の責任を負う専門職が対応できる場合のみ有効である。この特組みには、被ばくモニタリング、防護服、教育と研修、及びプログラム実施の品質保証のための戦略を加えた、放射線防護プログラムが含まれる。IVR に関する職業放射線防護に責任を有する専門職には、以下の者が含まれる：医学物理士、放射線防護の専門家、線量測定業務に携わる職員、供給業者及び保守業者の臨床応用サポート職員、研修装置の標準化/手技に携わるスタッフ、労働衛生の責任者スタッフ、資金提供の責任を負う病院の管理者、専門機関及び規制当局。</p>

<p>エプロン、甲狀腺シールド、防護メガネなど)、エプロンを着用したときの実効線量の推定、職業被ばく線量が異常に高い又は低い場合の IVR の監査（後者の場合は線量計を着用しなかった可能性を意味する）。これらの問題に関するガイダンスを規定することが、本書の目的である。作業部会の構成委員：</p>	
<p>P. Ortiz López (委員長) L.T. Dauer R. Loose C.J. Martin E. Vanó</p>	<p>D.L. Miller E. Vanó</p>
<p>通信委員： M. Doruff G. Massera C. Yoder</p>	<p>R. Pudovani C. Yoder</p>
<p>第3専門委員会の重要レビューアール： K. Applegate M.M. Rehani</p>	<p>M.M. Rehani</p>
<p>第2委員会のレビューアール： J. Hunt</p>	<p>J.D. Harrison N. Poutoussi-Hauss</p>
<p>主委員会の重要レビューアール： D. Cool</p>	<p>C. Cousins</p>
<p>本書作成期間の ICRP 第3専門委員会の構成委員：</p>	<p>P. Ortiz López L.T. Dauer P. Scalliet S. Demeter K. Kung Y. Yonekura B. Yue R. Loose</p>

M. Bourguignon	C.J. Martin
<b>総括</b>	
<b>1 総論</b>	
(a) 多くの内科及び外科の専門分野に属する医師が、看護師と放射線技術師（放射線検査技術）のサポートを受けて、従来の手術に代わるものとして放射線画像撮影ガイド下でのインターベンション（IVR）を行っている。IVRは平均して低侵襲性であり、患者の回復期間は短く、さらに多くの種類のIVRでは従来の同等の手術に比べてその合併症率が低い。加えて、麻酔や従来の手術に耐えられない一部の患者や、従来はアフラセズでなされた病変も、今では低侵襲性の画像ガイド下インターベンションによって治療することができる。	
(b) IVRの実施件数は、先進国でも急激な増加を続けている。新たな種類のIVRは複雑性も増し、X線撮影を多く使用する必要があるが生じ、さらに職業放射線防護の研修を受けていないその他の専門分野の医師も、現在はIVRの実施者である。	
(c) 同じ種類の手術でも職業被ばくには著しい違いが認められている。このことは、放射線防護の行為はまだ改善できることを示唆している。最近行われた眼に関するいくつかの研究においては、例えば国際原子力機関（IAEA）プログラムの調整下で行われたRespective Evaluation of Lens Injuries and Dose（RELID 試験）などから、インターベンションリストが放射線防護の基準を適切に使用しなかったり、放射線防護の原則に従わなかった場合、放射線に関連した眼の水晶体線量の発生率が増加することが明らかになっている。	

## 2 本書の趣旨及び適用範囲

(d) 委員会はPublication 17（ICRP, 2010a）及び120（ICRP, 2015a）において、IVRに関与する医師及びその他の医療従事者に対して、職業放射線防護に関する実践的助言を与えた。一方本書では、被ばくモニタリングの戦略、方法及び選択に関するガイダンス、放射線防護用アプローチと防護服、その使用と検査、放射線防護プログラムの策定、教育と研修、及びプログラムの実践の品質保証についてガイダンスを示す。本書の対象者は、医学物理士と職業放射線防護を担当するその他の医療従事者、線量測定業務に携わる職員、臨床応用サポート職員、規定期間、及び全般的な安全文化並びに品質保証と改善に影響をもつ全職員である。さらに本ガイダンスは以下の者にも有用である：研修、装置の標準化及び手法に関わっている者。労働衛生に責任を有する者、防護の経済的サポート確保に責任を有する病院のマネージャー及び管理者、専門家の団体（インターベンションリスト、医学物理士、放射線技術師、看護師、放射線技術師）。

おそれがある。	
(i) 心臓学会に出席し、かつIAEAプログラム協力試験（RELID study）に任意参加したインターベンションオペレーターが、放射線防護用モニターとして、複数の眼科学研究が実施されている。その結果、インターベンションリストにおける発生率は、参照群の非被ばく者の電離放射線の被ばく由来する制御に一致する後発下眼線量と認められた。インターベンションリストによる発生率は、参照群の非被ばく者の4~5倍であった（約40~50% vs 10%）。水晶体の生涯線量は、場合によっては数Gyにも達すると推定された。	
(j) 患者の照射体積に最も近いところにあるインターベンションリストの手の線量は高く、特別なモニタリングを必要とするため、末梢部の等価線量は関心が高くないかもしれない。治療中の時刻に防護カーテンをかけた場合でも、最大で110 mSvという年間下限等価線量が確認されている。この被ばくは防護カーテンと床面とのギャップに起因するものであり、このギャップの大きさは被ばく中のX線撮影台の高さに依存する。	

## 4 職業被ばくモニタリングと被ばくの評価

(k) IAEAのInformation System on Occupational Exposure in Medicine, Industry and Research（ISEMIR）（IAEA, 2014b）で実施された調査から、インターベンションオペレーターが76%は常に線量計を使用し、45%は2台の線量計を使用していることが明らかになった。本調査は自己報告式であり、真の線量計の使用率を過小評価している可能性がある。さらに、世界では、IVRに携わる専門家に對する線量が適切にモニタリングされていない地域や、個人線量計が日常的に装着されていないことが多量に報告されている。

(l) 実効線量の評価に加え、IVRにおける職業被ばくのモニタリングには、眼の水晶体の等価線量の推定も、場合によっては末梢部の等価線量の推定も含まれることが望ましい。

## 4.1 実効線量の評価

(m) 2台の線量計を使用し、1台はエプロンで遮蔽し、もう1台はエプロンの上で遮蔽せずに使用して、それらの測定値を組み合わせたことで実効線量を最も適切に推定できる（過去の委員会発行物に記載あり）。エプロン内装着の線量計から、十分な遮蔽を行うエプロンを日常的に着用していたというエビデンスも得られる。

<b>3 IVRの使用、職業被ばく、及び職業被ばくの影響</b>	
<b>3.1 使用者</b>	
(e) IVRは通常透過ガイド下で行われ、X線シールドの画像を取得して正常及び異常な状態、診断又は治療の結果を記録する。IVRはコンピュータ制御画像（CT）画像撮影ガイド下でも行われ、その場合はインターベンションリストは可動式シールドの後ろに下がるか、又は迅速して画像を撮影する。さらにIVR器具の操作中に画像撮影のため患者を被ばくさせるCT透視の際は、インターベンションリストは室内に留まる。通常のCT画像に比してCT透視の主メモリットは、リアルタイムモニタリングを用いることで、患者の呼吸やその他の動きの結果として体内で動く病変にアクセスできる、という点である。さらにCT透視によって迅速かつ効率的なIVRが可能になる。その一方、CT透視を行った場合、患者、インターベンションリスト及びIVRに関与するその他のスタッフは、比較的高い放射線被ばくを受けるおそれがある。	
(f) <sup>99</sup> Y標識マイクロスフェアを用いた放射線塞栓療法（SIRT）などX線画像ガイド下の治療的インターベンション（IVR）は、切除不能の原発性又は転移性腫瘍患者治療のための代替法である。複数の病院で、生検及び/又はラジオ逆導法のための、IVR中のリアルタイムの陽電子放射線断層撮影（PET）CTガイドの使用を検討している。 <sup>18</sup> F-FDG PET-CT撮影は手術室内で、腫瘍又は生検を行うべき部位を特定するため、IVRの有効性を確認するため、また既存病変を早期発見するため（例えばラジオ逆導療法後には、最大の治療効果を得るために必要に応じて傾向を反復することができ）に行われる。	

## 3.2 職業被ばくと職業被ばくの影響

(g) インターベンションリストにあるもの、複数の調査からは、個人の職業被ばく線量はこれらの数値を上回ることがあり、かつばらつきが大きいことが示されている。

(h) 白内障発現の閾値は以前考えられていた値より低いというエビデンスが得られるに似て、眼の水晶体への等価線量への注目が集まっている。委員会は眼の水晶体の等価線量限界を、5年という一定期間の平均値として年間150 mSvから年間20 mSvに引き下げ、かつ年間50 mSvを超えないことと勧告している。放射線画像ガイド下のインターベンションという性質上、眼に対する防護対策を講らなかつた場合、仕事量や年程度から高度の職員では、眼の水晶体への線量はこの新たな年間等価線量限界を超え、長期間では水晶体の腫瘍が生じることがある。

<b>4.2 眼の等価線量に関する評価</b>	
(n) 患者の照射体積に近いインターベンションリストの側面での線量の高さに着目した。エプロン外装着の線量計は、実効線量の評価に寄与するのみならず、眼の水晶体と頭部の等価線量の合理的な推定も得られる。	
(o) 職業被ばく線量を評価するため、数値計算法は改善される必要がある。これには指輪線量計における眼の水晶体の等価線量も含まれる。これらの手法は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の監督に役立つ。また、追加的な防護（防護メガネなど）の必要性的評価に役立ち、考慮えられる。（眼の線量を含む）個人線量評価のための、個人の位置検知装置とともに（線量計を必要としない）計算技術の開発を追求する。研究プログラムを進める必要がある。	

## 4.3 Equivalent dose to the extremities

(p) 一部の特殊で複雑なIVRにおける、手の等価線量の評価は、介入的処置により注目していく必要がある。手が直接X線ビームに非常に近い場合は、指輪線量計が必要かもしれない。同様に、（足先から先を含む）下肢の被ばくに関する評価にも、より注目していく必要がある。防護カーテンが利用できる場合、又はカーテンと床面の間にギャップがあるときは、特に注意しなければならぬ。このギャップは、IVR中の台の高さに応じて生じると考えられる。

## 4.4 線量計の使用に伴うエラーの例、状況修正のための間接的なアプローチ

(q) 誤使用の例として、割り当てられた線量計を使用しなかった。エプロン内装着用の線量計をエプロン外で装着した。間違った指に指リング線量計を装着した。他者に割り当てられた線量計を装着した。又は線量計を紛失したなどがある。

(r) 線量評価のための間接的アプローチが、個人線量計装着の遵守不良の特定に役立ち、また個人線量計を使用しなかった場合の職業被ばく線量の推定にも役立つ可能性がある。これらアプローチは、患者に関連した線量（例えば異なる種類の手術に関するカーテン面積や、作業者の眼の水晶体の線量に対する幾何学的特性など）から求める変換係数とともに、患者近く（例えばC-アームなど）の散乱放射線の空間線量計に基づく。

<b>5 職業放射線防護に関するガイダンス</b>
<b>5.1 患者とスタッフの被ばくの問題</b>
(s) IVR における職業放射線防護は患者の防護と密に関連しており、患者防護のための大半の措置はスタッフが防護することになる。ただしその他にも、スタッフのみを防護するための防護措置や防護具が存在する。これらの装置の使用は、手技の操作を妨げなければならず、患者の被ばくを増加させてもいけない。
<b>5.2 遮蔽装置による防護</b>
(t) X線室内で働く全ての IVR スタッフは、遮蔽エプロンを装着しなければならぬ。エプロンには通常、0.25 mm、0.35 mm、又は 0.5 mm の鉛当量が含まれている。ある種のデザインでは、前面を重く 0.5 mm の鉛当量とし、他の部分は 0.25 mm の鉛当量となっている。透過率は通常、70~100kV の範囲で 0.5~5% である（すなわち減弱係数は 200~20）。エプロンは相互放射線から体幹を防護するが、頭、腕、手及び下肢を含むその他の身体部分はエプロンで防護されない。これらの部分については、放射線防護プログラムにおいて検討するべきである。
(u) 頭の防護において最も重要な要素は、天井吊り下げ式の合給アクリル板の適切な使用である。これは、どの程度効果的に設置されているかにも依るが、頭部前全体の線量を 2 分の 1 に低減できることから、IVR の設備に組み入れておくべきである。
(v) 患者の近くに留まるべきスリッパ（看護師や麻酔師など）には、彼らと散乱放射線の線源の間に置くことができる可動式（ローリング）シールドにより得られる付加的な防護が有益かもしれない。
(w) (b)項の記述の通り、職業被ばくの下では、防護対策が不足していた場合、眼の水晶体の等価線量が許容可能な線量限度を超えるおそれがある。これが長期におわたれば、水晶体の退縮をもたらす。反対に、IVR の透視装置が正しく操作され、手技のプロトコルが最適化され、術者が研修を受け、眼の防護ツールが使用されている場合は、眼の水晶体の線量は線量限度を下回るはずである。
(x) 麻酔師は X線照射中に画像モニターを見ることから、眼は横と下側から照射される可能性があり、顔面の輪郭に鉛メガネを周囲なく（特にメガネの横と下側で）密着させることは重要である。
(y) 一部の手術では、天井吊り下げ式のシールドの下側に取付けた鉛ドレーフのほか、シーカドドレープやアザラシドも、手の防護に有効となえり。術者が散乱放射線の線源（患者の照射体積）の近くにはいる必要がある場合、この種の防護を検討するべきである。患者に

(f) 防護具の適合判定試験は不可欠である。供給された一部の防護服に不具合があったことが記録されている。さらに、防護具の重量な取扱い（例えば、折り畳まないようにするなど）及び定期的な検査は、品質保証及び改修プログラムの一環として必要である（第5節参照）。
<b>7 教育及び研修</b>
(g) 職業上の安全及び放射線防護における専門職員の初期教育、継続的な教育、及び研修は不可欠である。これは特に、安全文化、並びに画像撮影装置及び放射線防護ツール（例えば天井吊り下げ式のシールド、鉛メガネ及び遮蔽カーテンの適切な使用など）の適切な使用に関して重要である。
(h) リアルタイムの能動線量計の使用は、特定の高線量の手術における防護の適正化に役立つのみならず、被ばくする線量レベルに関する専門職員の教育にも寄与する。
(i) 全般的な放射線防護の知識に加え、職業放射線防護を担当する病院スタッフ、線量測定業者のスタッフ、供給業者からの臨床応用の専門家及び補助当局には、実地臨床、IVR に使用される X線装置、職業被ばく評価のための戦略、防護方法、及び防護服の選択と検査に関する知識が必要である。
<b>8 放射線防護のための主要な専門職員の配置</b>
(j) 放射線防護及び手術プログラムの作成と継続を担当する、医学物理士又はその他の職員の役割は重要である。彼らは、インターベンションナリスト、放射線技師及び看護師による適切な放射線防護及びケアを、最終的に計画して実行するチームの一員である。
<b>用語解説</b>
吸収線量 (D) [Absorbed dose] 電離放射線により一定質量の物質に与えられた平均エネルギー、その質量で除した商。 $D = \frac{dE}{dm}$ 吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量は、そのための一次標準が存在する測定可能な量である。国際単位系 (SI) では、吸収線量の単位は J/kg で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

ディスプレイサブドレープをおく場合、ドレープが一次ビーム内に入らないようにする。入った場合は患者及び術者の被ばく量が増す可能性がある。
(f) IVR 中に撮影台近くに立つスタッフは、ビーム入射側に隣接する側面で照射野がより狭力であることを注意する必要がある。これは、斜め照射又は側面照射のとき特に重要である。撮影台下に X線管を置いた透視からの、インターベンションナリストの頭部、上半身及び手への線量は、下位が受ける線量よりも著しく低くなる。
(m) このことは、下位の遮蔽カーテンを利用できないとき、また撮影台が高い位置にありカーテンを設置しても足が防護されないときに、特に当てはまる。ロール状の鉛シールドを使用し、適切に使用した場合、スタッフの実効線量は 90%以上減少する。
(n) 以上のように、室内の全スタッフは防護エプロンを着用することが望ましい。インターベンションナリストは可能であれば天井吊り下げ式のスクリーン、覆台吊り下げ式のカーテン、及びシールドドレーフにより防護されるべきである。スタッフはまた、高線量画像取得モード（例えば連続撮影及びデジタルサブトラクション血管造影法など）の使用、及び自動注入器による造影剤の注入中に、後述して患者との距離をとることでも、線量を低減することができる。看護師や麻酔師など、患者のそばにいない必要があるスタッフには、可動式スクリーンによる防護が有効なことがある。その他の職員は、患者の照射体積からの距離をとることで防護を強化すること、又は可能であれば画像取得中は室外に出る。

**5.3 既及び胎児の防護**

(e) 妊婦が妊娠を申告した後、彼女の作業条件としては、妊娠の残りの期間中の受胎産物の追加線量が 1 mSv を超えないようにしなければならない。
(d) 現在得られているデータからは、適切な手順に従った場合、妊婦は IVR をしてははいてはならないという根拠は示されていない。しかし、妊婦が申告された場合はいかなる場合でも、雇用主は妊娠中の作業者の被ばく状況及びその他の職業上の危険（造影エプロンの使用に伴う背部痛など）を念に見直し必要がある。

**6 品質保証**

(e) 定期的な文書のチェックと合わせた品質保証により、IVR に関与する専門職員が常にその線量計と防護具（メガネを含む）を装着していることを確認することは、非常に重要である。
--

介護者や介助者 [Carers and confiners] スタッフ以外の、患者の介護及び介助する者。これらの個人には、両親や他の人たち、通常は家族あるいは親しい友人で、診断手続中に子供を変えられた人たち、あるいは放射線医薬品投与後又は小線量治療中に患者に近づくとある人たちが含まれる (ICRP, 2007a)。
確定的影響 [Deterministic effect] 「組織反応」参照。
線量係数 [Dose coefficient] 放射線物質の単位採取量当たりの線量を表すものとして用いられる。しかし、例えば、特定の放射性核種の単位面積当たり特定の放射線量が注されている表面から特定の距離における外部線量率のように、線量は線量率と放射線の量又は濃度を関連させる他の係数を述べるために用いられることもある (ICRP, 2007a)。
線量限度 [Dose limit] 計測被ばく状況から個人が受ける、超えてはならない実効線量又は等価線量の値 (ICRP 2007a)。
エプロン外装着の線量計 [Dosimeter over apron] 防護エプロンにより防護されていない線量計。
エプロン内装着の線量計 [Dosimeter under apron] 防護エプロンにより防護されている線量計。
実効線量, E [Effective dose] 人体のすべての特定の組織及び臓器における等価線量の組織加重合計で、次の式で表される： $E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R h_{R,T} D_{R,T}$ ここで、w <sub>T</sub> は組織又は臓器 T の組織加重係数、h <sub>R,T</sub> は放射線加重係数である。実効線量の単位は吸収線量と同じ J/kg。特別な名称はシーベルト (Sv) である。 確定的影響の発生に對し感受性があると考えられる人体のすべての臓器・組織にわたって合計する。組織加重係数は年齢と性別について平均化され、両性及びすべての年齢の集団に概数として適用するように意図される。
雇用主 [Employer] 相互に合意した関係により、彼又は彼女の雇用において、作業者に對し、認知された責任、関与、及び義務を負う。国の法律によつて指



定された組織、法人、共同企業体、企業、協会、信託機構、不動産業者、公共又は民間機関、グループ、政治団体又は行政団体、あるいは他の個人。自営業者は雇用主と作業者の両方である (ICRP, 2007a)。
等価線量, $H_T$ [Equivalent dose] 次の式で与えられる組織又は臓器 $T$ の線量： $H_T = \sum_R w_R D_{TR}$ ここで、 $D_{TR}$ は組織又は臓器 $T$ が放射線 $R$ から受ける平均吸収線量、 $w_R$ は放射線加重係数である。 $w_R$ は無次元量なので、等価線量の単位は吸収線量と同じく J/kg。また特別の名称はシーベルト (Sv) である。
X 線透視下または CT ガイド下の IVR [Fluoroscopically or computed tomography guided interventions] X 線透視又はコンピュータ断層撮影 (CT) を用いて、病変/治療部位を特定し、手技をモニターし、治療を制御及び記録するために、経皮的又はその他の他のアクセスにより、ガイド下の治療的及び診断的インターベンションからなる手技で、通常は局所麻酔及び/又は鎮静下で行われる (ICRP, 2009b)。一部の IVR では透視装置による三次元 (3D) 画像撮影も用いられる。
グレイ (Gy) [Gray] 吸収線量の SI 単位の特別な名称。1 Gy = 1 J/kg。
組織又は臓器 ( $T$ ) 内の平均吸収線量, $D_T$ [Mean absorbed dose in a tissue or organ (T)] 組織又は臓器 $T$ におたつて平均化された吸収線量 $D_0$ 。次の式で表される： $D_T = \frac{D_0}{m_T}$ ここで、 $m_T$ は組織又は臓器 $T$ に付与された平均総エネルギー、 $m_T$ はその組織又は臓器の質量 (ICRP, 2007a)。
医療被ばく [Medical exposure] 患者が自らの医学又は歯学の診断あるいは治療の一部として受ける被ばく；職業上被ばくする者以外の人が、患者の支援や介助に自発的に役立る間に承知して受ける被ばく；及び、志願者の被ばく。
職業被ばく [Occupational exposure] 次の 3 項目を除く、作業者がその作業の過程で受けるすべての被ばく。(1) 除外された被ばく、及び、放射線を含む免除された活動に、放る又は免除された線源による被ばく；(2) すべての医療被ばく；及び、(3) 通常の地域の自然バックグラウンド放射線。しかしながら、故

13

シーベルト (Sv) [Sievert] 等価線量、実効線量、及び実用線量の SI 単位の特別な名称。単位は J/kg である。
スタッフ [Staff] 本書のスタッフとは、放射線を用いた手技中に患者のケアに係る医療従事者 (作業者) 参照 (例えば医師、看護師、放射線技術者など)、又はその作業中に医用画像撮影装置からの放射線に被ばくする可能性がある医療従事者 (例えば装置のサービスマン、清掃員など) である。
放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation] 発生する効果の確率が、その線量度ではなく、閾値なしの線量の関数とみなされるような確率的疾患及び遺伝性影響。
組織反応のしきい線量 [Threshold dose for tissue reaction] 組織反応が 1% 発生すると推定される線量 (ICRP, 2007a)。
組織反応 [Tissue reaction] しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害。組織反応は「確定的影響」とも呼ばれ、組織反応は場合によっては、生物反応修飾因子を含む照射後の手順によって改善できる (ICRP, 2007a)。
組織加重係数 ( $w_T$ ) 身体への均一照射の結果生じた健康損害全体に対する組織又は臓器の相対的寄与を表現するために、組織又は臓器 $T$ の等価線量に加重する係数 (ICRP, 1991)。これは以下のように加重される (ICRP, 2007a)。 $\sum_T w_T = 1$
作業者 [Worker] 雇用主により、常勤、非常勤、臨時雇用を問わず雇用され、職業的な放射線防護と関係する権利と義務を認識しているあらゆる個人。放射線に関係する医療職の作業者は職業上被ばくする (ICRP, 2007)。
1 はじめに • 低侵襲性の IVR は様々な精確に關して、従来の手術に比べ多数のメリットをもっている。

15

放射線とどこでも存在することから、委員会は、「職業被ばく」の使用を作業管理の責任である合理的に見なすことができる状況の結果として仕事上で受ける放射線被ばくだけに限定する。除外された被ばく及び免除された行為若しくは免除された線源による被ばくは、一般に、職業被ばくの防護に対して考慮する必要はない (ICRP, 2007a)。
実用量 [Operational quantities] 外部被ばくを伴う状況のモニタリングと調査のための実用的な応用に用いられる線量。体内の線量の測定と評価用として定義されている。内部被ばくに関しては、等価線量又は実効線量の評価を直接的に提供するために用いられる。これまでに定義されていない。体内の放射性核種による等価線量又は実効線量の評価には別の方法が適用される。それらは主に、様々な放射能測定と体内動態モデル (計算モデル) の適用に基づいている。
防護 (及び安全) の最適化 [Optimisation of protection (and safety)] いかなるレベルの防護と安全が、被ばく及び潜在被ばくの確率と大きさを、経済的・社会的要因を考慮の上、合理的に達成可能と限り低くできるかを定めるアラゴセス (ICRP, 2007a)。医用画像及び放射線治療の手技における放射線防護の最適化とは、線量を「経済的及び社会的要素を考慮しつつ、線量を合理的に達成でき低く低いレベルに抑えること」を意味し、患者に対する線量を医療目的に見合うよう管理すること、という表現が最も相応である。
個人線量当量 [Personal dose equivalent] 個人モニタリングの実用線量 $H_p(0.07)$ であり、これは人体のある特定点の、ある適切な深さ $d$ (mm 単位) における軟組織中の線量当量である。個人線量当量の単位は J/kg。また特別な名称はシーベルト (Sv) である。特定の点は通常、個人線量計を装着する部位で与えられている。実効線量のモニタリングには実用量 $H_p(0.07)$ を使用し、皮膚、手及び足の線量評価には個人線量当量、 $H_p(0.07)$ を使用する。眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ $d=3$ mm が適当である。ただし実例は多くの面で、 $H_p(0.07)$ に関する線量計の校正は実施されていないが、光子放射線の同じモニタリング目的に $H_p(0.07)$ を使用でき、これは IVR にも適用される。
防護原則 [Principles of protection] 放射線源及び制御可能な被ばく状況にある個人に適用される、一連の原則。正当化の原則及び防護の最適化の原則は線源に関連したもので、すべての被ばく状況に適用される。線量限度の適用の原則は個人に関連したもので、計画被ばく状況のみ適用される (ICRP, 2007a)。
放射線加重係数 ( $w_R$ ) [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線と比べ、線エネルギー付与 (LET) 放射線の高い生物学的効果を反映させるために、臓器又は組織の吸収線量に乗じる無次元の係数。ある組織又は臓器におたつて平均した吸収線量から等価線量を求めるために用いられる (ICRP, 2007a)。

14

• 同じ種類の手技でも職業被ばくには著しい違いが認められている。このことは、放射線防護の行為はまだ改善できることを示唆している。 • また最近の研究から、インターベンションリスト及び IVR に係るその他の専門職員において、放射線防護した眼の水晶体の線量 (前白内臓) の発生率が高いことが明らかになっている。 • IVR 室内において専門職員に対する線量を適切にモニタリングすることは、放射線防護のために不可欠であるが、世界の多くの国や地域では、個人線量計が利用できないか、又は日常的に装着されていない。このため、職業被ばく線量に関するデータは必ずしも信頼できるものではないと思われる。 • したがって、職業放射線防護及び精確内の安全文化に係るすべての者に対して、指針を示す必要がある。
1.1 結論 (1) 多くの内科及び外科の医師は通常、看護士と放射線技術者のサポートを受け、より複雑でリスクが深い従来の手術に代わるものとして、放射線ガイド下でのインターベンション (IVR) を行っている (NCRP, 2010)。このアプローチには従来の手術に比べ侵襲性が低い、回復期間が短い、また一部の手術については合併症率が低いなど、複数のメリットがある (NCRP, 2010)。 (2) 医師のなかには、多臓器に関わる IVR を行う者 (放射線科医など) や、1つ又は2つの臓器系内での手技を行う者 (例えば泌尿器内科医、消化器内科医及び泌尿器科医など) もいる。かつては主に放射線科医が行っていた一部の IVR (例えば下腹部泌尿器治療のための血管内手技など) でも、現在では徐々に血管外科医や循環器内科医が行うようになつたものもある (Goodney et al., 2009; Harris et al., 2011)。現在米国では、放射線科医が行っているのはこれらの手技の 20% 未満であり (Goodney et al., 2009)。また、すべての透視ガイド下 IVR の 35% 未満である (NCRP, 2009)。 (3) IVR の件数が増え、多様化し、さらに新たな種類も加わり複雑性が増しているということは、これらの IVR の有益性が広がり続けていることを意味している。しかしそれによって被ばく量は増加し、技術の改善により得られる線量低減を相殺しているようである (Kim et al., 2008)。さらには、医療に従事する職員のうち、インターベンションリストに対する職業被ばく線量が最も高い (Padovani et al., 2011)。様々な医療職において、専門職員に対する職業被ばく線量の適切なモニタリングが行われておらず、その結果として職業被ばく線量に関する信頼できるデータが得られていない (Padovani et al., 2011; IAEA, 2014b)。個人のモニタリングバックパスが常時装着されていないにもかかわらず、不適切に装着されていたり (Padovani et al., 2011)、付与されていないこと、一部の医療従事者では線量監視システムが運用されていない (Tsapaki et al., 2009)。加えて、各試験で使用されている線量測定法が著しく違っていたり (Kim et al., 2008)、線量計の使用数や身体との部位に装着

16

すべきかについて合意が得られていないため、報告された線量測定結果の比較も困難である。また、あらゆる種類の手術に関する有効線量をこれ一つで十分に推定できるというアルゴリズムはない、という事実が、どのアルゴリズムを使用すべきからという世界的なコンセンサスへの到達を困難にしている。

(4) 委員会は、(特にきわめて後期)に発症する)組織反応の効果が複数あり、そのしきい線量はかつて考えられていたものより低いかもしれないことを示した最近の疫学的エビデンスを検討した。例えば、眼の水晶体に関する事例である (ICRP, 2011)。最近の研究から、放射線防護員を適切に使用せず、放射線防護の原則に従わなかった心臓インターベンションにおいて、放射線に関連した水晶体混濁の発生率が増加していることが示されている (Nakó et al., 1998, 2010, 2013; Cini-Bjelic et al., 2010; Rehani et al., 2011; Jacob et al., 2012)。インターベンションナリスの手や下腕がかなり高い線量に被ばくし、防護員で覆われていなかった下腕の一部で配毛が生じたことが観察されている (Balter, 2001)。同じ種類の手術でも術者が被ばくする線量には著しい違いが認められている。このことは、放射線防護の行為はまだ改善できることを示唆している (Kim and Miller, 2009)。

(5) IVR に係る医師は、放射線防護の研修レベルも様々である。例えば多くの国々では、全ての放射線科医がその放射線科教育の一環として放射線物理学、放射線生物学、放射線防護と安全性の研修を受けるが、その他の医学分野の医師に対する放射線に関連したトピックスの教育の量は様々であり、資格認定プロセスの一環としてこれらの分野の試験を受けることも、そうでないこともある。Publication 113 (ICRP, 2009b) は教育と研修、研修の対象となる専門職員、目的、内容、管理、アプローチ、様々な医療従事者の教育と研修に必要なおおよその時間、認定及び資格認定に関する助言と助言を与えている。

(6) 国内及び国際的な複数の学会が、職業放射線防護を促進し職業上の放射線障害 (眼の水晶体の混濁など) を避けるためのガイドラインを採用している (Miller et al., 2010; Duran et al., 2013)。

(7) 委員会は、インターベンションナリス及び X 線ガイド下のインターベンションに係るその他の医療従事者のために、職業放射線防護に関する更なる助言を、Publication 85 (ICRP, 2009b)、I17 (ICRP, 2010a) 及び I20 (ICRP, 2013a) において提供している。

**と照射野への気配りによって適切な範囲内に抑えることができる。**

**2.1 IVR**

**2.1.1 透視下 IVR**

(12) 全世界で行われている年間の IVR 件数は大きく増加している。米国では 2006 年、透視下 IVR は患者の医療被ばくにおける 3 番目に多い線量となり、集団有効線量に関して医療被ばくの 14% (0.43 mSv/年) を占めていた (NCRP, 2009)。診断目的の心臓カテーテル検査を含む心臓透視下手術は、透視下 IVR 全体の 28% を占めているが、透視下 IVR の被ばく量は 53% を占めている。欧州 36 カ国における、全ての透視ガイド下 IVR の線量は 0.03% ~ 2.74% で、全 X 線手術の平均 0.6% を占めている。集団線量に関しては、IVR における医療被ばく線量は年間 0.001 ~ 0.34 mSv で、全集団線量の 0.4 ~ 28% に相当する (IC, 2015)。IAEA プロジェクトの I11 の発展途上の 11 の国々の国では、IVR 実施件数は 2004 ~ 2007 年に 50% 増加していた (Tsapaki et al., 2009)。

**2.1.2 CT ガイド IVR**

(13) IVR は CT ガイド下でも行うことができる。実施される CT ガイド下 IVR の件数及び時間的な傾向に関しては得られているデータはかなり少ないが、手術の弊や種類が増えていることは明らかである。例えば、米国の Mayo Clinic において、CT ガイド下で実施された画像ガイド下経皮的肺生検の割合は、1996 ~ 1998 年には 66% であったものが 2003 ~ 2005 年には 98% に増加した (Minot et al., 2012)。その後は透視ガイド下で実施される。CT は主に超音波又は透視ではよく確認できない胸郭、腹部及び骨盤の小病変又は深部病変の生検のガイドに、さらにはその他の手術における針置留のガイドに用いられている。

(14) CT ガイド下 IVR は、医師が運動式防護服の真又は横断断の外に異なる間欠的 CT スキャンにより、又は CT 透視 (針やデバイスに医師がコントロールする間欠的又は定期的な CT 撮影) を用いて行うことができる。CT 透視では、皮膚へのエンゲージメントから標的の針の側面軌道の可視化により、CT ガイド下生検手術を容易に行うことができる。CT 透視は様々な血管系 IVR に用いられる (Daly and Templeton, 1999)。これは医師が留置及び運動のドレーン中の穿刺時の誘導、骨髄の管理、腫瘍の管理、腫瘍、骨髄、腹部、骨盤の経皮的針生検に用いられている (Buis et al., 2009; Hoang et al., 2011; Trumm et al., 2012)。通常の CT と比べた CT 透視の主なメリットは、リアルタイムのモニタリングによって、患者の呼吸やその他の動きの結果として体内で移動する病変にアクセスでき、という点である。これを使用することで、IVR をより迅速かつ効率的に行うことができるとされている (Ganfitelec et al., 2009b)。広く行われるように

(9) このガイドラインには、職業放射線防護及び被ばくモニタリング戦略、防護服の使用と選択、放射線防護プログラムの開発、プログラムの実施のための教育、研修及び品質保証のための、ツール及び方法を含まれている。

**1.3 本書の適用範囲**

(10) 本書に示すガイドラインは、コンピュータ断層撮影 (CT)、コンビューータ断層撮影 (PET/CT)、陽電子放射断層撮影 (PET/CT) 及び選択的内部放射線療法 (SIRT) を含む放射線画像下インターベンションに適用される。ただし、IVR の大多数は、X 線透視ガイド下のインターベンション及び一連の画像取得に関連するものであるため、本書の内容は別に規定する場合を除き、X 線撮影下でのインターベンションを意味している。PET/CT 及び SIRT は IVR 室内で行われる。または IVR と併用される項目も多いから、それらに関連する項目も記載している。IVR に関連する線量及び単位は付録 B に収録する。

(11) 本書における IVR とは、経皮的又はその他のアクセス経路を介してガイド下で行われる診断的及び治療的インターベンションで、通常は局所麻酔及び/又は静脈麻酔下で行われ、電離放射線透過。CT 又は PET の形式で用い、病変又は診断/治療部位の特定又は特性評価、手術のモニタリング、治療のコントロール及び記録を行うものである。

**2. 問題**

- IVR の実施件数は、先進国でも著急なペースで大幅に増加しつつある。新たな種類の IVR は複雑性も増し、X 線線量を大幅に使用する必要があり、それゆえに職業放射線防護の新たな問題が提起されている。インターベンショナルラジオロジーと及び心臓インターベンションナリスのほか、遠隔放射線防護の訓練を受けていないその他の専門医も、現在は IVR を実行している。
- 委員会が報告した眼の水晶体に関する新たな問題を考えると、眼を防護しなかった場合、眼の水晶体に対する等価線量は手術上の制限線量になると考えられる。
- 最近の研究から、後部水晶体変化の発生率が顯著に増加していることが明らかになっている。しかし、適切な防護を行うことで、放射線防護のリスクを著明に低下させることができる。
- 放射線安全管理者が、線量測定及び放射線防護の最適化のために必要な情報を得るためには、信頼できる被ばくモニタリングが不可欠である。
- PET 及び SIRT が認識する介入は、新しくかつ多様な放射線防護上の問題点を提起している。しかし、術者の実効線量は、線量最大値化

なっている。その一方で、CT 透視では患者及び術者である医師の双方に比較的高い線量が照射される (Ganfitelec et al., 2009a; Sidaoui et al., 2010; Kim et al., 2011)。CT 透視画像は通常の CT に比べてノイズが多いことから、この手法は主に、腫瘍など高コントラストの可動病変の場合に用いられる。

**2.1.3 選択的内部放射線療法のための IVR**

- (15) 原発性又は転移性肝臓癌患者で、診療時に治療可能な患者は 20% にも満たない。したがって、切除不能の肝臓癌患者には、高線量の  $\beta$  線放射体である <sup>90</sup>Y 標識マイクロスフェアを用いた放射線療法のための IVR (SIRT) などの姑息的療法、及びその他の高線量放射線の治療が、代替的な治療法となっている (Callechto et al., 2015)。
- (16) 肝臓癌にカテーテルを挿入した後、<sup>90</sup>Y マイクロスフェア (最大直径エネルギー = 2.7 MeV、半減期 = 64.1 h) を透視下で投与する。樹脂製マイクロスフェア (SIR-Spheres, SIRTEX、オーストラリア Lane Cove) 及びガラス製マイクロスフェア (TheraSphere, Nordion, カナダオンタリオ州オタワ; 直径 29 nm) という、2 種類の <sup>90</sup>Y マイクロスフェアが使用されている。悪性腫瘍変化は主に肝臓癌から腫瘍が供給されているというところが SIRT を行う根拠である。SIRT は患者の生存期間を有意に延長させることが実証されている (Best et al., 2012)。
- (17) SIRT は通常次の 2 つの段階で実施されている。まず第 1 段階では血管造影検査を非腫瘍動脈の保護的な造影と組合せて行う。次に <sup>90</sup>Tc-MAA 粒子を肝臓癌に注入して肝及び上腹部の単光子放射型コンピュータ断層撮影 (SPECT) を行い、肝臓癌を推定する。肝臓癌の約 10% が未読の場合、<sup>90</sup>Y 放射能を投与する SIRT が許容される。シヤント率は 10 ~ 20% (SIRTEX) の場合、<sup>90</sup>Y 放射能を減量する (20 ~ 40% 減らす) ことが望ましい。シヤント率は 20% を超える場合、SIRT は禁忌である。第 2 段階は通常、1 日以上後に、肝臓癌又はその他の動脈に供給している動脈にカテーテルを挿入し、マイクロスフェアを投与する。この第 2 段階は、非腫瘍動脈の一時的なバルーンによる閉塞又は逆流防止カテーテルの挿入が、マイクロスフェア投与前の保護的な造影の代替法となりえる (Hugspies et al., 2013; Fischman et al., 2014)。
- (18) 第 2 段階では線量の計算、<sup>90</sup>Y マイクロスフェアの作製、及びカテーテルを介した肝臓癌への投与を行う。典型的な放射線量は、樹脂製マイクロスフェアの場合 2 ~ 3 GBq (Jakobs et al., 2007)、ガラス製マイクロスフェアの場合 3 ~ 7 GBq である (Andrews et al., 1994)。目標線量は通常 120 Gy (80 ~ 150 Gy) である。核種分布は、SPECT による肝臓放射イメージング又は PET/CT による PET/CT により検出することができる。PET/CT は空間分解能が高く、投与される放射能をより正確に定量化できる (Callechto et al., 2015)。

## 2.1.4 IVR における電子放射線用撮影の使用

(19) PET は、CT 又は超気共鳴画像法によって不明瞭な抽出困難、又は検出されない代謝的に活発な標的に対する画像診断専科を提供することから、IVR における役割が薄らぐつつある (Ryan et al., 2013a)。複数の病院はその研究プログラムの一環として、生検及び/又はラジオ標的剤療法などについて、IVR 中のリアルタイムの PET/CT ガイドの使用を検討している (Punadare et al., 2011; Voncken et al., 2011; Ryan et al., 2013a; Aquarè et al., 2014; McLoneky et al., 2014)。また、X 線 CT 及び PET 撮影を用いたリアルタイム・フェュージョンイメージングの開発も現在進んでいる (Punadare et al., 2011; Beijst et al., 2016)。IVR 室で PET 及びマルチモダリティのフェュージョンイメージングを使用することは、有効な診断部位又は生検部位の特定に役立ち、また治療効果の迅速な評価も可能になると考えられる。

## 2.2 IVR における放射線の曝とエネルギー

(20) 大半の IVR は、透視と一連の画像撮像を組み合わせて行われる。ビームスペクトルは管電圧及び透過により変化し、管電圧は 50〜125 kVp の範囲であり、付加の透過として 1 mm までの銅が加えられる (NCRP 2010)。線質及び線作/パラメータ (管電圧と管電流、ハルム幅、及び多エネルギーの場合ビームの透過など) は、システムの自動曝出制御により決定される (NCRP 2010)。低線量標準モードでは透過力の強いビーム (高い kVp 及びろ過) を用い (例えば 88〜114 kVp、半値厚 8〜10 mm Al)、一方画像撮像モードでは低い管電圧 (例えば 68〜84 kVp、半値厚 3.5〜4.0 mm Al) を用いる (Principi et al., 2014)。一部の装置では、低管電圧 (ヨウ素造影剤による透過) をより適切に抽出するためのろ過率 (低い管電圧に相当する高い患者線量を制御するため) により、画像取得のためのスペクトル特性が行われる (NCRP 2010)。職業被ばくに最も関連する、患者周囲の散乱放射線の分布については、5 節で考察する。

(21) CT 透視の場合管電圧は 80〜140 kVp の範囲である。<sup>18</sup>F-FDG を用いた PET-CT 検査の場合の光子エネルギー (511 keV) は、通常の IVR における散乱光子のエネルギーに比べてきわめて高い (NCRP 2010)。SIRT 手法には別に規定する場合を除き、X 線ガイド下の手法を意味する。IVR の大多数は、X 線ガイド下の手法に関連するものであるため、本書の内容は別に規定する場合を除き、X 線ガイド下の手法を意味している。

## 2.3 職業被ばく

### 2.3.1 実効線量

(22) 職業被ばくに関するデータの要約及び集計結果が得られている (Kim et al., 2008, 2012; ICRP 2010a; NCRP 2010)。手技にあたるインター

21

(26) CT 透視ガイド下 IVR による職業被ばくに関するデータは得られている。被ばく線量は少ない。被ばく線量が最も高い部位は、医師の手、眼及び甲狀腺である (Sudaoui et al., 2010)。甲狀腺シールドの使用は、特に若い専門家にとって重要であり、甲狀腺を実質的に保護することができる (Sudaoui et al., 2010)。平均患者線量は手技の種類に応じて異なるため (Leng et al., 2011)、症例当たりの医師の平均実効線量も、手道通り手技の種類に応じて異なる。エプロン外で測定・報告された数値は  $H(10)$  で 2〜25 µSv で、その曝露値は 1 回の手技当たり 0.4 mSv に相当した (Panou et al., 2001; Teuwisse et al., 2001; Jeonai et al., 2009)。職業被ばく線量を低減できる、技術的アプローチ及び防護方法が開発されてきた (Daily and Templeton, 1999; Paulson et al., 2001; Carlsson et al., 2005; Hong et al., 2011)。

(27) 経カテーテル大動脈弁置換術又は経カテーテル大動脈弁縮込み術による職業放射線被ばくは、そのアプローチ (経大動脈又は経心尖) に応じて異なる。Sharia (2015) には単一手技について、第一術者のエプロン外装置の線量計から、最大で 0.23 mSv という  $H(10)$  値を認められた (中央値 0.11 mSv)。また他の作業員 10 名中 8 名でも顕著な被ばくを認められた。

### 2.3.2 眼の水晶体の等価線量

(28) (特)にきまぐれ後期に発行された。何らかの組織反応があり、そのしきい線量はかつて考えられていたものより低いかもしれないこと (Ryan et al., 2011) を示した疫学的なエビデンスを確立した後、委員会は *Publication 118* (ICRP 2012) の一部として 2011 年に声明を発表した。眼の水晶体について、吸収線量の閾値は現在 0.5 Gy であると考えられている。計画被ばく状況における職業被ばくについては、委員会もまた、眼の水晶体の等価線量閾値を、5 年という一定期間の平均値として年間 20 mSv で、かつ年間 50 mSv を超える年がないことと報告している。防護メガネを装着している場合、眼の水晶体の線量は手技上の期間線量によりえら (Lie et al., 2008; Konir et al., 2012) とともに、改正後の線量閾値を超える可能性がある。

(29) 眼の被ばくに関する大半のデータは、ファントムを用いた静的実験から、又は頭部の個人線量計から導かれたものである。眼の眼の近傍に線量計を設置して行った研究は比較少ない。Lie ら (2008) は 144 作の手技 (主に心血管手技) について、左眼近傍及び右眼の間に熱ルミネッセンス線量計 (TLD) をおき比較した。眼の水晶体の等価線量の中央値は、1 回の手技当たり 23 µSv であり、患者に対する一次ビームの面積線量は 0.4 µSv/Gy<sup>cm<sup>2</sup></sup> であった。左眼の方が X 線発生装置に近かったことから、両眼の間の測定値よりも高い傾向があった。Kicken ら (1999) はアンダーテーブル型及びオーバーテーブル型の X 線装置における、前頭部の吸収線量を評価した。その結果、1 病院における 1 回当たりの平均吸収線量は術者で 8 µGy、助手で 6 µGy であること、また 2 番目の病院では 16 及び 14 µGy、3 番目の病院では 43 及び 28 µGy であることを確認した。最初の 2 病院ではアンダーテーブル型の装置を用い、3 番目の病院ではオーバーテーブル型の X 線装置を用い、頭部を患者屈肘姿勢のビーム入射角に保持していた。Vanó ら (2016) はエプロン外で測定した線量から、眼の水晶体への線量を導き、腎臓石碎出術

23

ープンシヨナリストは職業被ばくの年間実効線量を 10 mSv 未満に維持し、通常は実効線量を 2〜4 mSv 以下の範囲にすることが確実が可能であるもの (Miller et al., 2010)。調査からは、個人の職業被ばく線量をこれら数値を上回る可能性がある (Padovani et al., 2011)。

(23) スタッフが受ける年間実効線量は、チーム内の職務と役割 (第一インターベンションリスト、放射線技術師、看護師、麻酔担当者など)、IVR 手技の種類、症例の医学的な詳細及び複雑性、患者集団 (例えば小児患者、肥満患者など)、その他の因子 (インターベンションリストの技能、装置、透視システム稼働の使用時間) に応じて異なる。Martin (2009) は文献のレビューを行い、年間 500 (中心心血管手技に従事した場合)、第一インターベンションリストの年間実効線量は約 2 mSv と推定した。Glasgow 病院の心臓専門医の場合、最大年間線量は 12 mSv [エプロン内で測定した  $H(10)$ ] であった (Martin, 2009)。1 回の手技当たりのインターベンションリストの実効線量が 10 µSv を超える、その他の種類の手術では、甲狀腺シールドの使用の有無によって年間実効線量が 10 mSv に達する可能性がある。Lie ら (2008) は、エプロン内外に 1 箇所ずつ装着した 2 個の線量計の測定値を組合せて得られた年間実効線量は、最大で 11 mSv、平均が 5 mSv であったと報告した。米国の線量測定カーベリス提供業者が 2011 年から 2012 年に実施した、月別実効線量 (E) の結果を図 2.1 に示す。合計で、2 個の線量計でモニタリングされた作業員からの 102,199 点の測定値 (エプロン内外各 1 点ずつ) と、エプロン外の襟に装着された 1 個の線量計でモニタリングされた作業員からの 196,526 点の測定値が得られた。その結果、推定実効線量の平均値はそれぞれ 0.12 及び 0.27 mSv であり、中央値はそれぞれ 0.03 及び 0.1 mSv であることが確認された (Yoder and Salusky, 2016)。

(24) Sanchez ら (2012) は、1467 作の手技を実施した 43 名の作業員について、エプロン内線量の月別の中央値は、心臓専門医で 0.11 mSv、看護師で 0.01 mSv 未満であることを明らかにした。エプロン外の線量は、心臓専門医と看護師でいずれも 0.4 mSv 月であった。著者らは、おそらく 90% の心臓専門医が線量計を正しく装着せず、しばしばエプロンの外の線量計を装着するのを忘れたのではないかと、記述している (Sanchez et al., 2012)。9 種類の手術をドインの 14 病院で行った 39 名の医師と 9 名の助手を対象とした多施設共同研究から、避蔽なしの者での 1 回の手術当たりの全身線量の中央値は 16 µSv であり、1 回の手術当たりの局所等価線量は眼の水晶体で 2.8 mSv、甲狀腺で 4.1 µSv、一方の足で 44 µSv、一方の手で 75 µSv であることが示された。手で高線量の被ばくが測定され、場合によっては、500 mSv の限度値を超えていた (Husler et al., 2009)。

(25) 第一インターベンションリストと同様、麻酔担当者など他のスタッフも重大な被ばくに曝される可能性がある。Kong ら (2015) は、麻酔担当者の放射線被ばくはその仕事量に左右されるのみならず、IVR 中の位置及びビームの方向によっても大きく異なることを明らかにした。ビームの方向によって、実効線量は 10 倍変化し、眼の水晶体の線量は 200 倍変化した。患者に近い位置で左側から照射することで、被ばく量は低くなった。麻酔器具を適切に配置することが、被ばくの低減に有用であることが確認された。

22

1 件当たりの泌尿器科医の眼の水晶体への線量を、心血管インターベンションリスト及び放射線科医が受けた線量と比較した。その報告では、泌尿器科医は防護シールドを使用しなかったことから、手技 1 件当たりの泌尿器科医への線量は、吊り下式の防護被ばくした心血管インターベンションリストが受けた線量の 18.7 倍であったと結論づけられた。

(30) 医療従事者の放射線防護の最適化に関する欧州の研究において、TLD による測定及びモニタリングが 3 件の心臓手術及び 5 件の IVR について行われた (Vanhaevere et al., 2012)。この透視は、年間作業員被ばく率に対する潜在的な影響 (高線度又は高線量率) が高い手術、あるいは他の (両方の) 手技に基づいた。術者は、下肢及び臀部の骨格並びに経皮的血管形成術 (PTA) によって著しく被ばくした。脳及び頸動脈手術の間、通常は大動脈アクトセスが選択され、胸部又は腹部領域で実施される他の手術に比べ、術者は患者の照眼の水晶体の等価線量は約 40 µSv であり、齋快術の線量は最大で 120 µSv であった。この測定に含まれた心臓手術のうち、ペースメーカー及び心臓除細動器の留置による術者への線量は高かったが、面積線量は比較的低かった。これは、これらの手技においては透視のみが用いられたためである。これらの手技から高い職業被ばく線量が生じる理由は、術者が視野にこく近いため、そして防護被ばくせずに作業することが多いためである。眼の平均線量は 40〜60 µSv の範囲内である。

(31) その他の試験から、眼の水晶体の線量は 40〜100 mSv の範囲に入る可能性が示されている (Vanó et al., 2008; Cirip-Bjelica et al., 2010; Thomson et al., 2010; Koukouras et al., 2011; Jacob et al., 2013; Martin and Magee, 2013; IAEA, 2014b; Principi et al., 2015)。したがって、業務量の多いインターベンション医師の眼の水晶体の線量は、適切な放射線防護措置を導入しない限り、眼の水晶体に関する収束後の線量閾値である 20 mSv を容易に超える可能性がある (ICRP 2012)。

### 2.3.3 手の等価線量

(32) 末梢部への線量、特に X 線発生装置又は X 線ビームの経路に最も近い医師又は助手の手は、体幹での評価結果に比べて著しく高いこととが。このことは、手を特にモニタリングする必要性を示唆し、また一部の低線度の状況では、X 線管の下方の足のレベルまで伸ばしてはいないレベルによって、足が保護されるべきである。Fehles ら (1991) は Mayo Clinic の 30 症例 (経肝胆管造影及び逆行性手技・腎臓造影を含む) に関する手の線量を、他の 3 試験の結果と比較した。手で測定された最大吸収線量は 5.5 mGy で、1 回の手術当たりの線量の中央値は約 1 mGy であった。引用されたその他の試験は、1 回手術当たりの手の線量を 0.01 mGy (神経学的手技) から 0.4 mGy (痔瘻血管造影) と報告していた。Whiby 及び Martin (2005) は 18 試験を検討し、1 回の手術当たりの手の線量を 0.01 mGy (約 2 nGy) と報告していた。手の線量に影響する重要な因子には、手技の X 線装置、術者の専門知識、及び (特に) アクセサリーの線量がかった (肥満患者では大腸

24

動脈への順行性アテロスは困難である可能性があることがある。Sturenら(2011)は、冠心アブローチによる冠カテーテルカテーテル動脈弁置換術又は冠カテーテルカテーテル弁置換術の場合、1回の手術当たりの手の線量は約2mSvと報告した。

(33) 医療スタッフの放射線防護の最適化に関する研究(ORAMED)において、下腿のDSAPTAにおける左手に対する1回の手術当たりの平均等価線量は約240µSvであり、造影剤では約320µSvであり、腕のDSAPTA手術では約60µSvであった。除細動器の植込み手術における左指で記録された平均線量は410µSvであったが、心血管造影/血管形成術及びラジオ波焼灼療法ではそれぞれ180µSv及び60µSvであった(Vanhaveret al., 2012)。

(34) Feinleebら(1991)は、12cmx15cmの照射野からの様々な距離で散乱測定を行い、フラントムの入射吸収線量率約65mGy/分、射出点の線量率は0.7mGy/分であることを確認した。側方散乱線の線量率は0cmの距離で0.7mGy/分、5cmの距離で0.35mGy/分、15cmの距離で0.13mGy/分であった(Feinleeb et al., 1991)。報告された手の線量は、X線ビームの付近では線量の勾配が大きいため、手の動きと位置、及びIVRで大腸動脈、経皮的又は内頸動脈カテーテル挿入を行うことで医師が患者及びX線管に対して様々な位置をとることになることがよく知られており、比較的高い値を必要とする手術(例えば腫瘍系手術)及び背の高いインターベンショナル手術の場合、一次ビームからの散乱が大きいかどうか、手の線量が非常に多くなる傾向もある。

(35) CT透視において技術的に不十分な場合、医師の手の直接ビーム下におかれ(Busk et al., 2003)、それによって数分以内に年間線量限度の500mSvに達することがある。

### 2.3.4 下腿の等価線量

(50) Antschanら(2014)はフロントラムへの照射から、腹部手術に使用される照射因子を再処理して、さらに患者に照射のIVRを行う放射線科医から、職業被ばくの実効線量を決定した。その結果、治療台の両側に防護カーテンをかけた場合でも、最大で110mSvという年間下腿等価線量が確認されている。この被ばくは防護カーテンと床面とのギャップの存在に起因するものであり、この大きさは治療台の高さに依存する。そのため、比較的高い台を必要とする手術(例えば腫瘍系手術)及び背の高いインターベンショナル手術の場合、下腿に高い線量が照射されると考えられる。

(37) 研究グループは、防護なしの場合、下腿の線量は手の線量を超えることが多く、防護なしの場合の1回の手術当たりの平均下腿線量は0.19~2.61mSvであり、防護カーテンを用いた場合は1回の手術当たり0.02~0.5mSvであることを確認した(Antschan et al., 2014)。ORAMEDの調査から、下腿線量は(160~250)µSvであることを示された(Vanhaveret al., 2012)。

IVRによる術者の実効線量は、透視ガイド下の手術による一般的な線量と有意差がないと述べていた。PETCTガイド下IVRによる術者の放射線被ばくの重要な決定因子は、患者の近傍にいる時間である。新規のPETアライメントグループが開発されたことで、患者付近の線量プロファイルが多様化したと考えられる(Holland et al., 2010; Williamson and Duer, 2014)。

(42) <sup>18</sup>F-FDGによる指先の線量については、Sánchezら(2015)が、FDGの調製及び投与用の完全自動化システムの使用による線量低減を測定した。その結果、放射性医薬品の調製による放射線被ばくの平均皮膚線量は、223µSv/CBqから83µSv/CBq(63%)に低減することが示された。また、患者への投与による看護師の指先の平均皮膚線量は、83µSv/CBqから11µSv/CBq(87%)に低減した。投与された放射線の精度は2%であった。

### 2.4 IVRに關する専門家に報告されている放射線被ばく

#### 2.4.1 眼の水晶体線量

(43) 電磁放射線による眼が被ばくすること、混濁に至る水晶体の特微的な変化が生じる。そのような混濁の初期段階では視力障害を引き起こさない可能性があるものの、線量に伴ってそのような変化の確率が進行、視力障害性の病変に向かう。そのような変化の潜伏性は、線量と並行している(ICRP, 2012)。一般的な透視下の作業条件下で、放射線防護用具を正しく使用した場合、患者付近で作業するインターベンショナルリスト、その他の医師、及び/又はスタッフの眼に対するX線被ばくは高くない。

(44) インターベンショナルラジオグラフィにおける放射線誘発性混濁の最初の症例報告の1つは1998年に発表された。この放射線被ばくが生じた理由は、最適化されていないIVR室を使用したため、及び放射線防護プログラムを正しく使用しなかったためであった(Vaño et al., 1998)。2004年、Haskelは59名のインターベンショナルラジオグラフィを対象にX線に関連した水晶体の変化を検討したパイロット試験の結果を発表した。スクリーニング例の37%に、放射線被ばくに一致する水晶体後方の変化が検出された(Haskel, 2004; Junk et al., 2004)。水晶体の被ばく線量は報告されなかったが、著者らは、後下水晶体混濁の頻度及び重症度は、年齢及び経験年数に応じて増加したことを認め、ゆえに線量-効果関係の可能性があると示唆した。

(45) これらの調査結果が得られた後、IAEAは2008年に心血管インターベンションのための「Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose (RELID)」と呼ばれるプロジェクトを掲げた(IAEA, 2016)。その目的は、水晶体の職業被ばく線量を推定し、水晶体混濁の可能性を評価することであった。

(46) 個人線量計のデータは得られていなかったことから、大半の場合の水晶体の職業被ばく線量は、公表されている典型的な線量線量値

### 2.3.5 選択的内放射線被ばくによる職業被ばくの特有の問題

(38) SIRTの様々な段階で腫瘍の専門家が被ばくする：

- <sup>90</sup>Yマイクロスフェアの使用前の調製及び投与中には、核医学技師又は放射性医薬品の専門薬剤師が被ばくする。
- 肝動脈に経カテーテル的に投与する間、インターベンショナルラジオグラフィ及びその他の他のスタッフが被ばくする。
- 手術後から患者の退院まで看護師が被ばくする。

(39) SIRTに伴う職業被ばく線量に関しては、案件の論文しか発表されていない。SIRT手術による職業被ばくは、比較的低線量のX線及び直線的なβ線照射により、特に手に対して、注意が不十分である場合に高線量率で引き起こされる。個々の患者への投与重量を推定する作業者に対する特別な線量、及びマイクロスフェアを注入する医師の手に対する線量に加え、重大な汚染の危険性もある。このように危険性を軽減するための特別な助言を、第5節に示す。被ばくデータは、5mLシリンジに注されたときは43.5mSv/MBq時の皮膚等価線量であり、1cm<sup>2</sup>の表面を50µLで汚染された場合は1.35mSv/MBq時である(Kemerink et al., 2012)。

### 2.3.6 陽子放射線型断層撮影ガイド下のIVRによる職業被ばく特有の問題

(40) <sup>18</sup>F-FDGは511keVの光子エネルギーをもつが、これはCT及び透視ガイド下の手術から生じる典型的な散乱光子エネルギーに比べてはるかに大きい(ICRP, 2010)。複数の研究において、PET検査を受けた患者の線量が評価されている(Chiesa, 1997; Benarati et al., 2000; White et al., 2000; Scenstad et al., 2006; Hestaborn and Dahlborn, 2008; Hippelainen et al., 2008; Nye et al., 2009; Demir et al., 2010; Quinn et al., 2016)。これらから、<sup>18</sup>F-FDG注射後直後の患者胸部前方の妥当とされる周辺線量当量率の代表値は1m<sup>2</sup>で約0.09µSv/MBq時、30cm<sup>2</sup>で約0.37µSv/MBq時であることを示している。これらの線量は、計画立案及び前向きな作業者の線量評価の目的で、所定の時間及び距離に対して正確に含むことができる。測定部位によっては、より低い数値が測定されている(Quinn et al., 2016)。

(41) PETCTガイド下の手術は一般的ではないが、がんの可能性のある領域の特定にCTだけでは不十分であるとき、これらは施行される(Werner et al., 2011; Apurici and Win, 2014)。PETCTガイド下のIVRには通常<sup>18</sup>F-FDGが用いられる。Ryanらは職業放射線被ばくを定量化し、1回の手術当たりの実効線量の中央値(範囲)が、第一術者が0.02(0~0.13)mSv、看護師及び練熟担当者では0.01(0~0.05)mSv、放射線技師では0.02(0~0.5)mSvであることを確認した。術者の末端部の等価線量の中央値(範囲)は、1回の手術当たり0.05(0~0.62)であった。作業者の放射線被ばくは、手術の時間及び検査室内での画像ガイドの使用と関連していた。著者らは結論として、PETCTガイド下

(Vaño et al., 2008b)と、申告された業務年数、業務量、透視及びシネ撮影の状況、使用した放射線機器、室内における作業者の位置、及び放射線防護具の使用に関する情報を含むことで推定した。一部、パッシブ型個人線量計のデータを利用して、相関性の評価に役立てた。

(47) 後葉下部肺野の眼科検査のためMeridian-Fochスコアを使用した(Ciopi-Björke et al., 2010, 2012; Rehani et al., 2011; Vaño et al., 2010, 2013)。スコア2009、Montevideo 2009、Varna 2009、Soňa 2009、Bangkok 2009、Buenos Aires 2010、and Kuala Lumpur 2011)。

(48) RELID研究の結果から、心臓カテーテル検査室の作業員において、専門家が放射線防護用具を適切に使用せず数年間作業したとき、眼の水晶体混濁の有無率が増加することが示された。(循環器学会の間に)水晶体混濁の検査に自主的に参加したインターベンショナルリストの約40~50%と、技師又は看護師の約20~40%に、電離放射線の被ばくによる由来する損傷に一致する後葉下部肺野が認められた。インターベンショナルリストにおける発生率は、対照群の非被ばく者の約4~5倍であった(約40~50% vs 10%)。水晶体の推定被ばく線量は、専門家に従事していた全期間で数Gyに達する場合もあった。ただし、水晶体混濁が視覚的に支障をきたす自内眼に進行する場合は、未だ不明である。

(49) 最後に行われたRELID研究では、この研究対象集団においてコントラスト感度の放射線誘発性の低下は報告されなかったものの(Vaño et al., 2013)、細動脈瘤破裂後水晶体変化の問題も認められた参加者の約20%について、限定的なコントラスト感度検査を行った。これらの参加者のコントラスト感度曲線から、標準化された基準データと比べてコントラストに顕著に低下していることが示された。線量と水晶体混濁の相関を調べたためには、後方からの線量推定が必要である(Vaño et al., 2013a)。眼の水晶体に対する放射線の影響に関する包括的レビューは、ICRP及びNCRPの刊行物にある(ICRP, 2012; NCRP, 2016)。

(50) これらの研究の多くでは、個人線量計及び防護具の使用は不規則であった。これらの結果は、第5節の報告に使った放射線防護の必要性を示唆している。

### 2.4.2 選択的内放射線被ばくにおいて報告されているインジケント

(51) Tosi(2003)は、モノクローマル抗体及び/又はペプチドを用いた放射線療法を行った部門で生じた1件のインジケントについて報告した。<sup>90</sup>Yは150GBq/mL以下濃度で使用されていた。術者がペリアルブミンを持つ際に付属の特殊プライヤーを使用せず、非常に減衰能の低い鉛ゴム手袋(0.1mmの鉛当量)を使い捨て手袋を重ねるだけの防護を行って直接手で持った。数日後、指の紅腫が認められた。フィルムバッチ、TLD指リング線量計、及び尿中放射能は正常であった。指の部分の推定線量は12Gyであった(β粒子、パイアルのガラスと手袋による減衰、及び言及された合計の操作時間に基づく)。

<p><b>2.4.3 下眼の脱毛に関する報告</b></p> <p>(52) 防護具で遮蔽されていた下眼の一部に脱毛が認められており (Baler, 2001)、Wiperら (2005) は、教名の上眼心血管インテグレーションに両眼の下眼の脱毛の発現を認めたことを報告している。皮膚科医の助言によれば、この発現は職業性の慢性放射線皮膚炎に一致しているという。</p>	<p><b>2.4.4 腫瘍の増加に関する申し立て</b></p> <p>(53) IVR に関する医療従事者において腫瘍の発生率が高いたことが示唆されている数件の小規模症例研究とは対照的に (Wend, 2005; Roguin et al., 2013; Smolowitz et al., 2013)、米国の放射線科医 (Berrington de Gonzalez et al., 2016) 及び英国のインテグレーションリスト (Linet et al., 2017) における死亡率を比較検討した大規模な疫学研究からは、放射線検査が元により死亡率が増加するというエビデンスは示されていない。これらの研究には 43,000 名を超える放射線科医、45,000 名を超えるインテグレーションリスト及び 60,000 名を超える精神科医が含まれた。インテグレーションリストで放射線科医に比べ、(主に眼の悪性新生物による) 脳腫瘍のリスクが低かった。100,000 名を超える米国の放射線技師を対象とした縦断的研究では、職業被ばくによる眼の累積放射線被ばく量は頭蓋内悪性腫瘍による死亡率とは関連していないとされた (Kishimoto et al., 2017)。青斑ガイ下での IVR に従事していると報告した放射線技師については、線量反応関係を示すエビデンスは得られなかった。</p>	<p><b>2.5 被ばくモニタリングにおける課題</b></p> <p>(54) IVR に従事する作業者の被ばくをモニタリングする際の課題には、以下のものがある。過度な頻度の測定に至らないような職業被ばくモニタリングの簡便かつ容易に実施される、一貫性のあるアプローチの必要性。単一あるいは複数の線量測定値からの実効線量及び特定の組織の等価線量の推定。作業員によるモニタリング手技の遵守の確保。</p> <p>(55) 作業者が受ける実効線量は、胸部又は腹部に装着した線量計から推定する。末端部モニタリングには、手の線量計の快速な装着と装着の快適性及び感染管理と関連した実効的な課題がある。眼に対する線量の評価は (特にゴーグルを装着したとき) 簡単な問題ではない。メガネ内の線量計装着のための装置が開発されており、これを 4.2.7 節に記載している。しかしこれは世界的に使用されているわけではなく、また日常的にも使用されていない。</p>	<p><b>2.5.2 モニタリング手法を遵守しないことについて考えられる理由</b></p> <p>(60) 個人の累積実効線量が線量限度に近づくと、一連の保守的な決定を伴う。そのことが、その専門職の実践と患者の治療を制約するかもしれないと考え、あるいは、あるいは高いものまたは職業被ばくが線量限度内である線量測定値によって、時間のかかる調査が行われることにもなるかもしれないという印象がある。線量計の使用を避けることにもなる可能性がある。</p>	<p><b>2.5.3 実効線量の評価</b></p> <p>(61) 単一あるいは複数の線量計からの実効線量の評価には、複数のアプローチがある。線量の空間分布が複雑で同じくらい変化する場合、線量計には大きな不確実性を伴う。一連の保守的な決定をした場合、真の値の数倍の線量推定値が生じる可能性がある。線量は単純被ばく (すなわち前方後方、側方、回照、等方) 及び後方(前方)入射) の仮定の下では、人体を数学的に表現したファントムに対する保守的な実効線量の推定値として、個人線量当量である <math>H(10)</math> が推定される。不均等被ばく状況を証明するために個人線量当量を使用する際は、さらなる保守性が導入される。光子フルエンスが最も高い領域に線量計を装着した場合、さらに過大評価されるかもしれない。被ばくモニタリングのための方針は第 4 節に示す。また、胎児に対する線量の評価に関しては、4.3.6 節に示す。</p>	<p><b>2.5.4 眼の水晶体のモニタリングにおける課題</b></p> <p>(62) 原則的には第 4 節に示すように、線の高さのエプロン外に装着した線量計の測定値が、防護メガネを装着しなかったときの眼の水晶体の線量を妥当に示す指標であるが、防護メガネを使用した場合、線の線量計は眼の水晶体の線量を大幅に過大評価する可能性がある。さらに、眼の水晶体の線量計は不確実性が大きく、眼の水晶体の実際の線量は線量限度とほぼ同じかもしれないという事実から、線量限度の遵守状況の評価は重要な課題である。</p>	<p><b>3 職業上の放射線防護システムでの IVR への適用</b></p> <p>• 放射線防護の目的は、電磁放射線による被ばくを管理して制御し、それによって組織反応 (確定的影響) を防止し、社会的及び経済的要害を考慮して職業的影響のリスクを合理的に達成できる程度に減少させることである。IVR に関する専門家においては最も関連する組織反応 (確定的影響) は、眼の水晶体腫瘍及び末端部の脱毛の可能性である。</p>
---	--	--	---	--	---	--

<p><b>2.5.1 個人線量計の不正確性と不定期使用</b></p> <p>(56) 調査から、個人線量計が不正確に、また一貫性なく使用されていることが明らかになっている。IAEA SEMIR (IAEA, 2014b) の報告から、線量計を常時使用しているインテグレーションリストでは 76% に達する。2 台の線量計を使用している報告した者は 45% であることが示された。Sanchez らは (2012)、50% の医師が線量計を装着してはなかったが、装着頻度が低かったか、又は身体の間違った部位に装着したことを示した。さらに Sanchez ら (2012) は、線量計の月ごとの測定値で信頼できると思われるものは 33% に過ぎなかったと報告した。医師は看護師に比べ、線量計を正しく使用している割合が少なかった。米国の線量測定サートレス業者が提供した、米国内の退役時の線量計データも同様に、多くの測定値に信頼性がないことが明らかになった。信頼できるモニタリングデータがなければ、放射線防護の専門家は、被ばくを低減して防護を最適化するためのツールの提供や推奨を行うために必要な情報を得ることができない可能性がある。</p>	<p>(57) 同様に、眼科研究 (REILD study) からの重要な見解は、個人線量計が不定期に使用されていること、並びに、2 台の線量計を使用し 1 台はエプロン外の高さに装着して、そこから眼の水晶体の線量を推定できるようにするという ICRP の助言を遵守できていないというものである。Vanó ら (2013b) の研究から、個人線量計を使用すると報告したインテグレーションリストは約 50% に過ぎず、日常的にも使用している報告した者は 30% に過ぎないことが示された。看護師及び技師の約 90% は個人線量計の使用を報告していたが、日常的使用を報告した者は約 40% のみであった。使用したとしても、ほとんどの場合で線量計はエプロン内に装着されており、これらのデバイスを日常的線量の後向き評価は不正確であると思われる。過去の 1 つの研究において Nikkison らは (1993)、作業者の半数がその個人線量計を日常的に使用していないことを示した。</p>	<p>(58) 循環器科で 15 年間の追跡調査を行った線量研究において、循環器専門医の 20 ~ 30% が日常的にその線量計を使用していないことが認められた (Vanó et al., 2006)。様々な放射線防護の研修コースにおいて IAEA が行った調査 (56 万回以上の国々の循環器専門医が含まれた) において、心血管インテグレーションリストの 33 ~ 77% は線量測定用パナソニックを日常的に使用していたことが示された (IAEA, 2014b)。</p>	<p>(59) エプロン内外に装着する線量計で同様の測定値が示された場合、その着用位置がランダムに入れ替わっていた可能性を示している。一部の手術については防護メガネを使用し、さらには高いが生じる可能性がある。したがって、防護具の一貫した使用と合わせて線量計の一貫した着用を確保する必要がある。作業員には、何回も線量計を使用すべきか、また最も拘束される姿勢と被ばくのリスクに応じて着用すべきかどうかという、一連の指示が与えられなければならない必要がある。委員会 (ICRP, 2006) 及びその他の機関 (NCRP, 2010) は、作業員が 2 回の線量計を装着するといふ方針と適切な習慣を IVR 部門が確立することを勧告している。</p>	<p><b>3.1 放射線防護の原則</b></p> <p><b>3.1.1 全般</b></p> <p>(63) 委員会の放射線防護体系は、第 1 に人の健康を保護することを目的としている。その目的は、電磁放射線による被ばくを管理して制御し、それにより組織反応 (確定的影響) を防止し、社会的及び経済的要害を考慮して職業的影響のリスクを合理的に達成できる程度に減少させることである (ICRP, 2007a)。これらの目的を達成するため、委員会は防護の基本三原則を勧告している。すなわち、正当化、防護の最適化及び個人線量限度の適用である (ICRP, 2007a)。正当化及び最適化の原則はあらゆる種類の被ばく (職業、公衆、医療) に適用される。線量限度の原則は職業者と公衆のみに適用され、患者、介護者、介助者、介護者、介助者、介護者の医療被ばくには適用されない。</p>	<p>• これらの目的を達成するため、委員会は防護の三原則を勧告している。すなわち放射線被ばく行為の正当化、防護の最適化、及び個人の線量限度の適用である (本書における個人とは IVR に係る専門家である)。</p> <p>• さらに、職業上の放射線防護の管理には、防護が最適化されていない可能性があり被ばく及び作業状況の調査を行うべきであるという警告を発する。この警告は、線量計が適切に装着されていないかもしれないという警告を伴うべきである。</p> <p>• 職業者が妊娠を申告した後、その作業条件は、妊娠の残りの期間中の胎児の追加線量が 1 mSv を超えないことを保証すべきである。</p> <p>• 胎児に対する線量制限は、妊娠中の作業員は放射線被ばくを避ける必要があるという意味ではない。ただしこれは、雇用主が、医学倫理士又は放射線防護の専門家の助言を受け、妊娠中の作業員の被ばくの状況を慎重に見直す必要があることを意味する。現在得られているデータは、妊娠中の医師又はその他妊娠中の作業員を、IVR 室内の手技から自動的に除外することを正当化してはいない。</p>	<p><b>3.1.2 放射線被ばく行為及び手技の正当化</b></p> <p>(64) 正当化の原則とは、放射線被ばくの状態を改善させるようならあらゆる決定は、単よりも利益が大きいものであるべきである。つまり、新たな放射線源を導入する際、又は現在被ばく又は存在被ばくのリスクを低減させるための作業を導入する際は、それが引き起こす損害を相殺するに十分な個人又は社会の利益がもたらされるべきである (ICRP, 2007a)。医療被ばくにおける正当化の目的は、放射線の作業員及びその他の者の被ばくによる放射線損傷を補助的に考慮に入れながら、患者に対し弊よりも利益を多く与えることである (ICRP, 2007a)。</p>
--	---	---	--	---	--	--

2007a)。
<p><b>3.1.3 防護の最適化</b></p> <p>(65) 防護の最適化の原則は、「防護のレベルは一般的な事件の下において最善であるべきであり、害を上回る便益の幅を最大にすべきである」ということを意味している (ICRP, 1993; ICRP, 2007a)。より具体的には、これは、被ばくする可能性、被ばくする人の数、及びその人たちの個人線量の大きさ、すべて、経済的及び社会的な要因を考慮して、合理的に達成できる限り低く保たれるべきであることを意味している。IVR による医療被ばくにおいては、防護の最適化とは、IVR の臨床目的を達成しながら、患者及び作業員に対する線量を可能な限り低く保つことを意味する。これは単純放射線を使用する施設的设计、装置の選択、セットアップと使用、及び日々の作業手順に適用する必要がある。</p>
<p><b>3.1.4 線量限度</b></p> <p>(66) 線量限度の原則については、「患者の医療被ばくを除く計画被ばく状況においては、規制された線量からのがれた個人への総線量も、委員会が勧告する適当な限度を超えるべきでない (ICRP, 2007a)」と述べられている。この原則は医療従事者の被ばくに適用される。</p> <p>(67) IVR において職業上被ばくする作業員の場合、ICRP が推奨している作業員の線量限度を適用する。計画被ばく状況における作業員の推奨される線量限度は <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) で確立されており、ICRP の組織反応に関する声明 (ICRP, 2012) において眼の水晶体の線量限度が改定されている。</p> <p>(68) 以下の限度値を適用する： <ul style="list-style-type: none"> <li>• 全身：実効線量で規定された5年間の平均値として年間 20 mSv。ただし、いずれの1年の実効線量も 50 mSv を超えないこととする。</li> <li>• 末梢部：手足の等価線量で年間 500 mSv。</li> <li>• 皮膚：1 cm<sup>2</sup> の皮膚面積の平均値として等価線量で年間 500 mSv。被ばく部位は問わない。</li> <li>• 眼の水晶体：眼の水晶体の等価線量限度で5年という規定期間の平均値として年間 20 mSv。ただし、いずれの1年の眼の水晶体の等価線量も 50 mSv を超えないこととする。</li> </ul> </p> <p>(69) 推奨された限度の目的は、確率的な組織影響の発生を容認できないレベル未満に維持し、また組織反応 (確定的影響) の回避を確保にすることである。</p>

<p>(74) 月別の線量に関する調査レベルは、年間線量に当てはめられたとき、関連する線量限度及び線量拘束値を超えるものではない。さらに、第2節に述べたように、個人線量計は常に装着されるものではなく、不適切に装着されることもある (Padovani et al., 2011; Senechaz et al., 2012)。このような場合の調査レベルは、エプロン外装着の線量計及び手の線量計の最小線量値を確立し、それにより、線量計装着の手順に遵守不良があった可能性について警告を発することで、役立つ可能性がある。</p>
<p><b>3.2 区域及び作業場の分類</b></p> <p>(75) <i>Publication 57</i> (ICRP, 1990, Para 129) では、個人モニタリングの必要性に関して作業員をカテゴリー分類できると論じている。また、<i>International Commission on Radiological Protection (ICRP)</i> の勧告 (ICRP, 1991) では作業員をカテゴリー A に入るかどうかを判断し、カテゴリー A に入らない場合は、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) では作業員をカテゴリー B として扱われるべきであると述べられている。しかし、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) の 184 段落目には「委員会では作業場の分類よりも作業場の分類を引き続き維持し、したがって個人モニタリング装置の割り当ては、作業場及び作業員の職務、放射線場内での被ばく部位と時間、並びに使用する防護具による遮蔽状況に基づいて分析する必要がある。」と述べられている。</p>
<p><b>3.3 既及び特児</b></p> <p>(76) 委員会は、妊娠中の医師及びその他の作業員の管理に関する助言を、<i>Publication 84</i> (ICRP, 2006a) に示している。妊娠の初期 (妊娠が申告される前) は、通常の作業員の防護により対応する。胎児の防護に関する第一の責任は作業員自身にあり、妊娠が確認された後、できるだけ速やかにその雇用主に対して妊娠を申告しなければならない。妊娠が申告された雇用主に通知された後、妊娠中の作業員の作業条件は、妊娠の進行の期間中の胎児の追加線量が 1 mSv を超えないようにすべきである (ICRP, 2006a)。</p> <p>(77) 妊娠中の作業員に対する必要な制限は、胎児への線量の制限は、妊娠中の作業員が放射線を取り扱う作業を完全に避ける必要があるという意味で、または被ばくが指定された放射線区域に入ることを防止しなければならないという意味でなければならない (ICRP, 2006a)。しかし、この制限は、その雇用主が妊娠中の作業員の被ばくの状態を調べるべきであることを意味している。特に妊娠中の作業員の作業は、偶発的な放射線被ばくは避けなければならない (ICRP, 2006a)。</p> <p>(78) 妊娠中又は妊娠の可能性のある作業員の IVR における放射線防護に関する診療ガイドラインでは、IVR 学会 (Society for Interventional Radiology) と欧州心臓血管 IVR 学会 (Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe) の合同ガイドラインとして作成されている。これには、胎児の放射線リスクのみに基づいて、妊娠中の作業員を透過手技から除外することは、科学的根拠に基づいて正当化されている。</p>

<p><b>3.1.5 線量拘束値</b></p> <p>(70) 防護の最適化における予測線量と境界値を遵守することが、最適化に役立つ (ICRP, 2007a)。計画被ばく状況において、そのような境界値は「線量拘束値」と呼ばれ、現在の被ばく分布を考慮しながら、最適化のプロセスを効果的に促進することができるように、計画立案という目的のために選択される。後に、この「線量拘束値」を超えたことが確認された場合、その状況を理解するための調査を実施する必要がある。また、この場合、防護が最適化されているとは考えにくい。したがって線量拘束値は、関連する年間線量限度よりも低い。線量拘束値は最適化のプロセスで前もって確立され、またこれは線量に関連している。スタッフが複数の施設で作業している場合には、線量限度及び線量拘束値は各施設で受け取る部々の線量の総和に適用する必要がある。眼の水晶体の線量拘束値は、国際放射線防護学会 (International Radiation Protection Association: IRPA) により提案されている (IRPA, 2017)。</p>
<p><b>3.1.6 線量計の選定</b></p> <p>(71) 年線量限度又は線量拘束値を超えて、防護が最適化されていないと気づくまで待つ必要はない。1カ月に受ける実効線量又は等価線量に関して、又は関連パラメータの数値 (標に付けるエプロン外装着の線量計の測定値など) に関して調査レベルを決定することで、防護が最適化されていないことを見つけなければならない。</p> <p>(72) 月別の調査レベルを定めた場合は、その期間、防護が最適化されなかったという警告となり、既存の放射線防護の検討が必要となる。線量測定値の増加は、IVR の手技が頻りに増えたこと、又は1回の手技当たりの線量が頻りに高まったこと (これは手技が複雑化したため、又は防護措置を遵守しなかったために生じる可能性がある) が原因である。</p> <p>(73) 2000 年、世界保健機関 (WHO) は、月別の被ばく量が実効線量で 0.5 mSv、眼の水晶体の線量で 5 mSv、手又は末梢部の線量で 15 mSv に達したとき、調査を行うべきと勧告した (WHO, 2000)。眼の水晶体に対する等価線量の年間限度値が新たに設定された場合、それに応じて調査レベルを下げる必要がある。心臓血管インターベンション (心臓血管インターベンション) による線量計の測定値を用いた月間 mSv という調査レベルが確立されている (Duda et al., 2013)。太平洋心臓血管インターベンション学会 (Pacific Society of Interventional Cardiology)、欧州放射線心臓血管インターベンション学会 (European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions)、南米心臓血管インターベンション学会 (Latin American Society of Interventional Cardiology) 及び心臓血管造影インターベンション学会 (Society for Cardiovascular Angiography and Interventions) による承認を得ている。]</p>

<p>できないと述べられている (Blake et al., 2006; Best et al., 2011; Dauer et al., 2015)。</p>
<p><b>4 個人モニタリング及び線量評価</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 個人モニタリング装置の必要性は、作業場及び作業員の職務、放射線場内での被ばく部位と時間、並びに使用する防護具の遮蔽状況に基づいて分析する必要がある。</li> <li>• 放射線従事者が個人線量計を正しく装着することは不可欠である。 <ul style="list-style-type: none"> <li>• 2台の線量計を装着し、1台はエプロン外で装着し (エプロン内)、もう1台は線の高さで装着しない (エプロン外) ことで、実効線量を最も適切に測定できる。エプロン内の線量計によらず、エプロンが正しく着用されていることを確認し、またその遮蔽状況がエプロン内の線量を低下させるのに十分であることも確認できる。エプロン外装着の線量計からは、眼の水晶体線量を測定することもできる。</li> <li>• 常に高い線量と非常に低い線量の測定値が示された場合、線量計の使用又は装着を示している可能性がある。</li> </ul> </li> <li>• 個人線量計には、使用者が自身の線量計とその装着部位を確認できる手段が、備えられている必要がある。</li> <li>• スタッフメンバーが線量の雇用主の下で作業している場合には、雇用主の協力が必要である。各施設の個人線量計の導入、完全な線量記録を保管する必要がある。</li> <li>• 最適化のモニタリングや警告目的、手技ごとの線量の特別な記録、及び手技の特定の側面について、携帯型電子式個人線量計が有用であることが証明されている。</li> <li>• 電子式個人線量計及びエリアモニタリングの校正及び種類の検討には、高線量率のハルスマートを含む、IVR で典型的な放射線場を含む必要がある。</li> <li>• 線量モニター (ニアーム上など) は、放射線防護の連続的な評価や個人線量計のバックアップ、個人線量計装着不遵守の発見、及び個人線量計を装着していないかどうかの線量情報に基づく線量管理に有用である。</li> <li>• 調査研究の枠組みにおいてモニタリング計算と測定を組み合わせた研究が多数行われているが、高線量の手技については、眼の水晶体の線量を含む線量計は線量を評価するためのより良い評価方法を開発することが必要である。</li> <li>• これらの手技は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の監査に立ち、また、追加的な防護 (防護メガネなど) の必要性の評価に役立つと考えられる。眼の線量を含めた個人線量評価のための個人線量計と併に、(線量計を必要としない) 線量計装着技術の開発を追求した研究プログラムを進める必要がある。</li> </ul>

<b>4.1 個人線量計・線量モニタリング</b>
<b>4.1.1 被ばくモニタリングと線量限度の遵守状況の検証</b>
(79) 年線量限度の遵守を確保するため、及び防護の最適化のために、被ばくモニタリングが必要である。線量限度の遵守をモニタリングするためには、実効線量、並びに皮膚、眼の水晶体及び手足に対する等価線量を評価する必要がある。等価線量及び実効線量は体組織上で直接測定することはできず、被ばくモニタリングにおける数量として直接使用することもできない。防護体系には、測定が可能で、等価線量と実効線量が評価できる実用量が含まれている (ICRP, 2007a)。膀胱線量の実用量及び外照射ばくの個人線量はこれまで ICRP により定義されており、IVR に関連するものを付録書 B に要約している。
(80) 職業被ばくは、線量計で測定された個人と個人が受ける線量が関係するという、一連の期間に基づいている。基準値には、線量計測体系の構成要件及び不確実性が含まれることから、これらの前提は、実用量と防護の間の関係にも適用できる。作業者は作業時間中に、常に線量計を正しく装着することを確保することが、この一連の前提及び関連性の中で最も重要な要素である。変動が大きい放射線環境において、作業者の会合が長時間で何らかの個人モニタリングを行うことなしには、個人に対する線量を合理的に推定することはできない。作業者が日常的に正しく線量計を装着していることを確認するためには、手順の遵守状況を監視することが重要である。

#### 4.1.2 被ばくモニタリング及び防護の最適化

(81) 遵守状況の検証は、個々の IVR 前提による線量の確認によるのではなく、規定のモニタリング期間に実施される多数の介入介入での線量を統合することで行われる。この期間は規則的であり、通常は 1 か月である。この期間は年線量限度の遵守を確認するために十分なものであるが、ときに複数のモニタリング期間で同様の手法について情報を収集する必要がある場合、特定の手法に対する防護の最適化には不十分かもしれない。したがって遵守状況の検証は、放射線防護の取組みの有効性の評価を含む、防護の最適化のために設計されたモニタリングによって補足されることである。

#### 4.2 個人線量計の特性とその使用

##### 4.2.1 線量計の種類、受動型及び能動型線量計

(82) 線量計は種々の被ばく条件下で十分に精度をもち、また容易に使用できるほど十分に小型軽量であり、スタッフの業務遂行を妨げず

一部が克服されている。IVR システムの複数の製造業者は、ワイヤレスデータ伝送の電子モニターを搭載し、術者用モニター近傍又はその一部に線量率と線量を確認できるようにしている。

(89) 最適化のモニタリングでは、遵守状況のモニタリングに必要な線量に、線量に依る必要はない。最適化では、線量限度に対する種々の措置の有効性を評価するため、状態を変化させることで生じる相対値を比較することを目指す。電子線量計は通常、IVR 中の身体への照射の不均一性を考慮することなく、実用量を評価するために校正される。これは 1 点での線量を示し、実効線量は線量計から一定距離の線量を推測することはない。概念的には、概念的には、複数の個人と線量計を装着し、データを組み合わせて遵守に関する線量情報を得ることができない、という技術的根拠はない。しかし、実用的な問題から、電子線量計の使用は調査目的及び最適化のモニタリングに限定される傾向がある。

(90) 電子線量計は、手指又は眼の周囲での日常使用に向けて開発されていない。指に小型の電子センサーを装着させようという試みがあったが、電源と電子機器を接続する電気ケーブルは不便で、日常的に使用するには実用的でなかった。

##### 4.2.2 線量計の特性

(91) 線量計測体系は、関連する実用量、20–150 keV の光子エネルギーの範囲、また IVR に使用するスペースにおいて、真度、精度及び再現性に関する標準要件を満たす必要がある。この要件は例えば、IEC 規格 62387 (IEC, 2012) のほか、国際的に認められているガイドライン (ICRP, 2010b; IAEA, 2014a) に示されているものである。

##### 4.2.3 線量計の信頼性及び耐湿性

(92) 線量計は信頼でき、かつフェールセーフでなければならぬ (例えば、放射線場を継続的に測定できる能力を有していなければならぬ) だけでなく、使用者の操作訓練で効率的であることが必要であることが求められる。使用者によって線量計への電源供給が必要となる電子線量計の場合、線量計装着のプロセスにそれらを想起させる項目が、スタッフの手順に含まれている必要がある。スタッフには必要とされる作業と判断が少なくとも、適切に使用される可能性が高くなる。線量計測体系の受動型線量計 (例えば、フィルム、熱蛍光素子、光刺激放射素子、及び蛍光ガラスを含むものなど) は通常、遵守状況をモニタリングするための透過室内で用いられる。

ものであってはならない。受動型線量計は通常小型、軽量で、電源を必要としない。そのためスタッフの作業や快適性を妨げないバックパックに簡単に組み込むことができ、特に線量限度の遵守状況を目的で広く選択され、最も多用されている。しかし、瞬時に測定線量を読み取れないことは最適化のモニタリング中に IVR 手法に関わる従事者の教育にとって全ての受動型線量計の欠点である。

(83) 手のモニタリングには、手術用手袋の下に比較的簡単に装着できること小型のリング型線量計が用いられている。リング型線量計はサイズ調整が可能だが、長時間の手術中に指がむくむことがあるという事に注意が必要である。さらに、耐滅菌性や着脱感によって術者のカテーテルや器具の正確な操作を妨げないなどの特徴も重要である。リング型線量計の代わりに、指先にフィットするサック状のものも使われていた。これと合わせて、最高線量が予想される手の最も近位位置に放射線センサーをおく。装着感の支障を低下させるもう 1 つの解決法は、患者の指が体積的に最も近い指に TLD 型線量計を装着する、というものである。

(84) 線量計の物理的構造は、意図した装着部位に適合しなくてはならない。リング型線量計では、感染管理が特に問題となる。これは、滅菌作業に耐えられないことがあり、また通常は感染管理が不可欠な手術中に装着されるためである。

(85) 身体に装着される線量計は、重い鉛エプロンと使用者の衣服の間に置かれたとき不快感を引き起こす、強い圧迫感を作らないものでなければならない。全身線量計を鉛エプロンの上部の顔部近く、又は防護用状態シールドの上におき、遮蔽されていない部分の線量を評価する場合、頭部又は下部部分を防護するようなエッジがあってはならない。すべての着用方法は、適切に使用している間にずれないよう十分な強度を確保しなければならないが、線量計が異物に引っ掛かるときに衣服を破損したりしてはならない。

(86) 能動型個人線量計 (APD) 又は電子線量計は最適化のモニタリングに、又は手技別の線量解析あるいは手技の両方を判断する特殊な試験 (例えば撮影中の線量と透視中の線量と比較する試験) のために用いられる。APD は線量計に関する情報を迅速に提供できるため、線量率の低下をもたらし、それによる累積線量を低下できる行動受容の評価に對して、スタッフに迅速なフィードバックを提供される。1 回の手術中に指置が必要ない場合は、直接的に手技の変更につながるため、線量率の情報が重要である。さらに APD からは各被ばく時間に関する情報も得られ、これにより職業被ばくや患者被ばくの関連付け、及び IVR 中の APD 装着の監視が容易となる。

(87) 電子線量計はスタッフの教育に有用である。例えば吊り下げ式のシールドを設置したとき線量率が大幅に低減することは、非常に良い実例となり、これらのシールドを日常的に使用することを臨床医に促すものとなる。

(88) 最近まで、電子線量計のサイズはあまりに大きく、鉛エプロンの中で使用するには都合の悪いものであった。旧式の装置ではその所電電力のため、長時間の手術中に装置の電源が切れないうえ、電源バッテリーの充電を確保する操作部がオーバーヘッドに取り付けられていた。しかし、電力管理と、電子線量計からベースステーションまでの情報のワイヤレス伝送が進歩したこと、電子線量計の使用のデジタル

##### 4.2.4 線量計の交換期間

(93) 受動型線量計は使用期間内で蓄積された総線量を示すものであり、使用期間の終了時点で新たな線量計と交換しなければならぬ。この交換期間は、スタッフに日常習性を教えるため、所定のスケジュールに依る必要がある。通常、IVR のスタッフは月ごとならモニターリングされ、異常な線量及び出力を検出し適切な対応を実施できるような十分な頻度で、線量データを提供する必要はある。したがって、放射線線量計 (それを熱蛍光素子、光刺激放射素子、又はフィルムであったとしても) は、使用が予想される最長期間の最低限関連する線量を検知する感度をもつ必要があり、使用が予想される最長期間の線量情報を保持できる必要がある。

##### 4.2.5 IVR における線量計の既った装着を検出するためのアプローチ

(94) 線量計装着に問題があった場合、線量計測定値が非常に高くなるのみならず、非常に低くなることもある。これは線量計の誤使用又は誤装着を示唆する可能性がある。誤使用の例として、エプロン内装着用の線量計をエプロン外で装着した、間違った手指に指リング線量計を装着した、他者に渡された線量計を装着した、又は線量計を紛失したなどもある。間接的アプローチが個人線量計の遵守に役立てられる。個人線量計を使用しなかった場合職業被ばく線量の推定に役立つ可能性がある。これらのアプローチには、患者近傍の放射線線量を測定するための空間線量計の使用 (例えば C-アームなど) のほか、様々な種類の手術及びシオメトリに關して患者通過線量 (指線量など) から、作業者の眼の水晶体等面部線量の推定を可能にする換算係数が含まれる。スタッフに付けて身体部の前面に動かしたり、裾の下にぶら下げることでできるエプロン外装着の線量計を装着した場合、エプロンに入射する放射線との差がさらに加わると推測されるため、これは推奨されない。

##### 4.2.6 型式試験及び校正と、放射線の IVR との間の、放射線量の違い

(95) 実効線量評価のためモニタリングは、1 台ないしは 2 台の線量計を用いて試みられてきた。線量計測定値を調整するアルゴリズムは、本節の後に論じられ、ここで線量を述べるべきである。線量計は、遮蔽材料の効果を考慮することなく、校正及び試験される。型式試験の標準は、組織等部分アームの平らな表面上に線量計をおいた単純な条件下で、性能評価を定義する傾向がある。IVR 室において線量計は、原子番号が高い遮蔽元素を含むエプロンの外又は内側におく。線量計が、遮蔽材料のごく近傍にある場合、型式試験中における散乱環境とは異なる環境におかれる。実用量の測定値が予想される線量計の性能内にある、通常使用と同様の条件にあることを確認するため、供試業者からの保証を求めなければならない。

#### 4.2.7 眼の水晶体用の線量計

(96) 線量計を取り付ける装置を眼の付近におくことが困難であるため、眼の水晶体のモニタリングは特に難しい。眼の水晶体の線量限度を低減させることから、防護メガネは広く普及してきている。これにより、眼の付近及び防護レンズの内側に線量計をおく機会が広がっている。眼の線量は、鉛エプロンの上の鉛又は顔面の高さにおける線量計から、又はヘッドバンドに取り付け、X線管に最も近いアンテナ近傍にセンサーが来るようにしたブラスタック片上の別の線量計から、評価することができる。ゴムバンドは、このバンドを眼の近くの顔面に付けて眼のモニタリングをしようという取り組みが、いくつかなされている (Bilski et al., 2011)。その他、メガネの内側に線量計を取り付けようとして、顔面に巻く形の装置も使用されている。IRSN (2014)、いづれの場合でも、眼の付近におかれる線量計は装着者の視界を妨げなければならない。メガネの覆った線量計を取り付けることは、1台はエプロン内、1台はエプロン外、そしてもう1台は眼周線量計という3台の線量計を使用することを意味している。3台の線量計に基づき補正は、信頼性が高いと見做すという点で困難を伴う。しかし、短期間の比較目的には使用できるかもしれない。鉛メガネを表面に装着し、第一インターベンションエリアで使用した場合は、眼周線量計の必要性は重要ではないが、シールド及び鉛メガネが実際に使用されたことを保証するため、品質管理が必要である。メガネをいつ装着すべきか、また装着できるかは、重要な問題となっている。

#### 4.2.8 線量計及び作業者の特定

(97) 個人線量計には、使用者が自身の線量計を確認できる手段が備えられている必要がある。線量計の結果を特定の個人に適用する場合、線量計と使用者の間の1対1の関係が不可欠である。ラベルなどの特定方法は、他者の線量計を使用しないように、誤みやすいでの必要である。適切なアプローチとしては、非使用時に線量計をラックに保管し、ラックと線量計を視覚的に特定することなどが、ある。

#### 4.2.9 装着部位

(98) 特に線量計の形状が適切な配置場所を伝えていないような場合、視覚的な作業により意図する装着部位が指定される必要がある。また視覚的な要素を、線量計を正しい位置にさせることに使わたせる必要がある。実効線量の評価に2台の線量計を(1台はエプロン外、もう1台はエプロン内)に使用する場合はエプロン外とエプロン内の線量計を取り換え、報告される線量が2値の平均値に近似することがよくある。このように非一貫性の結果、報告される実効線量が高くなり、術者を失望させ、両方又は一方の線量計さえも使う気を見せることが用エプロンの特定のポケットを使用することで保証できる。適切な行為を改善するため、線量計をどこに配置するかを示すアイコンや画像

41

#### 4.3.1.2 1台の線量計によるアプローチの考察

(101) Publication 85 (ICRP, 2000b) では、実効線量を適切に推定するためには、1台はエプロン外に、1台はエプロン内という2台の線量計を用いるべきと勧告している。また米国国立放射線防護委員会 (NCRP, 2010) も、[2台線量計法]を勧告している。これは、線量計の線量計に関する線量限度と比較について、実効線量を最も適切に推定できるため、また、防護エプロンによる遮蔽状況 (胸前又は胸部の防護エプロン内装着の線量計から) 適切に示すことが可能である。

(102) 2台の線量計の  $H_{\alpha}(10)$  に関する測定値は通常、次のような単純な線形アルゴリズムにより統合される：

$$E = \alpha H_{\alpha} + \beta H_{\beta}$$

ここで  $\alpha$  は実効線量、 $H_{\alpha}$  及び  $H_{\beta}$  は個人線量当量、 $H_{\alpha}(10)$  である。 $H_{\beta}$  は胸部又は胸部のエプロン内の測定値であり、 $H_{\alpha}$  はエプロン外で通常は襟で測定される。 $\alpha$  及び  $\beta$  は、線量測定に適用される対の加重係数である。

(103)  $\alpha$  と  $\beta$  の対には長年、多数の数値が提案されてきたが、全種類の手術の職業被ばくを適切に表す  $\alpha$  と  $\beta$  の対がこれといった存在しない事象により、対は使用すべきかどうかがよくない。規格により支持されている国際的なコンセンサスがなっていないこと、また2台の線量計を測定しない装着を促す手段がないことから、実効線量の推定値は信頼できず、また比較可能なものにもならない。

(104) European Coordinated Network for Radiation Dosimetry (CONRAD) プロジェクトにおいて、欧州13カ国で使用されている線量計測定法が比較された。5カ国ではエプロン外に1台の線量計を装着し、7カ国ではエプロン内に1台の線量計を装着することが報告され、2台(エプロン内外)を装着していたのは1カ国であった (Järvinen et al., 2008)。一部の国では規制機関からの報告がなく、各病院は様々な手法を採用している (IAEA, 2014b)。

(105) また、CONRAD study の中で Järvinen ら (2008) は、2台の線量計について様々な著者から提案されている11の  $\alpha$  と  $\beta$  の対を、さらに1台の線量計のアプローチに関する4つの値を、包括的に比較した。本研究は、モンテカルロシミュレーションと  $H_{\alpha}$  の補正目的で入手した Randø-Adlerstedt フォルトム上の線量の測定値から構成された。実験とモンテカルロ計算のために、フォルトムに巻きた鉛の0.45 mm 鉛板エプロンと、別途提供も取り付けた。  $\alpha$  と  $\beta$  の値の対から適切な推定値を求めるための特定の基準は、一般的な照射シオームについてモンテカルロシミュレーションから得られる実効線量が過小評価されないこと、しかも過大評価が僅かであることとした。

(106) CONRAD study から、考えられるすべてのシオームに対する適切なアルゴリズムというものはなく、したがって選択する基準には妥協せざるを得ない、という結論を得た。検討したすべての2台線量計アルゴリズムから、適切な推定値を判断するための特定の基準は、対し、2つが比較的適切かつたことが確認された。 Swiss Ordinance (2008) 及び McEwan (2000) により  $\alpha$  と  $\beta$  の値のセットが提示されており、こ

43

を、色シールドを組み合わせて示すことが試みられている。両方の手を個々にモニタリングする場合、同様の状況が生じる。独自の特徴を使用しなかった場合、左右の指リング線量計を取り運べる可能性がある。リング上に必要な全情報を印刷するために利用できるスペースが限られているため、手は指リング線量計のラベリングは難しい。左右の区別には色を添えることが有効な方法である。実効線量計を混同する可能性があることから、1台の線量計を使用することが一般的であり、X線ビームに最も近い手におく。これは通常、左手の小指である (Martin, 2009)。

#### 4.3.10 補助個人線量計の校正

(99) European ORAMED プロジェクトにおいて、Clairand ら (2011) 及び Sánchez ら (2014) は、補助個人線量計 (APD) の反応に対する線量計の影響及びパルス頻度及び時間の影響を示した。ガイガー-ミュラー管式の APD (パルスモードでの信号を送らない) を除き、APD は個人線量当量率によって影響される反応を示した。この場合、補正係数を導入した場合に限り、これを日常のモニタリングに使用できることを意味している。APD 及びエアモニタの型式試験手順並びに校正には、IVR を代表する放射線場を含めるべきである。これには高線量率のバルブモードでの試験も含める (Chiroufi et al., 2011; Clairand et al., 2011; Sánchez et al., 2014)。

#### 4.3 線量計の校正

##### 4.3.1 実効線量の評価

(100) 一般に、比較的均一な全身被ばくの場合、個人線量当量、 $H_{\alpha}(10)$  に関して校正した個人線量計の測定値から実効線量を評価する。このような実効線量の評価は、その被ばくを代表する身体部位に線量計を装着していた場合に限り、放射線防護の目的では十分な真実性程度をもつ (ICRP, 2007a)。しかし IVR においては、身体の一部は防護されているが、その他の部分は防護されていない。したがって、防護エプロン外に装着した1台の線量計の測定値は、エプロンで防護された体幹部の線量を反映していないため、実効線量を過大評価している。一方でエプロン内に装着した1台の線量計の測定値は、防護されていない身体部位 (例えば、手で被ばくを受けている頭部、顔部、肘やその他の体幹部内臓器など) のより高い被ばくを反映していないため、実効線量を過小評価している (Franken, 2002; Siskonen et al., 2007)。このように、単一の線量計の測定値から実効線量を推定するためには、 $H_{\alpha}(10)$  値に補正を加える必要がある。エプロン外装着の線量計の場合の補正係数は1未満であり、エプロン内装着の線量計の場合の補正係数は1を上回る。

42

れを表4.1に示す。より最近では Publication 103 (ICRP, 2007a) から、実効線量に関して加重係数に基づくアルゴリズムが開発されている (Von Boetticher et al., 2010)。これらの数値も表4.1に示す。

(107) ただし、推定された実効線量が年線量限度 (例えば15 mSv) に近いときは、何らかの  $\alpha$  及び  $\beta$  係を用いた単純なアプローチではなく、特定のシオームと照射パラメータを考慮した、より正確な推定を行う必要がある (Järvinen et al., 2008)。

#### 4.3.1.2 1台の線量計によるアプローチの考察

(108) 一部の著者は、2台の線量計の汎用について議論を唱えている (Kuipers et al., 2008; Martin, 2012)。またインターベンションシオームに対する線量計に、エプロン外に1台の線量計を装着することの有用性についての研究が行われている (Stranden et al., 2008)。報告の研究者は、2台と1台(エプロン外)による線量測定アルゴリズムの真実性、有意性はないと結論付けられている (Schultz and Zoetelief, 2006; Järvinen et al., 2008; Kuipers and Velders, 2009)。2台の線量計アプローチは原則として真実が高いものの、これには以下のような弱点があると著者は論じている：(1) 組み合わせアルゴリズムに関する国際的なコンセンサスが得られていないため、実効線量の比較は解釈が困難である。(2) 臨床医が2台の線量計を正しく一貫して装着するといふ信頼性は疑わしい。(3) 2台の線量計ではコストが非常に高くなる。実際、インターベンション医師は2台の線量計の場所を取り運べる必要がある。また、遮蔽されていないエプロン外装着の線量計の被ばくは、エプロン外装着の線量計の10倍になることもあるため、実効線量が著しく過大評価されている。臨床医が2台目の装着を忘れ、1台目の装着さえ忘れることがある。

(109) 加えて被ばくシオームトリは変わりやすく、放射線は不均一に分布し、身体の一部は遮蔽されている。したがって、実効線量の評価において高い精度を達成することは不可能である。線量がそれぞれの線量限度を大きく下回るときは、容易に実施され、線量を妥当に表示するという目的を果たす実効の線量計体系が、線量限度との遵守の確保に十分である。

(110) エプロン上に装着した1台の線量計は、遮蔽された体幹部の放射線感受性臓器が受けける線量が分かる。襟の線量計の測定値が、1年間(より短期間の場合は、これを確立すべき)に設定された場合にも、2台目の線量計を装着する必要はある。襟の線量計の測定値は、防護された臓器を考慮した係数で補正することで、実効線量が示される可能性がある。また襟の線量計は、目の水晶体の線量の指標として用いることができる。

44



(112) エプロン外の腕の線量計から得られた $H_{10}(t)$ と、モニタリングシミュレーション又は人体形状ファントムの TLD 測定値から求められた実効線量との関係に関する研究から、エプロンを着用した甲狀腺腺を著用しなかった場合の補正係数は $0.011 \sim 0.18$ であり、エプロンと甲狀腺腺の両方を着用した場合は $0.02 \sim 0.083$ であることが示唆されている (Martin and Magee, 2013)。Martin と Magee (2013) は、防護エプロンを着用している放射線取扱に係わるスタッフの、妥当な実効線量 (E) は、以下のような簡単な相関式から得られることを提案している。 $E = 0.1H_{10}$
(113) ここで提案されている $0.1$ という係数は、IVR 及びインターベンションナール ガーデーオイドに係わる者を含め、放射線科で働く大半のスタッフについて妥当な、実効線量に関する保守的な評価であると思われる。もし $H_{10}$ の測定値が $20$ mSv に近いことを想定し、防護エプロン (実効線量約 $2$ mSv) 場合は、防護エプロン内の 2 台目の線量計を装着し、特定のアルゴリズムの使用を確認するべきである。NCRP (2010) はまた、もし 1 台目の線量計を使用する場合、これはエプロン外に装着すべき (すなわち、放射線防護服の内側に 1 台目の線量計を装着することは忍容できない) と指摘している。

#### 4.3.1.3 実効線量評価に推奨される選択技

(114) 腕の高さでエプロン外に装着した 1 台目の線量計から、実効線量の妥当な推定が得られ、また 1 台目の線量計による方法は 2 台目の線量計のアプローチよりも簡単に線量の過小評価が生じにくいもの、 $E = 0.1H_{10}$ という式は、すべての介入中にエプロンを装着しており、かつすべてのエプロンがその減衰率について同様に定まっている。とはいえ、全ての国と施設において全スタッフがこの式でエプロンを着用している、又は各エプロンが同様に十分な減衰を示すという仮定は、必ずしも現実とは一致しない。軽量の防護エプロンは鉛以外の減衰材を含んでいるように、様々な鉛当量厚が利用されている。エプロンの実際の鉛当量厚が、エプロンのラベルに表示されている鉛当量厚と異なる可能性もある (Leichter et al., 2017)。したがって委員会では、基準を満たすことが確認される CONRAD study で提案されているような単純なアルゴリズムに、2 台目の線量計アプローチを使用するという主要警告を継続して発している (表 4.1 参照)。
(115) もし、ある施設について、すべての専門職員が全介入中に十分な減衰をもつ防護エプロンを着用していることと確実に仮定できる場合、エプロン外装着の線量計はその概ね 10% の評価に十分であるため、介入チームの大半のスタッフについてエプロンについてエプロン内線量計は省略することができる。しかし、通常はインターベンションナール スタッフが最も高い職業被ばく線量を受けるため、またインターベンションナールの実際の減衰が確認されることは稀であるため、手技を行うインターベンションナール スタッフには 2 台目の線量計の装着を推奨する。
(116) スタッフメンバーが複数の雇用主のために作業している際は、それらの間の協力が必要である。1 台目の線量計を用いることを選択した場合、作業者が各雇用主から異なる線量計を提供される可能性があるが、各施設の個人線量の総計を入手し、完全に線量記録を保管する必要がある。

4.3.2.2 防護メガネを着用していないときの、眼の水晶体の線量評価
(120) 実験的及び計算モデルを介した眼の水晶体の線量評価方法について、最新の試験が文献に報告されている (Vanhavere et al., 2012; Cunnou et al., 2015)。一般の管理電圧及び管電流のとき、眼の水晶体が受ける線量は複数の原因により影響される。これは主に次のものである: 患者の体格、照射角度、X 線管焦点から患者までの距離、患者からインターベンションナールスタッフまでの距離、チームコリメーション、及び術者手技 (Vanó, 2015)。
(121) 防護メガネを使用しないとき眼用線量計をどこに装着すべきかを調査する。多数の試験が行われている。通常、頭部の左眉弓の上、又は額中央に線量計を装着したときに、眼の線量が最も適切に評価される。複数の試験が、X 線源に隣接した側の眉弓に TLD をおいたときに測定された線量を、線量計を両眼の間に置いたときに比べて 3~5 倍高いことを報告しているが、他の試験は、後者の部分は線量計をおいた方が高い線量を記録する傾向があったとしている (Eftahipoulos et al., 2011; Vanhavere et al., 2012; Principi et al., 2014)。このように位置を置いた手技の種類及び術者の行為により異なるようである。
(122) 腕の線量計を、X 線管に隣接する側のエプロン外に装着した場合、これは防護メガネを使用しなかった場合に眼が受ける線量を適切に示すはずである。眼の水晶体の線量を過小評価する可能性があるが、結果は文献によらずにまちまちである (Martin and Magee, 2013)。インターベンションナールスタッフに対する妥当な閾値 (Clemens et al., 2008; Martin, 2009) は、 $H_{10} = 0.75H_e$ として得られる。また X 線管からのスタッフの被ばくについては $H_{10} = H_e$ である。ここで $H_e$ は、線 (エプロン外) で装着した線量計からの個人線量 $H_{10}(t)$ または $H_{10}(0.07)$ である。
(123) ただし、線量計は正確な測定というより、眼の線量の 1 桁程度に過ぎない。線量計の累積測定値が一定の値 (例えば $10$ mSv) を超えることが予想され、かつ防護メガネを着用しない場合、最も被ばくを受けやすい眼の近くには眼用線量計を装着することで、評価の精度を改善することが望ましいと考えられる。
(124) インターベンションナールスタッフが手技中日常的に線量計を使用しない場合があり、この期間についてはやや保守的な線量の推定を行う必要がある。こういった状況における眼線量の妥当な推定値を得る方法を検討する中で、Vanó ら (2013b) は、インターベンションナール ガーデーオロジから顔面線量と、眼の水晶体の線量を過小評価する可能性があると、結果は文献によらずにまちまちである (Martin and Magee, 2013)。インタオロジからの顔面線量と、眼の水晶体の線量の 2 倍値として、C-アーム (アークから $95$ cm の距離) に設置した能動型線量計の測定値の比率を調べた。1969 件の IVR に基づく本施設から、C-アームでの放射線量と顔面線量の比率は $10.3 \sim 11.3$ mSv/Gy/cm <sup>2</sup> であることが確認された。この比率は、検討した顔面の手技と当該施設の特長について当てはまる。1 例に過ぎない。他の情報が得られていない場合、放射線防護の担当者は、手技の種類と概数が判明している場合限り、推定にそのような間接的なアプローチを使用することもできる。線量が限度に近い場合は、より詳細な調査が必要かもしれない。

必要がある。
4.3.2 眼の水晶体に対する等価線量の評価
4.3.2.1 眼の水晶体の線量をモニタリングするための、実用量の使用
(117) ICRP (2010a; 付録書 F) は、2 台目の線量計アプローチを用いて、眼及び眼の水晶体の吸収線量の算出を検討している: 1 つめは <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) から標準計算ファントムを用いた方法であり、2 つめは Behrens ら (2009) 及び Behrens (2012a) が開発した、線型化された眼のモデルを用いた方法である。眼への外部照射に関する高い線量レベルを記録するため、この線型化された眼のモデルを用いて、 <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) の低入射粒子エネルギーモードでのファントムから導いた水晶体の線量換算係数を補正した。ICRP (2010b) はまた、前方の上皮細胞層から下層の無核水晶体線維細胞が生じることに注目し、水晶体全体の平均線量と、前方の上皮細胞層に対する線量を比較した。比較した結果、最低エネルギーモードを除く全てのモードにおいて、この 2 つのジオメトリに関する同様の線量が算出された。Boch ら (2015) は、眼及び眼の水晶体の線量計測モデルと、眼の被ばくに関する線量係数の算出へのその利用について、詳細を示している。
(118) ICRU (1992) は眼の水晶体の線量測定に、実用量及び個人線量当量 $H_{10}(3)$ を勧告していた。しかし、眼の水晶体の線量評価には $H_{10}(3)$ が非推奨としており、 $H_{10}(3)$ による線量計の校正は多くの国々で用いられていない (Camone et al., 2017)。Publication 103 (ICRP, 2007a, 付録書 B) 及び <i>I16</i> (ICRP, 2010b) において、光子被ばくに関する眼の水晶体のモニタリングには、実用量 $H_{10}(0.07)$ が適当であると勧告されている。Behrens と Dietze (2010, 2011) 及び Behrens (2012b) は、眼の水晶体の等価線量と、これに相当する、推奨される 3 つの深さ (0.07, 3.7, 及び $10$ mm) での実用量とを、光子及び非線型の放射線場を用いて比較した。その結果、後方散乱をシミュレートするためにスタックアップメント上で校正された X 線場には、 $H_{10}(0.07)$ 及び $H_{10}(3)$ の両方が適当であると著者と著者が Vanhavere ら (2012) 及び Sánchez ら (2014) によって報告されている。
(119) 眼の水晶体の線量測定に関する $H_{10}(0)$ の適切性に関しては、Sánchez ら (2014) による測定から、光刺激蛍光素子を用いた線量計で測定された $H_{10}(0)$ と $H_{10}(0.07)$ の差は、透視及び CT ガイド下の手技で一般的に用いられる、平均エネルギーが $44$ keV を超える 4 つの異なるスケルトンについて $10\%$ 未満であるが、光子スケルトンの平均エネルギーが $36$ keV のときは約 $17\%$ にまで増加することが明らかになっている。IAEA (2013) 及び国際標準化機構 (ISO, 2015) は、光子放射線については概して、 $H_{10}(0.07)$ を $H_{10}(3)$ の近似値として用いることができ、しかも、線量計に到達する光子スケルトンの平均エネルギーが $40$ keV を上回り、かつ光子が主に前面から入射する場合に限り $H_{10}(0)$ を使用できることも示唆している。眼の水晶体のモニタリング手順は ISO, IAEA 及び IIRPA (2013, 2014b; ISO, 2015; IRPA, 2017)。

4.3.2.3 メガネを着用しているときの、眼の水晶体の線量評価
(125) 眼の水晶体の線量を正確に評価するため、防護メガネの内側に線量計を配置するデバイスを用いた水晶体線量測定がいくつか減らされている (Bikiki et al., 2011; IRSSN, 2014)。しかし、世界中に多くのスタッフは、今後エプロン外の襟に付けた個人線量計によってモニタリングされていくであろう。したがって、眼の水晶体の被ばくの評価において、防護メガネ等によって、どのように減弱されるのかという疑問が生じる。
(126) Magee ら (2014) は、ランドファントムを使用して、30 セットの防護メガネに関する測定結果を報告し、線量減低係数 (DRF; メガネなしのときの線量、メガネありのときの線量を除いた比率) を求めた。
(127) 防護メガネにより得られる防護は、患者からの散乱線が頭部に入射する角度によって異なる (McVey et al., 2013; Magee et al., 2014; Van Rooijen et al., 2014)。インターベンションナール放射線技師又はインターベンションナール放射線技師が手技を行うとき、大半の場合は、X 線が照射される際は、側面及び頭部の高さから下からの X 線ビームの入射を考慮しなければならない。
(128) さらに、防護メガネの研究から、防護メガネを着用したときの眼の線量は、主にインターベンションナール放射線技師から散乱した放射線によるものであることが指摘されている (Moore et al., 1980; Day and Forster, 1981; Cousin et al., 1987; McVey et al., 2013; Magee et al., 2014)。レンズの大きさ、フラットレンズのついたメガネでのサイドの使用、顔の輪郭とのフィットの近さといった全てが、もたらされる防護の程度の決定に重要である。散乱放射線は術者の頭部の下から側面に入射するため、眼の下及び顔の側面の領域を防護するレンズの装着程度及び範囲が、DRF を決定する重要な要素である。
(129) Magee ら (2014) は、大半の場合、鉛当量厚 $0.75$ mm の多くの防護メガネから、実地臨床において生じる被ばくについて $3 \sim 6$ といふ DRF が得られると、指摘している。これらの結果に基づき、 $0.75$ mm の鉛当量をもつ防護メガネによって得られる防護効果を考慮するには、日常的に DRF-2 で除くことが、妥当かつ保守的なアプローチになるであろう。この係数は、線の線量計の測定値にも適用されるはずであるが、ただし、防護メガネが適切に装着されている場合、レンズの大きさ、レンズの形状、顔の輪郭とのフィットの近さといった全てが、もたらされる防護の程度の決定に重要である。加えて、DRF が適用されるためには、関係するインターベンションナール放射線技師が常に防護メガネを着用していることを確認するための定期的な文書チェックによる、品質保証プログラムの整備しておく必要がある。
(130) モンテカルロシミュレーション及び測定値を用い、メガネの鉛当量厚及びメガネの大きさの影響を検討したとき、眼の水晶体の線量は $3$ によって実施された。この試験によれば、 $20$ cm <sup>2</sup> の大きさで、鉛当量厚が $0.1 \sim 1.0$ mm Pb の鉛メガネを着用したとき、眼の水晶体の線量は $3$

分の1から9分の1に低減したという。鉛当量厚が0.35 mm以上増加させたとき、DRFは顕著に増加しなかつたものの、同じ鉛当量でもメガネのレンズサイズを6 cm<sup>2</sup>から30 cm<sup>2</sup>に大きくしたとき、DRFはレンズサイズに比例した。また彼らは、0.5 mmPbの鉛当量厚と大径インレーンサイズのメガネ（レンズ1枚当たり27 cm<sup>2</sup>以上）によって、相当かつ有効な防護が達成されると結論付けた。

(131) 高いDRFが適当と考えられている施設では、実地臨床における一次X線と散乱X線の方向（水平面と垂直面の両方における角度設定を含む）を考慮した、包括的な測定を行い、これらの測定値を完全に記録すべきである。ISEMIRは、鉛メガネを着用したときを含む、眼の水晶体の線量を評価するための方法を改善し算定することを勧告している（IAEA, 2014b）。

#### 4.3.3 手の等価線量に関する評価

(132) 皮膚の線量限度は、大半の被ばく領域で1 cm<sup>2</sup>の平均値として適用される。したがって手の大半の被ばく部位にも適用される。インターベンショナルリストの手の手はX線ビームの近くに行く可能性がある。手技の種類とアクセス経路によって決定されるインターベンショナルリストの位置は、線量推定に重要な要素である。

(133) X線ビームの側面において患者の照射体面と比較的近い手の尺側は、より高い線量を受け、したがって線量計は小指か、又はX線管に最も近い手の側面に装着すべきである（Whitby and Martin, 2005; Vanhavere et al., 2012）。

(134) 手の線量を評価するための適切な線量測定は、実臨床においては容易ではない。IVRにおける手の線量の推定方法は手首線量計であるが、患者の付いた放射線被ばくは不均一であり、直接ビームに手の一部が入り込む可能性があることから、手首線量計により測定される線量は、実際の手の線量に比べてはるかに低い可能性がある。

(135) CT透視における手の線量の評価には、特別な課題がある。CTスキャナからの一次ビームからは、数秒以内に何百µGyという線量が照射される可能性があるためである。第2節に示すように、もし術者の手が直接ビーム内におかれる場合、数分以内に500 mSvという年線量限度を超えるおそれがある（Balk et al., 2003; Saidani et al., 2010）。またCTビームは比較的狭く、約5 mm幅であるため、指の付け根に線量計を装着した場合、指の他の部分の一次ビームに被ばくを記録できない可能性がある。ほとんどの場合、散乱放射線のみが測定されることになる。したがってこのような場合、CT透視における末梢部のモニタリングは意味がなく、さらに懸念をよそおえる必要がある。

(136) CT画像から、術者はその手の部分で一次ビーム内に入っているという警告が得られるはずである。加えて、CT画像の検射行するための能力は、これらに被ばくをコントロールする部分で調査を円滑に行うための手段となる。線量評価は、被ばくが適当な期間生じた実際の位置で測定することにより、行うことができる。CTビームの線量は測定できることから、線量評価にも評価に含めるべきである。

ングシステムを記述している。このシステムは、透視下のIVRにおける患者とスタッフ双方に関する、正確なリアルタイムの線量推定値を、現在の防護計測体系よりも高い精度で示すことができる。これらの手法は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の監査に役立ち、また、追加的な防護（防護メガネなど）の必要性の評価に役立つと考えられる。（但し線量を含まない）個人線量評価のための、個人の位置検知と合わせた（線量計を必要としない）計算技術の開発を急務とする、研究プログラムを進める必要がある（IAEA, 2014b, NCRP, 2016）。

#### 5. 放射線防護方法とプログラム

IVRにおける職業被ばくは患者の被ばくと密接に関連している。したがって職業放射線防護は、患者の防護と合わせた総合的アプローチにおいて考慮されるべきである。スタッフの防護は臨床転機を制するのではなく、また患者の被ばくを減らす必要はない。

室内の全スタッフは防護エプロンを着用すべきである。インターベンショナルリストは可能であれば天井吊り下げ式のスクリーン、寝台吊り下げ式のカーテン、及びシールドドレープにより防護されるべきである。看護師や術師など、患者のそばに留まる必要がある場合、患者の下クッションには、可動式スクリーンによる防護が有効なことがある。またその他の職員には、距離をとることが防護に有益なこともある。

天井吊り下げ式の合板アルミ板は頸頸部の線量を2〜10分の1に低減できるため、IVRの設備にはこれを必ず含むべきである。寝台上から放射線防護を確保するために、特に寝台を高い位置に固定する必要がある高身長術者の場合、術者の足が被ばくすることがある。

SIRTを行うとき、<sup>90</sup>Y放射線を含有する生体のペイル、全ての機器、及び投与の準備及び機器の組み立てに用いる使い捨ての物品は、ビームセットで防護し、手の線量を低減するための適切な遮蔽を行うべきである。高エネルギーのベータ線が放出されることから、遮蔽には原子番号が小さいアクリル酸などの材料を用いるべきである。

防護メガネを着用する際、目の被ばくは、インターベンショナルリストの周辺組織から放射線が散乱する結果としても生じることがある。レンズの大きさ、サイドシェルドの使用、鏡の輪郭にのみフィッティングの近さといった全てが、もたらされる防護の程度に重要である。

職業放射線防護を担当する病院スタッフには、一般的な放射線防護に関する知識が必要である。しかし同様に、実施臨床、IVR、及びIVRに使用されるX線装置についても精通している必要がある。

#### 4.3.4 下肢と足の等価線量に関する評価

(137) X線管が治療台の下側におかれるとき、一次ビームは患者と治療台の足元から下側に照射される。したがって、下肢が受ける線量は相当なものとなる可能性がある。寝台附属のシェードを使用しない場合、下肢の線量は手の線量よりも大きくなる可能性がある（Whitby and Martin, 2003）。防護エプロン又は鉛/アルミニウムにより遮蔽されない下肢の部分に照射される線量を、評価することを検討すべきである。

#### 4.3.5 頸部の内部放射線線量法における被ばくの評価

(138) SIRTのIVRにβ線放射体を用いるときの未解決の問題は、スタッフ手首の線量測定である。TLD指リング線量計を、放射線測定に近い手の人さし指に装着するべきである。β線源と皮膚との距離は非常に短く、それと同時に線量勾配が大きいため、線量は過小評価される可能性がある。Rumpler と Bath (2007) は指先の局所皮膚線量 $H_p(0.07)$ を測定し、その結果、防護レベルが低い状況で作業したとき、スタッフの被ばくは年線量限度である500 mSvを超えることを確認した。もし指先が遮蔽されていないバイアル又はシリンジと接触する可能性がある場合、指サック型の線量計（fingertip sachet）を装着する必要があるかもしれない。

#### 4.3.6 既及び胎児の被ばくの評価

(139) 透視手技を行う、又はこれをサポートする妊娠中の作業員については、通常、受胎産物の線量を、放射線防護服を着用した母親の腹部のウェストレベルにおいて線量計を用いて推定されている（Miller et al., 2010; NCRP, 2010）。この線量計は、母体線量計による放射線の線量を考慮していないことから、実際の受胎産物の線量を過大評価することになる。胎児線量は通常、作業員が装着した線量計で記録された線量の50%以上にならない（Dauer et al., 2015）。これは、母体の腹帯と子宮前壁による減衰があるためである（Trout, 1977; Faulkner and Marshall, 1993; NCRP, 2010）。したがって、2台の線量計を使用するとき、もし防護エプロン内の線量計から0.2 mSv/月未満の個人線量当量、 $H_p(0.07)$ が示された場合は、9ヵ月間わたる受胎産物の等価線量は限度未満になると思われる。線量計は毎月評価するべきである。迅速なデータアクセスのためには、電子線量計を使用することができる（Balter and Lamont, 2002）。

#### 4.3.7 リアルタイムモニタリングのための数値計算法

(140) Balci ら (2013) は、加速モニタリングプログラム、詳細な解剖学的フロントム、及び陰影室内の物理的センサーを用いた線量モニタリ

#### 5.1 患者の防護とスタッフの防護との関係

##### 5.1.1 患者とスタッフの被ばくを低減する措置

(141) 患者の被ばくの低減は、同様の割合で散乱放射線も低減することから、職業被ばくも低減する。したがって、以下の措置は患者のみならず作業員も防護することになる：透視時間の短縮、画像取得ランの数と1回のラン当たりの画像数の削減、低線量モードの透視と画像、パルス周波数の低減、ラストイメージホールド画像とループレ生利用、患者の近くに受像器をおく、必要な画像視野に制限を合わせる、該当する場合には傾きの大きい傾斜照射及びクウェンツ減衰器は慎重に使用する、小児の手法では散乱X線除去用リッドを外す。

##### 5.1.2 スタッフの被ばくのみを低減するための追加措置

(142) 以下の職業放射線防護の措置及び措置では、患者の被ばくは低減されないが、スタッフの被ばくが低減される：防護エプロンとネックガード、吊り下げ式のシールド、防護メガネ、寝台吊り下げ式の鉛カーテン、患者のシールドドレープ、可能な限り患者から離れる、X線管側よりも受像器側よりにいる。

##### 5.1.3 患者とスタッフの被ばくの関係に関する、その他の問題

(143) イメージングインターフェースが拡大することで、患者の照射体面における線量は増加するが、照射体面のサイズは縮小する。したがって散乱放射線量とそれによるスタッフの線量は変わらないと考えられる。これは、自動制御制御センサーの設計と、装置に使用されているアルゴリズムに依存する。フラットパネル検出器で拡大する場合、撮像視野内の組織の線量増加はイメージングインターフェースを用いた場合よりもおおむね低くなる。したがってスタッフへの散乱放射線は低減する（Srinivas and Wilson, 2002）。

(144) 複雑で長時間の介入において、常に同じ皮膚区域が被ばくすることを避けるためにビーム照射角度を変えることで、患者の皮膚損傷を避けることができるかもしれない。しかし、それがスタッフの被ばくによりに影響する場合は、ガントリの角度設定の範囲と、インターベンショナルリストの位置に対するX線管の位置によって異なる。患者の照射体面に対して、X線管がインターベンショナルリストと同じ位置にあるとき、散乱放射線からのスタッフの線量は増加する。

#### 5.2 散乱放射線の分布

(145) これまでの節では、IVRに従事する医師スタッフはX線影に依る他の職業グループに比べ、比較的高い放射線線量を受ける可能性



5.4.1.1 ディーズゴーザブルドレープ	<p>(164) 散乱放射線の量を軽減するため、一次ビームの放射線場外に、タンゲステン/アンチモン又はビスマスを含む軽金属、使い捨て鉛フリーのドレープ又はバッドを置くことができる (King et al., 2006; Thomson et al., 2010; Politi et al., 2012; Ondaltes et al., 2015; Martin, 2016)。そのようなドレープには、皮膚にカテーテルを挿入するための目印や、患者からの散乱放射線を低減する、遮蔽された線取りがあることがある。これらは、手術部位の準備が終わった後に、X線ビームの照射野外におかれる。術者が患者の照射体積のごく近くにいる必要がある場合、手技にはこの種の防護を検討するべきである。これらのドレープは頭部、手足及び上半身を防護し、眼の線量を5-25%分に低減することが明らかになっている (Thomson et al., 2010)。経皮的骨髄造影に使用する、減速済みで使い捨ての鉛フリードレープの評価を、Kingらが報告している (2002)。使用のために必要な時間短縮、追加コストも比較的小さいため、彼らは、これらを使用した価値があると思われる。再使用可能なドレープも、商業された防護エプロンやシールドから加工することができる (Miller et al., 1985)。天井取り付け型の上半身用シールドを有効に使用できないときは特に、ディスプレイが一次ビームドレープは術者の被ばくを大幅に低減することができる (Fenster et al., 2017)。ただし、患者にディスプレイがドレープをおく場合、ドレープが一次ビーム内に入らないようにおく。入った場合は患者及び術者の被ばく量が増す可能性がある。</p>
5.5 頭部及び眼の防護	
5.5.1 吊り下げ式のシールド	<p>(165) 眼の線量は1.1節で考察しているように、X線管の角度、術者の位置、及びビームのコリメーションにより影響される。頭部の防護において最も重要な要素は、シールドの適切な使用である (Vanó et al., 1998; ICRP, 2013a; Vanó, 2015)。天井吊り下げ式の鉛アクリル板は頭部全体の線量を2-10分の1に低減できるため、IVRの施設にはこれを必ず用意するべきである (Martin, 2016)。</p>
5.5.2 その他の可動式シールド	<p>(166) 吊り下げ式のシールド又は鉛メガネにより得られる眼の防護は、線量低減係数 (DRF) を用いて数値化することができる。吊り下げ式のシールドの使用により達成される眼の線量低減に関しては、様々なDRFが報告されている。IVRに關して臨床で測定した大規模な報告からは、1.3-7.1というDRFが得られている (Vanhavere et al., 2012)。また、同様の手技を行った様々なシールド間で線量を比較したレビューでは、0.7-2.5のDRFが示されている (Jacob et al., 2013)。また、放射線科医がシールドを使用した場合と使用しなかった場合で線量率比較した1研究からは、シールドを使用したときのDRFは5であったとされている (Magee et al., 2014)。ただし、吊り下げ式のシールドを正しく配置したフロントシールドシステムシミュレーションでは、より高い数値が得られている。あるフロントシールドにおいて、Galsterら (2013) は、経頭蓋静脈に配置したフロントシールドにより得られる眼の防護は、より高い数値が得られている。あるフロントシールドにおいて、Galsterら (2013) は、経頭蓋静脈に配置したフロントシールドにより得られる眼の防護は、より高い数値が得られている。</p>

<p>性肝内胆大循環器病 (TIPS)、腹部出血の難治療、及び腎臓癌手術に関するDRFを8.5-17.6と報告している。吊り下げ式のシールドは鉛メガネに比べて大幅に線量を低減し、眼のみならず頭部全体を防護している (Gulster et al., 2013)。経皮的運動形成術についてシールドを慎重に設置したある臨床試験からは、19というDRFが認められている (Maeder et al., 2006)。</p>	<p>(167) 吊り下げ式のシールドの使用が可能な場合、達成される線量低減のレベルはそのシールドの使用と、いかに有効に配置できたかに左右される。このシールドは患者の真上に置き、術者がシールドを介して患者の照射区域を見るようにする。これはインターベンションリストに対する放射線防護の研修の重要な要素である (Vanhavere et al., 2012)。ただし、X線管から側方又は斜め照射する場合、これらのシールドを有効に利用できないことが多い。シールドを有効に利用するためには、X線管と治療台を動かすときこれを継続的に配置しなおす必要がある。したがって、前向きにはシールドは高い防護をもたずが、臨床手技に使用する照射範囲でこれを有効に配置することの難しさをより、日常使用において達成できる全体の防護レベルは制限されると考えられる。とはいえ、努力すれば2-5というDRFを達成できるはずである。このように低減できないインターベンションリストは眼の線量を限度未満に維持でき、低減しなければ専門家としての職業人生の間に線量が蓄積して生じるであろう水晶体混濁を、避けられるはずである。</p>
<p>(168) Vanóら (2015b) は、エプロン外の眼の線量率と眼の水晶体の線量を推定するという保守的なアプローチを用い、天井吊り下げ式の防護シールドを適切に使用し、仮定した場合、3つのインターベンションの専門領域である循環器内科、神経内科学、神経内科学及び放射線医学について、眼の水晶体の新たな線量限度に到達するためには、術者1人当たり年間800件を超える手技が必要であろうと推定している (Vanó et al., 2015b)。</p>	<p>(169) 放射線吸収剤の手術帽を用いることで減衰が得られ、インターベンションリストの眼の線量が低減することを明らかにしている著者もいる (Alizooni et al., 2015; Uhoff et al., 2013)。一方で、ランドフロントトム上でラジオクロミコックアップフィルムを用い、頭部の線量率の測定に注目し、放射線吸収剤の手術帽は基本的にインターベンションリストの眼を防護しない、と報告した研究もいる (Fenster et al., 2017)。著者らはこの理由を、照射ジオメトリによる(すなわち、散乱線はインターベンションリストの尾側から発生し、また、帽子は下からの放射線から眼を防護できない)という事実によるものと説明していた。</p>
	<p>(170) この所見は、スタックへの線量率は多量の原因によって左右されるという事実と一致しており、吊り下げ式のシールドの有効利用を含め、放射線防護はそれらをすべて実装し配置することで、体系的に最適化される必要がある。公表されているデータから、IVRのスタックでは眼の線量による眼組織の発症率は増加していることを示すエビデンスはないことを踏まえ(第2節で考察)、まず法のシールドを追加する必要があるかを検討するべきである。スタックは追加的な防護措置を取る前に、医学物理士、放射線科医、又は眼の被ばくの評価を含めIVRと放射線防護に関する問題に精通している放射線防護の専門家と相談できるようにしておくべきである。</p>

<p>(A) 目的に合うよう設計された大型のフラットタイプのラップアラウンド型メガネ、側面からの放射線の入射をより防護できるよう、角度が付けられている。 (B) 正面にレンズが付いたラップアラウンド型メガネ、側面からの放射線の入射をより防護できるよう、角度が付けられている。 (C) 通常のメガネを改良した鉛メガネで、鉛ガラスのサイドシールドが付いているもの。 (D) 「フェイスオーバー」型メガネ、カテゴリー (A) と類似しているが、通常のメガネの上にかけるようアレンジされている。 (E) 低鉛当量のフェイスマスク。ヘルメットバンドによってセットされる。</p>	<p>(171) カテゴリー (A) 及び (B) のガラスデザインはメガネで鉛当量0.75 mmの場合、眼の防護に関するDRFは3.5-6である (Cousin et al., 1987; Vanhavere et al., 2012; Koukourava et al., 2014; Magee et al., 2014; Principi et al., 2015; Martin, 2016)。また鉛当量0.50 mmの場合、DRFは3-4となりえる。ラップアラウンド型のメガネでは、フレームと頭部の間のギャップが小さくなる傾向があるため、側面及び下からの放射線入射に対する防護が弱くなる。標準的なメガネを改良したメガネで、鉛当量0.75 mm、サイドシールド付きの場合、ガラスと頭部の間のギャップが大きくなる傾向があるため、DRFは3-4である (Magee et al., 2014)。</p>
<p>(172) 処方メガネの上から着用するようデザインされている「フェイスオーバー」型メガネはかさばり、通常のメガネを着用できるより下側のギャップが小さくなる傾向がある。一部のモデルでは、特に重い「フェイスオーバー」型メガネの場合、軽量化を維持するためにフレームに防護材料を使用していないことがあるため、重要パーツであるフレームが防護材料で出来ていることを確認することが重要である。</p>	<p>(173) Galsterら (2013) は、天井吊り下げ式スクリーンの際に頭部がある場合、鉛メガネにさらに1.8-5.8のDRFが加わったことを報告した。</p>
<p>(174) しかし実地臨床では、患者からの散乱放射線が頭部に到達する角度に応じてDRFが異なる (McVey et al., 2013; Magee et al., 2014; Van Rooijen et al., 2014)。DRFは5-10と報告されている。</p>	<p>(175) 眼と同じ水平面から入射するX線の防護について、種々の鉛メガネを用いた実験の測定値から (Moore et al., 1980; Marshall et al., 1992; Thomson et al., 2010; McVey et al., 2013; Van Rooijen et al., 2014)、及びモニタリングシミュレーションから (Carriou et al., 2011; Koukourava et al., 2014)、DRFは5-10と報告されている。</p>
<p>(176) 水晶体の線量は、眼の防護は0.75 mm、または0.5 mm当量であり、その多くには0.5又は0.3 mm鉛当量のサイドシールドが取り付けられている。このデザインは、以下のようないくつかのデザインに分けることができる。</p>	<p>(177) また、防護メガネを着用しているときも、眼の近くの組織には減衰されていないX線が入射し、これら組織からの散乱線が眼の水晶体の主な被ばく源となる (Moore et al., 1980; Cousin et al., 1987; Marshall et al., 1992; McVey et al., 2013; Koukourava et al., 2014; Magee et al., 2014)。正面からの被ばくの場合、メガネの種々のデザイン間の違いはレンズの大きさ、無防護組織からの近さ、したがって照射距離からの近さと関連する。側面からの被ばくの場合、眼の線量は、顔の輪郭のフィッティングの近さ及び側面からの防護の程度によって異なる。患者からの散乱放射線が下から眼に入射するときは、メガネはさらに眼の下のギャップを通り直接入ると考えられる。</p>

(183) DRFを確認するために測定値が得られないが、メガネがカタゲゴリー(A)又は(B)で、鉛当量0.5mm以上を含む場合は、メガネによる防護の考慮にはDRFを2とすることを保守的なアプローチである(Magee et al., 2014)。
(184) ほぼすべてのモデルの鉛メガネでは、X線領域に近い眼に対する防護は他眼よりも低く、他眼のDRFは1.5~2である(Geher et al., 2011; Galster et al., 2013; Van Rooijen et al., 2014; Featley et al., 2017)。これは、鼻腔に相当するキヤップを通して放射線が透過するためであり(頭部がビームの方向に対してある角度をなしているとき)、また、線量の大半は周辺組織からの散乱によるためである。ただし、他眼の水晶体の線量は、線源に近い方の眼よりも低い。
(185) 以上のように、種々の鉛メガネを利用することができるが、それを選択する際には注意する必要がある。特にメガネの下部周囲の顔の輪郭とのフィット性の近さは、鉛当量よりも重要かもしれない。これはメガネは又又は側面からの散乱も防護するためである。

#### 5.5.4 防護効果の評価

(186) 眼の水晶体及び毛細管に対する線量に対する、様々な防護具の影響を明らかにするため、ORAMEDプログラムの枠組みの中で、臨床的な角膜と瞳孔のモニタリングシステムレーションと測定が行われた。その結果は以下の通りであった：吊り下げ式のシールドは眼の線量を2~7分の1に低減できる。X線管を最大で10分の1(90%)まで低減できる。寝台からの遮蔽カーテンは眼の線量を2~5分の1に低減できる。X線管を寝台下に配置したとき、床の線量を2~27分の1に、手の線量を2~50分の1に低減できる。動脈系への大動脈動脈アクセスによって機動脈アクセスに比べ線量を2~7分の1に低減できる(適切な遮蔽を行ったとき、画像取得のために後述に下がる)と推定すること、線量を4~7分の1に低減できる(Vanhavere et al., 2012; Martin, 2016)。

(187) Thorntonら(2010)は透視時の術者の眼の散乱線量に対して、一般的な放射線透過遮蔽物を単独で使用及び併用したときの影響を評価した。術者アームの水晶体の放射線線量率を、寝台に限り付ける鉛カーテン、鉛メガネ(0.75mm鉛当量)と鉛不含有メガネ、使い捨てのタンクシステムアンチキネティックドレープ(0.25mm鉛当量)、及び吊り下げ式(0.5mm鉛当量)の透明鉛シールドの使用/非使用下で記録した。左右水晶体の線量は、左右眼の前前方から15度の角度で照射し、術者の上腹部で、及びDSA(1初めに2画像)の間に患者の取囲部でも測定した。各眼の遮蔽効果は、遮蔽しなかった条件と比べた眼の線量の減少係数として表した。鉛メガネのみを使用した場合、水晶体の線量率は5~10分の1に低減した。また、散乱シールドドレープのみを使用した場合、線量率は5~25分の1に低減した。2を併用したときは常に単独使用時に比べて防護が大きくなり、線量率は25分の1以上低減した(Thornton et al., 2010)。

61

線量を増加させる可能性がある。さらに線源の手技では、放射線減衰材料からの散乱のフィードバックが減ること、透視時間又はCT照射時間が短くなる可能性がある(NCRP, 2010)。

#### 5.6.2 下股及び足

(196) X線管が寝台の下側に掛かると、一次ビームからの放射線が寝台の足元から散乱することから、下股が受ける線量は相当なものになる可能性がある。もしシールドを利用できない場合、下股の線量は手のそれよりも大きくなる可能性がある。防護しなかった場合、インターベンションナリスの足の線量はカーマ面積に密接に関連する。カーマ面積積が100Gy cm<sup>2</sup>の手技では、下股の吸収線量は約1mGyとなる(Whitby and Martin, 2003)。

(197) 寝台の側面に鉛カーテン(通常は鉛当量0.5mm)を取り付けることで、術者には最も適切な防護が得られる(Whitby and Martin, 2003; Short et al., 2009)。これらのドレープは、手技を正しく位置づけた場合、下股の線量を10~20分の1に低減することができる(Martin, 2009)。実際には透視2~7分の1程度である(Vanhavere et al., 2012)。すべてのIVR手技でそのようなドレープを指定するべきである。

(198) 鉛カーテンを寝台に取り付け、そこから垂れ下げることは、線源にできるだけ近いというメリットがあり、また常設されることからの使用の合理的な判断は不要である。インターベンションナリスが寝台の横に立つ大半の手技では、寝台に鉛ドレープを取り付けることは適切な選択である。しかし、足を完全に防護できることは稀である。

(199) 通常、寝台に取り付けた鉛カーテンは寝台の全長まで伸びていないため、術者とアシスタントの両方の防護にはその位置決めが重要である。寝台の横に立つ術者は適切に防護されるが、インターベンションナリスが寝台の頭部又はその付近に立つ場合、TIPISS術の場合と同様に、ドレープは寝台の頭部に動かすことができる場合にのみ防護することになる。これらのシールドは、インターベンションナリスが寝台の頭部又は足元付近に立つ手技にはあまり有効でないかもしれない。そのような手技では、他のスタックが寝台の横に立つ必要がある場合もあり、従って下股の防護が必要となる。

(200) 下股の防護には、可動式の独立型シールドを利用できる。無遮蔽を維持するためには、手技を開始する前にそれらの設置について意図的に指示する必要がある。これを上下にしたリ、傾けたり、角度を付ける際には、治療室やC-Aームと密接するリスクがある。そのようなシールドは、手技のその他のアシスタントスタックの防護にも使用できる。

(201) X線撮影中に治療台から後ろに下がることは、職業線量線量計が線量の低減に有効な1つの手技である。しかし、術者は手技を行うために

63

<b>5.6 末梢部の防護</b>
<b>5.6.1 手</b>
(188) インターベンションナリスの手は一次X線ビームの近くにくることがある。もし、術者の手が患者を透過したビーム内に入り込んだ場合、患者上の吸収線量率は通常2~5 mGy/秒であり、したがって1分間の被ばくで100~300 mGyの線量を受けけることになる。治療台の側面にX線管をおいたとき、患者の表面から散乱する一次X線の線量はさらに高くなり、入射一次ビームの直接被ばくは50倍にもなる。
(189) インターベンションのアkses経路は手技中の術者の手の位置に影響し、線量レベルにも著しい影響を与える(図5.3)。心臓専門医にとって、経大動脈脚よりも経肺動脈でカタゲテールを挿入した方が患者の腫瘍をより早く遠投することができるというメリットがあるが、循環器内科医の術者はX線ビームに近く、特にその手の前面で受ける線量が高くなる(Mumtaz et al., 1996)。
(190) IVRではほとんどの場合大動脈脚アクセスが用いられているが、経皮的胆汁ドレーナージ、腎臓チューブ留置及び腎臓留置など経皮的な手技では、術者は、撮影するエリア近くで挿入カタゲテールを操作するため、指先の線量が比較的高くなりえる(Whitby and Martin, 2005)。
(191) 放射線科医が経内頭頸動脈にアクセスするTIPISSなどの手技では、手は撮影部位から離れるが、TIPISS術は技術的に難しい場合があるため、透視時間は長く、線量は比較的高い(図5.4)。
(192) 吊り下げ式のシールドは頭部と上半身の防護に有効だが、手は通常シールドの下側に位置するため、防護は比較的弱い。ただし、慎重な行動をすることによって若干の低減は達成できる(Mueller et al., 2006)。一部の手術では、シールドの下端に取り付けられた鉛/ゴムドレープが手の防護に有効かもしれない(Vanhavere et al., 2012)。
(193) 鉛式の防護可能なオーバープロテクトシールドでは、術者の手を遮蔽できるが、手がシールドの下まで伸びて、あまり防護されないこともある。防護シールドやバックスも手の防護に有効である可能性がある。ある研究では、手の29分の1までの線量低減が達成できることが示されている(King et al., 2002)。
(195) 簡易防護手袋も利用できるが、その防護に関する結果は様々である(15~60%)。手袋で防護した手がX線場に入り込んだ場合、減衰を準備するた線量率は自動的に高くなることから、インターベンションナリスの手の防護を達成することもなく患者の被ばくが増加する(Wuqar and Muthben, 1996)。手防護のため新たな遮蔽材料(例えばビスマスなど)をハンドクリームとして使用し、これを手術用手袋でカバーしてクリーム剤を封じ込めることも提案されている(McGaffney et al., 2012)。しかしこのクリームも、手がX線場に入った場合、同様に

62

十分に患者の近くにいる必要があるため、透視中にこれを行うことはほぼ不可能である。ただし、一連の画像取得中及び自動注入器による造影剤注入中には可能である。

#### 5.7 陽電子放射線撮影/コンピュータ断層撮影のIVRにおける防護

(202) 通常の透視ガイド下のインターベンションの場合、511keVというPET光子の陽電子消滅エネルギーに対して、防護エプロンや防護メガネなどの個人防護具は有効でない(Ahmed et al., 2007)。患者に放射性医薬品を注射した後は、患者から照射される放射線に対してインターベンションナリスが制動できることは稀である。一方で透視又はCTガイド下の手技では、X線の量と質が術者によって直接照射される。したがってPET-CTガイドIVRでは、スタックと隣接する部屋の遮蔽を最適化し防護を確保するために、PET-CT室を慎重に設計する必要がある(Madsen et al., 2006; Cuzance and Disaccianti, 2008; IAEA, 2008; Elshoh et al., 2010)。第2節に示しているように、PET-CTガイドIVRによる術者の放射線被ばくを主に低減している因子は患者のそばにいる時間であり、時間を短縮することが職業放射線防護の1つの重要な要素である。PET透視ガイド下のIVRについても同様の考察が適用される。

#### 5.8 選択的造影剤投与法における防護

(203) <sup>99m</sup>Tc放射能を含有するすべてのバイアル、全ての機器、及び投与の準備及び機器の組み込み用い換えてのアイテムは、ピンセットで取扱ひ、手の線量を低減するための適切な遮蔽を行うべきである。高エネルギーのベータ線が放出されることから、遮蔽には原子番号が小さい材料(メタルクリレート)などの材料が最適である。SIRT sphereのベータ線のエネルギーは、スタック、患者及び部屋の汚染リスクを最小限に抑えるための助言を示し、研修資料を提供している(SIRTEX, 2016)。これは、調製及び注射のためには特殊な遮蔽ボックスを使用することが含まれている。さらに、二重の手袋を推奨している。これは外側の手袋が汚染されたとき、手袋をした手で外すことができるためである。マイクロスフェアの注入のため、ベンダーはアクリル製のデブリバリエーションボックスとデブリバリエーションを提供している。これにより、<sup>99m</sup>Tcバイアルと、すべての床及びチューブとの接触の接触が阻止される。マニピュル操作の前には、全てのチューブとカタゲテールを注射用水又は生理食塩水でフラッシングすることが不可欠である。表5.1には、1回のSIRT術に関する様々なスタックメンバーの典型的な被ばくについて、代表的な数値を示している。

(204) 放射線防護措置のあらゆる技術に加え、手技の全段階のスピードアップのための研修を行うことが、職業被ばくの大幅な低減をもたらす。Aubertら(2003)は、<sup>99m</sup>Tc注射法を最適化することで末端部の線量を低減できることを検証している。彼らは、手技の最適化の後には末端部の線量は10分の1以上低減することを認めている。

64

(205) SIRT の後、患者には経過観察、総合的な看護及び収容が必要である。多くの施設において患者は腫瘍学部門の病室に移されるが、スタッフ、来訪者その他の患者の放射線被ばくは比較的低い。H43 件の SIRT 手技 (124 件は初期マイクロスフェアを、19 件はガラスマイクロスフェア) を検討した McCann ら (2012) は、1 m の距離における平均等価線量率は初期マイクロスフェアに比べて 1.1 µSv/時、ガラスマイクロスフェアで 2.4 µSv/時であることを明らかにした。2 GBq の <sup>90</sup>Y 放射能を注射して 6 時間後の様々な距離における典型的な線量当量率 (SIRTEX 2016) を、表 5.2 に示す。

### 5.9 防護服の取扱い、保管及び検査

(206) 施設では受入基準を確立して適用する必要がある。防護服の購入、検査及び補充を行えるよう、十分な資源が必要である。防護エプロンは、折りたたむと防護用の裏面に亀裂が入ることがあるため、折りたたんだままではならない。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、おそれ、異常な点がないかを目視して確認する。

(207) 防護服の受領時には、防護材料について何らかの不具合がないか X 線検査を行い、その後は劣化がないかを年 1 回検査する。Cummins ら (2015) は、評価時間を短縮し、スタッフの被ばくを低減し、画像を保管することで検査を実施されたという証拠を示すことができる。CT を用いた新たな評価法を開発した、アーカイブされた画像を将来の比較に用いることもできる。防護エプロンについては、実際の減速値に大きく異なる変動があることから、標準化された受入検査法が必要である (ICRP, 2001; Christodoulou et al., 2003; Finemey and Brennan, 2009)。鉛フリーの防護エプロンに関しては、透過の測定に幅広い X 線管電圧を使用するべきである。また、Paschak らが提案しているように (2015)、エプロンを着用する施設で実施されるインテグレーションに伴う照射線量で認められたもの (例えば飯沼 X 線スペクトルなど) と、類似した X 線スペクトルを含めるべきである。

(208) 防護具の破損を避けながら作務するための指示及び手順を、品質保証プログラムに含めるべきである (Vanó et al., 2016)。

### 5.10 教育及び研修

(209) IVR に係わるスタッフは、放射線防護及び品質保証プログラムの適用に関して、教育及び研修を受ける必要がある。研修には、患者周囲の孤立放射線レベルの分布、様々な要素などのように線量分布に影響するかどうかという理解、被ばくモニタリング及び線量評価の概観、並びに吊り下げ式のシールド、鉛メガネ、遮蔽カーテンとドレープなど防護具の有効な使用の精通を含めるべきである。このような知識は、初期研修によって習得され、技術の進歩と調和した継続教育を通じて維持、更新されるべきである。

は、他の雇用主と情報を共有するための手配。

(216) 適切な放射線測定装置を選択するための手順を確立しておくべきである。これらの手順は、国際的な勧告に従って策定し、かつ、広く認められている品質基準を遵守しているべきである。スタッフの放射線防護及び健康調査の手配を確立しておく必要がある。これには、放射線防護プログラムに記述されているように、身体、眼及び手の被ばくモニタリング、並びに作業場のモニタリングを含める。エプロン、甲狀腺シールド及び鉛メガネといった個人防護具、並びに吊り下げ式のシールドと警告取り付け型カーテンを設置し、その機能を定期的にコントロールする必要がある。

(217) 個人被ばくモニタリング及び作業場のモニタリングの結果はこのプログラムの一部とし、異常な結果に対して必要な是正措置をとる。個人線量計の供給業者は、供給した個人線量計の認定書及び成績を記録し、その情報を機関当局が報告している期間、安全に記録、保管する必要がある。

(218) 手順書には調査、報告及び記録の結果、職業被ばく線量の監視、インシデント又は事故の場合の是正措置を含めるべきである。

(219) 手順書では、インテグレーションが成功できている範囲内で可能な限り、防護具着用の要件及び指示を示すべきである。これには吊り下げ式のシールド及び防護メガネの使用を含める。さらに手順書では、防護メガネの使用の監視及び記録も含める。これは、減衰を考慮するため DRF を線量測定に適用する場合、特に必要である。

(220) IVR の定量的な放射線防護に関する研修と資格認定を記録し、予め定められた期間ごと、又は重大な変更があった場合に検討する。品質保証システムの運用における研修は、組織の戦略の一部とするべきである。品質保証活動、及び放射線防護措置の柔軟的有効性の検討と評価の責任の割り当てを含む手順を、品質保証マニュアルの一部として確立する必要がある。

(221) 職業放射線防護は患者の防護と密接に関連することから、全体的な品質保証プログラムには、放射線装置の品質管理、受入検査及び試運転、放射線装置の徹底した特性評価、空気カーマ量線量率の計測の校正、及び個人防護具の品質管理を含める必要がある。

### 6 報告の要約

#### 6.1 全取

(222) 本節で要約している勧告は、第 3-5 節に示した勧告を統合したものである。患者の被ばくを低減するための大卒の措置は作業場の防護にも寄与する上、IVR に係わる職業被ばくは患者の被ばくと密接に関連している。加えて、職業放射線防護には防護服及びシールドを適切に使用することがある。スタッフの防護措置は IVR の臨床現場を損なうてはならず、また患者の被ばくを産めなければならない。したがって

(210) IVR 施設をサポートしている医学物理士又は放射線防護の専門家は、放射線防護の最高レベルの研修を受ける必要がある。これは、彼らがインテグレーションリスト及びインテグレーションに係わるその他の医療従事者の講師として、さらに大きな責任をもっているためである (ICRP, 2009)。

(211) IVR における患者防護と職業放射線防護の間の密な関連を踏まえ、職業放射線防護を担当する職員、規制当局、線量測定業者のスタッフ、及び供給業者が派遣する臨床通達の専門家は、全般的な放射線防護の知識のみならず、IVR における医療従事者及び使用する放射線装置に関する知識も必要である。さらに線量測定業者のスタッフは、線量計の校正及び異常線量率の調査のために、パルス放射線を含め、線量及び散乱放射線の背景知識を備えている必要がある。

### 5.11 職業放射線防護に関する記録

(212) 保管すべき記録は、基準及び規則の中の要件として確立する。職業被ばくは以下のものが含まれる。作業員が職業被ばくを受けるとなる作業に関する情報。異常被ばく値の調査結果を含む、被ばくモニタリングと線量評価の結果。放射線被ばく量に関する他の作業員の作業に関する情報。健康調査の成績。放射線防護に関する初期並びに定期的な検査及び研修。リフレッシングコース、防護メガネを着用し、防護具に関する線量計の測定値を補正する場合は、個々のインテグレーションリストが鉛メガネとその着用線量計の両方を装着していたことを保証するため、その記録を保管する必要がある。雇用主はスタッフに対し、それ自身の職業被ばく量の記録を閲覧できるようにしなければならぬ。

(213) 仕事量 (1 年間当たり) の手技に関する情報は、防護の最適化、及び異常被ばくとの比較と調査に役立つ。

### 5.12 品質保証システムの必要性

(214) 組織により包括的な品質保証プログラムが確立される必要がある。このプログラムは、適切な職業被ばく制御を確保するために最適な放射線防護行為を維持することを目的とする必要がある (ICRP, 2007; IAEA, 2014a)。計画被ばく状況に関する委員会を考慮し、放射線の使用に係わるスタッフが積極的に参加することが望ましい。このプログラムは、定期的な (内部と外部の) 独立監査を含む、施設レベルで実施される管理システムの一部とするべきである。

(215) 以下のこと保証するため、IVR におけることが予想される新規スタッフを採用するための手順を確立しておくべきである。放射線防護における教育と研修。彼らの過去の線量計測定結果を入力し、評価するための手配。採用前の健康調査。スタッフが複数の場所で働く場合

職業放射線防護は、患者の防護と合わせた総合的アプローチの中で管理する必要がある。IVR における放射線防護に責任を有する病院スタッフは、これらの手技に精通している必要がある。

### 6.2 個人被ばくモニタリング

(223) IVR における職業被ばくモニタリングには、線量限定の遵守状況の確認と職業放射線防護の最適化という、2 つの主要な目的がある。

(224) 遵守状況のモニタリングには実効線量の評価のみならず、エプロンで防護されていない腕の水晶体や末端部などの臓器が受け得るであろう線量も含める。最近の研究から、インテグレーションリストにおいて放射線に関連した水晶体線量の発生率が高いことが明らかになっており、このことは腕の水晶体の被ばくを評価する必要性を、強く示している。

(225) 委員会は IVR の線量計については、1 台はエプロンで遮蔽 (エプロン内) にする、1 台は腕でエプロン外に、という 2 台の線量計を用いるべきと報告している。これは、入手でききる優良の実効線量の推定値が得られるのみならず、腕の水晶体及び頭部への線量の合理的な指標を示すものであり、また、防護エプロンを実際に着用していたことを確認することにもつながるためである。

(226) 使用者が自身の線量計を正しい位置に設置できるよう、規程的な要素も整えるべきである。2 つの測定値の一貫した解析を行うことで、線量計を適切に使用したことを示すことができ、モニタリングシステムを確固としたものにできる。

(227) 最適化のモニタリングでは、手技の成功を損なうことなくスタッフの線量を低減するための、防護措置の効果を確認する。最適化の影響は、時間とともに、職業被ばく線量の低減となって現れてくる。APD は最適化の目的に、手技の種類の別又は手技の特定の種類の放射線被ばくの試験に、及び教育目的に有用であることが証明されている。

(228) APD 及びエリモニタリングの型式試験手順並びに校正には、IVR 手技で良く用いられる照射野を含めるべきである。これには高線量率のバルブテストでの試験も含める。

(229) 鉛メガネを着用しているときの眼の水晶体の線量を評価するためには、技術と手法を改善するために、技術と手法を改訂する必要がある。

(230) 委員会は適切な線量計を審くこと、手技により規定される正しい位置におくこと、しかも手技との遵守に関する監査を実施することを報告している。加えて、散乱放射線を継続的に評価するため、及び個人線量計のバックアップとすることのために、環境線量計が有用である。環境線量計は、特に遮蔽されていない腕の水晶体の線量など、職業被ばくの妥当な推定を行うことができるため、個人線量計の測定値と患者付注 (C-アームなど) の環境線量計の測定値を比較することは、個人線量計の異常手間の不遵守を発見するために役立つと考えら

<p>れる。防護の最適化を管理するためには、放射線被ばくが通常より高いときに警告を発し、作業関係の検出が必要となる、調査レベルを設定する必要がある。加えて、エプロン外装の線量計と手帳線量計の測定値について低線量の調査レベルを設定することも可能である。すなわち、これらの線量計の測定値が予想値を下回った場合、線量計を一貫して適切に装着していたかどうかの検出を始める。</p> <p>(231) 放射線医学に通常使用される全てのエネルギーの光子放射線について、実用値 <math>M(0.07)</math> は <math>M(3)</math> の概算として用いることができる。<math>H_1(10)</math> も同様の目的に使用できるが、光子エネルギーの平均エネルギーが 40 keV を上回る場合に限る。</p> <p>(232) 手帳の一部が X 線ビームに非常に近い、又は X 線ビーム内に直接入って来ると、手帳線量計は実際の手帳の線量を表すことができないと考えられる。</p> <p>(233) 防護エプロン又は防護台吊り下げ式のカーテンにより遮蔽されていない下肢の部分に照射される線量を、評価することを検討すべきである。</p> <p>(234) (眼の線量を含めた) 個人線量評価のための、個人の位置検知と合わせた (線量計を必要としない) 計算技術の開発を追求する。研究努力を促める必要がある。</p> <p>(235) 放射線防護プログラムには職業被ばく線量の監査、異常被ばくの調査、結果の報告及び記録、さらには適切な場合は是正措置を含める必要がある。</p>
---

### 6.3 職業放射線防護の方法及び装置

<p>(236) 患者防護のための措置は通常、同様の割合でスタックも防護する。加えて、以下の方法及び措置は職業放射線防護に特化して適用される：防護エプロンと膝、吊り下げ式のシールドと鉛メガネ、腰台吊り下げ式の鉛カーテン、患者から後に下がって距離をとる、X 線管球側よりも受検器側より近い。</p> <p>(237) 鉛ではない、スズやビスマス等の高い原子番号の高比重元素からなる複合層又は二重層の軽金属エプロンもある。光子エネルギーが全体的中で光子の減衰は大きく変動し、画像診断の範囲において変動が最も大きいことから、「鉛当量」に関してのみ減衰特性を評価すること、減衰を招くおそれがある。減衰係数は、服を使用した場合に測定するために使用する減衰に関する情報と合わせて、さらに様々な線質で得られた測定値を重み付けして規定すべきである。</p> <p>(238) 眼の防護措置を行使しない場合、通常の仕事量の職員は、線量計を必要としない場合、眼の水晶体に受けることになり、それによって長期には水晶体腫瘍が生じ得る。インターベンションナリストは作業中出来る限り、天秤吊り下げ式のシールドを活用すべきである。これ</p>
--

<p><b>6.5 防護服の保管及び品質管理</b></p> <p>(246) 防護服の購入、検査及び補修を行えるよう、十分な資源が必要である。施設では受入基準を確立して適用する必要がある。</p> <p>(247) 防護エプロンは、折りたたみ及び防護用の裏地に亀裂が入ることがあるため、折りたたんだままではならぬ。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、おじれ、異常な点がないかを目視して確認する。その受領時には、防護材料について何らかの不具合がないか、X 線検査を行い、その後は劣化がないかを毎年 1 回検査する。</p> <p>(248) 防護具の破損を避けながら洗浄するための手順書を品質保証プログラムに含め、慎重に従うべきである。</p>
<p><b>6.6 品質保証プログラム</b></p> <p>(249) 組織により包括的品質保証プログラムが確立される必要がある。このプログラムは、適切な職業被ばく制御を確保するために最も適切な放射線防護行動を維持することを旨とするべきである。このプログラムには、特に線量計の装着、防護具の着用、職業放射線防護の最適化に関連するものなど手帳に付くことを確保するための、適切な監査を含めるべきである。</p>
<p><b>6.7 教育及び研修</b></p> <p>(250) IVR に係るスタックは、品質保証プログラムの適用に関して、初期及び定期的な教育と研修を受ける必要がある。これには被ばくモニタリングと線量評価のための戦略、防護方法及び防護服を含める。</p> <p>(251) 患者の防護と IVR に係るスタックの防護には緊密な関係があることから、職業放射線防護を担当する職員、線量測定業者のスタッフ、供給業者の臨床応用の専門家及び規制当局には、一般的な放射線防護の知識のみならず、IVR の臨床業務及び使用する X 線装置の特性の知識が必要である。</p> <p>(252) IVR 施設をサポートしている医学物理士又は放射線防護の専門家は、放射線防護の最高レベルの研修を受ける必要がある。これは、彼らがインターベンションナリスト及び IVR に係るその他の医療従事者の講師として、さらに大きい責任をもっているためである (ICRP 2009)。線量測定業者のスタッフは、線量計の校正のため (例えば線質、散乱放射線場、ペナルティ放射線など)、及び異常線量値の調査において使用者と協力するために、実地臨床の背景知識を備えている必要がある。</p>

<p>らのシールドの有効性は、それらの位置と適切な使用によって左右される。</p> <p>(239) 防護のための鉛メガネを着用したとき、眼の線量は主に、インターベンションナリストの頭部の周辺組織から後方散乱した放射線によるものである。加えて、透視時にはインターベンションナリストは通常画像モニターを見ているので、眼の水晶体は側面レベルの下からくる放射線による被ばくを受け得る。したがって鉛メガネは、着用者の頭の輪郭に密にフィットしているべきである。眼の水晶体の線量は、鉛メガネを使用することで 2-7 分の 1 に低減することができる。</p> <p>(240) X 線ビーム及び患者の顔面体側に近いインターベンションナリストの手は、より高い線量を受ける。多数の手術において、天秤吊り下げ式のシールドの下端に取り付けた鉛ドレープのほか、患者にドレープ及びパッドを適用することも、術者の手の防護に有効であろう。そのようなドレープには、そこからカーテンを挿入できる目撃が付いていることがある。</p> <p>(241) 腰台から鉛カーテンが用いられられているときでも、カーテンと床面にギャップがあることで、術者の足が被ばくすることがある。これは、治療台と比較的高い位置にあるとき特に当てはまる。インターベンションナリストは、シネ又は DSA の撮影中は可能な限り、また自動注入器による造影剤注入中にも、治療台から後に下がらなければならない。</p> <p>(242) 眼の防護服の規格には、減衰の測定に使用した放射線ビームの特性を併記するべきである。様々な線質で行う測定の組合せは、その眼を使用する状況を反映させる必要がある。</p>
--

### 6.4 妊娠中の作業者の防護

<p>(243) 妊娠の初期 (妊娠が申告される前) は、通常の作業者の防護により対応する。妊娠が申告され雇用主に通知された後、胎児の追加的な防護を検討するべきである。妊娠の申告の後、妊娠中の作業者の作業条件は、例えば妊娠の残りの期間中の受胎産物の追加線量がおよそ 1 mSv を超えないようにすべきである。</p> <p>(244) 妊娠中の作業員に対する不必要な影響は避けなければならない。現在得られているデータは、妊娠中のインターベンションナリスト又はその他の作業員は、IVR 室内の手技から自動的に除外することを、正当化してはいない。</p> <p>(245) 個人線量計を 7 台使用する際は、受胎産物の線量をモニタリングするため、エプロン内の線量計を腹部に装着するべきである。線量計から個人線量当量 <math>[M(10)]</math> が 0.2 mSv/月未満を示した場合、受胎産物の等価線量は線量限度を下回ると考えられる。</p>
--

<p><b>6.8 記録</b></p> <p>(253) 職業被ばくに関する記録には、作業の内容、他の雇用主のための作業による被ばく、線量計の成績、放射線防護の教育と研修 (リフレッシュコースを含む)、被ばくモニタリングと線量評価の結果 (異常被ばく値の調査結果を含む) を含めるべきである。雇用主はスタッフに対し、それ自身の職業被ばくの記録を閲覧できるようにしなければならない。</p>
<p><b>付属書 A 放射線防護のための生物学的基盤のまとめ</b></p> <p>(A1) 放射線の生物学的影響は、組織反応 (確定的影響) 及び確率的影響 (がん及び遺伝性影響) の 2 種類にグループ分けすることができる。これらへの影響をここに簡単に記述する。放射線防護の生物学的基盤は 2007 年の勧告 (ICRP 2007a) 及びその他の ICRP 刊行物に詳述されている。</p>
<p><b>A.1 確定的影響 (有害な組織反応)</b></p> <p>(A2) 1 つの臓器又は組織中の多数の細胞が傷害されたときにのみ影響が生じる場合、その影響は、線量が一定の閾値を超えたときにのみ臨床的に認められる。この閾値の大きさは、放射線の線量率 (すなわち単位時間当たりの線量) と線エネルギー付与、被ばくする臓器又は組織、臓器又は組織の照射部位の容積、及び対象とする臨床効果により異なる。線量が閾値を超えて増加すると、その影響は急速に増加して 100% に至り (すなわちすべての被ばく者に影響が現れる)、影響の大きさは線量に伴って増加する。委員会はこれらの影響を「確定的 (組織反応) と呼んでいる。確定的影響 (組織反応) の詳細な考察及び情報は <i>Publication B3</i> (ICRP, 2007a) に記載されている。このような影響は、放射線治療及び IVR において電離放射線を照射した際に生じることがあり、特に、透視ガイド下の IVR が複雑で、透視時間が長く取得画像が多いために生じえる。</p>
<p><b>A.2 確率的影響 (がん及び遺伝性影響)</b></p> <p>(A3) 細胞生物学的分子生物学から、単一細胞における放射線による DNA 損傷は、まだ複製能をもつ形質転換細胞を生じさせることがある。細胞の修復機構は通常非常に有効であるが、僅かな確率でこの損傷が生じることがあり、必ずしも放射線とは関係しない他の作用因子の影響によって促進され、悪性の状態に至る可能性がある (発がんの影響)。この確率は低いことから、被ばくされたままの僅かな細胞のみこれが生じる。この初期損傷が体内の生殖細胞に及んだ場合、遺伝的影響が生じることがある。</p>

<p>(A4) 確率的影響の防護の場合、放射線防護の目的では単純な危険閾値なしの線量反応関係が想定され、これは現在の知識の合理的な解釈とみなされている。線量及び線量率が低いとき、その確率は単純な比例よりも著しく顕著に、線量に伴って上昇すると考えられる。高い線量であっても、確定的影響（組織反応）の閾値に近いときはこの確率はより穏やかに上昇し、細胞障害の確率的な影響により低下し始めることがある。これらの身体的および遺伝性の双方の影響は「確率的」と明記される。</p> <p>(A5) 身体的影響及び遺伝性影響に関する詳細な考察及び情報は <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) に記載されている。また、低線量での発がんリスクに関する委員会の見解は、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2005) に示されている。公衆の健康リスクについて、約 100 mGy 又はそれ未満の吸収線量に伴い発がんリスクが高まるか、又は高まらなからいかを、疫学的根拠のみに基づいて判断することはできない。危険閾値なしモデルは依然として、低線量及び低線量率での放射線防護という実用的な目的のための確実な基礎である。</p> <p>(A6) 委員会はまた、遺伝的になんにも見えない者というテーマも検討し、現在知られている情報は、この問題の意味のある定量的な判断をすることは不十分であるという暫定的な見解を <i>Publication 79</i> (ICRP, 1998) に示した。委員会は今後とも引き続き、放射線防護に対するその意図に関連して、この問題を監視していく。</p>	<p><b>A.3 子宮内照射の影響</b></p> <p>(A7) 妊娠中には放射線に関連した胚/胎児に対するリスクがあり、これは妊娠の段階と胚/胎児の吸収線量と関係している。致死的影響、奇形、中枢神経系系影響、及び白血病と小児がんといふことについて、以下に簡単に述べ、以下に簡単に述べ、以下に簡単に述べ、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2005) において詳細に評価している。</p>	<p><b>A.3.1 致死的影响</b></p> <p>(A8) 胚発生の敏感期（通常は受精後 3 週から 8 週と考えられている）には、特にその被ばく時に発生していた臓器において奇形が生じることがある。この影響の閾値は約 100 mGy である。</p>	<p><b>A.3.2 奇形</b></p> <p>(A9) 主要器官形成期（通常は受精後 3 週から 8 週と考えられている）には、特にその被ばく時に発生していた臓器において奇形が生じることがある。この影響の閾値は約 100 mGy である。</p>	<p><b>B.2 等価線量：臓器線量</b></p> <p>(B4) 吸収線量という量を実際の防護に適用する際には、線量を組織の体積にわたって平均化する。低線量の場合、特定の臓器・組織について平均化された吸収線量の値は、放射線防護の目的に照らして十分な正確さをもってその組織における確率的影響の放射線損害に関連付けることができると仮定される。</p> <p>(B5) 外部放射線の場合、平均吸収線量が臓器及び組織全体の線量の分布をどの程度表しているかは、被ばくの均一性及びその透過性に左右される。低透過性の放射線（例えば X 線からの散乱放射線）及び広く分布している組織（例えば皮膚）の場合、吸収線量の分布は非常に不均一になりえる。この場合、インターベンションの作業に携わる部門のスタッフメンバーの職業被ばくについては、臓器及び組織中の平均線量を評価する際、特別な考察が必要となる。身体の一部被ばくが極端な場合（例えば IVR における指の被ばくなど）、その組織の線量は組織反応の閾値を超えるかもしれないが、平均皮膚線量は低いままである。<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) によれば、組織反応の評価に適用すべき線量は、等価線量及び実効線量よりも、吸収線量及びその分布である。</p>	<p><b>B.3 等価線量と放射線加重係数</b></p> <p>(B6) 防護量の定義は、放射線のタイプ <math>R</math> による、特定の臓器・組織 <math>T</math> 全体の平均吸収線量 <math>D_{R,T}</math> に基づいている。そのとき、ある臓器・組織の防護量である等価線量 <math>H_T</math> は、その特定の臓器 <math>T</math> における平均吸収線量 <math>D_{R,T}</math> の、関係する全種類の放射線 <math>R</math> の加重と定義される。すなわち <math>H_T = \sum w_R D_{R,T}</math> である。</p> <p>(B7) 線量当量、等価線量及び実効線量の単位は J/kg であり、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p> <p>(B8) 放射線の種類とエネルギーに関する放射線加重係数 <math>w_R</math> は主に、様々な種類の放射線に関する低線量での生物効果からの実験結果に基づき、その数値は委員会により割り当てられている。光子と <math>\beta</math> 線照射の場合、<math>w_R</math> は「1」の値をとる。より重い荷電粒子、陽子、アルファ粒子、重イオン及び中性子の場合は最大で「20」の値をとる。</p>	<p><b>B.4 実効線量及び組織加重係数</b></p> <p>(B9) 実効線量、<math>E</math> は、以下のように組織等価線量の加重平均により定義される：</p> $E = \sum w_T H_T = \sum w_T \sum w_R D_{R,T}$
--	---	---	--	---	---	--

<p><b>A.3.3 中脳神経系</b></p> <p>(A10) <i>Publication 84</i> (ICRP, 2000a) では、中枢神経系は特に、受精後 8~25 週間に放射線の影響を受けやすいと示されている。100 mGy 未満の胎児線量では、知能指数の低下は臨床的に確認できない。これと同じ期間に、約 1 Gy の胎児線量によって重度神経遅滞の確率が高くなる。受精後 8~15 週に最も影響を受けやすく、妊娠 16~25 週には低くなる。</p>	<p><b>A.3.4 白血球及び小児がん</b></p> <p>(A11) 成人と小児の両方において、放射線によって白血球及び多くのがん種の発生が増えることが示されている。胚/胎児ががんの影響を受けやすくなるのは、ほとんどの妊娠期間を通じて小児とほぼ同じであると想定されている（すなわち全体としての集団の約 3 倍）。</p> <p>(A12) 妊娠中の患者が電離放射線を用いた診断検査、IVR 及び放射線治療を受ける際、及び妊娠中のスタッフが IVR に従事する際には、上記の影響を考慮することが重要である。患者の治療と、特定の放射線を用いた手段に伴う胚/胎児の健康への有害な影響の可能性の間のバランスをとる必要がある。</p>	<p><b>付属書 B 数量及び単位</b></p> <p>(B1) 放射線防護体系の実施には、個人の被ばく線量を評価する必要がある。防護量は、確率的影響の発生を容認できないレベル未満に維持し、また組織反応の回避を確保するため、被ばくの問題を指定する目的で使用される。</p>	<p><b>B.1 吸収線量、<math>D</math></b></p> <p>(B2) 吸収線量は、電離放射線により一定質量の物質に与えられた平均エネルギーを、その質量で除した値、と定義される。吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量は、そのための一次標準が存在する測定可能な量である。</p> <p>(B3) 国際単位系では、吸収線量の単位は J/kg で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>	<p>ここで <math>w_T</math> は、組織 <math>T</math> の組織加重係数である。</p> <p>(B10) 確率的影響の発生に対し感受性があると考えられる人体のすべての臓器・組織にわたって合計する。組織加重係数は年齢と性別について平均化され、男性及びすべての年齢の集団に線量として適用するように意図される。</p> <p>(B11) 実効線量の単位は J/kg、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。その単位は等価線量と実効線量、並びに一部の有用線量と関連しても同じである。どの線量を用いているか、常に明記するよう注意しなければならぬ。</p>	<p><b>B.5 損害及び損害で調整された名目リスク係数</b></p> <p>(B12) 放射線による損害とは、あるグループが放射線源に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体を数値化するために用いられる概念であり、致死がんの発生率、非致死がんの加重された発生率、重要な遺伝性影響の加重された発生率、及び、害が発生した場合の寿命短縮期間を考慮する。</p> <p>(B13) 損害は名目リスク係数を用いて決定される。全損害は、身体の各組織・臓器に関する損害の合計である。</p> <p>(B14) 放射線源発がんリスク及び遺伝的影響に関する情報から、委員会、成人（作業員）に関する損害で調整された発がんリスクの名目確率係数を改訂し、<math>4.1 \cdot 10^{-5} \text{ Sv}^{-1}</math> とすることを提案している (ICRP, 2007a)。遺伝性リスクについては係数は <math>0.11 \cdot 10^{-5} \text{ Sv}^{-1}</math> とされ、以前に <i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) で報告されていた成人に関する係数から 8 分の 1 に大きく引き下げられた。</p> <p>(B15) 防護体系の単純性と堅牢性のため、委員会は、名目リスク係数は男女で、また被ばく時の年齢に關しても顕著な差があるという認識の下、個々の個人に対してではなく（この場合は成人作業員の）全集団に適用すべきであるという方針を固守している。委員会は依然として、全体の致死リスク係数である <math>5\% \text{ Sv}^{-1}</math> は、放射線防護の基準において適当であると考えている。</p>	<p><b>B.6 実効線量</b></p> <p>(B16) 等価線量と実効線量は人体の組織中で直接測定することができない。したがって防護体系には、測定が可能で、線量と実効線量が評価できる実用量が含まれている (ICRP, 2007a)。放射線モニタリングに用いる線量計及び測定器は、これらの実用量で校正される。IVR に関連する実用量を以下に要約する。詳細は <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) の付属書 B に記述されている。</p>
---	--	--	---	---	--	---

<p>(A4) 確率的影響の防護の場合、放射線防護の目的では単純な危険閾値なしの線量反応関係が想定され、これは現在の知識の合理的な解釈とみなされている。線量及び線量率が低いとき、その確率は単純な比例よりも著しく顕著に、線量に伴って上昇すると考えられる。高い線量であっても、確定的影響（組織反応）の閾値に近いときはこの確率はより穏やかに上昇し、細胞障害の確率的な影響により低下し始めることがある。これらの身体的および遺伝性の双方の影響は「確率的」と明記される。</p> <p>(A5) 身体的影響及び遺伝性影響に関する詳細な考察及び情報は <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) に記載されている。また、低線量での発がんリスクに関する委員会の見解は、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2005) に示されている。公衆の健康リスクについて、約 100 mGy 又はそれ未満の吸収線量に伴い発がんリスクが高まるか、又は高まらなからいかを、疫学的根拠のみに基づいて判断することはできない。危険閾値なしモデルは依然として、低線量及び低線量率での放射線防護という実用的な目的のための確実な基礎である。</p> <p>(A6) 委員会はまた、遺伝的になんにも見えない者というテーマも検討し、現在知られている情報は、この問題の意味のある定量的な判断をすることは不十分であるという暫定的な見解を <i>Publication 79</i> (ICRP, 1998) に示した。委員会は今後とも引き続き、放射線防護に対するその意図に関連して、この問題を監視していく。</p>	<p><b>A.3 子宮内照射の影響</b></p> <p>(A7) 妊娠中には放射線に関連した胚/胎児に対するリスクがあり、これは妊娠の段階と胚/胎児の吸収線量と関係している。致死的影響、奇形、中枢神経系系影響、及び白血病と小児がんといふことについて、以下に簡単に述べ、以下に簡単に述べ、以下に簡単に述べ、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2005) において詳細に評価している。</p>	<p><b>A.3.1 致死的影响</b></p> <p>(A8) 胚発生の敏感期（通常は受精後 3 週から 8 週と考えられている）には、特にその被ばく時に発生していた臓器において奇形が生じることがある。この影響の閾値は約 100 mGy である。</p>	<p><b>A.3.2 奇形</b></p> <p>(A9) 主要器官形成期（通常は受精後 3 週から 8 週と考えられている）には、特にその被ばく時に発生していた臓器において奇形が生じることがある。この影響の閾値は約 100 mGy である。</p>	<p><b>B.2 等価線量：臓器線量</b></p> <p>(B4) 吸収線量という量を実際の防護に適用する際には、線量を組織の体積にわたって平均化する。低線量の場合、特定の臓器・組織について平均化された吸収線量の値は、放射線防護の目的に照らして十分な正確さをもってその組織における確率的影響の放射線損害に関連付けることができると仮定される。</p> <p>(B5) 外部放射線の場合、平均吸収線量が臓器及び組織全体の線量の分布をどの程度表しているかは、被ばくの均一性及びその透過性に左右される。低透過性の放射線（例えば X 線からの散乱放射線）及び広く分布している組織（例えば皮膚）の場合、吸収線量の分布は非常に不均一になりえる。この場合、インターベンションの作業に携わる部門のスタッフメンバーの職業被ばくについては、臓器及び組織中の平均線量を評価する際、特別な考察が必要となる。身体の一部被ばくが極端な場合（例えば IVR における指の被ばくなど）、その組織の線量は組織反応の閾値を超えるかもしれないが、平均皮膚線量は低いままである。<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) によれば、組織反応の評価に適用すべき線量は、等価線量及び実効線量よりも、吸収線量及びその分布である。</p>	<p><b>B.3 等価線量と放射線加重係数</b></p> <p>(B6) 防護量の定義は、放射線のタイプ <math>R</math> による、特定の臓器・組織 <math>T</math> 全体の平均吸収線量 <math>D_{R,T}</math> に基づいている。そのとき、ある臓器・組織の防護量である等価線量 <math>H_T</math> は、その特定の臓器 <math>T</math> における平均吸収線量 <math>D_{R,T}</math> の、関係する全種類の放射線 <math>R</math> の加重と定義される。すなわち <math>H_T = \sum w_R D_{R,T}</math> である。</p> <p>(B7) 線量当量、等価線量及び実効線量の単位は J/kg であり、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p> <p>(B8) 放射線の種類とエネルギーに関する放射線加重係数 <math>w_R</math> は主に、様々な種類の放射線に関する低線量での生物効果からの実験結果に基づき、その数値は委員会により割り当てられている。光子と <math>\beta</math> 線照射の場合、<math>w_R</math> は「1」の値をとる。より重い荷電粒子、陽子、アルファ粒子、重イオン及び中性子の場合は最大で「20」の値をとる。</p>	<p><b>B.4 実効線量及び組織加重係数</b></p> <p>(B9) 実効線量、<math>E</math> は、以下のように組織等価線量の加重平均により定義される：</p> $E = \sum w_T H_T = \sum w_T \sum w_R D_{R,T}$
--	---	---	--	---	---	--



**B.7 線量当量及び線質係数**

(B17) 線量当量は、組織中のある点における  $D$  と  $Q$  との積として定義される。ここで  $D$  は吸収線量、また  $Q$  はその点における特定の放射線の線質係数であり、次の式で表される： $H=QD$ 。透視ガイド下の介入における放射光子のエネルギ一範囲において、 $Q$  は [1] の値を取る。

**B.8 線源モニタリングに対する実用量**

(B18) 線源モニタリングの実用量は、周辺線量当量  $H(10)$  と方向  $\Omega$  における方向性線量当量  $H'$  (0.07,  $\Omega$ ) である。周辺線量当量は、整列場の方向と反対の半径スケトル上の深さ 10mm における ICRU 球体内の対応する放射線と整列場によって生成される放射線場内の 1 点における線量当量である。周辺線量当量の単位は J/kg。また特別な名称はシーベルト (Sv) である。

**B.9 個人モニタリングに対する実用量**

(B19) 個人モニタリングの実用量は個人線量当量  $H_p(d)$  であり、これは人体のある特定点の、ある適切な深さ  $d$  (mm 単位) における ICRU 軟組織中の線量当量である。この特定点は、通常、個人線量計を装着している部位とされる。

(B20) 実効線量のモニタリングには実用量  $H_p(d)$  が用いられる。皮膚及び手足に対する線量の評価には、個人線量当量  $H_p(0.07)$  が用いられる。

(B21) 眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ  $d=3$  mm が適当である。ただし実際は多くの国で、 $H_p(3)$  に関する線量計の校正は実施されていないが、光子放射線の同じモニタリング目的に  $H_p(0.07)$  を使用でき、これは IVR にも適用される。

**脚注**

ICRP Publication 139 の脚注：IVR における職業放射線防護。[Ann. ICRP 47 (2), 2018] DOI: 10.1177/0146645317750356.

付属書 B, B9 項, p.116 にて以下の脚注が確認された：

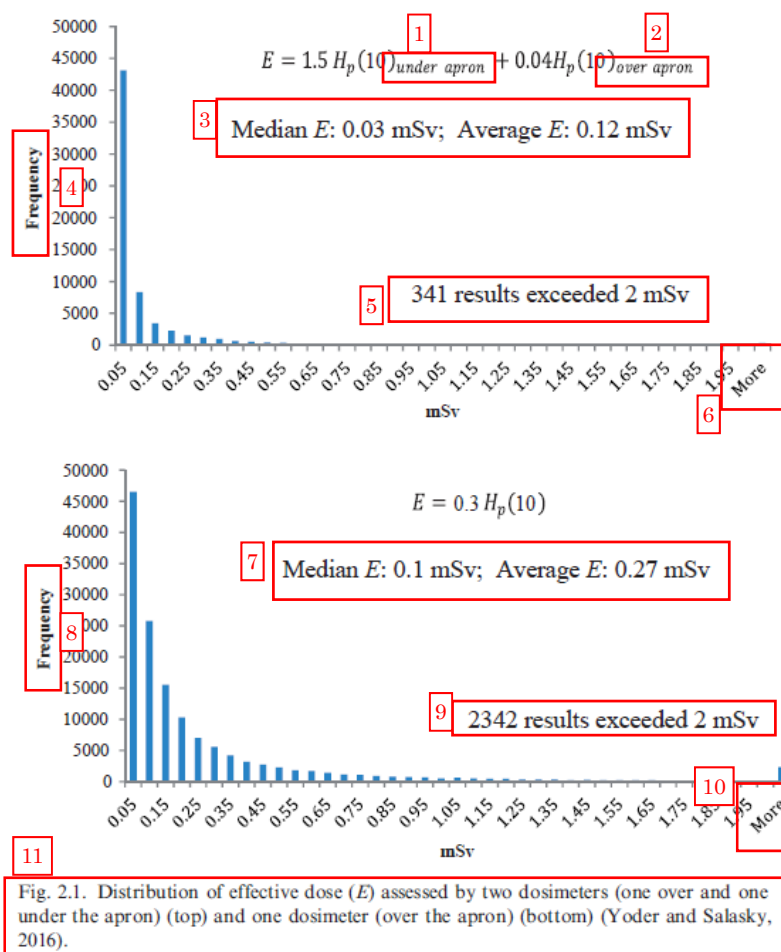
$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R D_{T,R}$$

実効線量の式において、2 つめの総和は  $T$  ではなく  $R$  とすべきである。

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_{R,T} D_{T,R}$$

ICRP は、この脚注によりご迷惑をおかけし、混乱を招きましたこととお詫び申し上げます。

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication139 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- ① エプロン内
- ② エプロン外
- ③ 中央値  $E$  : 0.03 mSv 平均値  $E$  : 0.12 mSv
- ④

頻度

⑤

341 件の結果が 2 mSv を超えた

⑥

それ以上

⑦

中央値 E : 0.1 mSv 平均値 E : 0.27 mSv

⑧

頻度

⑨

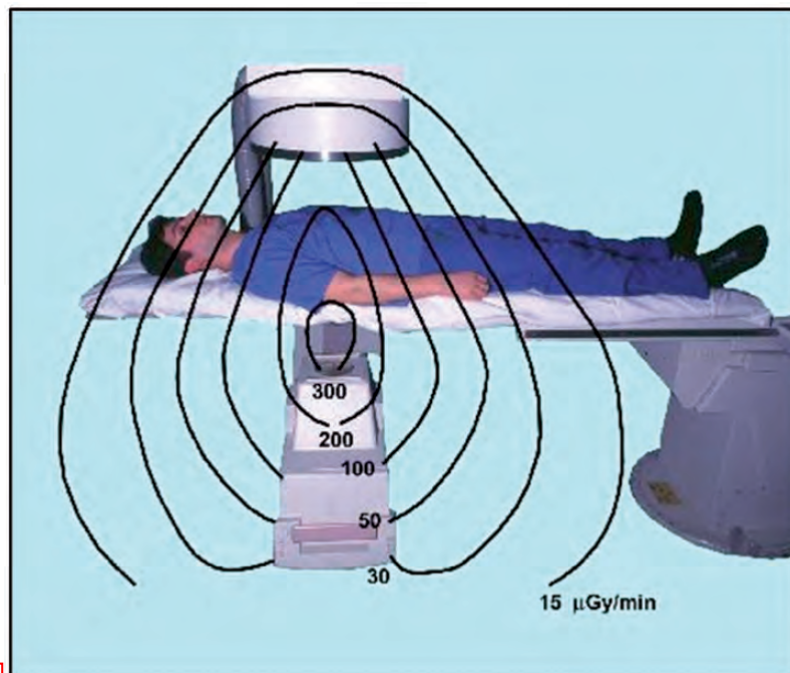
2342 件の結果が 2 mSv を超えた

⑩

それ以上

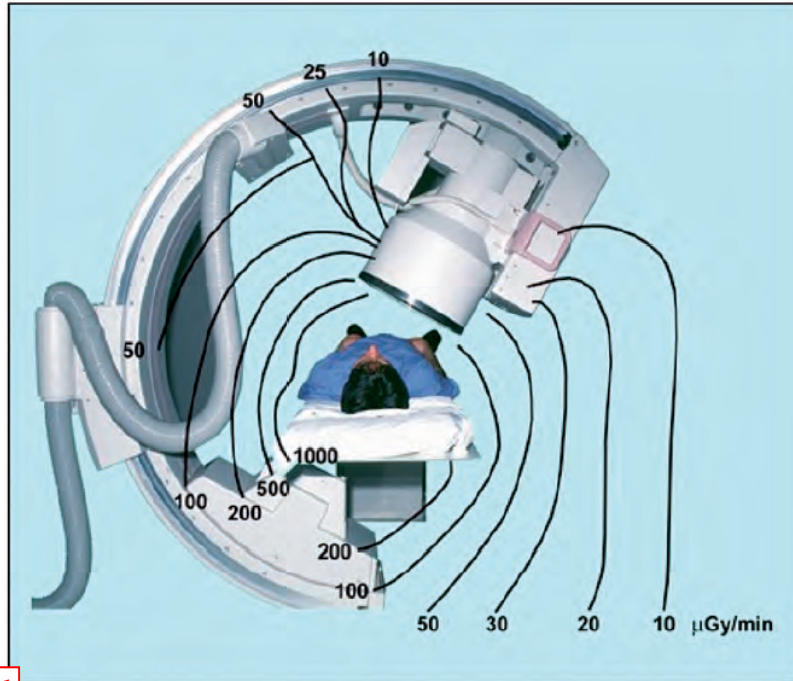
⑪

図 2.1 2 台個の線量計 (1 台個はエプロン外, 1 台個はエプロン内) で評価した実効線量 (E) の分布 (上図) と, 1 台個の線量計 (エプロン外) で評価した実効線量の分布 (下図) (Yoder and Salasky, 2016)



1 Fig. 5.1. Air kerma rate distribution from an undercouch x-ray tube (Whitby and Martin, 2003) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

①  
図 5.1 アンダーチューブ型 X 線システムの X 線管からの空気カーマ率分布 (Whitby and Martin, 2003) (British Journal of Radiology より許可を得て再掲)



1

Fig. 5.2. Air kerma rate distribution around interventional x-ray unit with angled tube (Whitby and Martin, 2003) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

①図 5.2 X 線管が傾斜する IVR 用 X 線装置周囲の空気カーマ率分布 (Whitby and Martin, 2003) (British Journal of Radiology より許可を得て再掲)

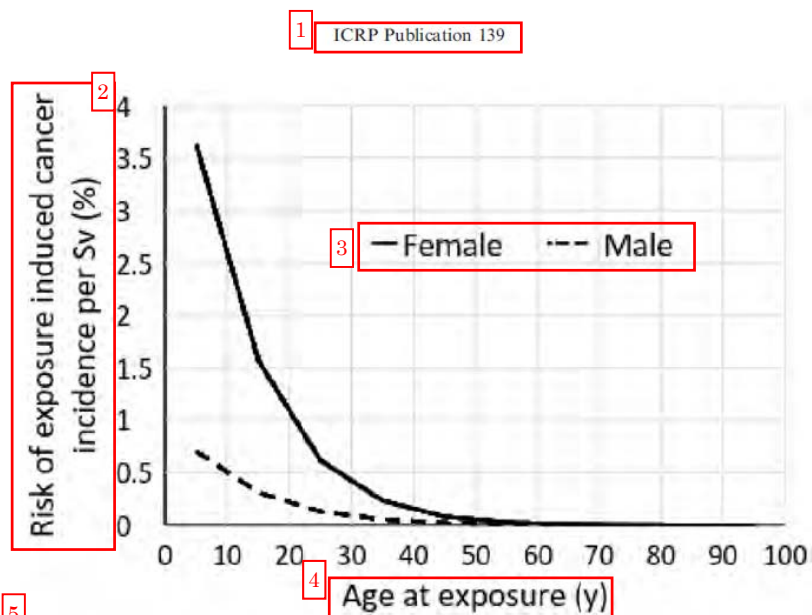


Fig. 5.3. Risk of exposure-induced incidence of thyroid cancer per sievert of thyroid equivalent dose based on data for the International Commission on Radiological Protection composite population defined in *Publication 103* (ICRP, 2007a).

①

ICRP Publication 139

②

1 Sv 当たりの被ばく誘発性発がんリスク (%)

③

女性

男性

④

被ばく時年齢 (歳)

⑤

図 5.3 甲状腺等価線量 1 シーベルト当たりの被ばく誘発性甲状腺がんリスク。*Publication 103* (ICRP, 2007a) に規定されている国際放射線防護委員会-混合集団のデータに基づく。

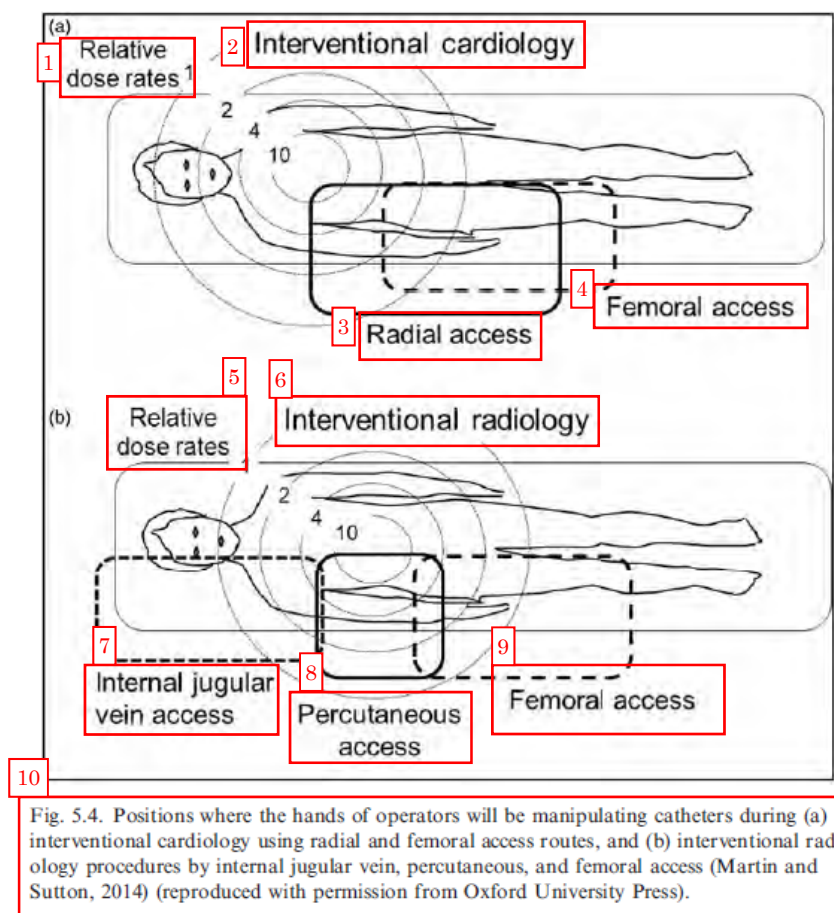


Fig. 5.4. Positions where the hands of operators will be manipulating catheters during (a) interventional cardiology using radial and femoral access routes, and (b) interventional radiology procedures by internal jugular vein, percutaneous, and femoral access (Martin and Sutton, 2014) (reproduced with permission from Oxford University Press).

- ① 相対線量率
- ② 心血管インターベンション
- ③ 橈骨動脈アクセス
- ④ 大腿動脈アクセス
- ⑤ 相対線量率
- ⑥ IVR
- ⑦

内頸静脈アクセス

⑧

経皮的アクセス

⑨

大腿動脈アクセス

⑩

図 5.4 カテーテルを操作している術者の手の位置。(a) 橈骨動脈及び大腿動脈アクセス経路による心血管インターベンション (b) 内頸静脈, 経皮的及び大腿動脈アクセスによる IVR (Martin and Sutton, 2014) (Oxford University Press から許可を得て再掲)。





Fig. 5.5. Position of the hands for manipulation of catheters for procedures undertaken with a femoral access (Whitby and Martin, 2005) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

①  
図 5.5 大腿動脈アクセスによる手技のためカテーテルを操作している手の位置 (Whitby and Martin, 2005) (British Journal of Radiology から許可を得て再掲)



Fig. 5.6. Examples of the positions of the hands for percutaneous and internal jugular vein access routes (Whitby and Martin, 2005) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

②  
図 5.6 経皮的及び内頸静脈アクセス経路に関する手の位置の例 (Whitby and Martin, 2005) (British Journal of Radiology から許可を得て再掲)

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 139 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

1 Table 4.1.  $\alpha$  and  $\beta$  values [adapted from Järvinen et al. (2008)] of the algorithms that best meet the criteria of no underestimation and minimum overestimation for the typical geometries, and an algorithm based on *Publication 103* (ICRP, 2007a) weighting factors for effective dose.

Algorithm	2 With thyroid shielding		3 Without thyroid shielding	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
Swiss Ordinance (2008)	1	0.05	1	0.1
McEwan (2000)			0.71	0.05
Von Boetticher et al. (2010)	0.79	0.051	0.84	0.100

5 Table 5.1. Representative exposures for the technician or pharmacist preparing a typical patient administration, and for the physician implanting the prepared dose (adapted from SIRTEX, 2016).

		6 Trunk (mSv)	7 Lens of the eye (mSv)	9 Hands (mSv)
Pharmacist	$H_p(0.07)$	0.027	0.026	0.35
	$H_p(10)$	0.003	0.004	
Interventionalist	$H_p(0.07)$	0.038	0.12	0.32
	$H_p(10)$	0.004	0.054	
Radiation safety officer	$H_p(0.07)$	<0.02	0.04	0.2
	$H_p(10)$	0.01	0.017	

11 Table 5.2. Typical ambient dose equivalent rates 6 h after implantation of 2 GBq  $^{90}\text{Y}$  activity for different distances (adapted from SIRTEX, 2016).

Distance from the source	Ambient dose equivalent rate
0.25 m	18.8 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
0.5 m	9.2 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
1 m	1.5 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
2 m	0.4 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
4 m	<0.1 $\mu\text{Sv h}^{-1}$

①

表 4.1  $\alpha$  及び  $\beta$  値 [Järvinen et al. (2008) より引用] は, 典型的ジオメトリーについて過小評価がなく過大評価が最低限度であるという基準を満たしたアルゴリズムの値と, *Publication 103* (ICRP, 2007a) による実効線量の加重係数に基づくアルゴリズムの値である。

②

甲状腺の遮蔽あり

③

甲状腺の遮蔽なし

④

アルゴリズム

Swiss Ordinance (2008)

McEwan (2000)

Von Boetticher et al. (2010)

⑤

表 5.1 典型的な患者投与薬を調製している技術者又は薬剤師, 並びに調製された線量を注入している医師に関する, 代表的な被ばく (SIRTEX, 2016 より引用)。

⑥

体幹 (mSv)

⑦+⑧

眼の水晶体 (mSv)

⑨

手 (mSv)

⑩

薬剤師

インターベンショナリスト

放射線安全担当者

⑪

表 5.2 2 GBq の  $^{90}\text{Y}$  放射能を注射して 6 時間後の様々な距離における典型的な周辺線量当量率 (SIRTEX, 2016 より引用)。

⑫

線源からの距離

⑬

周辺線量当量率

この報告物は、令和2年3月時点のICRP Publication 124 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会の用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。ドラフトからの引用を赤【事務局】

**さまざまな被ばく状況における防護**

**編訳**

**環境放射線防護の10年**

国際放射線防護委員会 (ICRP) が環境の防護を取り扱った最初の刊行物である *Publication 91* (ICRP, 2003) の発行からもうすぐ10周年という折に本報告書が発行されることになったのは、なんともいえないインパクトがあった。これはまた、2003年にストックホルム会議で開催された「環境放射線の影響から環境の防護に関する国際会議」からも、10年の節目にあたる。ストックホルム会議の主目的は、環境放射線に起因する影響からの環境の防護に一貫性のある政策がとられるよう促すことだった。過去10年にわねわねとだけ長い道のりを越えてきたかを十分に理解するために、ストックホルム会議の結論を簡単に振り返ることには価値がある。

同会議の主な結論は、飛塵-α放射線物質の排出を管理する本アプローチを強化するために、明確にヒト以外の生物種の防護を考慮の対象とするいくつかの国際イニシアチブを開始するべき時機が到来した (IAEA, 2009) ということだった。これを明示する形で、ストックホルムに会した国際的専門家集団は、ICRP を含むいくつかの国際機関に以下のような謝辞を表明した。

1. 原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) は、環境放射線防護の分野での今後の国際的努力において信頼できる科学的基盤として利用できるよう、環境放射線の影響および防護に関する研究の成果を提供し続けてきたべきである。
2. ICRP は、ヒト以外の生物種の防護のための個別の勧告を含め、放射線防護に関する勧告を引き続き行うべきである。
3. 国際原子力機関 (IAEA) は、人間だけでなく、環境を構成するヒト以外の要素も適切に防護されるように、国際基準およびそれが世界中で適用される仕組みを含め、放射性物質の継続的な環境への排出を制限するための適切な国際的取り組みを確立するべきである。IAEA はこのテーマで国際会議を開催することにより、引き続き情報交換を促すべきである。

その後の期間に、UNSCEAR は環境放射線の影響に関する付属文書を発行した (United Nations, 2008)。ICRP も一連の報告書が発行したが、これについては後で詳しく記述する。また IAIA は他の国際機関と共に、人間と環境を環境放射線の影響から防護するという基本的安全目標の適合要件を定める国際基本安全基準を改訂した (IAEA, 2011)。

その他にも、特に国際放射線防護委員会が推進する作業 (IUR, 2012) など、国内および国際レベルの努力が環境防護体系の発展のプロセスを促した。欧州委員会主導する FASSET (Larsson, 2004) と ERICA (Larsson, 2008)、米国エネルギー省の生物用線量評価委員会 (US Department of Energy, 2002) も大いに貢献した。

2003年における放射線防護体系は、環境に関しては、現時点で望ましいとされるレベルの人間の防護に必要な種別管理の基準は他の生物種よりもリスクに曝されていないことを保証するとの信念をそのまま踏襲していた (ICRP, 1991)。ICRP は *Publication 91* (ICRP, 2003) の中で、この体系は人間の生活圏を間接的に防護しているが、環境放射線によりあらゆる生命体を受けける影響とその防護について研究するために、より包括的なアプローチを開発するべきであることを見出した。同刊行物はさらに環境防護の原則を特定し、標準値および標準動物のアプローチに基づいてヒト以外の生物種への環境放射線の影響を評価する枠組みを提案した。

2007年のICRP勧告 (ICRP, 2007) は、植物相と動物相を含めた環境防護をより明瞭に取り上げるために、防護体系を強制的に配列した。これらの勧告は環境防護の目的を念頭に、提案された標準動物および標準植物 (RAP) の基礎を説明している。これはさまざまな環境 (遊牧、遊牧、淡水域、海水域) における代表的な動物の仮想的な実体の小さなセットで、環境放射線の被ばくと影響を評価するための体系的なアプローチの基盤をなす。

RAP の概念と使用については *Publication 108* (ICRP, 2008) の中でより詳しく取り上げており、本書にはこれら実体について想定された生態、線量評価、利用できる影響データベースが含まれる。また、それぞれの RAP について一連の誘導考慮参考レベル (DCRL) が、潜在的または実際の放射線影響のレベルを評価するための数値的指標として、また意思決定における参考情報の1つとして提供された。これらの値は、考慮の対象となる動物の個体群の構成にならなからかの影響を与えうるものについて、一定の影響が認められる線量範囲 (バンド) と定義された。2009年に発行された *Publication 114* (ICRP, 2009) では、RAP のセットについて移行パラメータが提供された。

ICRP の第4委員会と第5委員会の合同の努力の成果である本報告書は、環境防護に関する一連のICRP勧告を補強し、その適用のために追加的なガイダンスを提供している。そして動物相への潜在的影響評価を既存の放射線防護体系の中に組み込んでいる。特に、標準化プロセスの一環として、最善の管理の選択に基づく可能性を最小化するために進行制御の材料とすることができ、通常の運転中は、このアプローチにより、現実的な環境への配慮を潜在被ばくの可能性を最小化するために進行制御の材料とすることができ、通常の運転中は、このアプローチにより、日常的な評価と監視のプロセスの一部として植物相と動物相の放射線防護レベルの明示的な確認が可能となる。またこのアプローチでは、過去の行為や事故の結果である既存被ばくの解決策を構築するために、動物相との影響を情報に基づく方法で評価し管理できる。さらにもっと重大な緊急事態が動物相に与える影響の重大さを通過評価できる。このように、このアプローチはあらゆる被ばく状況においてより明示的な形で環境防護を考慮し入れることを可能とし、環境資源をよりよく管理する各論的な基盤を提供する。

**ICRP 存続勧告の発行を継続した。**

Elsevier 社から SAGE 社への移行は競争プロセスの帰結であり、両社の高い職業意識のおかげでほとんど何も変更なく行われた。これは Elsevier 社を離れる動きというより、SAGE 社に向かう動きで、Elsevier 社とは非常に良い関係を保っている。既知の本号を引けば、出版社が変わったからといって自立した形式の変更はないと実行されるだろうし、今後予定される変更もない。種々なスタイルの変化が見受けられるとしても、これらは近年にあった他の小さな変化と何ら違いはない。ICRP は SAGE 社との新しい協力関係により、放射線防護に関心を持つ人々にとってICRPのガイダンスと勧告をより利用しやすいと見つけていくことを期待している。

DIEGO M. TELFERIA  
CAROL A. ROBINSON  
CHRISTOPHER H. CLEMENT  
ICRP 科学秘書  
編集長

**さまざまな被ばく状況における環境防護**

ICRP Publication 124

2013年4月に主委員会により承認

**抄録** 本報告書において、委員会は環境防護の枠組みおよびこれを委員会の防護体系の中でいかに適用するべきかを説明する。本報告書は、自然環境中の動物相 (生物相) の防護に際して委員会が環境防護の目標について、またいかにして、標準動物および標準植物 (RAP) の使用や生息環境に関する通常のバックグラウンド自然放射線レベルを超える線量と放射線の影響を関係づける RAP の誘導考慮参考レベル (DCRL) を使い、さまざまな潜在的被ばく経路を通じて、これら目標を達成できるのかについて議論を展開する。報告書はそれ勧告が適用されるさまざまなタイプの被ばく状況、環境防護に関する重要な原則、及び、さまざまな被ばく状況に応じた適切な努力のレベルの情報を提供する。また、ICRP に基づく参考値を使用するについて説明する。さまざまな形の環境防護の目的を達成するために委員会勧告を実施するには、地産固有の代表的生物の使用要件や、またこれらをどのように参考値と比較するかについて、さらなる勧告が行われる。また、特に他の関係

**さまざまな被ばく状況における防護**

**編訳**

**環境放射線防護の10年**

国際放射線防護委員会 (ICRP) が環境の防護を取り扱った最初の刊行物である *Publication 91* (ICRP, 2003) の発行からもうすぐ10周年という折に本報告書が発行されることになったのは、なんともいえないインパクトがあった。これはまた、2003年にストックホルム会議で開催された「環境放射線の影響から環境の防護に関する国際会議」からも、10年の節目にあたる。ストックホルム会議の主目的は、環境放射線に起因する影響からの環境の防護に一貫性のある政策がとられるよう促すことだった。過去10年にわねわねとだけ長い道のりを越えてきたかを十分に理解するために、ストックホルム会議の結論を簡単に振り返ることには価値がある。

同会議の主な結論は、飛塵-α放射線物質の排出を管理する本アプローチを強化するために、明確にヒト以外の生物種の防護を考慮の対象とするいくつかの国際イニシアチブを開始するべき時機が到来した (IAEA, 2009) ということだった。これを明示する形で、ストックホルムに会した国際的専門家集団は、ICRP を含むいくつかの国際機関に以下のような謝辞を表明した。

1. 原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) は、環境放射線防護の分野での今後の国際的努力において信頼できる科学的基盤として利用できるよう、環境放射線の影響および防護に関する研究の成果を提供し続けてきたべきである。
2. ICRP は、ヒト以外の生物種の防護のための個別の勧告を含め、放射線防護に関する勧告を引き続き行うべきである。
3. 国際原子力機関 (IAEA) は、人間だけでなく、環境を構成するヒト以外の要素も適切に防護されるように、国際基準およびそれが世界中で適用される仕組みを含め、放射性物質の継続的な環境への排出を制限するための適切な国際的取り組みを確立するべきである。IAEA はこのテーマで国際会議を開催することにより、引き続き情報交換を促すべきである。

その後の期間に、UNSCEAR は環境放射線の影響に関する付属文書を発行した (United Nations, 2008)。ICRP も一連の報告書が発行したが、これについては後で詳しく記述する。また IAIA は他の国際機関と共に、人間と環境を環境放射線の影響から防護するという基本的安全目標の適合要件を定める国際基本安全基準を改訂した (IAEA, 2011)。

**本報告書は環境放射線防護のアプローチの開発における重要な道標だが、その発行が終極点ではないと指摘しておくべきである。ICRP の枠組みとその適用は科学者からの今後の新情報に開かれている。実際、ICRP は、環境防護が複雑な問題であり、この枠組みが関連するすべての問題を即時解決するとは期待できなことを承認している。何となく、人間の放射線防護体系が現在の発展状態に達することは、40年近くを要したものである。このアプローチは将来の科学的研究活動に窓口を与え、問題の優先付けを助ける仕組みの構築に役立つことが期待される。その強みは、ヒト以外の生物種への放射線影響を評価し管理するための出発点となり、将来、RAP 概念の拡大または代替案の必要性を分析する上で具体的な参考となることである。**

この枠組みを開発する上で、ICRP は一連の内外の期待と推進力の間の難い取組りをうまく行ってきた。外部状況については、特に早い段階では、放射線防護連字会のメンバーの間でも懸念は種々な見解に異なるとし、その適用によって適切な資源の最適利用が容易になり、水事によって既に防護されておる、既存の施設は通常の状態より裏付けられたきたのだから、既存の放射線防護体系を変える必要は全くないとの意見が多かった。変化に向かう主要な推進力となったのは、1990年代以降、経済発展と環境保護に公平に配慮する必要性について社会の認識が高まり、これを反映して、たとえば、保全、持続可能性、生物多様性に関する正式な国際および国内の法規定が確立されたことである。この流れの中で、ICRP は、環境放射線防護の形成に促されたのである。

この作業に取り組むに当たって、ICRP はまたいくつかの内部の条件を明確にした。これは特筆に値する。中でも、植物相と動物相への影響の評価も求め、環境防護の枠組みはリスクのレベルに見合ったものとし、その適用によって適切な資源の最適利用が容易になり、不必要な努力の浪費を避けられるべきとされている。ICRP はまた、そのアプローチが既存の放射線防護体系や現在使われている他の環境リスク評価方法の両方と併用できるようにするべきと考えた。最終的に、ICRP は現在のレベルの科学的知見を最大限に活用することに基づき、その後新しい情報を収集してアプローチに組み込むよう方法を開発することになった。

近未来の10年間を振り返る本報告書によつて、国際・国内基準の整備を進める任務を負う国際機関は、より明確な形で環境を考慮し入れるための実証的ガイダンスと基盤を整備の準備を与えられ、これが最終的には放射線防護体系を強化するだろう。

話は全く変わりますが、本 *ICRP 刊行物* は SAGE UK 社から出版される最初の勧告である。1928年から1969年まで、ICRP の報告書は、ICRP の前身である「国際X線放射線防護委員会」の名の下で発行されたものを含め、論文として、あるいは他の機関によりICRP に代わって出版された。後に *Publication 91* (ICRP, 1999) として知られるようになったものは、ICRP によって *Publication 24* を *ICRP 刊行物* の第1巻1号とした版されたものである。最終的には、ICRP は1977年に定期刊行物形式に移行し、*Publication 24* が *ICRP 刊行物* の第1巻1号とした版された (ICRP, 1977)。2004年に *Publication 24* は Elsevier 社に買収されたが、同社が数年にわたって、*Publication 229* (ICRP, 2013) までの

当事者や利害関係者とのコミュニケーションについて、追加的な情報を提供した。遵守に関しては生じうる問題も検討し、最終章では、今日までは委員会が全体としてこの分野に関する作業をどれだけ行ってきたかを取り上げる。付属書 A と B は RAP に関する数値情報を提供している。付属書 C は大型工業区画とその活動に関する現在適用されている各種の既存の環境防護法則の形式、そして区域から発生するさまざまな脅威からこうした野生生物を守るためのさまざまな方法を取り上げる。

©2014 ICRP 発行元：SAGE 社

サウーグード：放射線、被ばく状況、環境防護、生物相

ICRP に協力した執筆者  
R.J. PENTREATH, J. LOCHARD, C.M. LAJSSON, D.A. COOL, P. STRAND,  
J. SHIMMONDS, D. COPPLESTONE, D. OUGHTON, E. LAZO

## 序文

2010 年の蘇州（中国）で開かれた会合において、主委員会は、ICRP の環境防護のアプローチについて第 4 委員会および第 5 委員会に報告する新しいタスクグループの設置を承認した。この取り組みがなされたのは、*Publication 105* (ICRP, 2007) の中では *Publication 91* (ICRP, 2003) を受けて新しい環境防護要件が示されたが、*Publication 105* (ICRP, 2008) を受けて、批准された ICRP の枠組みが全体として整合する形で確立することを明確に示す必要が生じたからである。これは将来、既存または予定される規制の特長の中で、もっとも実用的な助言を提供しうることを明確に伝える上で不可欠だった。

また、*Publication 91* と *105* (ICRP, 2003, 2008) がいずれも委員会の環境防護の目的の根幹にある倫理観、価値観、そして現在の科学的基盤について説明しているとはいえない。さらに、これら新たな領域が委員会の正当化、最適化、そして線量限度の適用の原則に関する長年の考察の一環をなすことを説明する必要があると思われる。

タスクグループのメンバーは以下のとおりである。

R.J. Pentreath (議長) D. Copplestone P. Strand  
J. Lechard (副議長) C.M. Larsson M. Watanabe  
D.A. Cool J. Simmonds

書では委員会の環境防護の枠組みと、これをいかに主委員会の防護体系に適用するべきかを説明する。

(b) 環境防護に関する委員会の目標は、生物相に与える有害な放射線影響の程度を、生物多様性の維持、種の保全、また自然生息地、群集、生態系の健全性と状態に与える影響が軽減できる程度まで防止もしくは減少させることである。したがって、最も関連性の高い生物学的エンドポイントには、個体群のサイズや構成に変化をもたらすものである。生物相の広大な多様性とその予想される放射線への反応のため、信頼できる体系には、個体群の基本的要素を互いに結びつけるなんらかの検証可能な手掛かりを提供する。あるいは、少なくとも近い将来に得られる見込可能な新たなデータが加わればそれは可能とする。要となる基準点が必要である。本委員会はこのため、主な環境の典型的な 2、3 のタイプの生物からなる 12 の標準動物および標準植物 (RAP) の小さいセットとその関連データベースを構築した。RAP は分類学上の科のレベルに一般化して記述されたが、これは科が、動物や植物の放射線影響に関連する生物学的特性を比較的安全にしている最も上位の分類階級からである。これらは原則として標準モデルとして使用される。

(c) また RAP のそれぞれ異なるタイプに固有の誘導考慮参考レベル (DCRL) が定義された。DCRL は該当するタイプの RAP の個体に電離放射線によるなんらかの有害な影響が生じる可能性がある 1 桁の線量率範囲 (バンド) と考えられることができる。こうして、他の関連情報を合わせて考慮すれば、DCRL は、全体的な管理目標、被ばく状況、実際に生息している動物相と植物相、及び被ばくする個体数に応じて、環境防護に費やすべき適切な努力の情報を提供する上で基準点として使用される。

(d) この委員会では、当該の生物相がその場で受ける自然バックグラウンド被ばくレベルに比べて環境被ばくが有意に増加しているか、そのおそれがあるすべての状況で DCRL の使用を推奨する。計画被ばく状況では、線量管理計画の算定に当たって、当該 DCRL 線量率の下限を一定地域内の異なるタイプの生物相の防護の適切な基準点として使うことができる。同一の生物相に複数の線量の線源が影響を及ぼす可能性や、過去の線源に起因する残留放射線被ばくなど、蓄積的な影響の可能性を考慮する必要がある。

(e) 現行被ばく状況と、線量が制御できない緊急時被ばく状況は、線量率が当該の DCRL 線量率を上回るならば、関係する個体層について被ばく状況と、線量率バンド以内におけることを目指し、同時にその行為による放射線と放射線以外の影響を十分に考慮するよう委員会に勧告する。線量率が線量バンド以内であれば、費用と利益の関係を追加的労力を保証するならば、被ばくの低減を検討するべき委  
員会は考える。つまり、現行被ばく状況の場合、DCRL は環境被ばく状況の緩和を行うかの基準として使うべきである。

(f) RAP はその定義上基準点に過ぎないため、それぞれの状況に固有する代表的生物を特定する必要があるかもしれない。これらは RAP と準拠して似ていることも、違うこともある。場合によっては、これは他の既存の法規により以前から行われていて、選択の余地があまりないかもしれない。しかし、こうした生物相と RAP の間の違いは、その基本的な生態、線量評価、放射線影響などに関し定量化するはずで、こうした違いを見つけて考慮する必要がある。これらの要素をどの程度考慮する必要があるか、またそれが最終決定にどれだけ影響するかは、

通信メンバーは以下のとおりである。

A. Janssens D. Oughton G. Prohl  
E. Lazo I. Oetola

D. Tellera はオブザーバーとして招請された。

タスクグループは 2 回、2010 年 6 月 12 日と 13 日にヘルシンキ (フィンランド) の STUK において、また 2011 年 6 月 28 日と 29 日にフロンテネ (イタリア) の CEFPN において会合を開いたが、主に書面のやり取りにより作業を進めた。委員会の環境防護へのアプローチがどのような人間放射線防護のアプローチと関係するか、また正当化、防護の最適化、そして線量限度の適用という原則を、いかにしてさまざまな被ばく状況に当てはめるかの説明は、2011 年 10 月にワシントン (米国) で第 4 委員会および第 5 委員会の全面的な承認を受けた。公開意見募集において、少数派の編集グループが 2013 年 1 月 23 日と 24 日にチャルトン (英国) で会合を開いた。

本報告書作成中の第 5 委員会のメンバーは、以下のとおりだった。

R.J. Pentreath (委員長) D. Copplestone P. Strand  
C.M. Larsson (副委員長) K.A. Higley A. Real

F. Becchiagnac K. Sakai A. Ulanovski

本報告書作成中の第 4 委員会のメンバーは、以下のとおりだった。

J. Lechard (委員長) J.F. Leconte G. Massera  
H. Liu K. Mrabit

P.A. Burns S. Liu S. Shankarav

D.A. Cool A. McGarry J. Simmonds

T. Homma S.M. Magnusson A.S. Tsela

M. Kai P. Martinecz W. Zeller

## 謝辞

(a) 本委員会は、電離放射線防護の全体的枠組みの中に環境防護という新しい要件を導入することにより、その対象範囲を広げた。本報告

環境防護に関する計画策定プロセスの実施と適用の性質によるだろう。野生生物の管理機関など、他の規制機関が関与すると思われるため、放射線物質の放出と潜在的生物学的影響のリスクの間の論理的な関連性を明示することが不可欠であり、これに際して RAP の枠組みを出发点とすべきである。関連する利害関係者が意識決定プロセスに参加することができると明確に打ち出された戦略を持つことは不可欠である。

(g) 実際の緊急事態への対応や放射線影響の環境への事故の放出に際しては、人間の被ばくまたは人間の食物連鎖にどの程度影響を与えるかによって、環境防護の考慮は緊急事態ではないかもしれない。しかし、主な関心の人が人間の被ばくであっても、適切なレベルの人間の防護を達成するために可能な選択範囲について、それが環境に与える影響も考慮すべきである。

(h) 事故発生後、DCRL の枠組みと、個体群の受ける線量にそれぞれ対応する影響評価のセットは、状況から予想される事象について有害関係者に知らなくとも役立つかもしれない。人間が被ばく地域から避難させられ、人間の指ばくについては使われている。こうしたレベルは概ね DCRL の 2 桁上の線量範囲に相当するとみなされる。事故の放出直後からの時間経過によって、予め定義された基準点に対する環境の状況の評価の観点から公表に情報を提供でき、さらに低減活動の結果や車に自然事象の影響を避けるか評価し、見積もることができる。

(i) 可能な限り線源からの環境防護に公衆を防護するための管理を決定するべきものとし、必要以上にその複雑さを増すべきではない。そこで、さまざまなタイプの生物 (RAP のセット) について、被ばくを線量に、線量を影響に関連付ける枠組みにより、環境防護に関する決定を下す基準を基本的に明確にしておけば、通常の計画被ばく状況におけるヒトとヒト以外の生物種の両方の防護の証明のプロセスを、環境中放射線核種濃度の推定値 (計画デザイン) の段階、や測定値 (運転中) のみに基づく比較的簡便な方法で統合できるはずだと委員会は考える。

(j) 委員会はこれらの勧告の現場での実践状況を定期的に調査し、将来改訂が必要ならば、その結果に照らして行う。

## 用語解説

底生性 [Benthic]

海洋または湖沼の底における動物相と植物相に關わる。

濃度比 [Concentration ratio]

生息環境内 (大気、堆積物、土壌、水 など特定の媒体によって代表されるもの) の放射線濃度と生物内の放射線濃度の比

誘導考慮参考レベル [Derived Consideration Reference Level]

標準動物もしくは標準植物の個体に電離放射線による有害な影響が生じる危険が存在しそうなそのタイプの生物に対して予想される一定の生物学的影響についての知識から求められる線量率範囲であり、この参考レベルは関連する情報と合わせて考えることにより、環境防護に費やされる努力レベルを最適化する基準点として、全般的な管理目標及び関連する被ばく状況に応じ使用することができる。
線量換算係数 [Dose conversion factor] 簡略化された線量評価を決定し、生物体内または外部に放射性核種が均一分布するとした仮定の下で、その生物への線量を計算できるように定められた値で $(\mu\text{Gy}/\text{日})/(\text{Bq}/\text{kg})$ の単位で表される。
緊急時被ばく状況 [Emergency exposure situation] 緊急時被ばく状況とは、運用が計画された線量の範囲を超え、かつ、緊急時被ばく状況は、望ましくない帰結を回避または低減するために迅速な行動を要する被ばく状況。
環境被ばく状況 [Environmental exposures] 人間の活動に起因する自然バックグラウンド被ばくに加え、自然環境中の生物相のあらゆる放射線被ばく(この語は、これまでのICRP文書で、環境線量率の人間の被ばくに普及するために使用されている。)
環境の放射線防護 [Environmental radiation protection] 植物多様性の維持、種の保全、もしくは自然生態環境、群集、生態系の健全性や状態への影響を軽減できるレベルになるように、自然環境中の動物相における有害な放射線影響の防止もしくは低減を低減するための措置。
現存被ばく状況 [Existing exposure situation] 現存被ばく状況とは、それを管理する上で存在する線源に起因する被ばく状況(自然放射線、過去の活動、または緊急事態収束後を含む)。
被ばく状況 [Exposure situation] 被ばく状況とは自然または人工の放射線源、さまざまな経路による放射線の移行、そして個人もしくは個体の被ばくを含むプロセス。
グレイ (Gy) 吸収線量を表すSI系単位の特別名称、 $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ !
多数回繁殖性 [Temperous] 生涯に多数回の生殖期がある生物

一回繁殖性 [Semelparous] 生涯に一度のみ繁殖する生物。
線源 [Source] 潜在的に定量化できる放射線量をもちたらず(通常、人または人の集団に関して) 実体または手順

## 1 緒言

### 1.1 背景

(1) 電離放射線からの防護のための委員会勧告は、いずれも目的、基本原則として対象範囲からなる枠組みに基づく。直近の一般勧告の改訂(ICRP 2007)において、委員会環境防護という新たな条件を導入することにより、その対象範囲を拡大した。この決定が下されたのは、それに先立つICRP文書(ICRP 2003)がヒト以外の生物種における電離放射線の影響評価の意義、環境防護全般の基本原則とアプローチ、そして特に環境放射線防護においてこうした情報をいかに適用するべきかを取扱い、これを明らかにしたことに起因している。

(2) 委員会はこのため自然環境中にある動物相の防護の目的を「生物多様性の維持、種の保全、もしくは自然生態環境、群集、生態系の健全性や状態への影響が無視できないレベルになるように、有害な放射線影響の防止もしくは低減を低減すること」と定めた(ICRP 2007)。委員会はこの目的を果たす上で、放射線被ばくは考慮すべき要因の一つに過ぎず、副次的な要因であることが多いという事実を認めた。ここではまた、委員会が環境防護を、人間の防護のためにすでに確立されている放射線防護の全体的な枠組みの中にいかに組み込むかという問題も生じた。

(3) 委員会は *Publication 103* (ICRP 2007) の中で、*Publication 91* (ICRP 2003) で与えた助言に基づき、環境防護の概念の基礎を、人間の防護のために構築されたものと同様に、一連の標準モデルとターゲットベースを用いた科学的・概念的枠組みの中に置く意向を示した。さらに *Publication 108* (ICRP 2008) では、こうした提案された枠組みを展開し、さまざまなタイプの動物や植物について被ばくを線量に、線量を影響に関連付ける問題に取り組むために、標準動物および標準植物(RAP)の小さいセットの概念とその使い方を説明した。*Publication 108* (ICRP 2008) にはRAPの生物学的記述、関連する放射線影響データ、RAPごとに異なるさまざまな放射性核種における線量換算係数など、数々の新しい用語と数値、そして防護レベルの最適化と環境内濃度の関係に関する修正係数(濃縮比)が含まれた。これらRAPの全体的なデータセットは、近年、多くの放射性核種の環境中濃度と動物体内濃度の関係を記述する修正係数(濃縮比)として変換して加える形で拡張された(ICRP 2009)。

正当化 [Justification] (1) 放射線に関する計画された活動が、総合的に見て有益であるかどうか、[すなわち、活動の導入または継続により個人と社会が受ける利益が害(放射線による損害を含む)を上回るかどうか]、または(2) 緊急時被ばく状況または現存被ばく状況で提案された修復戦略が、全体として利益をもたらす[すなわち、修復戦略の導入または継続により個人と社会が受ける利益(放射線による損害の低減を含む)]がそれらに起因する害や損傷を上回る]かを決定するプロセス
自然環境 [Natural environment] 野生の動物相が普通に生息するあらゆる物理的、化学的、生物学的条件を指す総称的な用語
防護 (および安全) の最適化 [Optimisation of protection (and safety)] いかなるレベルの防護と安全が、被ばくおよび潜在被ばくの確率と大きさを、経済的、社会的要因を考慮の上、合理的に達成できる限り低くできるかを決定するプロセス
遷移性 [Pelagic] 海洋または湖沼の水面近くに生息する動物相および植物相に関する用語。
計画被ばく状況 [Planned exposure situations] 計画被ばく状況とは、意図的に導入された線源の運用に起因する被ばく状況。計画被ばく状況には、発生が予測された被ばく(通常)の被ばく(と)予想外の被ばく(と)の両方が起こりうる。
放射性物質 [Radioactive material] しばしば放射能と放射線強度の両方が考慮し、その放射能ゆえに規制管理に従う。国内法または国際当局により指定された物質。
標準動物または標準植物 [Reference Animal or Plant] 標準動物または標準植物は、生態的に導入された線源の運用に起因する被ばく状況、計画被ばく状況には、発生が予測された被ばく(通常)の被ばく(と)予想外の被ばく(と)の両方が起こりうる。科という分類レベルの一般性をもって記述される特定のタイプの動物もしくは植物の特定の基本的生物学的特性をもつ仮想的な生物で、そのタイプの現存する生物について、被ばくを線量に、線量を線量に関連付けるために使用可能なもの。
代表的生物 [Representative organism] 一定の区域の評価に際して、想定される線源との位置関係を考慮して指定された特定の生物の種または集団、多くの場合、この目的で既に選定される代表的生物は標準動物および標準植物と同じまたは非常に似ているからではない。しかし、非常に異なる場合もある。

## 1.2 目的と範囲

(4) 本報告書は委員会の環境防護の枠組みとそれがいかに委員会が防護システムに適用するかを述べる。これはヒト以外の生物種(本報告書では単に「生物相」と呼ばれる)を含め、あらゆる被ばく状況における一切の被ばく線量からの防護を行うことに際して、包括的で一貫した決定が下されることを保証するためである。

(6) 「環境防護」という用語には、環境媒体の汚染防止が含まれることがある。環境媒体は人間にとつて価値のある環境資源(土壌、水、堆積物、大気など)とみなされるため、将来のためにそうした自然資源を守るのが目的である。人間が利用できる地下水を汚染処分された放射性核種による汚染リスクから守るはその典型的な例である。こうした場合、防護の対象(たとえば地下水)自体は電離放射線被ばくによる害を受けなければ、問題となるのは主に将来の人間による資源利用である。つまりこれは人間の防護の枠組みの一部である。しかし、同時に、これら資源はヒト以外の生物相においても媒体からの被ばく経路の一部を構成する。この意味で、こうした資源の防護はヒトと生物相の両方への被ばくを抑える仕組みである。それゆえに環境媒体は委員会によって被ばくの「経路」とみなされているが、これらに対して生物相の防護に関する勧告は、特定の環境で生じる生物内への影響、及びその感受性についての知見から導き出される。このため、資源の防護は環境防護の一環としてしばしば環境可能な意見の生物相に関する法的な要件)であり、見過ごすべきではないといえる。本報告書の対象ではない。

(6) 本報告書の構成は以下のとおりである。環境防護に関連するユネスドポイントの定義に続いて、委員会によるRAPの構築を概説し、DCRIの防護の枠組みをいかにしてその自然バックグラウンドを超えるレベルの放射線を被ばくするかを考察する。本報告書は委員会の防護の枠組みをいかにして異なるタイプの被ばく状況に適用するか、その適用が防護の基本原則といかに関わり、DCRIによる参考値をいかに利用して、さまざまな被ばく状況に適切な努力レベルについて情報を提供するかを説明する。様々な環境防護の目的を踏まえた委員会の助言の実施の方法(おそれなく地産地消の生物の使用が必要と思われる)及び代表生物を参考値と見做すこと、遵守に際して提起される問題も検討し、最終で委員会がこれまでこの領域において行ってきた作業の総括を行う。付属書AとBではRAPに関する若干の追加情報を提供し、付属書Cでは、大型産業施設について現在制定されている環境防護法とその実践、そしてこうした施設がさまざまな脅威から野生生物を防護するさまざまな方法について考察する。

## 2 委員会の環境防護の枠組み

### 2.1 防護の目的

(7) 環境防護における委員会の目的は、生物多様性の維持、種の保存、もしくは自然生態環境、群集、生態系の健全性や状態への影響が無視できないレベルになるように、自然環境中の生物相における有害な放射線影響の防止もしくは程度を低減することである。したがって、最も関連性のある生物学的エンドポイントは、個体群のサイズや構造に変化をもたらさぬものである。しかし、放射線は個体に作用するため、放射線の影響に關して入手できる大半のデータは、個体群ではなく個体に関するものである。
(8) 個体に関する生物学的エンドポイントの中で、個体群レベルで影響を待ちあうるのは、 <ul style="list-style-type: none"> <li>• 早期死亡（餓死、脱水、個体群密度の変化につながる）</li> <li>• 罹患（個体の「適応度」が低下し、自然環境における生存が困難になりうる）</li> <li>• 受精または生殖力のいずれか一方の低下による繁殖能力の低下（出生率、年齢構成、個体数、密度に影響する）</li> <li>• 染色体損傷の誘発</li> </ul>
(9) 死亡や繁殖能力低下など、これらエンドポイントのいくつかが個体群の個体群レベルに直接影響しうるが、腫瘍やある種の染色体異常など、他のエンドポイントが個体群レベルで与える影響は、十分に説明されていないが、全く知られていない。影響を（人間の放射線防護の場合のように）確率的であることがわかっているものも非確率的なものとされるものにグループ分けするのは、したがって、これらエンドポイントの特徴付けの上ではほとんど無意味である。特に生殖力や繁殖力に関する情報は、個体群レベルでは、より広範な生物学的な情報に起因する。個体群レベルの個体にも一切影響がなければ、その個体群レベルでは何の影響も及ぼさないが、その変化は必ずしも現れず、個体群の一部に影響が認められたからといって、その個体群全体に影響があるとは限らない。
(10) 委員会の動向を認識し、その全体的目的を達成するための特長には、理想的には以下のすべての要素が含まれる。 <ul style="list-style-type: none"> <li>• 特定の環境被ばく状況に對して明確に示された、その土地固有の環境防護の目的</li> <li>• こうした目標に關した対象となる生物相における、異なる組織、器官、生活史段階における放射線影響の知見</li> <li>• これら環境被ばく状況で、関連する生物学的エンドポイントの観点から、最もリスクが大きいと思われる組織、器官、生活史段階について、当該の生物相が受けるおそれがある累積推定値</li> <li>• こうした線量率を受けおそれがある個体数、あるいはその個体群中の割合、またそれがいかに起こるか</li> <li>• 放射線被ばくに対する当該生物相の防護レベルを、その同じ個体群が曝される他の脅威も念頭に置いた上で最適化するために取ることでできる行動または行動の優先度</li> </ul>

13

(11) 最初の点を明として、これは確かに全体として気の遠くなるような作業で、避けては通れないと思われる。生物相の範囲は擴大で、それらが生活環境のさまざまな段階で受ける放射線の影響は、知られていないばかりか、知るすべもない。それでもなお、委員会は、これを人間の防護のために種族また種族また体系に關聯的かつ科学的に結び付けてうまく体系化することにより、この問題について基本的なガイダンスと助言を提供するのに十分だと考える。
(12) 生物相とその予想される放射線への反応の遠方もない多様性を考えると、信頼できる体系には、種類ごとの基本的要素を互いに結び付けるならんかの検証可能な手順を準備する。あるいは、少なくとも近い将来に得られる見込みのある新たなデータが加わればそれを可能とする。要となる基準点が必要である。こうした体系的アプローチの長所は、体系のなんらかの構成要素を変える必要が生じた場合（新しい科学的データの入手や、社会の意識の変化、あるいは単にその実践で得られた経験ゆえに）、こうした変化が、体系内の別の部分や、体系全体にもたらす影響を検討できることである。
<b>2.2 放射線物および環境生物</b>
(13) 委員会は、主要な環境の典型的な生物の2、3のタイプについて、RAPの小さなセットとその関連データベースを構築した。RAPは分類学上のレベルに一般化して記述されたが、これは科が、動物や植物の放射線影響に關連する生物学的特性が比較的安定している最も上位の分類レベルからであるから、それ自身は必ずしも直接の防護の対象ではない（直接これらに關連することもあるが）、それでも、基準点となることで、管理上のなんらかの決定を下すための基礎を提供する。
(14) RAPはしたがって、「定義された解剖学的、生理学的、および生活史の特性を有し、科という分類レベルの一般性をもって記述される特定タイプの動物もしくは植物の想定上の基本的生物学的特性をもつ仮想的な生物で、そのタイプの現存する生物について、被ばくを線量に、線量を影響に關連付けるために使用可能なもの。」と定義される。
(15) RAPのセットとその関連基準は <i>Publication 108</i> (ICRP, 2008) に示されている。基本的には、次のような点が考慮された。まず、それらの生物について合理的な量の放射線生物学的情報がすでに入手できること、現在改善や不正確な必須データを今後の研究により得ることが容易であることである。またこれら生物が、一方で生物多様性や周辺環境の性質ゆえに、他方でまたその全体的な寿命、生活環境および一般的に生態学上、一定の状況の下でさまざまな放射線特性から放射線に曝される可能性にあることも考慮された。さらに、その生活環境が線量率や線量を評価したり、さまざまな種類の線量効果モデルを作成したりする上で役立つこと、また生物個体レベルでの放射線曝露や線量率に關連するなんらかの情報が得られることが考慮された。バクテリアと単細胞生物は放射線に対する耐性が驚異的に高いため、分類学上の科の名前がなんらかの形の公的または政治的意味合いを持つべきということが考慮され、意思決定に除外された。また、分類学上の科の名前がなんらかの形の公的または政治的意味合いを持つべきということが考慮され、意思決定に除外された。

14

<ul style="list-style-type: none"> <li>• 大気中に浮遊（もしくは再浮遊）した汚染された粒子や気体状の放射性核種の吸入。この経路は陸生動物と水鳥、哺乳類、爬虫類・両生類に關する。呼吸または他の揮発的に取り込まれた放射性核種もガス交換により、植物の被ばくに寄与する。</li> <li>• 毛皮、羽毛、皮膚、肉類、植物の表面の汚染。これは外照射被ばくの要素（表皮上またはその近くにある放射性核種はその下の生きた細胞への照射を引き起こす）に加え、汚染物質は傷口採取されて、動物の体内に取り込まれるため、内照射被ばくの要素を併せもつ。事故状況では、この経路が明らかに陸生動物と關連性が強い。</li> <li>• 低放射線段階の植物および動物の傷口摂取。これは消化器管の直接被ばくにつながるが、放射性核種が動物の体内で吸収され、分布すれば内照射被ばくとなる。</li> <li>• 水環境からの直接の取り込み。この経路は真の水生生物（魚類、軟体動物、甲殻類、大型水生植物）に關連し、たとえばエビや呼吸系統などの直接照射。また放射性核種が動物の体内に吸収され分布すれば、内照射被ばくにもつながる。</li> <li>• 汚染水の傷口摂取（飲み）。植物においてこれに相当する経路は陸生動物である。</li> <li>• 汚染土壌。これには生物の周囲に存在する放射性核種を線源とする。主にガンマ線被ばく。そしてより少ない割合でベータ線被ばくが寄与する。小動物には、アルファ粒子からの照射も關連する。線源と対象の位置関係は明らかに生物の生態学的特性と生息地に依存する。たとえば、底生性の成魚は水環境中に存在する、または堆積物中に沈着した放射性核種の放射線に被ばくするが、遊泳性魚類は前者のみ被ばくする。ただし、魚類は堆積物中に産み付けられる理由と水面付近に浮遊する場所がある。</li> </ul>
(20) 特定タイプの動物について、特定の被ばく経路が主要経路となるのは、動物の生態や關連する生活史段階だけでなく、被ばく状況のタイプにもよる。これについては第3章で詳述する。
<b>3 適用</b>
<b>3.1 被ばく状況のタイプ</b>
(21) すべての生物相が自然環境からの電離放射線に被ばくしており、多くが人工環境にも被ばくしているが、その可能性はある。こうした被ばくの原因となるプロセスは、事故状況のネットワークとみなすことができる。ネットワークの各部分は線源から始まる。放射線や放射性物質は線源や他の経路を經由して生物相の被ばくにつながるが、これは線量という形で表せる。当該生物相の防護は、線源または被ばく経路上の地点で行動を取ることで被ばくを減らす生物相の生態学的特性や特性を変えることで達成される。したがって行動を取らざる地点は防護体系に実質的な効果をもたらす。

16

<p>者と多くの一般公衆の間が、実際にこれら生物の一般性が何かかわかると考えられる。</p> <p>(16) こうして12のRAPのセットが特定されたが、このセットは絶対的なものとは全く異なる。これらはすべて地理的に広く分布し、さまざまな環境について、その生物がそこにいるものと考えられているという意味で、典型的とみなされる生物である。つまり、土壌中のミミズ、河口域のカマド、沿岸水域の扁平魚やカマド、湖沼、河川や湖のマス、湿地帯のカエル、地球の大半の温暖な地域に生息するシカ、マツ、野鳥、ハチ、そしてほぼどこにも生息するラットのようないくつかの小型哺乳類などである。このセットの動物はまた、多くが一部の国や家畜化または栽培されているもの、家畜や栽培種ではなく、基本的には野生の動物である。典型的な家畜（基本的な人間のいる環境に生息する、主として大型の哺乳類）を代表する標準モデルが必要であるかについては、こうした管理された環境・生態学的状況については、ヒトという動物そのものを使用すればおおよそ十分と判断された。</p> <p>(17) <i>Publication 108</i> (ICRP, 2008) はまた、RAPの内部と外部の放射性核種濃度をおよその全身レベルの線量に換算するための使われる標準データセット（線量換算係数）を含んでおり、<i>Publication 114</i> (ICRP, 2009) は、平均線量で、周辺媒体の濃度を該算するRAPの全身レベルの濃度と關連付けられる標準データセット（濃縮比）を提供した。</p>
<b>2.3 標準データセット</b>
(18) RAPに關する放射線影響について、既知のすべてのデータのレビューも行われ、線量の各値ごとの (ICRP, 2008) 情報をまとめた (付録A)。これらをまとめたものから、さまざまな被ばく状況の下で、RAPの防護に關して取るべき行動があるならばそれは何かを考える際の出発点を提供するために、各RAPについて1冊ごとに区切られた線量率範囲（バンド）が選定された。これらバンドを示す用語は「DCRL」である。DCRLとは「標準動物もしくは標準植物の個体に電離放射線による有害な影響が生じしうなそのタイプの生物に對して予想される一定の生物学的影響についての知識から求められる線量率範囲」であり、この標準レベルは他の關連する情報と合わせて考えることにより、環境防護に費やされる努力レベルを最適化する基準点として、全般的な管理目標及び關連する被ばく状況に對して使用することができる」と定義される (ICRP, 2008)。数値自体は、他のさまざまな方法で整理された、より広範な生物相の放射線影響データのリビューや分析から得られたものと非常に近い (Larsson, 2012)。
<b>2.4 被ばく経路</b>
(19) 代表的生物への線量と影響を評価するには、關連するあらゆる被ばく経路を検討する必要がある。

15

(22) *Publication 103* (ICRP, 2007) で述べたように、委員会はその勧告を以下の3つのタイプの被ばく状況において、すべての放射線源に適用すべきと考え、

- 計画被ばく状況とは、意図的に導入された線源の運用に起因する被ばく状況、計画被ばく状況、発生が予想された被ばく(通常の被ばく)と予想外の被ばくの両方が起こりうる。
- 緊急時被ばく状況とは、運用が計画された線源の制御喪失または一切の予期せぬ状況(たとえば悪意ある行為)に起因し、望ましくない被ばくを回避または低減するために迅速な行動を要する被ばく状況。
- 現存被ばく状況とは、それを管理する決定が下された時点で存在している線源に起因する被ばく状況。

(23) 本報告書の文脈では、計画被ばく状況は、放射性廃棄物の排出および処分、施設の廃止措置、そして汚染された放射線の最終的な環境修復および除染作業に関する活動を含む状況である。緊急時被ばく状況は、事故、悪意ある行為、あるいは線源の制御が失われ、望ましくない影響を回避または低減するために迅速な行動が必要となる、他の予期せぬ状況の結果として起こる。現存被ばく状況とは、線源がすでに存在し、その管理についての決定を下さなければならない状況である。これには緊急事態収束後期の長期の被ばく状況が含まれる。

3.2 防護の原則

- (24) 委員会の放射線防護体系の基盤となる3つの基本原則は、正当化、防護の最善化、そして線量限度の適用である。
- (25) これらのうち、人間の防護のための線量限度の適用は、患者の医療被ばく以外の計画被ばく状況の職業被ばくおよび公衆被ばくに関する適用される。線量限度の使用は、緊急時被ばく状況や現存被ばく状況の職業被ばくに関する防護には推奨されない。他方、生物相については、委員会は一般的な形質の線量制限は一切推奨しない。このように、人間の被ばくの公平さを確保するための線量限度の必要性は、環境防護においては明確には存在しないからである。その上、こうした防護の目的と、被ばく状況の極めて多様な性質ゆえに、科学的に線量でできる限度を確立することは困難である。
- (26) 正当化の原則に関しては、(1) 放射線に関する計画された活動が、総合的に見て有益であるかどうか、(すなわち、活動の導入または継続により個人と社会が受ける便益が放射線による損害を上回るかどうか)、または (2) 緊急時被ばく状況または現存被ばく状況で提案された防護戦略が、全体として便益をもたらす(すなわち、輻射の導入または継続による損害を上回る便益を含む個人と社会が受ける便益が被ばく状況に起因する害や構傷を上回る)かを決定するプロセスである。正当化の原則の適用には、線源を直接管理できかどうかによって、2つもの異なるアプローチがあり、1つ目は、新規の活動の導入に際して、放射線防護が予め計画され、線源に対して必要な防護行動が取られるべきである。

- るよう勧告する。DCRLはそれぞれ別のRAPに関連する1桁の線量率範囲(バンド)の形で定義された(図3.1)。
- (32) 委員会は、関連する生物相がその土地で受ける自然バックグラウンド放射線を上回る規模の環境被ばくがある、または以下に詳しく説明する。あるすべての状況において、DCRLを使用することをお勧めする。各被ばく状況におけるDCRLの使用については以下に詳しく説明する。
- (33) 計画被ばく状況では、ある線源に適用すべき管理の計画策定に際して、ある地域内の異なるタイプの生物相の防護に適用した基準点として、対応するDCRLバンドの下限値を使用すべきである(図3.2)。DCRLバンドは一定の場所の動植物に適用されるため、対象地域の細菌を全体の保全の目標も考え合わせ事前に決めておく必要がある。被ばく線源が複数ある場合(過去の排出または複数のサイトなど)、これら他の線源もDCRLと比較して、防護の選択策を評価する際に考慮に入れるべきである。評価された線量率が適切な基準点を下回るならば、管理レベルは最も合理的な防護行動の選択によって決まる。
- (34) 常に、支配的状況の下で、*Publication 101*に示された最善化の原則に関する一般的なガイダンス(ICRP, 2006)に従ってすべての合理的行動が取られたかを考慮すべきである。もし評価値が基準を上回るならば、さらなる行動を検討すべき必然性が高いことである。防護行動にもかかわらず、線量が当該DCRLバンドの上限を超えるならば、一層の防護努力を検討すべきである。
- (35) 長年継続放射線防護管理に関する計画被ばく状況での環境防護は、生物相が変化する可能性があるが、しかもこうした廃棄物処分場について長い期間には多大な変化があるため、ことさらに難しい。こうした変化は、自然に起こるものもあるが、人間活動によって強められる場合もありうる。したがって、RAPのセットを構成する生物相、陸域、海域そして淡水域の主要な環境相の典型的な生物タイプとみなされるという理由で意図的に選ばれたことを考えると、防護と防護活動は、RAPを基準として設定すべきである。
- (36) 廃棄物管理においてこれを利用するのは、人間の線量・リスク基準の遵守を証明することと同様に難しいが、人間の健康における防護とは異なるが、それを補完するモニタリング点を使えば、セーフティケースを構成する意図的な根拠と論理の筋道を提供することに異なる。このように、環境防護を考慮することは、それが適切な場合、リスクに基づき意思決定を行うための基盤を広げ、さまざまな利害関係者によってそれぞれ重要度の異なる問題に対処するために役立つ。ただし、DCRLは廃棄物施設内で適用することを意図した点には留意すべきである。
- (37) 計画被ばく状況にも潜在的な被ばく(潜在被ばく)の影響の可能性と規模についての考察が含まれる。従って計画策定段階において、特定の線源の位置のさまざまな選択(排水口を河川、河口域、あるいは海域に設置するなど)について、これら異なる媒体への放射線種の事故放出の潜在的環境影響を検討する必要があるかもしれない。またこれには異なる媒体(陸地、淡水、または海洋環境)

- れる場合に使われる。2つ目のアプローチは、現存被ばく状況や緊急時被ばく状況のように、被ばく制御が可能なのは、線源に直接作用するのではなく、主に被ばく経路を変える行動を通じてである場合に使われる。便益(の概念)は人間と社会全体に適用されると考えられ、同様に生物相にも適用される。「害」という語は放射線被ばくからのリスクの増大を含み、これもほとんどの生物相の両方に使われる。
- (27) 正当化の原則には、得る量と便益を考慮する必要も含まれるため、委員会は放射線被ばくによる害の潜在リスクも、ある活動または行動が便益よりも多くの害をもたらすかの全体的評価の中で考慮すべきと考え、こうした評価は最終的には政府または規制機関が行うが、線源の管理を伴う活動の導入からあらゆる影響のより包括的かつ総合的な評価の一環として行われる可能性がある。
- (28) 緊急または現存被ばく状況における修復戦略については、生物相の放射線被ばくの中で予想される結果(たとえば、汚染物質を別の場所に移すことによる)にも配慮し、全体として害よりも多くの便益をもたらすようにすべきである。こうした決定に際しては、より包括的かつ総合的な視野の中で便益と影響を捉えなければならぬが、委員会はここでまた、多くの場合、放射線被ばくは提案される行動が生物相に与える主要な影響ではないことを指摘しておく。
- (29) 防護の最善化の原則が適用されるのは、それ以前にまず、正当化されたとみなされた状況である。この原則は防護体系の中核を成し、あらゆる被ばく状況に適用される。あらゆる被ばくが考慮されるため、環境被ばくも含まれる。これは線源関連のプロセスであり、継続的な反復プロセスを通じて、支配的な状況の下で最高レベルの防護の達成を目的としている。委員会は異なるカテゴリの被ばく間の関係性を常に考慮する必要があり、たとえば、職業被ばくは防護レベルを最適化する上で、公衆被ばくよりも潜在的に高い影響も考慮する必要がある(例えば、職業被ばくを抑えるために、より多くの放射性物質を環境中に放出した場合など)。放出の規模が大きければ、生物相への影響も考慮する必要がある。
- (30) 人間の被ばくに関する最適プロセスに依拠しつつ、委員会は、計画被ばく状況の線源に関連して、職業被ばくと公衆の個人被ばくについて許容可能な影響の範囲を計画策定段階で制限するために、線量拘束値を定義した。委員会はまた、緊急時および現存被ばく状況において、職業被ばくと公衆被ばくとを制限するには、参考レベルを防護の最適化と組み合わせ使用すべきと勧告した。委員会は環境防護のために取られる措置は最善化の概念に適合するべきと考える。

3.3 防護策参考レベルに基づく環境防護の考慮

(31) 委員会は、環境防護のためには参考レベルも利用するよう、個別のRAPに関連するDCRLを基準点として使い、全体的な管理目標、被ばく状況、集団に生じる影響の範囲を考慮して被ばくする個人集団やこうして被ばくする個人集団に集まるべき適切な努力のレベルについて情報を提供すべきである。

- に置かれた一定の線源からの事故放出(水の中または大気中への事故放出など)の潜在的影響と可能な緩和策を検討する必要も含まれる。DCRLのバンドはこうした評価の基準点を果たし、全体的な立地や緊急時の計画策定作業において、影響を比較する仕組みにして使用できるかもしれない。
- (38) 現存被ばく状況や、線源がまだ制御されていない緊急時被ばく状況については、線量率が当該のDCRLバンドを上回るならば、委員会は、関連する放射線影響と非放射線影響も十分考慮しながら、関係する個人集団の被ばくについてDCRLバンド範囲への低減を目指すことを勧告する(図3.3)。
- (39) しかし、委員会は、被災した環境に存在する放射性物質の濃度と量を大幅に削減するのは困難または実現不可能かもしれないことを認める。線量率がバンドの範囲内ならば、その費用と便益が一種の費用対効果が相俟されていることを前提に、被ばく低減の検討を行うべきと委員会は考える。このように、現存被ばく状況における人間の防護で、個人被ばくの種類に参考レベルを使うのと同等に、環境被ばくを緩和する判断基準として使うべきである。緊急時被ばく状況の被ばくレベルはDCRLより桁の大きいものとなりうる。この状況で実用的な応用について4章で検討する。

4 実行

4.1 総論

- (40) 環境中の放射線源の影響評価を行う目的は、さまざまな被ばく状況における人間の被ばくに関連して確立されている。しかし、生物相の被ばくに関しては、評価の必要性は広範な環境管理要件に基づく理由から生じうる。それは非常に一般的な性質のものであれば、場合によっては、特定タイプの生物相の生態系には特定タイプの動植物に関する特別な必要性を含み、国内または国際的な法的要件を遵守するために特別に定義されたものもある。いずれによらず、結果的に、この必要性には下記の目的のどれもが含まれる。
- 一般に環境汚染に関する義務または野生生物防護義務の精神や提言の遵守
  - 特定の産業上の慣行または特定のサイトや地域に関する国内汚染管理許認可要件の遵守
  - 特定の国内の野生生物および生態系保護法要件の遵守
  - 漁業、林業、畜産など、特定の環境を基礎とする産業上の必要性の遵守
  - 実施中または提案された特定の行為から予想される環境影響について国内または国際レベルで、公衆やその代表に一般的な保証、及び、事故時の影響に対処する能力の保証。



(41) 自然環境防護の最適化の原則を適用するには、総合的アプローチが重要である。最適化は常に、以下のものを含む進行中の回復のプロセスを通じて、支配的状況の下で最高レベルの防護の達成を目指す手順を踏んで実現される。
<ul style="list-style-type: none"> <li>被ばく状況の特徴付け</li> <li>代表的防護の選定</li> <li>可能な防護の選択肢を特定</li> <li>基準点である DCRL を手掛かりに、支配的状況において最善の防護の選択肢を選定</li> <li>選定された防護の選択肢の履行</li> </ul>

#### 4.2 代表的生物の選定と繁殖動物および環境植物との関係

##### 4.2.1 基本的決定

(42) ある状況が特定されたとき、代表的生物を特定する必要がある。これらが RAP ならば、さらに考察を加えることなく DCRL のデータを表す。他の状況で、代表的生物が RAP だけでなく、さらに評価する必要がある。

(43) 選定が難しい場合、その状況で、代表的生物が RAP だけでなく、さらに評価する必要がある。これは自然の保全にしばしば当てはまる。こうした状況では、生息地全体または生態系全体の防護に関する環境防護標準を満たす必要がある領域で、これは自然が一般的である。

(44) 放射線影響のレベルを評価して、参照種と比較するには、代表的生物の生息場所を検討し、注意深く定量化する必要がある。放射線影響の環境中分布の特徴ゆえに、個体間同種個体の被ばくレベルは、その生息場所によって著しく変わらう。こうした評価を行うに当たっては、より多く被ばくするものを代表する個体グループの概念を念頭に置くべきである。

(45) 実際には、生態系を構成するすべての数値を理解するのは不可能で、特定の生物のサブセットが全体の指標として使われる。図 4.2 はこうした状況で代表的生物の使用と RAP のセットとのつながりを示している。事実、自然の保全の要件 (Larsson, 2004, 2008) を満たす上で、多くの代表的生物の候補は、さまざまな生態系の区画について適用された (Ea, 2009)。

(46) しかし、代表的生物の候補は、さまざまな生態系に基づく代表的生物と 12 の RAP のセットの間にはかなり異なるものがあるかもしれない。こうした違いは、4 種類のいずれかが、防護が必要な動物種のタイプのいずれかが、ま

数は、一定の条件下ではサイズに依存しないが、これはそれが生物体内に均一に分布していると仮定した場合であり、現実的ではない。RAP の形状が外部被ばくと内部被ばくの間方に異なる影響は比較的小さい。

##### 4.2.2 放射線の影響の違い

(47) 線量評価とは対照的に、放射線の影響に関しては、また一般的に適用できる外推の適用手順について助言できないため、個々のケースをそれぞれの特徴の観点から注意深く検討しなければならない。情報が相対的に不足しているため、外推を行う主なケースと手法を開発する上での課題は以下のものである。低 LET (線エネルギー付与) のガンマ線および X 線による急性の高線量および高線量の影響からより低線量で蓄積されたより低線量の影響への外推を行うのは、明らかに問題がある。放射線生物学と放射線生態学の文脈では、「低レベル」、「慢性」、「より高い」、「急性」などの形容詞をしばしば一切定量化しない使用に「急性」であるかもしれない。残念なことに、野生動物の生物として、物質上「慢性」だが、長寿命の生物にとっては、物質上「急性」であるかもしれない。残念なことに、意味のある慢性の低レベル照射条件 (すなわち、生物の生涯にわたる 0.1-1 mSv/日の線量率での被ばく) に直接関係するデータはほとんどなく、急性の高線量照射条件に最も一般的に評価される反応のエンドポイントはこのようにして状況に関わるものではない。

(48) 情報はすべての生物学的分類を同じ深さでカバーしていないが、それでも、分類がデゴリー内とカタゴリー内にも、生物の放射線感受性に関する実証的な情報があることを示す明白な証拠がある。この感受性の違いは、さらに、一定の生物の異なる生活史段階の間にも見られる。外推を行うのは生物が緊密に関連している場合ほど容易で、関係する生活史段階について考慮される影響のエンドポイントが似通っている。しかしながら、繁殖レベルと生態系レベルでの相互作用は、国際放射線生態学連合の最近の刊行物 (IUR, 2012) で議論されたように、極めて複雑な場合もある。広範な動物種についてデータセットが構築され (RAP に関係するもの以外に)、これらは欧州理事会の第 5 回フレームワークプログラムに関する最終報告書にまとめられている (Larsson, 2004)。

##### 4.3 追加的な考察

(49) 何よりも提起される可能性の高い問題の 1 つは、どのような理由でどの程度の線量が求められるかというものである。理由としては、当面は多くの RAP についてより低線量率でのデータが欠落していること、あるいはデータそのものやその導出における不確かさなどがあがる。現在、DCRL は委員会が現在検討中のフレームワークである場合と同等である。合理的な理由はない (Highly et al., 2012)。同様に、当該区画や生息地の重要性、実際に生息するまたは生息する可能性の高い種の重要さゆえに、一定の線量が必要とされるかもしれない。この場合、こうした追加的な防護措置は、評価の透明性のために、個別に特定されるべきである。

たはいずれも含まれない場合、定義上、標準セットである RAP と比べて、以下の点で違いがあるだろう。

- 寿命や生活圏など、その生態
  - 大きさ、形状、生息場所由来する、線量評価
  - 同程度の線量率 (または総線量) での被ばくへの反応
- こうした違いは当初の RAP 文書 (ICRP, 2008) で検討されているが、ここでも手順に取り上げる。

#### 4.2.2 生態の違い

(47) RAP は異なる基準点とみなすべきである。環境防護に關心されるすべての生物のタイプには到底対応できないため、当然、関心の的となる生物が RAP と異なる場合があるだろう。こうした違いは、特定の生活史段階の長さや全寿命の速いように比較的小さいことでもある。他方で、生態の違いゆえに、特定の放射線性核種へのさまざまな経路による被ばくによる推定された被ばくによる場合もある。したがって、当該地域の自然バックグラウンド線量率が知られている場合、これを参考とするのは、このアプローチを他のタイプの動物種に適用すると、基本的な生態の違いが被ばくが生じるかを考える上で、一定の価値がある。いずれにせよ、12 の RAP のセットとの違いが明らかでないものを生むものとして、形状と大きさの違いがあり、これはつまり受け取った線量の推定に関係する。

#### 4.2.3 放射線影響評価の違い

(48) 線量評価の違いに関する問題は比較的簡単に対処できる。RAP に使われる基本的線量評価モデルの他の生物種への外推と内挿に關わる特徴は、形状、サイズ、生息場所を定めて複雑である。形状に関しては、球体と楕円体の使用によって、問題ははるかに簡略化された。ただし、こうした形状の一部のタイプの生物には容易に外挿できないことがある。これは、一定の柔軟性がある。

(49) RAP は広範な生態系、生息環境、質量、形状を代表しており、環境中の放射線核種に起因する生物種への広範囲の線量率の推定が可能である。しかし、自然系の種相と動物相の多様性は測り知れない。

(50) 外部被ばくについては、自己遮蔽効果が増大するために、動物のサイズが大きくなるほど線量換算係数は減少する。外部被ばくの線量換算係数の違いは、自己遮蔽効果が十分に低エネルギー放出体について一層顕著である。

(51) ガンマ線放出体による内部被ばくについては、生物の質量に比例して吸収割合が高まるため線量換算係数は増加し、高エネルギー光子放出体 (U-235, Pu-239) など) については依存関係が一層顕著である。アルファ線およびベータ線放出体については、内部被ばくの線量換算係

(52) 動物種の個体群に関しては、個体の小集団と対比して決定を下す際には、注意を払うべきである。個体群モデルアプローチは、個体と個体群の放射線影響の関連付けは非常に複雑で、放射線線量や線量反応関係以外の要因に依存していることを示している。Publication 108 (ICRP, 2008) はこの問題を取り扱っており、付録書 B は標準の個体群のサイズの特徴を示している。

(53) 実際の緊急事態あるいは環境への放射線核種の事故放出への対応に関しては、人間が被ばくまたは人間の食物連鎖からの程度的影響を受けるおそれがあるからといって、環境防護は実際の優先課題ではないかもしれない。しかし、人間の被ばくが主な関心事である、人間の適切な防護レベルを達成するために可能な選択肢は環境に与える影響も考慮すべきである。

(54) 人間の被ばくは最小でもあったり、迅速に制御できるかもしれない。生物種の防護に関しては可能な選択肢は、通常、非常に限られている。汚染された媒体を物理的手段でさらに拡散させたり、逆にその拡散を制限したりすること (体障壁の放射線核種を拡散させるために化学薬品を使用したり、単に物理的バリアを使用するなど) による、防護へのさまざまな放射線影響を考慮すべきである。

(55) 事故発生後、DCRL の枠組み、そして指図となる個体群が受け取った線量に、特に人々が当該地域から避難させられ、人間の被ばくがなくなる食物連鎖が断ち切られたような複雑な条件下において、利害関係者に現状からの予測を伝えるのに役立つかもしれない。化学工業業界では、こうした深刻な影響を与える参考レベルの概念がしばしば使われる。委員会はこうしたレベルは、それに相当する影響のタイプから言っても、DCRL の枠組みを 2 桁上回る線量レベルにはほぼ等しいと指摘する。図 4.3 は深刻な放射線レベルの使用の可能性を示したものである。事故の放出直後の時間の経過につれて、予め定義された基準点に対する環境状況の深刻な悪化から公衆に情報を提供でき、こうした緩和行動の結果あるいは単に自然現象の影響を速やかに評価し、見直しを行うことができるかもしれない。

#### 4.4 利害関係者の関与

(56) 利害関係者の役割は常に幅広い意思決定プロセスによって認識されるべきである。実際、「使用済燃料管理および放射性廃棄物管理の安全に関する条約」には、施設の近隣にある諸国と協議し (これらの国がこの施設により影響を受けるおそれがある限りにおいて)、要請があれば、その条約に及ぶおそれのある安全上の影響の評価ができるように、施設に関する一般データをこれら諸国に提供するよう要請がある (IAEA, 1997)。利害関係者には、自身またはその環境の健全性に直接影響する政策または勧告については、法的、金融的、または当然の利害を持つ個人や団体が含まれる。多くの場合、利害関係者の役割は意思決定プロセスを助ける、情報を提供することだが、利害関係者が決定を下したり、勧告したりする権限と責任を有する状況もありうる (国が運営する審議会や委員会のように)。しかし、一般に、政府機関または規制府が意思決定者であり、利害関係者は下された決定に關わる情報やガイダンスを提供することにより、プロセスに貢献する。



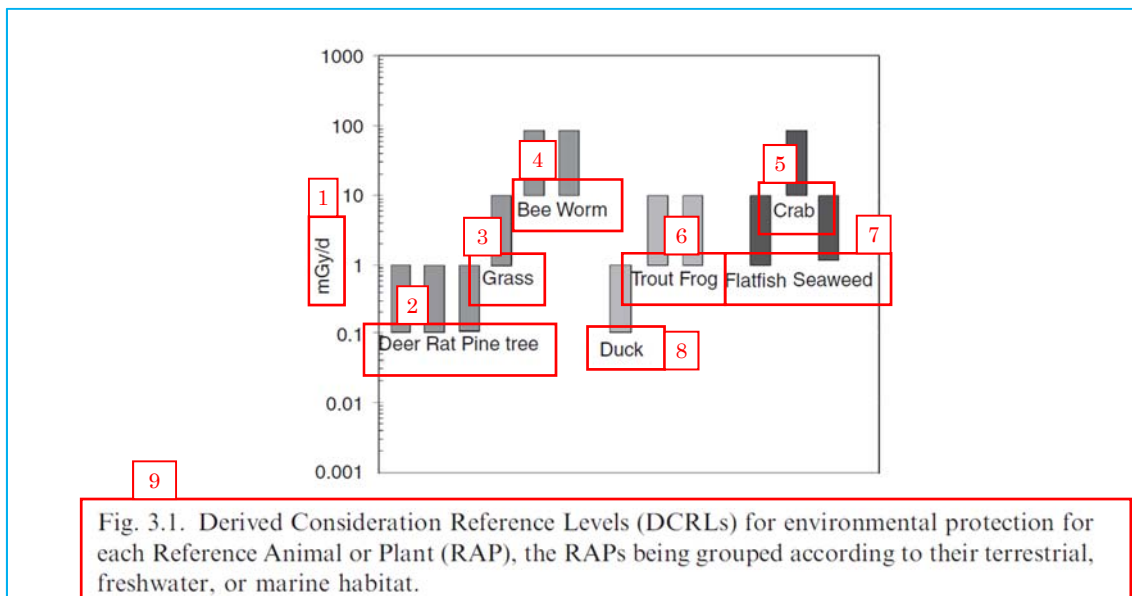
<p>(C8) 複製もまた、個別にこの分野でさまざまな法律や規制を構築した。</p> <p>(C9) 環境防護の規制中には、しばしば「環境への有意な悪影響がない」という言い回しが使われ、あるいは物質が環境自体またはその生物多様性に直ちにまたは長期的に「有害な」影響を与えないと見なされることが多く、濃度または条件で環境に放出すべきではないと見なされていることに留意すべきである。とはいえ、別の方法での環境防護への取り組みもなされており (Pentreath, 2003)、これらは以下の項目で検討する。</p>	<p><b>C.2. 汚染管理</b></p> <p>(C10) 汚染管理は、普通、特定の汚染物質または特定カテゴリーの汚染物質から環境全を保護することを指す。その要件は、いくつかの州の例を挙げると、しばしば「環境汚染 [つまり、環境の質に害を与えるもの (EC, 1996)] を防止するために対策または措置を講ずるべき」という言い回しを使うか、あるいはより明確に、汚染は「ヒトまたは他の生物に害」をもたらすと旨及している。ここで害とは「生物の健康への害またはそれらが属する生態系への他の干渉」(UK Parliament, 1990) を意味する。汚染管理には、特定の行為、特定の場所あるいは汚染された土地など特定の区域の化学物質の発生源の管理も含まれることもある。管理は通常、具体的な可能な活動の範囲を要求する方法で実施されるが、放出量や環境を構成する1つ以上の要素に、超えてはならない数値を規定する形で行われる。(環境品質基準)。</p> <p>(C11) 汚染管理に関する規制には、必要以上に汚染物質が発生するのを避け、そのような汚染物質を可能な限り少ないものとし、汚染物質が環境中に処分または放出する必要を最小限にするのが含まれる。これらはまた環境がすでに許容範囲を超えて汚染されており、修復が必要な状況にも関係する。このため管理計画は、放出地点について、または汚染地域を修復する方法について行われる。</p>	<p><b>C.3. 特定の環境資源の保護</b></p> <p>(C12) 漁業、林業、農業のような行為における環境の利用は、環境が影響を受けることを前提としている。しかし、通常は当該行為を持続可能な形で実行できるようにすることを目標としている点で環境防護に関連しており、その間心的には基本的には個体群レベルでの環境影響だといえる。当該種類的感受性を個体群の安定性にも懸念しているかもしれない。しかし、河川水際の魚の繁殖場や産卵場、貝類の繁殖場など、特定のエリアに害が及ぼさないようにする必要性など、非常に特殊な要件もあろう。</p> <p><b>C.4. 自然保全</b></p> <p>(C13) これに対して、自然保全の目標は通常特定の生物種、生息地または区域を一般的な意味での脅威（汚染を含む）から護ること、こ</p>
---	---	--

<p>総合し全体の目標の達成を確保しなくてはならない。したがって放射性核種の場合、それが環境中に十分な濃度で存在すれば、生態系アプローチの全体の目標達成を阻む可能性があるため、制御が必要な数ある要因（または圧力）の1つとみなされる。</p>	<p>(C18) したがって、環境評価の方法（たとえば、生体リスク評価）は、関係するすべての産業活動について構築される管理によって、こうした環境目標が達成されるかどうかを説明し、影響の発生が予測される場合、環境に与える害のレベルを定義することができなければならない。 (C19) 生態系アプローチでは、目標が達成されると証明するのは明らか困難（生態系に固有の機能や相互作用の複雑さに対応しようとする適切な手段や評価方法が現在欠落しているため）である。このため、そうした特徴付けの困難は認めつつも、生態系管理では、ある特定の区域または生態系のタイプの状態を評価するために、個体群の構成と典型的な構成員とみなされる生物種の個体数の調査を行うのが一般的な慣行である (EC, 2005)。これらに基づき測されたまたは望ましい範囲を超えて変化すれば、さらにその背景にある原因を究明するための研究が行われる。これらの研究は通常、生息地の物理的（または化学的）変化や、食物網や捕食や捕食関係の変化のように、個体群に影響を及ぼす早期死亡や繁殖成功率の低下の結果として起こるなどの生物的要因について行われる。</p>	<p><b>C.5. 既存の法制における各種防護要件の概要</b></p> <p>(C20) この環境管理に対するさまざまなアプローチの概要を見れば、明確な、そしてしばしば矛盾する側面があることは一目瞭然である。しかし、それぞれのアプローチに関する個別の要件も大きく異なることも注目するべきである。これら対象エリアはいずれも国際的レベルで発展し続けている。このため、今後、上記の環境管理要件のいずれがまたはすべてに基づく理由、とはいえ特に汚染制御と自然の保全に関わる理由から放射線の環境影響評価を行う必要性が現在よりも強く将来において生じる可能性がある。</p> <p>(C21) 汚染制御のためには、上記の防護の目的ゆえに、公衆の防護に加えて以下を明確に証明することを要求されるかもしれない。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 環境への害を全般的に回復または最小化していること</li> <li>• すべてに害が及んだ環境に対処する能力</li> </ul> <p>(C22) 一方、自然の保全のためには、上記の防護目標ゆえに、以下の評価を行うことが要求されるかもしれない。</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 特定の生物種の個体に害が及ぶ可能性</li> <li>• 1つまたは複数の生物種における個体群の完全性または存続可能性の潜在的または現実的影響（これは環境利用にも適用される）</li> <li>• 特定の生息地または特定の場所の主要な（または大半の）構成要素への潜在的または現実的影響</li> </ul>
--	--	---

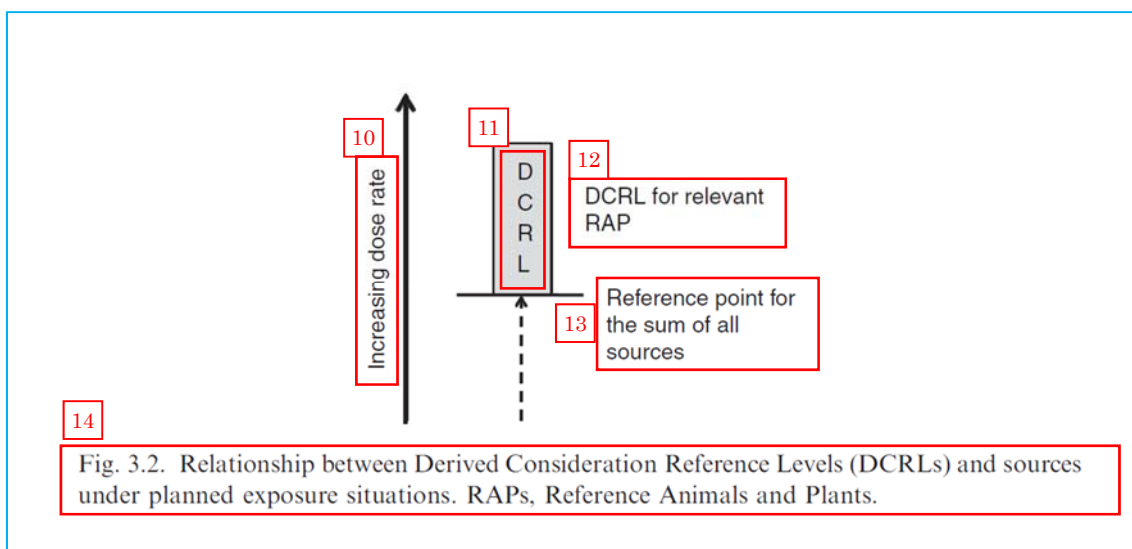
<p>ため別々の法的枠組みに組み込まれてきた。この「自然保全」法は必然的に正確さに欠けることが多いが、基本的に以下の3つの広範な要件から制定されたものである。</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 特定の生物種（1つ以上の生息地で個体群を作ることもある）または区域の保全の必要性。この場合「保全 (Conservation)」という語は、普通、特定の生物種の現状の個体群を意味するが、これには、絶対的な現状維持を保つ必要性という意味合いを帯びるために通常は環境中の単生物要素に保つ「保存 (Preservation)」という語も含まれる。</li> <li>• 生物学的多様性（生物多様性）の維持。これは通常、生物種内の生物多様性（つまり、特定生物種内に見られる形態的、生理学的多様性）、生物種間の生物多様性（つまり生物種の全体数と種間）、そして生息地の生物多様性（つまりある特定の生息地の中さまざまな生息地に存在する生物種の数と種間）を含む。</li> <li>• 1つまたは複数の動物種の個体群にとつて特に重要な、湿地、ヒースの開野、沼沢、森林、沿岸地帯など、特定の生息地の保護。これは、野生の渡り鳥やその他の鳥類にとつて渡来地となる河口域のように、当該生物種の生活史または年間サイクルに結び付いた季節性の重要な関係する。</li> </ul> <p>(C14) 生物多様性の保全と維持のいずれも環境における非生物と生物の間接的要素を保護する必要性に着目しているが、生息地保護の背後にある概念は、その特定の動物種および植物種の組み合わせは変化し続け、主に生息地への影響を受けているとしても、生息地（非生物と生物の間接的要素）を直接、間接の圧力から保護する必要があると認めている。同様に、生物学的多様性も一定の程度ではないが、それが回避可能かつ過度な人間の干渉を受けずに繁殖できるようにすることを指す。</p> <p>(C15) 上記のすべてが関わる例として、ここでまたいくつかの欧州理事会指令を挙げる。そのうち特定の生物種と生息地に関する3つの指令は、いずれも指定地域が「好ましい保全状態」に確実に維持または復元されるよう方針を講ずることを要求している (EC, 1979, 1992)。この状態はそれぞれの場合について、いくつかの生物種の個体数の割合の変化、さまざまな生物種間の比較、生物種の個体群の構成などの数値情報によって、さまざまに、明示的に定義することができ。同様に、3つ目の指令は水中生態系の「良好な環境保全状態」を確保するための行動を取るよう要求している (EC, 2000)。</p> <p>(C16) より最近の傾向では、「生態系アプローチ」などと呼ばれるものを環境防護に適用する。これには環境（または特別に特定された環境の一部）を全体として観察し、これに有害な影響を与えるすべての要因（たとえば物質の抽出、物質の排出、動物の移動または事故的な変更、そしてこれらすべてのさまざまなタイプの圧力の総体的な相乗効果または拮抗作用）を検討するよう求められる。</p> <p>(C17) こうした総合的の管理の責任を負うのは通常政府庁で、個々の活動（取水または一定の化学品の抽出許可など）を管理する個々の方</p>
---	--

<ul style="list-style-type: none"> <li>• どの動物種についても特別な参照や選考を必要としない、局所的またはより広範の生態系レベルでの潜在的または現実的影響。</li> </ul>
---

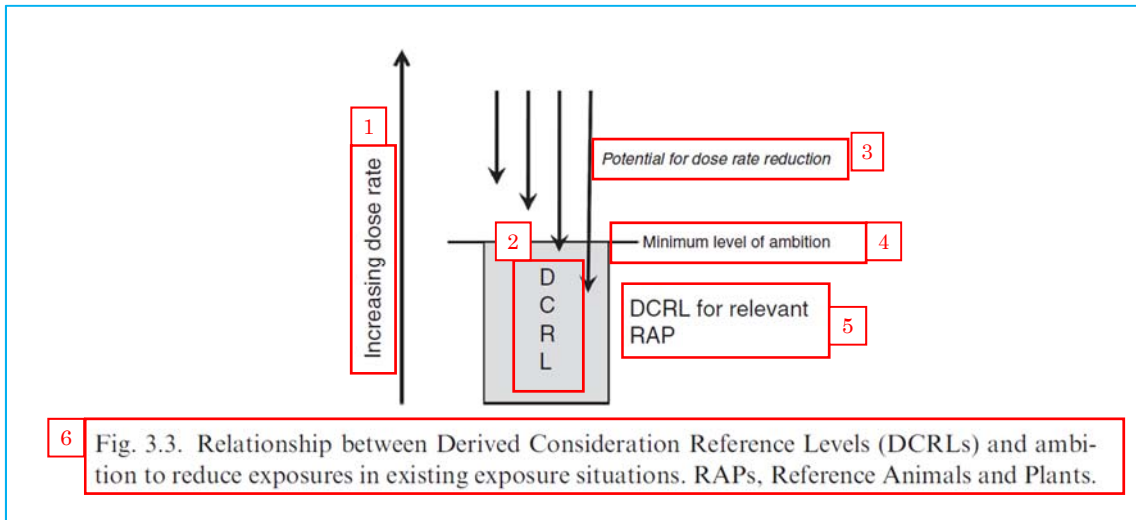
この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 124 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- 1 : mGy/日    2 : シカ   ラット   マツ   3 : イネ科草本   4 : ハチ   ミミズ   5 : カニ  
 6 : マス   カエル   7 : 扁平魚   褐藻   8 : カモ  
 9 : 図 3.1   生息環境（陸域，淡水域，海水域）ごとにグループ分けされたそれぞれの標準動物または標準植物（RAP）に対応する，環境防護のための誘導考慮参考レベル（DCRL）



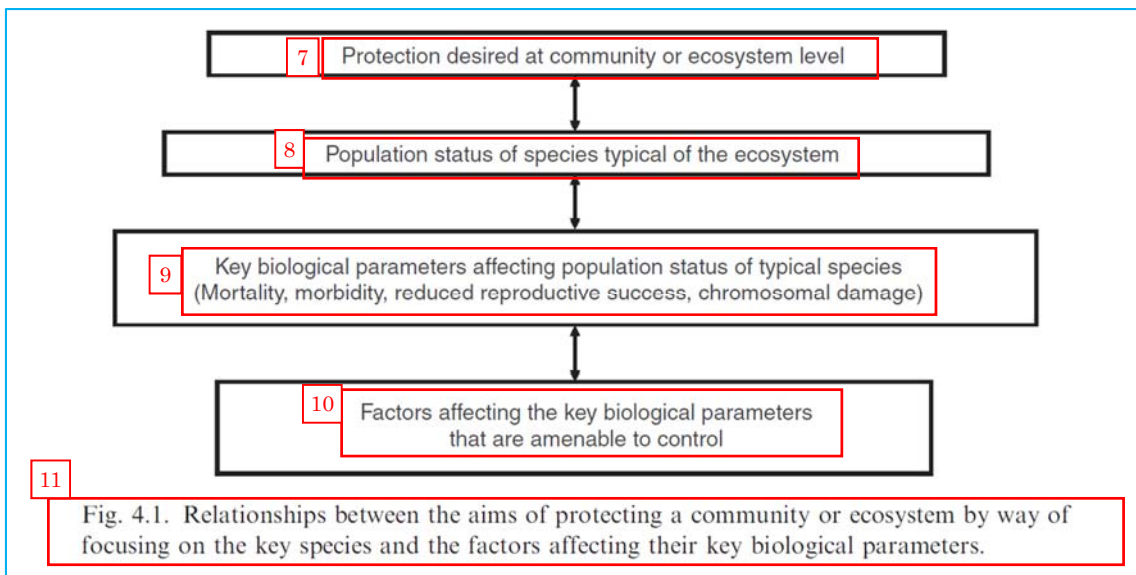
- 10 : 線量率の増加    11 : DCRL    12 : 関連する RAP の DCRL  
 13 : 全線源合計値の参照点  
 14 : 図 3.2   計画被ばく状況における誘導考慮参考レベル（DCRL）と線源の関係。RAP : 標準動物および標準植物



1：線量率の増加 2：DCRL 3：線量率低減の可能性 4：最低レベルの目標

5：関連する RAP の DCRL

6：図 3.3 誘導考慮参考レベル（DCRL）と現存被ばく状況における低減目標。RAP：標準動物および標準植物



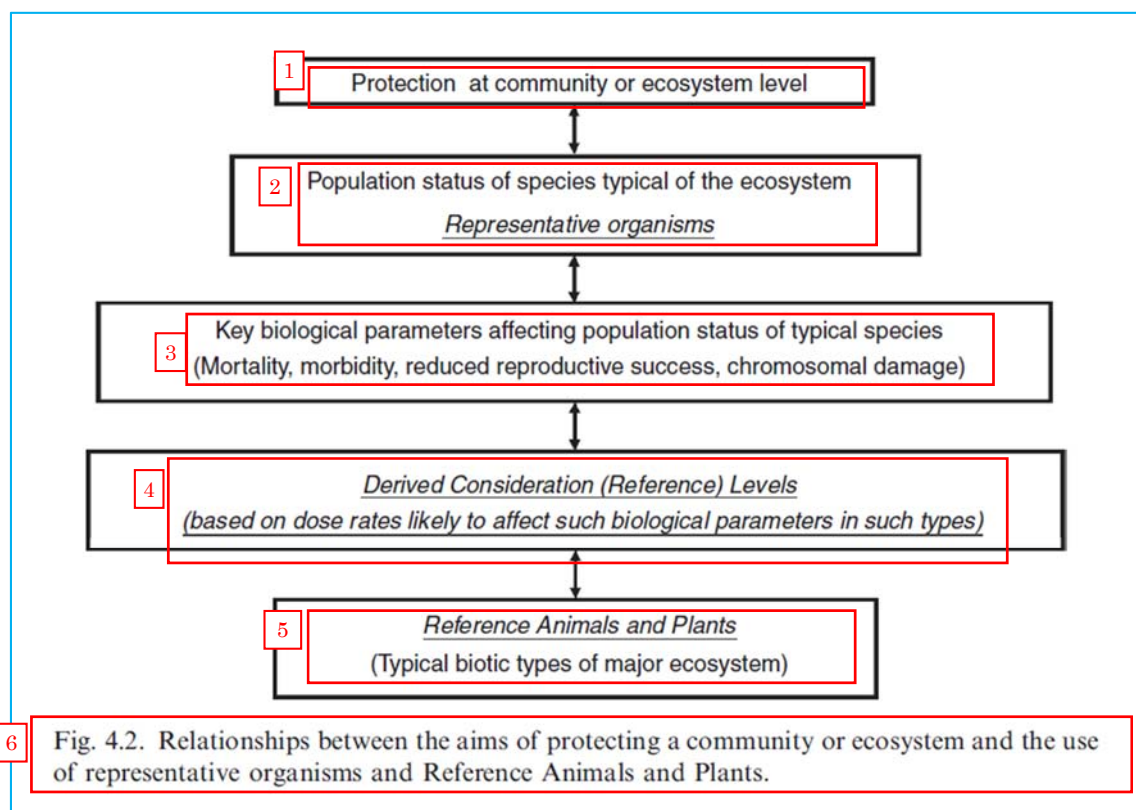
7：群集または生態系レベルで望ましい防護

8：当該生態系の典型的な生物種の個体群の状態

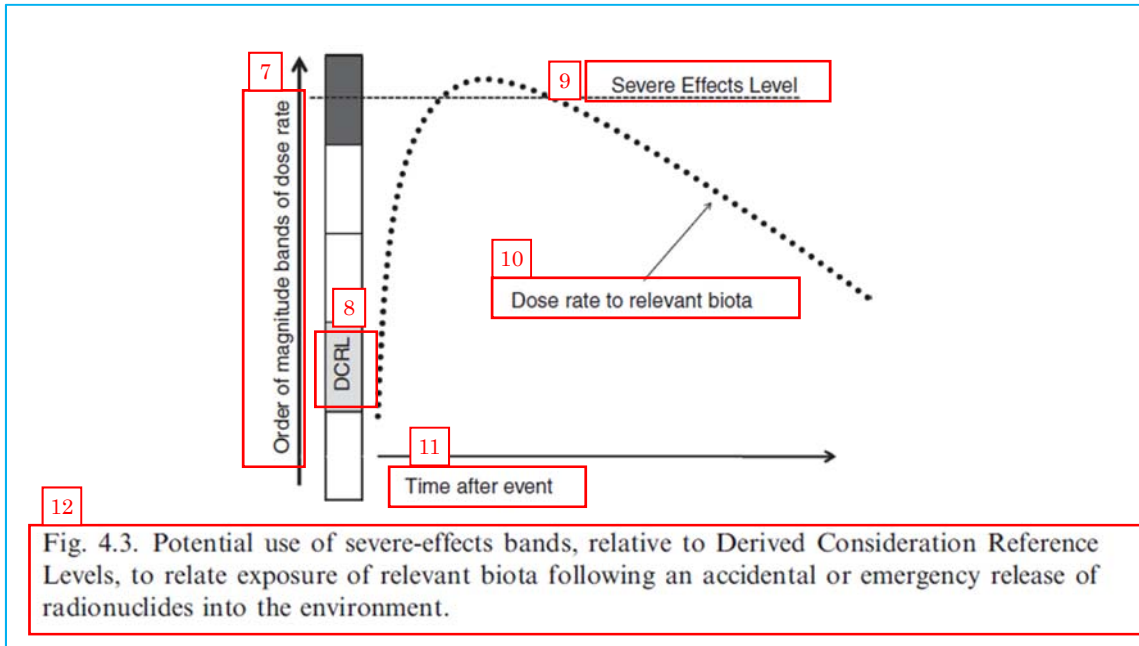
9：典型的な生物種の個体群の状態に影響する重要な生物学的パラメータ（死亡，罹患，繁殖成功度の低下，染色体異常）

10：重要な生物学的パラメータに影響する制御可能な因子

11：図 4.1 重要な生物種と、その重要な生物的パラメータに影響する因子に着目した群集または生態系を防護する目的の関係性



- 1 : 群集または生態系レベルでの防護
- 2 : 当該生態系の典型的な生物種の個体群の状態  
代表的生物
- 3 : 典型的な生物種の個体群の状態に影響する重要な生物学的パラメータ  
(死亡, 罹患, 繁殖成功度の低下, 染色体異常)
- 4 : 誘導考慮 (参考) レベル  
(当該タイプの当該生物学的パラメータに影響するおそれのある線量率に基づく)
- 5 : 標準動物および標準植物  
(主要な生態系の典型的生物のタイプ)
- 6 : 図 4.2 群集または生態系を防護する目的と代表的生物および標準動植物の使用の関係



7：線量率バンドの桁の大きさ

8：DCRL

9：重大な影響レベル

10：関連する生物相の受ける線量率

11：事象発生後の時間の経過

12：図 4.3 放射性核種の環境への事故的または緊急の放出後、関連する生物種の被ばくと関連する重大な影響の範囲（バンド）を誘導考慮参考レベルと比較の潜在的な使用

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 124 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

(Table A.1~A.4, APPENDIX B)

**APPENDIX A: TABLES OF DOSE RATES AND EFFECTS FOR REFERENCE ANIMALS AND PLANTS**

付属書 A 標準動物や植物に対する線量率と影響

Table A.1. Dose rates and effects [Derived Consideration Reference Levels (shaded)] for Reference Deer, Rat, and Duck.

Dose rate (mGy day <sup>-1</sup> )	Reference Deer	Reference Rat	Reference Duck
>1000	Mortality from haemopoietic syndrome (LD <sub>50/30</sub> 1-8 Gy)	Mortality from haemopoietic syndrome in adults (LD <sub>50/30</sub> 6-10 Gy)	Mortality in adults (LD <sub>50/30</sub> 7-11 Gy)
100-1000	Reduction in life span due to various causes	Reduction in life span due to various causes	Long-term effects on developing embryos
10-100	Increased morbidity. Possible reduced life span. Reduced reproductive success	Increased morbidity. Possible reduced life span. Reduced reproductive success	Increased morbidity
1-10	Potential for reduced reproductive success due to sterility of adult males	Potential for reduced reproductive success due to reduced fertility in males and females	Potential for reduced reproductive success due to reduced hatchling viability
0.1-1	Very low probability of effects	Very low probability of effects	No information
0.01-0.1	No observed effects	No observed effects	No information
<0.01	Natural background	Natural background	Natural background



ICRP Publication 124 表 (翻訳版 : 令和 2 年 3 月)

表 A.1 標準シカ, ネズミ, カモに対する線量率と影響 [誘導考慮参考レベル (網掛けの部分)]

線量率 (mGy/日 <sup>-1</sup> )	標準シカ	標準ラット	標準カモ
> 1000	造血性症候群による致死 (LD <sub>50/30</sub> 1 から 8 Gy)	成体の造血性症候群による致死 (LD <sub>50/30</sub> 6 から 10 Gy)	成体の致死 (LD <sub>50/30</sub> 7 から 11 Gy)
100~1000	さまざまな原因による寿命の短縮	さまざまな原因による寿命の短縮	発達中の胚への長期影響
10~100	罹患増加。寿命短縮の可能性。繁殖成功度の低下。	罹患増加。寿命短縮の可能性。繁殖成功度の低下。	罹患増加
1~10	成体の雄の不妊による繁殖成功度低下の可能性	雌雄の生殖力低下による繁殖成功度低下の可能性	孵化時の生存能力低下による繁殖成功度低下の可能性
0.1~1	影響の生じる可能性は非常に低い	影響の生じる可能性は非常に低い	情報なし
0.01~0.1	影響は観察されない	影響は観察されない	情報なし
< 0.01	自然バックグラウンド	自然バックグラウンド	自然バックグラウンド

Table A.2. Dose rates and effects [Derived Consideration Reference Levels (shaded)] for Reference Frog, Trout, and Flatfish.

Dose rate (mGy day <sup>-1</sup> )	Reference Frog	Reference Trout	Reference Flatfish
>1000	Mortality in adults (LD <sub>50/160</sub> 19 Gy); mortality in tadpoles (LD <sub>50/30</sub> 17 Gy)	Mortality in embryos (0.3–19 Gy LD <sub>50</sub> ) depending on embryonic stage	Mortality in adults (LD <sub>50/50</sub> 30 Gy); mortality in eggs (LD <sub>50</sub> 1 Gy)
100–1000	Mortality in eggs (LD <sub>50/40</sub> 0.6 Gy)	Potential for increased morbidity	Some mortality expected in larvae and hatchlings
10–100	No positive effect information	Some deleterious effects expected on young fish (e.g. reduction in resistance to infections). Reduced reproductive success	Reduced reproductive success
1–10	No positive effect information	Possible reduced reproductive success	Possible reduced reproductive success due to reduced fertility in males
0.1–1	No information	No information	No information
0.01–0.1	No information	No information	No information
<0.01	Natural background	Natural background	Natural background

LD<sub>50</sub> is dose required to kill 50%; LD<sub>50/30</sub> is dose required to kill 50% within 30 days.

表 A.2 標準カエル, マス, 扁平魚に対する線量率と影響 [誘導考慮参考レベル (網掛けの部分)]

線量率 (mGy/日 <sup>-1</sup> )	標準カエル	標準マス	標準扁平魚
> 1000	成体の致死 (LD <sub>50/160</sub> 19 Gy), オタマジャクシの致死 (LD <sub>50/30</sub> 17 Gy)	胚の致死 (LD <sub>50</sub> 0.3 から 19 Gy) 胚の発生段階により異なる,	成体の致死 (LD <sub>50/50</sub> 30 Gy), 卵の致死 (LD <sub>50</sub> 1 Gy)
100~1000	卵の致死 (LD <sub>50/40</sub> 0.6 Gy)	罹患増加の可能性	稚魚・孵化したての稚魚おける一部の致死
10~100	有害な影響情報なし	若い魚に何らかの有害な影響が予想される (例えば、感染抵抗力の低下)。繁殖成功率の低下。	繁殖成功率の低下
1~10	有害な影響情報なし	繁殖成功率低下の可能性	雄の生殖力低下による繁殖成功率低下の可能性
0.1~1	情報なし	情報なし	情報なし
0.01~0.1	情報なし	情報なし	情報なし

ICRP Publication 124 表 (翻訳版 : 令和 2 年 3 月)

< 0.01                      自然バックグラウンド                      自然バックグラウンド                      自然バックグラウンド

LD<sub>50</sub> は、致死率 50%に必要な線量。LD<sub>50/30</sub> は、30 日以内に致死率 50%となるのに必要な線量。

Dose rate (mGy day <sup>-1</sup> )	Reference Bee	Reference Crab	Reference Earthworm
> 1000	Mortality in adults (20–3000 Gy LD <sub>50</sub> ); larvae (1–2 Gy LD <sub>50</sub> )	Mortality in adults (420 Gy LD <sub>50/40</sub> )	Mortality in adults (650 Gy LD <sub>50/30</sub> )
100–1000	Possible reduced reproductive success due to effects on gonads and pupal mortality	Probable effects on growth rates and reduced reproductive success	Some morbidity and reduced reproductive success
10–100	No information	No information	Effects unlikely
1–10	No information	No information	No information
0.1–1	No information	No information	No information
0.01–0.1	No information	No information	No information
< 0.01	Natural background	Natural background	Natural background

表 A.3 標準ハチ, カニ, ミミズに対する線量と影響 [誘導考慮参考レベル (網掛けの部分)]

線量率 (mGy/日 <sup>-1</sup> )	標準ハチ	標準カニ	標準ミミズ
> 1000	成虫の致死 (20 から 3000 Gy で LD <sub>50</sub> ), 幼虫の致死 (1 から 2 Gy で LD <sub>50</sub> )	成体の致死 (420 Gy で LD <sub>50/40</sub> )	成体の致死 (650 Gy で LD <sub>50/30</sub> )
100~1000	生殖腺への影響と蛹の致死による繁殖成功率低下の可能性	成長率および繁殖成功率低下の影響がありそう	何らかの疾患および繁殖成功率低下
10~100	情報なし	情報なし	影響は考えがたい
1~10	情報なし	情報なし	情報なし
0.1~1	情報なし	情報なし	情報なし
0.01~0.1	情報なし	情報なし	情報なし
< 0.01	自然バックグラウンド	自然バックグラウンド	自然バックグラウンド

Table A.4. Dose rates and effects [Derived Consideration Reference Levels (shaded)] for Reference Pine Tree, Wild Grass, and Brown Seaweed.

Dose rate (mGy day <sup>-1</sup> )	Reference Pine Tree	Reference Wild Grass	Reference Brown Seaweed
>1000	Mortality (5–16 Gy LD <sub>50</sub> )	Mortality (16–22 Gy LD <sub>50</sub> )	Deleterious effects expected at very high dose rates. No LD <sub>50</sub> data
100–1000	Mortality of some trees after prolonged exposure	Reduced reproductive capacity	Effects on growth rate
10–100	Mortality of some trees after very long exposure. Growth defects. Reduced reproductive success	Reduced reproductive capacity	Potential effects on growth rate and reproductive success
1–10	Morbidity as expressed through anatomical and morphological damage. Prolonged exposure leads to reduced reproductive success	No information	Potential effects on growth rate
0.1–1	No information	No information	No information
0.01–0.1	No information	No information	No information
<0.01	Natural background	Natural background	Natural background

NB. The area shaded for Reference Brown Seaweed is different from that provisionally shaded in *Publication 108* (ICRP, 2008).

表 A.4 標準マツ, 野草, 褐藻への線量率と影響 [誘導考慮参考レベル (網掛けの部分)]

線量率 (mGy/日 <sup>-1</sup> )	標準マツ	標準イネ科草本	標準褐藻
> 1000	枯死 (LD <sub>50</sub> 5 から 16 Gy)	枯死 (LD <sub>50</sub> 16 から 22 GyLD <sub>50</sub> )	非常に高い線量率で有害な影響が予想される。LD <sub>50</sub> データなし。
100～1000	長期被ばく後, 一部の樹木が枯死	繁殖能力の低減	生長率への影響
10～100	非常に長期の被ばく後, 若干の樹木が枯死。生長不全。繁殖成功度の低下。	繁殖能力の低下	生長率および繁殖成功度への影響の可能性
1～10	構造・形態的損傷として現れる疾患。長期被ばくは繁殖成功度の低下につながる。	情報なし	生長率への影響の可能性

ICRP Publication 124 表 (翻訳版 : 令和 2 年 3 月)

0.1~1	情報なし	情報なし	情報なし
0.01~0.1	情報なし	情報なし	情報なし
< 0.01	自然バックグラウンド	自然バックグラウンド	自然バックグラウンド

注記 褐藻の網掛け部分は *Publication 108* (ICRP, 2008) で暫定的に指定されたものと異なる。

APPENDIX B: ASSUMED BASIC POPULATION CHARACTERISTICS OF REFERENCE ANIMALS AND PLANTS	
Reference Animal or Plant	Population characteristics
Deer (Cervidae)	Iteroparous, distinct cohorts, high female:male ratio, low fecundity, population number <500
Rat (Muridae)	Iteroparous, equal sex ratio, high fecundity, population number <1000
Duck (Anatidae)	Iteroparous, distinct cohorts, equal sex ratio, low fecundity, population number <500
Frog (Ranidae)	Iteroparous, distinct cohorts, equal sex ratio, high fecundity, population number <500
Trout (Salmonidae)	Iteroparous, distinct cohorts, equal sex ratio, high fecundity, population number <500
Flatfish (Pleuronectidae)	Iteroparous, distinct cohorts, equal sex ratio, high fecundity, population number >10,000
Bee (Apidae)	Semelparous (for males), high male:female ratio, high fecundity, population number <10,000
Crab (Cancridae)	Iteroparous, distinct cohorts, equal sex ratio, high fecundity, population number >500
Earthworm (Lumbricidae)	Iteroparous, hermaphrodite, high fecundity, population number >10,000
Pine tree (Pinacea)	Iteroparous, canopy forming, high fecundity, population size >1000
Grass (Poaceae)	Iteroparous, high fecundity, perennial with yearly regrowth, population size >1000
Brown seaweed (Cyclosporea)	Iteroparous, low recruitment to adult population, population size >1000

ICRP Publication 124 表 (翻訳版: 令和 2 年 3 月)

付属書 B: 標準動物および標準植物について想定された基本的な個体群の特性

標準動物もしくは標準植物	個体群特性
シカ (シカ科)	多数回繁殖性, 世代識別可能な群れ, 高い雌: 雄比, 低繁殖力, 個体群の個体数 < 500
ラット (ネズミ科)	多数回繁殖性, 等しい雌雄比, 高繁殖力, 個体群の個体数 < 1000
カモ (カモ科)	多数回繁殖性, 世代識別可能な群れ, 等しい雌雄比, 低繁殖力, 個体群の個体数 < 500
カエル (アカガエル科)	多数回繁殖性, 世代識別可能な群れ, 等しい雌雄比, 高繁殖力, 個体群の個体数 < 500
マス (サケ科)	多数回繁殖性, 世代識別可能な群れ, 等しい雌雄比, 高繁殖力, 個体群の個体数 < 500
扁平魚 (カレイ科)	多数回繁殖性, 世代識別可能な群れ, 等しい雌雄比, 高繁殖力, 個体群の個体数 > 10000
ハチ (ミツバチ科)	一回繁殖性 (雄), 高い雄: 雌比, 高繁殖力, 個体群の個体数 < 10000
カニ (イチョウガニ科)	多数回繁殖性, 世代識別可能な群れ, 等しい雌雄比, 高繁殖力, 個体群の個体数 > 500
ミミズ (ツリミミズ科)	多数回繁殖性, 雌雄同体, 高繁殖力, 個体群の個体数 > 10000
マツ (マツ科)	多数回繁殖性, 林冠形成, 高繁殖力, 個体群のサイズ > 1000
イネ科草本 (イネ科)	多数回繁殖性, 高繁殖力, 毎年再生長する多年生植物, 個体群の規模 > 1000
褐藻 (Cyclosporea 科)	多数回繁殖性, 成体個体群の低補充率, 個体群の規模 > 1000

この翻訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication 129 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することも有り得る。ドラフトからの引用を赤字【事務局】

<p>コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) における放射線防護</p> <p><b>招請施設</b></p> <p><b>CBCT: 様々な臨床応用と幅広い線量</b></p> <p>コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) における放射線防護に関する本書は、時宜を得たものであり、また実務的なものである。以前のICRPの刊行物において、CTにおける患者線量の管理 (managing the dose in patients undergoing computed tomography) (Publication 67)及び多列検出機コンピュータ断層撮影 (MDCT)における患者線量の管理 (managing patient dose in multi-detector computed tomography) (Publication 102) (ICRP, 2006a, 2007a) を取り上げた。CBCTにもこれら原理の一部は該当するが、新たな課題も存在する。CBCTは臨床現場において普及しつつある技術である。CBCTの登場によって、コンピュータ断層撮影 (CT) が新たな臨床環境において使用されるようになった。また、これまでこのような装置を用いることのなかつた臨床医によって使用されるようになってきた。また、これらで放射線技術師、放射線科医及び放射線防護師が通常受けてきた放射線安全に関する訓練を受けているわけではない。また、この技術は発展途上にあるので、装置製造業者が線量表示を標準化する好機でもある。以上のようなことから、教育、ガイドライン、及び業界内での標準化が必要とされるのである。</p>
--

この数十年間、従来のCTは患者ケアにおいて「革新的な」技術であった。腹部CT<sup>1</sup>は、より侵襲的な外科的技術にとって代わって用いられたようになった。また頭部CT<sup>2</sup>は、脳腫瘍及びCT血管造影も、多くの場合、カテーテルを用いる血管造影にとって代わられている。235名以内科医を対象とした調査において、「これがなければ患者に対する影響が最も大きいだろう」と考えられる革新技術のうち、CTと磁気共鳴イメージングは第一位にランクされている (Fuchs と Sox, 2001)。CTは、消化器内視鏡、バルーン血管形成術、冠動脈バイパス術などのいくつかの主要な医療技術よりも上位にランクされたのである。とはいえ、CT撮影技術の使用には責任が伴う。便益と害とのバランスをとるためには、知識とツールが必要である。今日CBCTは、これまでにかかわりのなかつた医療従事者によって新たな臨床分野で使用されているようになり、教育、標準化、そしてガイドラインの必要性に直面している。

CBCTの使用は、放射線治療、整形外科、泌尿器科、産科/産前産後科、神経DVR科、血管内及び非血管介入など、幅広い臨床の専門分野と手技に広がっている。患者線量は、腸器吸収線量では1 mGy未満から、皮膚線量では400 mGyを超えるものまで非常に幅がある。この

の事例においてはその通りであった。今日のCBCTは、放射線防護の訓練をほとんど又は全く受けていない専門家によって広く利用されている。本書では、さまざまな関係者に向けて線量管理に関連した勧告を提供し、さらに防護の原則、訓練及び質の保証という側面について検討する。CBCTの適切な使用に関する助言は、幅広く利用可能であるものでなければならぬ。CBCT装置を使用する際の防護の最適化に関するアドバイスは、新しい機能が増えるにつれて強化される必要がある。使用者による防護の最適化及び性能評価を可能とするために、製造業者は、CBCT装置上の線量表示を標準化するべきである。1回の手技において透視と断層撮影の両方をCBCT対応装置で実施する場合に、放射線防護のための別の課題が生じる。このような手技において透視と断層撮影の両方のための標準化も必要である。今後CBCT装置とその応用が進展するに従い、本書で示している勧告も進歩していくだろう。以前のICRPの刊行物と同様に、画像検査の専門家、理学療法士及び製造業者が、当委員会が定めている患者と医療従事者の防護の最適化の原則を基盤とするために、経済的及び社会的要素を踏まえつつ、かつ必要とされる結果の達成と牙齒衛生に被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持するという目的をもって、本書に示しているガイドラインと勧告に従ってこれらを行うことを、当委員会に覆むものである。

© 2015 ICRP. 出版: SAGE.

キーワード: コーンビームCT; コーンビームCT; ICRP勧告; 線量管理CBCT; インターベンショナルCBCT; CT 透視

M.M.REHANI, R. GUPTA, S. BARTLING, G.C.SHARR, R. PAUWELS, T. BERRIS, J.M. BOONE

ICRP 代表著者

**参考文献**

国際放射線防護委員会 (ICRP) は、放射線防護の原則の応用に關して勧告とガイダンスを提供している。これは、種々の画像検査及び治療法における電離放射線の医学的利用に關する、それと特化した刊行物を通じて行っている。本書は、ICRP が *Publication 105* を通じて刊行した。医療における放射線防護と安全性に關する包括的助言に関する包括的報告 (ICRP, 2007c) の追加となるものである。放射線防護という観点から最新の技術を開発し、より安全な技術の開発が可能と考えられる製造業者に向け、勧告が作成されている。ICRP は、現在及び将来的な技術利用に基づく安全性の問題を最小限にするために、技術が寄与できるであろうソリューションを示す重要な情報源としての機能も持っている。もちろん、診断又は臨床目的を損なわずに患者線量を最小限にするために、使用者が最適化について大きな役割を果たすことができる部分も多くある。近年、多数の画像検査が通視性のガイドラインを標準化していないという評価結果が報告されている。ICRP は3つの正当化のレベルを示しているが、

はCBCT スキャンの回数やIVR 手技の複雑さに応じてさらに大きくなりうる。本書では、全般的な線量管理及び特定の臨床現場における実践的なガイダンスを提供する。

線量低減は二律背反を伴うので、あらゆる製造業者が共通して、線量と画像の両方の標準的測定が必要である。透視及びCBCT に使用される装置では、手技全体の患者線量低減が提示可能でなければならぬ。これらのデータは専用のコンソールに表示される必要がある。また電子カルテに取り込み可能でなければならぬ。線量低減には多くの方法があり、CBCT 装置の設計や、特定の臨床現場での装置の使用手法などが含まれる。本書は、「合理的に達成可能な限り低く」という基本的概念をしかるべく強化するものである。ただし、本書は線量低減のためのもう1つの重要な方法も取り上げる。線量低減のための最善の方法の1つは、適切な画像検査が選択されているか、又は臨床的に必要であるかを確認することである。ある臨床的範囲に対して、従来行われてきたCT検査が最適な画像検査ではない、という場合もありうる。画像検査の不適切な使用について全般的に検討するために、いくつかの戦略が提案されている (Bernardyら, 2009)。CBCTの適切な使用に関するガイドラインは広く採用される必要がある。

「集団としての健康」が注目される時代内、CBCTのさらなる開発とその使用は、適切な臨床的必要性に応じた推進されるべきであり、患者と従事者に対するリスクとのバランスも考慮されなければならない。本書は、政策立案者、画像検査の専門家、医学物理士及び製造業者に対して、患者と従事者両方の防護を最適化するために役立つ指針を与えるのだが、画像検査の高い診断能と優れた臨床転帰への期待を損なうものではない。

<p><b>JAMES V. RAWSON</b></p> <p>コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) における放射線防護</p> <p>ICRP PUBLICATION 129</p> <p>2015年1月委員会承認</p> <p><b>抄録</b> 本書の目的は、新たな技術であるコーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) における放射線防護について、ガイダンスを提供することにある。Publication 67及び102では、コンピュータ断層撮影 (CT) 及び多列検出機 CT における患者線量の管理について扱った。CBCTの新たな応用とそれらに付随する放射線防護の問題は、従来のCTとは大きく異なる。CBCTは比較的線量であるという認識は、初期</p>
--

レベル3で正当性を精査する必要性が高まっており、ICRP は検査の正当化に関するガイダンスも提供している。放射線防護が注目される昨今の風潮から、ICRP publication の対象読者は、政策立案者、保健当局、公的医療機関、患者会、様々な技術の適切性とその使用について基準を策定している機関、さらには10年前前には利用できなかった画像検査技術を使い始めた様々な医療の専門家にまで広がっている。本書では、病院での日々の診療で使われるにつれ、またそれを使用する医療の専門家も増えつつある、コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) という新たな技術を用いるときに直面する問題について検討する。今回のICRPによる助言は時宜にかなったものである。患者と当委員会は2013年、CBCTの放射線防護に関する作業部会を設立させた。

<p>作業部会の構成委員:</p> <p>M.M.Rehani (委員長) S. Bartling R. Gupta</p> <p>通信委員:</p> <p>T. Berris (2013年10月まで) J.M.Boone R. Pauwels (2013年12月から)</p> <p>第3専門委員会の重要レビューアー:</p> <p>R. Loose C. Martin</p> <p>作業部会の重要レビューアー:</p> <p>C. Cousins H.G. Menzel 各報告書作成期間における第3専門委員会の構成委員:</p> <p>(2009-2013) E. Vanó (委員長) J.M. Cosset (副委員長) M.M. Rehani (書記) M.R. Beza I.T. Ducer I. Gusev J.W. Hopewell P.-L. Khong S. Mattson D.L. Miller P. Ortiz López K.A. Riklund</p>
--

H. Ringertz B. Yee (2019-2017)	M. Rosenstain Y. Yonekura
E. Vanó (委員長) K. Applegate S. Demeter R. Loose K. Å. Riklund B. Yee	D.L. Miller (副委員長) M. Bourquignon K. Kang C. Martin P. Ortiz López Y. Yonekura
	M.M. Rehani (書記) L.T. Dauer P.-L. Khong P. Krongstad Y. Yonekura

<b>要点</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) は、かつてCT撮影と通常関連していたが、分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) クリニック、血管造影、放射線治療室、及び整形外科病院などにまでコンピュータ断層撮影 (CT) の利用を拡大することとなった。そのため、CBCTにおける放射線防護に関する電気のガイドライン及び勧告は重要なものである。</li> <li>CBCT装置の製造業者はこれまで、使用者の電気的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量及び放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。</li> <li>本書では、臨床的效益と放射線リスクの二律背反を最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCTの使用を方向づけるための基本的事項を示す。</li> <li>国際放射線防護委員会 (ICRP) は、放射線防護が全身被ばくについてのみならず、特定の組織 (特に眼の水晶体、心臓及び脳血管系) の被ばくについても最適化されるべきであることを強調する。</li> <li>透視とCBCTの両方に用いられる装置は、オペレータコンソールにある電子的表示と線量計 (radiation dose structure) を含む。ICRP勧告 (ICRP 105) を通じて、個々の患者の手足全体に線量計を示す必要がある。</li> <li>線量モニタリングが必須のツールとなれば、患者と作業者の手足全体に線量計を示す必要がある。</li> <li>ある特定の患者の線量の記録、報告及び追跡は、ベンダー間で一貫した方法で行う必要がある。</li> </ul>

<ul style="list-style-type: none"> <li>昔顔面用 CBCT は、他の画像検査方法を提案した上でその使用が正当化されるべきである。正当化された後、診断情報を得ようことな線量を最小限に抑えて撮像できるように、最適化される必要がある。</li> <li>放射線防護における訓練レベルは、予想される放射線被ばくレベルに見合うものである必要がある。</li> <li>診断目的で CBCT を使用する予定の作業者は、診断目的の CT と同様の訓練を受けなければならない。また IVR を目的とした CBCT を行う予定の作業者は IVR-CT と同様の訓練を受けなければならない。</li> </ul>
---

<b>用語解説</b>
<p>吸収線量, <math>D</math> [Absorbed dose]</p> <p>吸収線量, <math>D</math> は <math>dE</math> を <math>dm</math> で割った値であり、ここで <math>dE</math> は質量 <math>dm</math> の物質に電離放射線が与える平均エネルギーである。したがって次式のようになる：</p> $D = \frac{dE}{dm}$ <p>吸収線量の単位は J kg<sup>-1</sup> である。吸収線量の独自の単位はグレイ (Gy) である。1 Gy = 1 J kg<sup>-1</sup>。</p> <p>自動照射制御 [Automatic exposure control : AEC]</p> <p>検出器における X 線強度を測定することで、事前に選択した画質を得るために必要な照射量を、自動的に判断して照射する装置。</p> <p>コリメーション [Collimation]</p> <p>放射線ビームの広がりを幾何学的に制限すること。</p> <p>コーンビームコンピュータ断層撮影 [Cone beam computed tomography : CBCT]</p> <p>本書において「CBCT」という用語は、これを多列検出器 CT (MDCT) と区別するために、ある特定の設計上の特徴、画質特性、及び応用領域を持つ CT 装置を示すために用いられる。CBCT 装置を MDCT 装置と区別する最も特徴的な設計上の特徴は、1 回の回転で 3 次元ボリューム画像を得るために、2 次元のデジタルフラットパネル検出器が用いられている点である。CBCT では、フラットパネル検出器を用いることにより、低いコントラスト分解能という代償はあるが、広いコーン角、広い軸方向の撮影範囲、及び高い空間分解能を得ることができ。</p> <p>歯槽面の撮影 [Dental and maxillofacial imaging]</p>

<ul style="list-style-type: none"> <li>高コントラスト構造に関する診断上の疑問に答えるためには、低線量のプロトコルで十分である。このように構造とは、例えば、鼻、骨、歯槽面 (ENT スキャン、副鼻腔、頭蓋、側頭骨)、IVR の材料、造影された血管 (血管造影) などである。</li> <li>軟部組織である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍や腫瘍などの抽出が主な目的である場合にのみ、より高線量のプロトコルを選択すべきである。</li> <li>IVR 及び付帯中の C-アーム CBCT の多くは、180°-240°の角度でブラス X 線ビームのコーン角の範囲をスキップすることができ、限局性の重要臓器である甲状腺、眼、乳房及び性腺等は、可能な限り照射範囲の「検出器側」におくべきである。</li> <li>臨床的必要性が許す限り、画質 (volume of interest) が CBCT 装置の「有効視野 (field of view: FOV)」内に完全に収まるように、一方で放射線感受性臓器が FOV 外にくるように、使用者はあらゆる努力をする必要がある。</li> <li>CBCT の目的は、他の画像モダリティでは得られない特定の診断的又は術中の問題に答えることにあるのであって、多列検出器 CT (MDCT) に匹敵する画質を得ることではない。検査を依頼する臨床医は、CBCT の利用について、画像検査の専門家と相談したうえで決定すべきである。</li> <li>特定の画質が定められている画質と比べて高い患者線量にならないように、近年の CT に実装されている線量チェックアラートなど、線量認識と均等化する手段が必要である。</li> <li>実際の状況下で患者の線量を確実に推定する方法を確立し、使用する必要がある。</li> <li>IVR に CBCT を用いる者が、高画質又は高線量/ スキャンではなく「低画質又は低線量」スキャンを慎重に使用することで、患者の線量は大きく異なってくる。</li> <li>放射線治療においては、CBCT は以下のような様々な治療段階で適正に使用されることにならう：患者の体位と「画質」画質の治療前確認、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛体アライメントの不良の評価、治療中及び治療後に手技中に患者の体位が継続的に安定していることを確認するなどである。骨構造を対象として治療用アライメントには、低線量 CBCT のプロトコルを用いるべきである。</li> <li>装置の多くは透視しか実施できなかつたが、現在では CBCT も実施できるようになっている。CBCT によって、得られる臨床情報は改善し、重なり合う構造を分離することができると、使用者は CBCT モードを使用する傾向があるかもしれない。しかし CBCT モードは慎重に使用するべきものである。</li> <li>整形外科における CBCT の正当な使用は、特に透視のみでは不十分という状況で、骨位置の評価及び骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の評価を助ける場合であって、結果として患者の線量管理に有益となる。</li> <li>泌尿器科では、石灰化した腎結石など高コントラスト構造の画像検査時には、低線量 CBCT のプロトコルが有用なべきである。</li> </ul>
--

<p>本書において骨科及び顎顔面領域撮影とは、歯及び下顎骨に関連する高コントラスト構造の撮影を意味する。他の構造 (上顎洞、顎関節、顔面骨格など) の可視化は、撮影の主な適応症例に関連する場合は、「歯槽面の画像撮影」とみなすことができる。耳鼻咽喉撮影はしばしば類似の X 線装置を使用するものの、本書では別の用途とみなす。</p> <p>検出器量子効率 [Detector quantum efficiency : DQE]</p> <p>広く用いられている、X 線検出器の品質を示す指標である。一定の入射アルエンから画像を生成するための検出器の効率 (信号対ノイズ性能) の指標である。直線的には、検出器がそれへの入射アルエンを、理想的な検出器に比べてほぼ同様に画像に変換するかを把握するものである。</p> <p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>しきい値線量と、線量増加に伴う反応の重症度の増加によって特徴付けられる、細胞集団への悪影響である。「組織反応」とも呼ばれている。確定的影響は、場合によっては、生物反応修飾物質を含む照射後の処理により変化する。</p> <p>診断参考レベル [Diagnostic reference level : DRU]</p> <p>平均的体格の患者あるいは標準的なファントムにおいて、典型的な放射線診断の線量のレベル。または放射線装置の放射線のレベルであり、多様な装置を用いた検査に適応可能なものである。診断行為と技術的性能について適正かつ正常であれば、これらのレベルを超えないことが期待される。</p> <p>線量限度 [Dose limit]</p> <p>計画被ばく状況において、一定期間内に個人が受ける実効線量は 1 つの臓器に対する等価線量であって、超えてはならない限度である。線量限度は、当初 ICRP が定義した 8 つの基本的な防護の原則の 1 つである。</p> <p>実効線量, <math>E</math> [Effective dose]</p> <p>人体の特定組織及び臓器の等価線量のすべてを、組織加重をもつて合計したものであって、次の式で表される：</p> $E = \sum w_T H_T$ <p>ここで、<math>w_T</math> は組織又は臓器 <math>T</math> の等価線量、<math>w_T</math> は組織加重係数である。実効線量の SI 単位はシーベルト (Sv) で、これは J kg<sup>-1</sup> と等しい。等価線量, <math>H_T</math> [Equivalent dose]</p> <p>次の式で与えられる組織 <math>T</math> の線量である：</p>
---



ここで、 $D_{H,i}$ は組織又は臓器 $T$ が放射線 $R$ から受ける平均吸収線量、 $w_R$ は放射線加重係数である。等価線量の単位は実効線量の単位と同じ (シーベルト、Sv) であり、これは $\sum w_R D_{H,i}$ であり、これは $\sum w_R D_{H,i}$ と等しい。
ハンズフィールドユニット [Hounsfield unit: HU] CT 画像の各画素における平均 X 線減弱の程度を表すために用いられる数値である。減弱の測定値はハンズフィールドスケールを用いて HU (別名 CT 値) に変換される。 $HU = \frac{\mu_{\text{患者}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}} - \mu_{\text{空気}}} \times 1000$ ここで $\mu$ は、使用した X 線ビームにおける、測定材料を水と比較したときの有効線量減弱係数である。このスケールでは、水の HU 値は 0、空気の HU 値は -1,000 となるように定義されている。
正当化 [Justification] 当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。正当化の原則では、放射線被ばくは絶対に便益がある事が求められる。多列検出機コンピュータ断層撮影 [Multi-detector computed tomography: MDCT] <i>Publication 102</i> (ICRP, 2007a) には、MDCT システムとは、複数の検出器から成る検出器アレイをもつ CT 装置である」とある。MDCT 装置の「多列検出器」という構造は、検出器の身長に沿った方向に複数の検出器アレイ (列) を用いていることを指す。MDCT 装置は、曲線状にならない検出器と X 線管球が共に回転する。第 3 世代 CT の幾何学的配置を用いている。全ての MDCT 装置は、スリッピングガントリを用いているので、検出器が常にデータ収集が可能である。MDCT に使用されている曲線状の検出器アレイは、CBCT 装置に通常搭載されているデジタルフラットパネル検出器と区別する必要がある。これら 2 つの異なる検出器技術は、収集時間、待ち時間、ダイナミックレンジ及び空間分解能の点で大きく異なっているからである。
ノイズ [Noise] あらゆる画像に存在している基本的な統計学的現象である。ノイズは、構造対象物 (特にコントラストが比較的低いもの) の視認性を低下させる傾向がある。医用画像における「目立たない」ノイズを測定することではなく、臨床的に許容できるレベルまで低下させることである。ノイズは有用な情報を含む画像画像を含まない画像画像を「むら」である。ノイズの大きさは、画像の中心領域内の「標準偏差」によって表される。

<b>1 緒言</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>コンピュータ断層撮影 (CBCT) は、かつて CT 撮影と通常関連していなかった分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) クリニック、血管造影、放射線治療、及び整形外科病棟などによってコンピュータ断層撮影 (CT) の利用を拡大することになった。そのため、CBCT における放射線防護に関する今後のガイドライン及び勧告は重要なものである。</li> <li>CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電氣的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量及び放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。</li> <li>本書には、臨床的便益と放射線リスクの二律背反を最適化するために、情報に基づいた決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本を示している。</li> </ul>
(1) CBCT によって、過去には CT 撮影と通常関連してなかった分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) のクリニック、血管造影室、放射線治療室、及び整形外科病棟などにまで CT の利用が拡大していることから、CBCT における放射線防護に関する今後のガイドライン及び勧告は重要なものである。
(2) 以前の刊行物、特に <i>Publication 87</i> 及び <i>I22</i> (ICRP, 2000a, 2007a) において示されていた、国際放射線防護委員会 (ICRP) の放射線防護の原則及び勧告は、これらの比較的新しい用途にも当てはまることから、これを遵守する必要がある。
(3) コーンビームという照射野の性質から、患者の安全性を担保するための線量管理には新たな課題がある。CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電氣的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量及び放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。
(4) 本書には、臨床的便益と放射線リスクの二律背反を最適化するために、情報に基づいた決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本を示している。
(5) 放射線防護を含め CBCT の適切な使用は、紹介元の臨床医と画像の専門家の共同責任である。さらに画像の専門家は、防護の最適化にも責任を有する。診断のための CBCT 検査に患者を紹介する際には、紹介元の臨床医は多列検出機 CT (MDCT)、螺旋 CT (MDCT) 及びその他のイメージングモダリティと比べて CBCT の長所と短所について知って適切な判断をする必要がある。CBCT の使用に関する判断は、画像の専門家と相談したうえで下すべきである。
(6) 本書において「CBCT」という用語は、これを多列検出機 CT (MDCT) と区別するために、ある特定の設計上の特徴、画質特性、及び応用領域を持つ CT 装置を示すために用いられる。CBCT 装置を MDCT 装置と区別する最も特徴的な設計特性は、1 回の回転で 3 次元 (3

職業被ばく [Occupational exposure] 次の項目を除く、作業者がその作業の過程で受けるすべての被ばくである。(1) 回復された被ばく、及び回復された放射線や放射線被ばくの被ばく；(2) すべての医療被ばく；及び、(3) 通常地域における自然バックグラウンド放射線。
防護の最適化 [Optimisation of protection] 被ばくを生じうる可能性、被ばくする人の数、及びその人たちの個人線量の程度はすべて、経済的及び社会的要因を考慮に入れながら、合理的に達成可能な限り低く保つべきである。医用画像における防護の最適化とは、臨床目的を達成するために必要な最低の線量とすることを意味する。
ファントム [Phantom] 実際の患者を被ばくさせずに、イメージングシステムを検証するために用いられる。患者と同様に放射線を吸収又は散乱する装置である。ファントムには人体形状のものや、物理的試験のためのものがある。
集団線量 [Population dose] 1 つの集団が受ける集団線量を表すもので、ある 1 つの線源によって被ばくした人数に、その平均線量を乗じた値として定義される。集団線量は人・シーベルト (人・Sv) として表され、放射線防護の最適化における 1 つの手段としてのみ用いられるよう意図されている。
散乱 [Scatter] X 線が物体との相互作用により、その本来の軌道から外れる現象である。
遮蔽 [Shielding] 放射線、患者と、患者との間に高吸収性の材料 (鉛など) をおくこと。
スライス [Slice] 1 回のシンチラル CT 又は CBCT 撮影における、試験ファントム又は検査対象患者の断層面である。
確率的影響 [Stochastic effect] 発生する効果の種類が、その重症度ではなく、しきい値なしの線量の閾値とみなされるような、悪性疾患及び遺伝性影響である。
職業主 [Worker] 雇用主により、常勤、非常勤、臨時雇用を問わず雇用され、職業的な放射線防護に關係する権利と義務を自覚している、あらゆる個人。

(D) ポリビューア画像を得るために、2 次元 (2D) のデジタルフラットパネル検出器を用いている点である。CBCT ではフラットパネル検出器を用いることにより、低いコントラスト分解能という代償はあるが、広いコーン角、広い z 軸方向の撮影範囲、及び高い空間分解能を得ることにより、一部のコーンビーム装置はまだイメージングシステムを使用しているが、これらの装置はフラットパネル型 CT 装置と共通している部分が多く、CBCT 機器とみなすべきである。すべての CBCT 装置は広いコーン角と広い z 軸方向の撮影範囲をもつ。検出器としてフラットパネル又はイメージングシステムを使用すること、CBCT 装置は MDCT 装置と比べてダイナミックレンジが狭く軟部組織のコントラストが低いこと、したがって骨や造影された血管など高コントラスト構造に適合していることを意味している。CBCT 装置は一般に、比較的低いスキャン時間が必要である。
(E) 本書の目的からみて、広いコーン角と広い z 軸方向の撮影範囲は、それのみでは CBCT 装置を定義するのには十分ではないことに注意するべきである。シンチラル用セラミック製の複数の検出器列からなる従来の多くの MDCT 装置は、広いコーン角と広い z 軸方向の撮影範囲を備えている。例えば Aquilion One™ (東芝メディカルシステムズ) は 320 列の検出器をもつ装置で、z 軸方向の撮影範囲は 16 cm である。本装置や、このクラスに含まれる他の装置は、CBCT 装置というよりむしろ広範囲 MDCT 装置とすべきである。
(F) CBCT は、検査対象の解剖学的構造の高解像度の「断面スライス」を可能とした新たな技術である。MDCT と同様に、CBCT の臨床現場における使用は増加の一途である。CBCT は比較的新しいモダリティであるものの、既に様々な形態に臨床応用されている。例えば歯科画像検査、頭頸部画像検査 (腫瘍 CT を含む)、小児画像検査、高解像度画像検査、術中イメージング及び IVR におけるイメージングなどである。
(G) 放射線治療において、治療前の患者体位の確認と標的の位置確認にも CBCT システムが使用されている。この場合、CBCT システムは通常、治療ビームに対して 90 度の角度で回転加速剤のガントリに取り付けられている。放射線治療では、CBCT はしばしば日々の位置合わせにも用いられる。古典的な線量計利スケジュールだと、照射野外の組織に対する線量累積線量が高くなる可能性がある。
(H) CBCT の概念は 25 年以上前から存在していたが、手術室、外来診療室、救急治療室及び集中治療室で使用するにあたって十分安面で十分小型の臨床用 CBCT システムが開発されたのは、つい最近のことである。臨床的に利用可能な CBCT 装置を可能とした技術的及びソフトウェアの開発には次のようなものがある： 1. コントラストで高い FPD アレイ 2. 短時間でコーンビームの画像再構成を行うに十分なコンピュータの能力 3. コーンビームスキャンシステム用に設計された X 線管球
(I) 最新式の CBCT システムでは、画像取得のためにイメージングテンシファイアの代わりにデジタル FPD を使用している。従来の

MDCT に使用されていた検出器とは異なるこのような特殊な検出器のおかげで、CBCT は C-アーム 1 回転 (又は部分回転) で超高空間分解能かつ大容積の撮影が可能となっている。CBCT 装置で使用されているデジタル FPD によって、1 回転又は部分回転を用いた透視、X 線線影、三次元的な CT、ダイナミックイメージングも可能となる。これらの能力は、術中の使用及び血管の診断治療に有益である。

(12) CBCT 装置の製造業者はこれまで、国の規制機関によって規定されている、使用者が求める電気的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量に関する問題にも、同様の努力が必要である。この点において、コーンビームとイメージングの性質から、患者の安全性を担保するための線量管理には新たな課題がある。また、この新しいモダリティにかかわる様々な関係者のためのガイドラインが必要である。本書には、最新の CBCT 技術について簡潔に記述し、現在の線量測定と線量管理アプローチをレビューし、CBCT 装置の安全性のための助言を示し、さらなる研究が必要な放射線防護に関連した見解の相違を明確にする。

(13) CBCT システムは、画像及び放射線防護に関するいくつかの点で MDCT システムと異なっている。重要な違いの一部を以下に示す。(14) コーンビームのもつ照射野の性質、及びそれに伴う散乱光子のレベルに付与される一次及び散乱放射線の不均一性のため、MDCT に広く利用されている標準線量指標は CBCT に応用できず、広範囲撮影が可能な MDCT 装置にも応用できない。

(15) CBCT システムは通常、高コントラストの物体 (骨、肺など) には優れた空間分解能をもつが、低コントラストの物体 (軟部組織など) に対するコントラスト分解能は劣っている。調製された CBCT 使用者であれば、「低線量」及び「低線量」スキンを慎重に使用し、かつ必要に応じて、患者線量に大きな影響を及ぼし得る。軟部組織構造が主な診断対象である場合は通常、高線量スキンを必要とする一方、動脈硬化は肺動脈造影を用いた血管造影又は IVR の位置決めには、低線量スキンを十分である。

(16) FPD は比較的高い空間分解能をもつことから、CBCT のスライス厚は本質的に MDCT のスライスより薄く、また線量が同じであれば信号対ノイズ比 (SNR) は MDCT より低い。薄く CBCT スライスの SNR を高い MDCT スライスに合わせるようにすると、線量はそれ以上に増加する。CBCT の SNR を改善するためには、むしろスライス厚を厚くするか、他の類似の画像処理法を用いるべきである。

(17) 多くの CBCT 装置では、撮影データを取得する角度をカスタマイズすることができる。一部の MDCT 装置でもそのような仕組みを利用することができ (例えば一部のシステムでは、ビームが乳頭、甲状腺又は水晶体などの放射線感受性が強い臓器に入るときは、管電流を下げるなどができる)。特定の臓器に対する線量を最小限に抑えるため、この仕組みはいずれの装置でも使用されるべきである。

(18) 本書の目的は、患者と作業者の放射線防護の問題を特定することであり、さらには他の ICRP 刊行物と合わせて、日々臨床現場で使用している者、補助作業員、装置の購入者、製造業者、さらに政策方針を決定する委員会に至るまでのあらゆる関係者に対する助言を策定することにある。

である。根本的に CBCT は CT の 1 形式である。したがって、MDCT に適用される設備の設計及び品質保証 (QA) 要件の大部分は、CBCT にも通用されるべきである。しかしこれによって、CBCT は MDCT と同一であるという誤った印象をもたせ、操作及び放射線安全性という観点から、CBCT の管理が困難になるおそれがある。使用者が CBCT を「軽い」又は「低線量」CT とみなしてしまえば、さらなる複雑な問題が生じる。このように考えれば、CBCT 機能が、ときに C-アームやそのほか臨床に用いられているシステムである透視や血管造影など、既存の機能の付属機能であることからさらされる。このように使用者の偏見によって、CBCT が潜在的に過剰に使用され、患者及びび作業員が不必要な被ばくをうけるリスクとなってしまう。

(22) 従来、歯科における CBCT には比較的線量が用いられていた。しかしこれは常に真実であるわけではなく、近年の CBCT の多くの用途 (特に ENT 及び IVR 手技) では、MDCT と同じかこれを超える非常に高い線量となることがある (Kyraokou ら、2008a; Dijkstra ら、2011; Schulz ら、2012)。1 人の患者に対して複数の CBCT 手技を行う必要がある状況もあることから (例えば CBCT ガイド下 IVR)、被ばく線量を最低限に維持する必要性が高まっている。したがって、CBCT による被ばく線量の影響は、個々の患者に対するリスクとなるのみならず、集団全体の放射線被ばくという観点からのリスクでもあり得る。

(23) 画像の専門家及び医学物理士は、CT における被ばく線量の問題をよく認識している。しかしこの知識は、CBCT による被ばくに関する活かされるわけではない。CBCT では、画像と線量の間の二律背反関係は極めて複雑と考えられる。同時に、臨床現場における使用者、QA 担当者、及び放射線安全委員会の委員は、これらのシステムの操作と制御に関する明確なガイドラインを必要とする。このガイドラインは、CBCT における放射線防護に関する初歩的国際的なガイドラインとなると思われ、CBCT の使用に関する情報に基づいて臨床判断を行うための基本、並びに臨床的便益と放射線リスクの二律背反を最適化するためのガイドラインとなる。

1.8 様々な関係者の責任

(27) 米国では年間の 5,000 万件の CT が実施されており、この件数は毎年増加している (Sirzenenki ら、2014)。最近発表された複数回つかの論文は、CT による集団線量に注目している (Brenner、2010)。さらに、集団に対する線量の大部分は、正当化されない又は不適切な被ばくによるものであり、避けることができるという認識も高まっている。近年、不適切な使用についてのデータの大半は、CBCT よりも CT について得られている。CT の適切な使用は、紹介元の臨床医と画像の専門家との間の連携責任であり、ほとんどの規制ではこの責任が連帯式に画像の専門家にあるとしている。検査の臨床的必要性は紹介元の臨床医が最もよく理解しているため、画像の専門家と話し合っ、患者にとって最大の利益となるような放射線検査又は手技を決定しなければならぬ。意思決定支援を行うシステムは、これをシミュレーションで表現的にまとめ、一層 CBCT 検査に基づき行うべきものとなる。そのようなシステムは、最低線量で表

(19) 本書が主に対象とする読者は、当委員会がこれまで作成した医学における防衛に関する刊行物と同様に、CBCT を扱う医療従事者、CBCT における放射線防護及び画像の最適化を業務とする作業員、撮影装置の製造業者、規制当局、及び放射線防護を担当している政策立案者である。

1.1 研究の歴史

(20) 最初の CBCT 装置は、1982 年に米国ニューヨーク州ロチェスターの Mayo Clinic にて、血管造影のために作製された (Robb, 1982)。1990 年代初頭、複数の研究者が医用画像のために広範囲検出器からマルチチャンネルの投影画像を得ようというアイデアを追求した。例えば Saint-Amel ら (1994) は、それと共に X 線管とイメージングシステムを備えた 2 つの「イメージングシステム」から成る、「Morphometer」と呼ばれるシステムを製作している。この CBCT システムは、従来の CT 装置のガントリを用いて 3D 血管造影撮影と設計された。血管像を一連のデジタルサブトラクション血管造影像から再構成するものである。しかし、単一のイメージングシステムをサポートする C-アームの方が好まれ、このガントリに取り付けられる装置は臨床的に一度も実装されることはなく、諦められた。

(21) Fahrig ら (1997, 1998) も、血管造影用にイメージングシステムと C-アームをベネスイスする CBCT システムを開発した。Wisenski ら (2000) は、血管造影用に C-アームとイメージングシステムを備えた C-アームを開発した。Ning ら (2000a,b) 及び Wang (1997) は、GE SS90 CT 装置をベースとし、当初はイメージングシステムを備え、後に FPD を備えた CBCT 血管造影装置を開発した。Schueler ら (1997) と Kawata ら (1996) は 2 平面 C-アームシステムをベースとする CBCT 血管造影装置を開発した。

(22) Stewardson と Jacony は非血管シリン FPD をベースに、放射線治療ガイドのための CBCT システムを開発した (Stewardson と Jacony、1999, 2001; Jacony と Stewardson、2000)。マンモグラフィ専用の CBCT ベースのイメージングシステムを構築しようという試みも、現在進められている (O'Connell ら、2010; Kulender ら、2012; Packard ら、2012)。

(23) 1990 年代後半には、顔面 CT 装置が導入された (Mozzo ら、1998; Arai ら、1999)。

1.2 CBCT における放射線防護に関する現在の要請

(24) CBCT によって、過去には CT 撮影と通常関連していたような分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT)、血管造影、及び整形外科手術などまでに CT の利用が広がっていることから、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドライン及び勧告は特に重要なもの

可能な理想的な放射線検査を提案し、同時に臨床目的にかなった画像を必要とするために、大いに役立つだろう。臨床医、放射線技術師及び医学物理士は、このように取り組む必要がある。この目的のため、紹介元の臨床医と画像の専門家の話し合いを促し、また放射線学的安全性の運搬責任を現実のものとするための方法を、さらに策定する必要がある。

(28) 製造業者は長年にわたり、特定の CT 検査による患者線量を低減するための技術開発に重要な役割を果たしてきた。当委員会はこの役割を認識しつつ、今後製造業者が、患者と作業員の放射線防護のための新しい技術開発の最前線にあり続けることを望んでいる。

1.4 CBCT の線量を減らすことは必要なのか？

(29) 線量管理の詳細を知らない臨床医は、CBCT を 3D 再構成ができる改良型透視法などと考えるかもしれない。ほとんどの場合、CBCT による線量は確かに MDCT よりも低いので、このような考えが奨励されてしまう。しかし、線量の影響が小さいモダリティであるという考えの下で CBCT をいっしょに利用すると、被ばくについては著しい線量が付与され、患者の防護に好ましくないものとなってしまふ。

(30) CBCT の臨床現場における問題は比較的目的が強い。CBCT の線量とそれによって生じる効果に関するデータは、まだ収集・解析の途中である。ただしいくつかの研究は、このような初期段階であっても、線量を合理的に達成可能に低く維持するといふ最適化に余地があることを示している。本書では、CBCT の使用に関連して現在得られているデータや体系的に集約し、患者と作業員の放射線防護の問題を考察する。CBCT は将来的に患者に対する重要な被ばく線源になり得ることを考えると、この魅力的なモダリティの十分な診断能力を活用する一方で、それによる放射線被ばくに注意すべきである。1999 年から 2000 年にかけて、当委員会は Publication 87 (ICRP、2000a; Rehani と Berry、2000) を作成する一方で、増え続ける MDCT からの線量について注意する必要があると予想していた。当時はこのことは十分に認識されていたが、その後数年間で大きな問題となり、メディアにも何度も読者の目を引く報告がなされている。本書では、最近の CBCT に関する文献をレビューし、CBCT の使用に伴う患者と作業員に対する線量についてのデータを提示する。

1.5 全体としての安全性

(31) 安全性は、使用者の選択の問題というよりも、システムの中に組み込まれたとき最も容易に達成される。その良い例が衝突回避システムである。これは自動車業界で始まったイノベーションであるが、事故を回避するためのシステムとして、多くの画像を用いた装置に活用されている。このようなシステムを備えることで、画像撮影装置を搭載した人が物に触れずに済むように、容易に動作を停止させることができる。そのようなシステムがなければ、衝突の問題は主に使用者へにより行われる必要があるので、衝突による負荷の

リスクは高くなるだろう。正常でない状態の検出と自動回避の両方を同時に実現できない場合もあるが、そのような場合でも、検出や警告は回避の成果を考えると考えられる。例えば、制限速度を超過するレーダーは、スピード違反の発生率を低下させることが確認されている。
(32) MDCT における放射線被ばく事故が報告されたため、オペレーターコンソール上の放射線被ばくの情報の表示は、何年も前から行われていた。2007 年から 2008 年に、米国で二重の偶発的放射線被ばく事故が報告されたため、現在の MDCT システムは、自動的に偶発的放射線被ばく事故を防止するための検出器を備えている (NEMA, 2010)。このシステムは、スキャン実施中にその状態にならないようにデュエックし、パラメータを修正し、アラームを伴った追加することになった。CBCT コンソールにそのような情報の表示を標準化する必要がある。当委員会は、以下のような仕組みを提案することによって、オペレーターや作業員と装置と情報のやりとりが最小限で済む安全システムの開発と実装を勧告する。 <ul style="list-style-type: none"> <li>検査全体を通じて放射線出力の定期的かつ継続的なモニタリング</li> <li>確保されるべき参考線量又は目的線量との自動比較</li> <li>オペレーターへのタイムリーな情報フィードバック</li> <li>自動照射制御 (ABC) やそれに類似した方法で、線量を所定のレベル以上に調節する自動調節が幅広く利用可能</li> <li>線量が規定値よりも高い場合の警告表示。現在のところ、CBCT システムに線量チェッカーは応用されていない (NEMA, 2010)。</li> </ul>
(33) 多くの CBCT 製造販売業者が一律に実装する必要があるその他の技術には、X 線ビームが検出器に必ず到達するようにする自動モニタリング制御、画像ガイドド IVR 中の器具の位置、及び装置に起因する散乱線線量の最小化がある。

## 1.6 本書の適用範囲

(34) 欧州委員会 (EC) のプロジェクトである SEDEXECT (Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality) ( <a href="http://www.seDEXECT.eu/">http://www.seDEXECT.eu/</a> ) (EC, 2012a) が発行した刊行物を含め、骨顕像用 CBCT に関する多くの情報が得られていることから、本書では簡単に骨顕像用 CBCT も検討することにした。
(35) 本報告の主要な観点、 <b>CBCT 範囲</b> による患者と作業員の線量にあることは強調されるべきである。CBCT 撮影は、透視ガイドド下手法の一部として行われることがある。そのような場合、透視による線量及びそれに関連する影響を考慮する必要がある。Publication 117 は、画像診断部門で広く実施された透視ガイドド下手法における患者と作業員の放射線防護に関連する情報を記載し (ICRP, 2010)、Publication 120 では IVR 透視における患者と作業員の放射線防護を検討している (ICRP, 2013)。本書は「患者線量」という用語を定性的かつ相対的な意味で用いており、量的な数値を示している場合は、適切な線量 (皮膚線量、臓器線量、カーマ面積積 (KAP)、有効線量) のことを言っている。

17

<b>2.2.2 検出器</b>
(40) 旧式のシステムの中にはまだイメージインテンシファイアを使用しているものもあるが、大部分の最新式の CBCT 装置はデジタル FPD を使用しており、FPD がとって代わることとなった他の検出器技術 (X 線フィルム、フィルム/スリートの組み合わせ、イメージインテンシファイア) と比べ、高い線量効率と幅広いダイナミックレンジを実現している。しかし、標準的な MDCT 検出器に比べるとそのダイナミックレンジは狭い (Miracle と Mukherji, 2009a)。さらに FPD は一般に、MDCT に使用されるイメージインテンシファイア及び従来の検出器アレイに比べて高い空間分解能をもつ。直接デジタル読み出しは最大で毎秒 30 フレームであり、そのため形状と 3D 再構成の両方に直接利用できる。
(41) フラットパネルの本来の分解能は通常、200 mm 以下であるが、それよりも高い分解能の検出器パネルも利用できるものになっている。倍率及び X 線の焦点サイズを考慮すると、等方性のボクセル分解能は約 150 $\mu\text{m}$ となる。3D 画像取得モードでは通常、FPD は 2x2 ビンニングモードで操作され (2列x2段からの信号を加算することで SNR 及び約 10% の歪みを補正する)、マトリクスサイズを縮小する。等方性分解能は約 200 $\mu\text{m}$ である。したがって、フラットパネルを用いた CBCT システムでは従来の MDCT 装置に比べて、ボクセルサイズで空間分解能は約 12 倍向上している。その高い空間分解能により、顎顔面領域及び頭蓋底の微細構造を含む、複雑な人体の解剖学的構造を抽出することができる。
(42) CBCT に用いられている FPD は通常、5x5 cm から 40x40 cm <sup>2</sup> までの検出器面積のマトリクスから構成される。したがって、そのような装置は、一回転で 5~20 cm の範囲の多数のスタライスを作成できる。これらからの装置により可能となる z 軸方向の撮影範囲は、脳、心臓、肝臓、腎臓などの臓器全体を 1 回のアキシヤルスキャンで撮像するのに十分である。
<b>2.2.3 ギャントリ</b>
(43) ギャントリの機械的システムの設計は、CBCT 装置は 1 つの機構で従来の透視、血管造影及び X 線撮影が可能であるとともに、高い空間分解能と大きな体積の撮影を行うことができるようになっている。このような装置は、術中及び血管内治療への応用に際して特に魅力的である。一般的に使われている各種のギャントリプラットフォームの概要を以下に説明する。

19

る。
<b>2 CBCT の技術</b>
<b>2.1 序文</b>
(36) 最近 10 年間の従来型 X 線撮影、透視及びマンモグラフィのためのデジタル FPD の開発により、CBCT の使用は医用画像の主力となってきた。現在使用されている大半の CBCT システムは、 <b>透視としての 3D データセット</b> を提供するために、動的 FPD (静的 FPD と異なり 1 秒間に複数のフレームを取得できる) の能力を活用している。
(37) デジタル FPD と広いコーン角の X 線管から構成される C-アームギャントリは、CBCT において最もよく使用されているプラットフォームである。その他にも、スキャンに用いる機械的ギャントリ、検出器サブシステム、X 線管の種類とフィルタ、画像撮影に用いるコーン角、再構成に用いるアルゴリズムが異なる多くの CBCT の実装例がある。以下の節では各種 CBCT 装置を記述して紹介する。
<b>2.2 技術的側面</b>
(38) CBCT 装置の断層撮影能力についてのみ考えるのであれば、CBCT 装置とは、簡単に言えば、従来の MDCT の出力器列 (通常は 16~64 列) をエアリアクアタに置き換えたもの、と考えることができ (Ross ら, 2004; Grassnick ら, 2005; Popescu ら, 2005)。一般に CBCT 装置は、X 線源、検出器、及び患者周囲でイメージングシステムを動かすためのギャントリから構成される。最も多く使用されているサブシステムを、以下に簡単に説明する。
<b>2.2.1 X 線源</b>
(39) CBCT 装置に用いられる X 線源は、幅広い円錐状の放射線ビームを発生可能である必要がある。そのため CBCT 装置では、MDCT 装置で使用される X 線管よりもはるかに広い照射角を用いている。典型的な条件は、X 線管電圧 50~140 kVp、管電流 10~800 mA、総出力 10~80 kW である。検出器のピクセルサイズが小さいという利点を活かすため、焦点サイズは 0.2 mm~0.8 mm の範囲である。単一の FPD を用いて 1 回転で撮影できる典型的な <b>照射野 (FOV)</b> は、その角度方向で 25 cm にもなり得るし、また z 方向には 20 cm にもなり得る。複数のパネルはデュアルスキャナを用いられ、X 線照射の主軸をパネルの中心からずらすことによりビームの補正が可能となるため、さらに大きいサイズが可能である。

18

<b>C-アーム CBCT</b>
(44) 画像撮影装置の大手ベンダーはいずれも現在、C-アームギャントリを備えたデジタル FPD を採用した C-アーム装置を販売している (図 2.1)。この C-アームプラットフォームにより、オープンな構造と患者への容易なアクセスを実現している。区別しなければならない 2 つの主な C-アーム設定があり、それは C-アームベースの IVR-CBCT と C-アームベースの強化した形の CBCT システムである。
(45) C-アームを用いた <b>IVR-CBCT システム</b> 、C-アームは透視及び <b>一般の血管造影 (デジタルサブトラクトラクション血管造影を含む)</b> に使用される。また、画像取得中に C-アームを高速回転モードに設定することで、比較的質の高い、高コントラスト CT 画像に変換できる投影データを得ることができる。IVR 手技は通常遠隔下で行われる。オペレータは、対象物の確認及び三次元的な位置を確認するために、適宜 CT モードを使用可能である (Orth ら, 2008; Schaefer ら, 2011)。つまり、このようにすることで、以前はそれぞれ独立していたモダリティを、統合的に使用することができる。このしくみは、血管造影、外科、整形外科、泌尿器科、及びその他の IVR において用いられる。
(46) <b>専用 C-アームを用いた CBCT システム</b> 、ENT、頭頸部、四肢の画像撮影、及びモンゴグラフィ専用の多くのシステムが市販されている。C-アームを用いた CBCT システムの 1 つの一般的な利点として、いわゆる「シートスキャナ (seat scanner)」がある。これは小型の C-アームが FPD と X 線管から構成される外方向のイメージング機構と共に、椅子にすわって患者の頭部の周りを回転する (図 2.2)。一部のモデルでは、患者は臥位又は立位となる。このような装置はスキャナの FOV が比較的小さいことから、歯科、顎顔面外科及び側頭骨専用である。その重量と装置の都合以外に、FOV を広げられない根本的理由はない。現在これらは限られた用途に用いられている。
<b>CT ギャントリを用いた CBCT</b>
(47) フラットパネルポリューム CT 装置は、連続回転する CT ギャントリとデジタル FPD 技術を組み合わせたものである (図 2.3)。これは実際のところ、検出器が FPD に代わった CT 装置である。操作の点から言えば、CT ギャントリを用いたコンビューションシステムと C-アームを用いたコンビューションシステムの主な違いは、その基本設計にある。ギャントリを用いたシステムは C-アームを用いたシステムと比べ安定性が高く、幾何学的な誤差が少ない。加えて、CT ギャントリは X 線管もその機械的設計ゆえに、最も優れた C-アームギャントリに比べてエアリアルセンタがはるかに正確である。その結果、ギャントリを用いた設計では多くの場合、空間分解能が比較的優れていると考えられる。
(48) C-アームシステムでは検出器と X 線管が吊钩と C-アームにより接続され、ハードウェアをコントロールし、患者周囲を一周も回転してしまわないようにしている。これは CT ギャントリを用いたシステムでは異なり、スリッピングを用いて回転部品からデータを取得している。C-アームシステムではオペレータの安全を確保するため、精巧な衝突回避機構が実装されている。CT を用いたシステムでは

20

そのような状態はない。

(69) FPDを用いていることで、CT-ガントリを用いたCBCTシステムでは、超空間分解能、直接的なポリウム画像、及び患者周囲の連続回転が可能である。連続回転により動的CTスキューンが可能となる。すなわち、経時的に変化するプロセスを観察することができる。腫瘍又は腎臓など臓器全体の灌流等（移植後又は止血イベント後等）。

**放射線治療における CBCT**

(60) 放射線治療では、CBCTは重線加速装置から照射される放射線のX線ビームにより作られるもので、正確な標的体積のライアメントを設定するために用いられる。2つの方式 (KV CBCT) 及びMV CBCT) が一般的である。KV CBCTでは、X線としてKVの範囲で操作されるX線管と、画像撮影のためのFPDからなる独立した機構を用いる。イメージング機構全体がニアックガントリに搭載され、その方向は治療ビームに直交している。C-アームシステムと同様にFPDを外部にシフトさせて、その後ガントリは逆回転する。一部のシステムは、180度回転を2回行い2回目FPDを外側にシフトさせることで、標的体積を非対称性にスキューンし、より大きいFOVを可能にしている。そのようなシステムでは、スキューンの2つのバートのために個別のボウタイフィルタを用いている。正確なライアメントのために、治療前にはルーチンでCBCTスキューンを実施する。

(61) MV CBCTでは、画像撮影のために、リアック自体からの高エネルギーX線を用いる。投影データを取得するため非常に高いX線光子エネルギーでFPDを走査し、別に独立したイメージング機構は不要である。高い光子エネルギーとそれに伴う光電吸収の低下を考えれば、MV CBCTによる軟部組織のコントラストはKV CBCTに比べて著しく低い。しかし、骨性の解剖学的構造に対しては十分であり、アラ イメントの目的には許容範囲と考えられる。

**同時統合システム (Co-integrated system)**

(62) 同時統合システムは、主に腫瘍学に用いる (単一光子放射断層撮影) (Sowards-Emmardら、2009)。検査用イメージング機構と同一のガントリにフラットパネルCBCTシステムが搭載されている。CBCTデータは、吸収補正及び解剖学的診断のために用いられる。

**2.8 CBCTが使用される臨床的シナリオ**

(63) 現在の臨床現場では、非腫瘍から腫瘍に至るまで様々な画像撮影にCBCT装置が用いられている (表2.1)。これらの使用は主に、以

アロンや鉛のテーブル・シールドで防護されていない身体部位に、眼毛や睫毛の職業性皮膚炎が報告されている (Wipserら、2005; Rehani と Ortiz Lopez、2006)。著者らの知る限りにおいて、今日までには患者の皮膚障害の報告はない。MDCTについては、ここ数年、MDCTを受けた患者に皮膚障害が観察されているが、それは主に装置の不適切な使用の結果として生じたものである (ICRP、2007a)。皮膚 (Skin) には、皮膚炎 (Erythema) を受けた患者に眼毛が報告されている (Bogdanich、2009、2010; Wintermunt と Lov、2010)。CBCTによる患者又は作業者の皮膚障害は報告されていないが、この技術は比較的新しいことから、今後CBCTの使用が増えるにつれ、そのような障害が特に放射線防護が不適切な撮影において生じる可能性がある。

(68) 近年は皮膚傷害に加え、水晶体に対する放射線の影響が報告されている。水晶体は体内でも最も放射線感受性が高い組織の1つである (Rehaniら、2011; ICRP、2012)。X線を用いたIVR手技に係わる作業者の間で放射線被ばくによる白内障が観察されているが (Vanóら、1998; ICRP、2000b)、CT又はCBCTの作業員には報告がない。ただし、以前 Kleinら (1998) により行われた研究は、比較的低線量 (Vanóら、2013) により行われた研究では、CT検査を受けた患者は水晶体損傷のリスクが高い可能性が示唆されている。CBCTを受けた患者でも同様のリスクが予想される (例えば神経放射線学的IVRで眼が一次ビームに被ばくした場合)。今のところデータは少なく、患者のリスクを判断することは困難である。一次ビームが眼に照射されるような注意することが望ましい。被ばくへの損傷と配位が必要である。

(69) 単眼に加え、低線量に被ばくしている眼瞼がある。そのような注意事項の一部には水晶体損傷が報告されている。例えばIVR室内の作業員 (Chrap-Belacら、2010、2012; Vanóら、2010、2013; Rehaniら、2011)、宇宙飛行士 (Cuemottaら、2001; Rasoggarら、2002)、放射線技師 (Chodickら、2008)、原爆被ばく者 (Nakashimaら、2006; Nerishiら、2007)、及びチェルノブイリ事故の被害者 (Dayら、1995) 等である。

(60) 近年の疫学的データから、組織反応は過去に考えられていたより低いしきい値で生じ得ることが示唆されている (ICRP、2010、2012)。これらの反応は通常、発症までに長時間を要する。水晶体損傷の場合、腫瘍のしきい値は、吸収線量で0.5Gy程度と過去に設定されていた2Gyよりも低いと考えられている (これは被ばく状況に依存する)。循環器疾患の吸収線量のしきい値は、心臓又は肺に対して、用心のため0.5Gyに設定されている。ICRPの方針では、患者に対する線量限度を設定していない。しかし、計画被ばく状況における職業被ばくに関するICRPの現在の勧告では、水晶体の等価線量限度は20 mSv/年である。これはある5年間の平均値であり、どの1年間でも50 mSvを超えてはならない (ICRP、2012)。文献には、CBCTにおける水晶体の職業被ばく線量は数mGyと報告されている。歯科及び頭部部のCBCTでは、患者の水晶体の直接被ばくによる線量は数mGyであるが、この線量はIVR CBCTよりも高い。CBCTにおける患者及び作業員の水晶体への線量の詳細は、6節及び7節に記載している。

下のような特性を生かすことが動機付けになっている：(1) 動的な透視/血管造影と断層撮影の組み合わせ、(2) 広いx軸方向の撮影範囲、及び(3) 高コントラスト構造の高分解能の画像撮影。

**3. 放射線の生物学的影響**

• ICRPは、防護は全身被ばくについてののみならず、特定の組織 (特に水晶体、心臓及び脳血管系) の被ばくについても最適化されるべきであることを強調する。

**3.1. 序文**

(64) 電離放射線の健康への影響は、組織反応 (確定的影響) と確率的影響の2つに大きく分類される。組織反応としては皮膚紅腫、眼毛、白内障、不妊症、血管疾患、造血系及び消化器への影響がある。一方で、確率的影響はがん及び遺伝的 (遺伝子への) 影響である。

(65) 組織反応は、線量が特定のしきい値を超えたときに生じる。反応の重症度は、臓器又は臓器の一部が受けた総線量によって決まる。確率的影響は、放射線と生体物質の間の既存的な相互作用の本来的なランダム性による影響が強い。多くのがんモデルでは、放射線被ばくによるがん発生の確率は、線量に比例すると考えられている。さらに、放射線防護を目的とするときには、線量がどれほど低くても、理論的にはがん又は遺伝的影響を誘発する小さな可能性が必ず存在する。

**3.2. 組織反応**

(66) 組織反応の場合、細胞への損傷は線量と直接関連し、線量しきい値が存在する。Publication 103 (ICRP、2007b) には、「このしきい値が存在する理由は、臨床的に意味のある障害が発現する以前に、ある特定組織の重要な細胞集団の放射線障害 (重篤な機能不全又は死) が特徴的である必要があるためである。しきい線量を超えると、障害の重症度は、組織の回復能力の減退という意味も含めて、線量の増加とともに増加する」と述べられている。組織反応には通常、数日 mGy のしきい値がある。皮膚への影響は吸収線量が3 Gyで生じる。その他の臓器のしきい線量を表3.1に示す。

(67) 古来の例として、約100年間の放射線学の黎明期には作業員の手に多く紅斑が見られたが、ここ50年では医用X線を使用する作業員にこのような症状はほとんど見られず、しかしIVRや心臓の透視ガイド手技を受けた患者には、皮膚障害が観察されている (ICRP、2000b、2013; Balterら、2010; Rehani と Srimachota、2011)。さらにIVR手技を行う放射線科医及び腫瘍器専門医には、鉛のE

**3.3. 確率的影響**

(61) がん及び遺伝的影響は、確率的影響に区分される。がんの確率は、遺伝的影響の確率よりもはるかに高い。Publication 103 (ICRP、2007b) に記載があるが、全集団における低線量被ばくによるがん目リスク係数は、がんリスクについては0.5 Sv<sup>-1</sup>、遺伝的影響については0.2 Sv<sup>-1</sup>である。既知の放射線誘発性の遺伝的影響は、ヒト以外の生物種の腫瘍から得られたもので、後者はヒトに対する理論的リスクである。ヒトにおける例外的影響の例は、原簿生存者でも認められていない。したがって、ICRPは十年をかけて文獻を慎重に精査し、遺伝的影響のリスクに関連した性腺の組織加重係数を、過去の数値の半分未満に、すなわち0.2から0.08に下げている (ICRP、2007b)。

**4. 患者及び作業員の防護原則**

(62) ICRPが勧告している防護体系は、3つの防護の基本原則、すなわち正当化、防護の最適化及び線量限度の適用から構成されている (ICRP、2007b)。線量限度は、作業員及び公衆の放射線防護にのみ適用される。患者の防護には、診断参考レベル (DRL) が用いられる (ICRP、2007c)。

**4.1. 正当化**

(63) 正当化の原則では、被ばくの状況を変化させるあらゆる決断は、善よりも悪益が大となることが要求される。ICRPによれば、医学における放射線の使用には3つの正当化レベルがある。

- レベル1とは、医学における放射線利用が、患者に善よりも悪益が大きい場合に受け容れられるものである。現在では、医療におけるX線の使用の妥当性は当然のことと考えられている。
- レベル2とは、特定の目的を得る特定の手法が正当化されるというものである (例えば、関連する症状を示す患者のCBCT検査、あるいは病気が発見され治療される可能性のあるリスクを負った個人のグループ)。
- レベル3とは、個々の患者に対する放射線の適用が正当化されるべきとするものである (すなわち、そのCBCTの特別な適用は、個々の患者に対して善よりも悪益が大きいと判断されるべきということである)。

(64) Publication 87 (ICRP、2000a) によれば、CT検査の依頼は、国家の教育・資格制度に基づいて、しるべき資格を有する医師と歯科医師によってのみ行われるべきである。個々の被ばく者の正当化には、必要な情報から得られるべきでないこと、しかも被

集される検査がその疑問に十分答えられることが確認されなければならぬ (ICRP, 2007b)。紹介元の臨床医及び画像専門家は、CT、CBCT及び血管造影検査の選択及び適用に関して熟知しており、代替手法について十分な知識をもっているべきである。このことは、CBCTの使用を予定している。画像専門家以外にも適用されるべきである。訓練の詳細は8節に示す。正当化の過程においては、教育訓練のための資料と費用についても配慮されるべきである。

(65) CBCT使用の正当化については、紹介元の臨床医と画像専門家の双方に責任がある。自身が紹介する場合で(たとえ、歯科外来や耳鼻咽喉科クリニックの医師など)、紹介元の医師が同一人の場合も、その責任はほとんど持っていないのが通常である。一方、その患者の病歴を知っているが、診断的放射線検査の線量、リスク及び限界に関する知識はほとんど持っていないのが通常である。一方で画像専門家は放射線検査の専門知識として、患者の放射線被ばくを抑えながら同程度の情報を提供できる代替的な画像検査に関する知識などをもっているが、個々の患者の状態に関して深くは知らぬ。画像専門家と紹介元の医師の知識を組み合わせ、最大限に活用するために、両者の間の協議が不可欠である。そのような協議は以前から強調されてきたが、実際には制約があり困難であって、これを可能にするためのツールの開発が必要である。

(66) ICRPは、正当化について適切でないとする報告を多数確認しており、特にCT検査で多いが、CBCTについてはまだない (Rehani and Frush, 2010; Fraser and Reed, 2013)。ICRPは正当化について改善するため、電子的臨床判断サポートシステムなどの最新技術の使用を勧告している。

#### 4.2 最適化

(67) 検査が正当化された後、医療従事者及び患者の防護を最適化する必要がある。臨床目的に必要な画質を確保しながら、患者線量が最低となるような検査が実施されるように保証されている必要がある。

(68) CBCTの最適化に関する第一の役割は、CBCTを所有する施設にある。臨床目的に必要な画質を確保しながら、患者線量が最低となるような検査が実施されるように保証されている必要がある。

(69) DRLは、これまで最適化を促進するために用いられ、特にCT検査における利用では、多数の国々で優れた結果が示されている。これは、線量分布の75パーセント値を超える線量を用いている検査を特定し、是正措置をとることができるように作成されている。しかし、ICRPの掲げる「合理的に達成可能な限り低く」という概念に表されているように、75パーセント値の線量をさらに下回る最適化の必要性を否定するものではない (Rehani, 2013)。最新の技術による装置と最適化されたプロトコルを用いることで、25~60パーセント値の線量が達成可能であることから (NCRP, 2012)、使用者はDRLの範囲内で最適化することを目指すべきである (Rehani, 2013)。CBCTの線量が達成可能であることから (NCRP, 2012)、使用者はDRLの範囲内で最適化することを目指すべきである (Rehani, 2013)。CBCT

#### 5.1 CBCTにおける線量測定

(72) CBCTでは、比較的大きな容積を3D撮影するため、幅広いX線ビームを使用する。1990年代中期以降、MDCTのスタイス数は増え続け、それに伴ってX線ビームの幅も広く広がっている。高性能の「固定型」MDCT装置によって得られる、軸方向の撮影範囲は、今日のCBCTのそれに匹敵するものとなった。開発が進んだことで、一層適切なワイドエリア検出器となるよう、CT線量測定法を修正しようという動きが生まれた。その結果、測定法が確立された。存在しているMDCT線量測定法についての研究の一部は、CBCTの線量測定に活かされている。本節及び付属書Aには、簡便的なナロービームのMDCTの形式をCBCTに直接応用する際の短所を示している。CBCT線量測定のための包括的な枠組みを構築するため、これらの問題を克服する方法を付属書Aに示す。

(73) CT線量測定は、CTDI (CTDI<sub>vol</sub>) という概念を軸に説明している。CTDIなどによる測定値と線量を関連付けるため、臨床現場では相対的な患者線量指標として volume CTDI (CTDI<sub>vol</sub>) 及び dose length product (DLP) が広く使用されてきた。CTDIを用いることの1つの利点は、そのQA指標としての妥当性、及び患者のスクリーン条件 (線台による減衰等) を模倣した条件下でフロントームを用いて測定できることにある。

(74) 一方で幅広いビームを用いる場合にはCTDIの使用に制約があり、CT線量測定において新たなアプローチがとられることになった。その詳細は付属書Aに示す。このCTDIのバリエーションは、ヘリカルビームではない場合、又は患者が動かない場合に問題となる (多くのCBCT装置でも同様である)。そのような場合には、CTDI<sub>vol</sub>値は線量を著しく過大評価したものとなりえる (Dixon & Boone, 2010a)。

#### 5.2 Point-of-care スキャン法及び臨床ベースのCBCT/CTA

(75) 臨床ベースのシステムには、頭頸部用CBCT、乳房CT (bCT) 及び歯槽面用CBCTがある。歯槽面用CBCT装置の特有の性質に、システムに応じて様々なFOVサイズが提供されるというものがある。これによって、照射領域 (すなわち一本の歯とそのごく周辺) のスクリーンと顎顔面用スクリーンとなり、水平方向の照射領域が異なる。照射領域の線量分布が複雑になり、線量測定にはさらなる課題が加わる (Pauwels, 2012a)。一方で歯槽面用CBCT装置は、座位又は立位で撮影されることから、フロントームと線量計の設置は、実際のところ複雑である。

(76) 歯槽面用CBCTについて、種々の線量指標が提案されている (IC, 2012a; Pauwels, 2012a; DIN, 2013)。線量指標の測定値を患者線量に換算する方法と共に、これら指標の提案について詳細な検証が必要である。

(77) 技術的には、これらの方法は他の臨床ベースのシステム、例えば顎顔面の撮影や、可能時にはbCTシステムにも適用できると考

における患者防護の最適化のためには、患者の年齢や体型、撮影部位及び臨床適応に合わせた、検査別のスクリーンプロトコルを用いる必要がある。CT装置のベンダーが提供するプロトコルは、最適化のために検証される必要がある。DRLは、既存のプロトコルの評価を容易に行うための、実践的なツールの一つに過ぎない。CBCTの施設間の線量を比較できれば、CBCTを持つ各々の施設がプロトコルを最適化し改善することを容易にできるだろう。

(70) CBCTのためのDRLを確立する必要がある。これを達成するため、CBCT検査を行う医師は医学物理士と緊密に協力する必要がある。

#### 4.3 画像撮影施設に関する要求事項

(71) 撮影の実施については、世界各国で異なるが、各自当局の定める要求事項に準拠していなければならない。一般にCBCT装置は、国家又は指定の規制当局の継続的な監視の下に、適切にサーターペースに登録されている必要がある。当局は、登録及び認可の過程において、作業者と公衆十分に防護することを保証するために、装置の仕様とそれが使用されるための装置の大きさや遮蔽の状況を確認することとなる。国際電気標準会議 (IEC, 2012) 及び国際標準化機構は、X線装置の国際的レベルの安全性要求事項を提示している。多くの国には、X線装置の国家規格もある。これらの要求事項は、放射線に曝ばくする可能性がある作業者及び公衆を防護することを意図したものである。登録及び認可の過程でも、資格を有するスタッフが正しいかどうかを評価する可能性がある。日常性及び性能評価のための定期的な品質管理試験に関する要求事項もある。CBCT装置の適合判定試験及び性能試験による、装置の安全性、及びそれが適切な画質をもって画像を提供する能力があるということを保証できる。装置の動作時によって、患者が不必要な放射線に曝ばくしても、それが明確にわかるとは限らないので、このような定期的な試験は不可欠である。ともかく、どのような国際的な要求事項が用意されているにせよ、施設的设计と操作が患者、作業者及び公衆にとって安全であることと保証するために、これに使うことが必須である。

#### 5 CBCTにおける患者線量の評価

• 透明なCBCTの両方に用いられる装置は、オペレータコンソールにある電子的表示と線量最適化ソフトウェア (DRSER) を介して、個々の患者に実施される手技全体を通して線量の情報を表示する必要がある。

えられる。しかし現在のところ、そのような装置における測定の標準化は行われていない。これらことから、CBCT線量測定の標準化という問題はほぼ未解決であることは明らかである。

#### 5.3 C-アーム CBCT システム

(78) C-アーム CBCT システムでは、撮影台の全周の回転はできない。一部のシステムでは、180°+ビーム角のみ回転でき (Fabrizi, 2006)、患者/フロントームに対して対称的な体軸方向の線量を与えることとなる。一部の歯槽面用CBCT装置は、180°+220°程度のスクリーンも可能である。フロントームでは、θ=0°を軸と交差する中心部の、フロントームがX線管に最も近い側で最大線量となる。ヒーロー効果がない理想的な場合、最大線量は回転角の2等分線上で生じると考えられる。ヒーロー効果が存在する場合に、最大線量は2等分線の付近で生じる。

(79) C-アームCBCTについて、Fabrizi (2006) らは、weighted CTDI (CTDI<sub>w</sub>) の計算に適用されたものと同等の平均化による、フロントームの中心部への平均線量を表す指標を提案している。

#### 5.4 CT線量測定のための統合的アプローチ

(80) 国際放射線単位測定委員会 (ICRU, 2012) は、Report 87において、現在のCTDIに基づくCT線量測定法の短所を補う、CT線量測定法を提案するため、膨大な量の研究について検討している。Dixon & Boone (2010b) によるかつての研究では、ヘリカルビームは可能な装置 (例えばMDCT装置) 並びに (大半のCBCT装置と同様に) 照射領域のみを取得する装置における統合的な方式が示されている。以下の指針と新たに600 mm長のホリエンブレフフロントームの使用が提案されている。この手法は、完全なスクリーンによる600 mmの中心における線量測定に基づくものである。CBCTスクリーンのビーム幅が広がるほど、中心の累積線量は増加する。しかしCBCTビーム幅が広がるに伴い、フロントームの中心からビームの外縁までの距離は長くなり、中心の累積線量は減少する。量  $H(D)$  は、一定のビーム幅は小さくなる。一定のビーム幅を超えること、線量のさらなる増加は無効でできるレベルとなり、平均線量となる。量  $H(D)$  は、一定のビーム幅又はスクリーン長に関する累積線量と、その比較線量の比率と定義される。

(81) 付属書Aに示す線量平衡までの上昇曲線の物理的解釈は、プロファイルの最近値の測りが含まれるように、スクリーンとフロントームは十分に長くする必要があり、ということである。スクリーンが長いほど、 $H(D)$  は1に近づく。このことは、1回のスクリーンでのCTスタースタイルに対する線量は、スクリーン長とともに増加することを示しており、短いスクリーンでは、実線量の収集のための効率が比較的低いことを示

している。この効率はスキヤンが長いほど向上する。

5.5 線量の追跡と報告

(82) 通知及び診断画像の両方に使用されるシステム (CBCT) は、新たな課題に直面している。現在、1回の手術で患者に照射される総線量に関する標準化された評価方法はない。この状況は解決されなければならない。イメーシングシステムの透視 (2D) と CT (3D) の線量を比較するのみでなく、線量を合計する手段にもなるはずである。さらに、1人の患者の線量を追跡して報告することも容易になるはずである。表10に示される線量測定値の乖差は20%を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2011a)。CT及び血管造影における線量追跡化レポート (RDSR) は、今後登場するステラリテイの出力を報告するために用いられることができる。ビームがさまざまな方向に向いた場合の KAP 値は、画像取得に step-and-shoot 法を用いれば、RDSRの一部として報告できる。さらに KAP は、CBCTにおける透視とそのほかの方法の直接比較を進めるためにもよいかもしれない (例えば2Dと3D透視の比較)。有効線量は報告に適した線量計値ではない。

5.6 エビデンス

(83) ICRU (2012) が提案した統合的 CT 線量測定法によって、CBCT の線量測定を標準化できるかもしれない。例えば、CTDI に基づく測定値も標準化すべきではない。CTDI には限界があるものの、数多くのシステムで長年にわたって使用されており、さらにさまざまな製造業者による、またさまざまな使用年数の CT 装置について重要な比較を可能にしている。さらに、CTDI<sub>vol</sub> に基づく患者線量測定値の係数は既に分られている。

6 CBCT における患者と作業員の防護の最適化

- 線量のモニタリングが必須のツールとなった今、患者と作業員の両者の線量を最適化することが重要である (特に作業者が装置の近くにいない必要がある場合)。
- 高コントラスト構造物については影射上の原因に答えるためには、低線量のプロトコルで十分である。このような構造とは、例えば、肺、骨、歯肉顔面スキヤン、3D スキヤン (副鼻腔、頭蓋骨)、IVR 治療の材料、造影された血管 (血管造影 IVR) などである。
- 軟部組織線量である頸内出血、軟部組織線量又は腫瘍などの抽出が主目的である場合には、より高線量のプロトコルを選択すべきである。

コントラスト設計、抽出器仕様) をもったためである。最新装置は複雑であり、種々のスキヤンモード、パラメータ設定、及び線量の最適化戦略を十分理解する必要がある。本節では線量に影響する装置の機能を説明し、次節では臨床における応用において最適な放射線防護を達成するために必要な、オペレータの行動について説明する。

6.1 コリメーション

(84) MDCT の場合の関心領域は、通常 1 方向の、または時に直交する 2 方向のスキヤン線 X 線像 [前後 (AP) 及び側面 (LAT) の位置] 画像又はトポグラフィ] で決定される。装置はこのスキヤン FOV をヘリカルスキヤン又は軸位スキヤンでカバーし、診断画像を再構成する。CBCT 装置でも同様で、AP 及び LAT の投影像を取得することができるが、通常 FOV 全体が装置の単一軸位内に取り込まれ、ほとんどの場合、ヘリカルスキヤンには使用されない。抽出器が可動式の場合、X 線ビームは通常抽出器の寸法を超えることはないが、ビームの一部が抽出器のマージンから外に出ることがある。X 線ビームが抽出器のマージン内に完全に収まるよう、コリメーションに注意が必要である。装置の製造業者または装置の型式によっては、このコリメーション・ウィンドウを自動的に制御する仕組みがあるものと、ないものがある。抽出器外に照射された放射線は、患者には不必要な放射線となる。ビームは、その Z 軸方向の広がりを FOV 内に制限するよう、さらにコリメーターに照射された放射線は、患者には不必要な放射線となる。ビームは、その Z 軸方向の広がりを FOV 内に制限するよう、さらにコリメーターの構造に応じて適切に調節する必要がある。投影データに含まれる散乱ノイズは、照射野の面積に比べてほぼ線形に増加する。一般に、X 線ビームの厳密なコリメーションが必要かどうかは、それによって X 線量を抑えるのみならず散乱も低下させ、画質を改善するためである。

(87) 一次ビームのコリメーションが不具合であった、患者の外にも放射線が照射されたと、患者線量だけでなく、職業線量も著しく高くなる可能性がある。当面の臨床的問題に対処するために必要なスキヤン FOV の範囲から、隣接する画像が必要な放射線感受性の高い臓器を除外することも望ましい。X 線ビームは、スキヤン FOV 内に厳密にコリメートする必要がある。CBCT 装置は、MDCT 装置のように撮影範囲を広げることができないので、CBCT 装置の FOV に目的の関心領域が完全に収まるよう、注意が必要である。

6.2 軸位に沿ったコリメーション

(88) 多くの CBCT 装置は使用者に対して、ビームのコリメーション方法を提案する。臨床的な目的を果たすため、できる限り深いビームとすように Z 軸に沿ったコリメーションを行えば、患者線量を抑え、画質を改善することになる。さらにフルフィールド (19 cm) の代わりに、可能な最も薄いコリメーション (2.3 cm) を用いることで、コントラストノイズ比が改善する。

- IVR 及び骨中に用いる C-アーム CBCT システムの多くは、180°-240° の角度範囲に X 線ビームのコーン角の範囲をスキヤンすることができ、限向性の重要臓器である甲状腺、肺、乳房及び性腺等は、可能な限りアークの「後照射」におくべきである。
- 臨床的に必要な限り、関心領域が CBCT 装置の FOV 内に完全に収まるようにし、一方で放射線感受性の高い臓器が FOV 外にくるよう、使用者はあらゆる努力を払う必要がある。
- CBCT の目的は、他の画像モダリティでは得られない特定の診断上の問題、又は骨中の問題に答えることであり、MDCT に匹敵する画質を得ることであり、必要ではない。CBCT の使用に関する紹介元の医師の判断は、画像専門家と相談したうえで下されるべきである。
- 国家あるいは地域で規定されている基準値と比べて高い患者線量にならないように、CT に近年実装されている線量モニタリングアラートなどによって、制御と調整を要する必要がある。
- 実際の状況下で、線の線量を確実に測定する方法を確立し、使用する必要がある。

6.1 序文

(84) CBCT スキヤンは高度に設計された装置であり、線量の最適化は多くの要素が絡んだ問題である。照射される線量は、異なるスキヤンモード間で、及び異なる使用方法によって、放射線の違いがあることもある。CBCT の臨床応用には、患者の便益を最大限に生かすことを理解し、さまざまな二律背反について考慮する必要がある。さまざまな技術的要因及び線量に影響するスキヤンパラメータを解する必要がある。CBCT 装置システムは、使用の方法が MDCT 装置と大きく異なることから、このように考慮するためには、MDCT の知識のみでは十分ではない。例えば、MDCT ではスパイラルスキヤンが標準であるが、ほぼすべての CBCT 画像撮影は 1 回の軸位スキヤンで行われる。さらに、MDCT 装置には適用されないさまざまな特殊な条件が存在している (例えば、典型的な CBCT 装置に適用される FOV の制限など)。したがって、最適化の初期段階には医学物理士又は別の適切な資格を有する専門家が参加し (AAPM, 2011a; EC, 2014)、さらに特に高線量の手術では患者及び職業線量は線量の監視を行うことが不可欠である。

6.2 患者線量に影響する要素

6.2.1 装置に依存する要素

自身の装置を知る

(85) 使用者はその装置の機能を理解することが重要である。これは、各 CBCT 装置がいくつかの独自の特徴 (アプリケーションドメイン、

(89) 自由空間における幾何学的効率とは、オーバerveビュービーム (抽出器のマージンより外に照射される放射線の割合) を数値化する手段である (Berris, 2013)。CBCT 装置では、X 線ビームは通常、レセプタによって完全にさえぎられるため、自由空間における幾何学的効率は 100% であり、オーバerveビュービームが起きるはずはない。さらに、オーバerveビュービーム (別名、オーバerveビュービーム) は、画像再構成に必要な追加データを取得するために、ヘリカルスキヤンのいずれかの末端で必要であるが、軸位の CBCT スキヤンでは不要である (Tzabakis, 2005)。

(90) CBCT では、照射体積の一部分については、照射されはするが 180 度の投影範囲内に完全に含まれないということが常に起こる。これらの領域では画像 (図 6.1 参照) は再構成されず、部分的に再構成されるのみである。再構成できない領域は、コーン角の増加とともに大きくなる (Grimmer, 2009)。

6.3 軸位に沿ったスキヤン野の線量分布

(91) 理想的な CT 装置システムでは、Z 軸に沿った撮影対象の体積を均一な線量で照射し、対象体積以外では急速に減少する。CBCT システムの中には、線量分布が場所によって異なる、中央のスライスへの線量が多いものもある (Gupta, 2006)。放射線感受性の高い臓器は、可能な限り、臨床的に必要な手技の要件が許す限り照射体積 (通常は FOV よりも広い) の外に置かれているべきである。

関心領域スキヤンの場合の線量分布

(92) ある状況下では、臨床的に関心領域の体積がごく小さいことがある。一部の CBCT 装置は、比較的小型の抽出器でごく細かいビームのコリメーションを実現している。照射体積の大部分は、最も角度のある投影部位で一次 X 線ビームから外れる。一般に、比較的大きい身体部位で、スキヤン体積が X 方向に小さく限定される場合は、トランケーションアーチファクトが生じることになる。しかし、骨や歯などの高コントラスト構造物に対する小体の CBCT は、アーチファクト駆動アルゴリズムを併用することで、臨床的に許容可能な画像が十分に得られると考えられる。例えば、小さい FOV から生じるトランケーションアーチファクトは、腫瘍や骨のほじの骨質に影響しないと考えられる。これは、比較的大きいスキヤン体積の内側にある特定の関心領域、測定的で選別的な再構成と照回してはならない (表 6.1)。関心領域外の線量分布は、この 2 つのスキヤンモードで大きく異なる。したがって使用者は、ある状況において関心領域スキヤンが適用できるか否かを検証する必要がある。

<p><b>検出器の種類</b></p> <p>(93) 現在用いられるほとんどのCBCTシステムは、デジタルPPDを利用している。最先端のデジタルPPDは、特定のゲインと有効ダイナミックレンジで提供されている。通常、デジタルPPDのダイナミックレンジはMDCT検出器よりも狭く、そのためにCBCT装置による軟部組織のコントラストは低い。PPDで使用されているヨウ化セシウム(CsI)シンチレータの幾何学によって、これらの検出器から得られる最大の検出器効率(FOV)は低く、比較的低いFOVで検出できる。最大のFOVでは通常毎秒30フレーム/秒で実現できる(Cuptaら、2008)。フレーム速度が遅いことが、CBCTシステムで比較的低い取得時間となる主な理由である(Orthら、2008)。臨床で使用できる最も高速のCBCTの取得時間は5秒であり、それ以上にX線源が2つ搭載されたMDCTシステムでの取得時間は80ミリ秒である。ビクセルサイズやサンプリング周波数の結晶厚などのパラメータは通常、目標とする用途に基づいて選択される(例えば頸頭面イメージング又は心臓血管造影)。使用者がそれを選択することはできない。現在使用されている検出器の技術は、放射線防護の観点から利用されるべきものである。</p> <p>(94) いくつかのCBCTシステムではまたX線イメージングシステムにCCDカメラを使用している。この凸型の入力画面の面積は通常、検出器によって生成される画像の縦横を決定している。直観的に言えば、検出器がそれへの入力信号を、理想的な検出器に比べてどれほど適切に画像に変換するかを示す。具体的には検出器の入力SNRと出力SNRの比の二乗である。例えば、SNRを50%削減する検出器のDQEは0.25である。理想的な検出器のDQEは「1」であり、この場合はすべての入射X線光子が画像情報に変換されることになる。DQEは通常、空間周波数の関数として与えられ、画像を検出器レベルの入射X線量と関連付けられる。</p> <p>(95) 最近のヨウ化セシウム水素化品質シリコン(CsI:ASHI)PPDのDQEは0.6~0.7であり、これはMDCT検出器システムのDQEよりも低い(Guptaら、2006)。これは使用者にはどうすることもできない、基本的な限界であり、同じ入力放射線でもCBCT画像はMDCT画像よりもノイズが大きくなることを意味する。</p>
---

<p><b>検出器量子効率</b></p> <p>(96) 検出器量子効率(DQE)とは、広く用いられているX線検出器の検出効率を示す指標である。詳細は省くが、ある線量又は検出器に対するフルエンシによって、検出器によって生成される画像の質を測定している。直観的に言えば、検出器がそれへの入力信号を、理想的な検出器に比べてどれほど適切に画像に変換するかを示す。具体的には検出器の入力SNRと出力SNRの比の二乗である。例えば、SNRを50%削減する検出器のDQEは0.25である。理想的な検出器のDQEは「1」であり、この場合はすべての入射X線光子が画像情報に変換されることになる。DQEは通常、空間周波数の関数として与えられ、画像を検出器レベルの入射X線量と関連付けられる。</p> <p>(97) 最近のヨウ化セシウム水素化品質シリコン(CsI:ASHI)PPDのDQEは0.6~0.7であり、これはMDCT検出器システムのDQEよりも低い(Guptaら、2006)。これは使用者にはどうすることもできない、基本的な限界であり、同じ入力放射線でもCBCT画像はMDCT画像よりもノイズが大きくなることを意味する。</p>
---

ラメータである。エンドユーザは、通常、散乱線除去用グリッドの配置を変更したりすることはできない。しかし、様々なグリッドと幾何学的距離が変更可能な場合には、これら2つをシステムにマッチさせて適切に機能させることが基本である。

<p><b>散乱線正アルゴリズム</b></p> <p>(101) 散乱線の減量は、散乱体の画像周囲に広い角度に分布する。検出器により得られた投影像は、一次及び散乱放射線の両方を含む、対象物の<b>「線形な投影像」</b>と考えることができる。一次及び散乱光子の両方を受け得る可能性がある任意の点においては、これら2つの要素を区別することは困難であろう。しかし、コリメータによって一次ビームから遮蔽された領域では、散乱線は広範囲に分布することから、散乱成分を区別することができる。これによって、画像の他の部分での散乱線量を推定することができる。散乱関数を推定することで、画像全体の散乱プロファイルを推定できる。次にこれを測定された信号から差し引き、一次信号による寄与を計算する。散乱関数計算のための一連の仕組みが用意されている特定の装置の場合には、それに線形に使う必要がある。ペンタゴンにより実装されているアルゴリズム以外には、使用者が散乱線正アルゴリズムに変更を加えられるようにはほとんどない。</p>
--

<p><b>データ補正アルゴリズム</b></p> <p>(102) 一般に、生の投影データには複数の補正アルゴリズムが適用され、その後3Dスタックに再構成される。システムの不完全さを補償するために一般的に採用されている、データ調整アルゴリズムの一部を以下に示す：(1) オフセット補正；(2) 残光補正；(3) 通信フィルタマスク；(4) 正規化；(5) シェア補正；(6) クロス補正；(7) 空気キャリブレーション；(8) ビームヘッドエンコーディング補正；及び(9) 検出器のz軸方向のゲインの不均一性補正である。これらの補正は、ペンタゴンに固有である傾向があり、それらをエンドユーザが変更することはできない。</p>
---

<p><b>6.2.2 オペレータに依存する要素</b></p> <p>散乱線正アルゴリズム</p> <p>(103) 多くのCBCTシステムは、360度未満の取得データから再構成が可能である。一般に断面画像の再構成には、180°+エンコーン角の限られた範囲である。これによりオペレータの選択の幅が大きくなり、患者の幅が低減することができ、例えば、開始角度を終了角度を適切に選択することで、患者頭部の投影像を後方角に制限し、水晶体への線量を抑えることができる(Krynaiouら、2008a)(図6.2)。Daily</p>
--

<p><b>フィルタ</b></p> <p>(97) <b>イメージングフィルタ</b>は、X線ビームを硬化して減衰し、散乱線一次線量を低下して、検出器におけるX線フルエンシの不均一性を抑制する。またボウタイフィルタは、MDCT撮影における物体の<b>「縁」</b>からの散乱を抑制する(Orthら、2008)。Ningら(2000a)は、フラットパネルを用いたCBCTシステムでは、kVpを高くすることで、(SNR)2入射線量が減少することを明らかにした。このことは、ボウタイフィルタを使用しなくなったときの物体の辺縁部から散乱線の低下と、(ボウタイフィルタを使用しないときの)「比較的低い」ビームによる検出器効率の向上との間に、二律背反が存在している(Orthら、2008)。MDCTではボウタイフィルタの使用は一般的である。CBCTではボウタイフィルタの使用は一般的ではないが、その使用は現在増加しつつある。大きい領域の撮影を可能にするための半ボウタイフィルタなど、その他の仕組みも用いられている(Wenら、2007)。フィルタによって患者線量(特に患者の辺縁部での線量)を抑えることができ、均一性、CT値の精度向上、及びコントラストノイズ比の改善による断面画像の質を改善できる。しかし、考えられる1つのデメリットは、<b>「ズームイン」</b>による検出器効率の低下である(Maillら、2009)。一般に、広いFOVの中心部に小さな検査対象となる解剖学的構造が存在するよう場合には、ボウタイフィルタを使用すべきである。骨髄に挿入された器具の詳細が用途の1例となり得る。ボウタイフィルタが取り外し可能である場合は特に注意を要する。作業者が撮影前にボウタイフィルタを取り付け忘れると、患者に余分な線量が照射されることになる。</p>
---

<p><b>散乱線除去用グリッド</b></p> <p>(98) 散乱線除去用グリッドは、患者と検出器の間に設置され、患者から外向きに放射状に伸びるラインに沿って置かれる縁の縁である。このような配置が、軸外の放射線を取り、かつ一次ビームが検出器に到達することを可能としている。したがってフラットパネルの前に置かれる散乱線除去用グリッドにより、患者から生じる散乱線が検出器に到達しないようにするグリッドの<b>「縁」</b>は、有効検出器面を僅かに減少させる。選択性除去用グリッドは散乱線除去用グリッドの配置によって決まるが、装置の用途に合わせて最適化される。散乱線除去用グリッドは、線源-検出器間の距離に非常に敏感である。つまり、線源-検出器間の距離が変わるとき、あるいは散乱線除去用グリッドを選択する場合は、これら2つのパラメータをマッチさせることが不可欠である。</p> <p>(99) CBCTについては、散乱線除去用グリッドの散乱線抑制効果及び画質の改善が評価されている。グリッドの存在は、付与される線量に対するSNRを改善しないようだが(Schäferら、2012)、カプリアーチーフアクトの著しい減少が認められている(KrynaiouとKalender、2007)。ただし、一定の高散乱の条件下では、グリッドにより線量が最大56%減少する可能性がある(KrynaiouとKalender、2007)。</p> <p>(100) 散乱線除去用グリッドが利用可能なとき、これは通常、一定の用途と特定の配置に対して最適化された、固定されたハードウェアである。</p>
--

<p>(2006)は、頭蓋の前方ではなく後方にX線管をおいて、C-アームを半周(178°)回転させて3D画像を作成すると、線の線量は5分の1に下がるとしている。この原理を利用したもう1つの事例として、乳房のCBCT撮影がある。この場合、心臓と肺の不必要な線量を制限するために撮影角度を選択できる。このような方法は通常、スキャン中心部分の画質には、目に見えないほどの影響を与えない。スキャンアームの適切な角度(線量分布に直接影響するパラメータ)は、使用者が選択できる要素である。使用者は、放射線感受性臓器がイメージング機構の検出器側にくるようスキャンアームを選択するべきである。</p> <p>(104) 頭頸部用CBCTでは、低アーチの使用に関して異なる。第一に、180°回転の開始点と最終点を使用者は選択できず、検出器は通常患者の前方にある。シミュレーション及びファントムを用いた研究から、X線管を前方において患者被ばく線量は低減するかもしれないが、その差は10%以下であることが示されている(Moranら、2013; Zhangら、2013; Pauwelsら、2014)。これは、臨床検査ではFOVが前方にあることから理解できる。これによって複数の放射線感受性臓器(唾液腺、甲状腺等)が回転中心から後ろ側に来る。製造業者に対して明確な勧告を行うためには、より多くのエビデンスが必要である。</p>
---

<p><b>kVp及びmAsの設定</b></p> <p>(105) X線ビーム束及びエネルギースペクトルを決定するパラメータ(すなわちmAとkVpの設定)は、画質及びスキャンの臨床的有用性を損なわない範囲で、できる限り低く維持する必要がある。kVp及びmAは、使用者が選択可能な、患者の全体としての被ばく線量を決定する主な変数である。他の全てのパラメータが一定に維持されれば、線量は印加されたmA(スキャン回転中の管電流)に正比例し、またこのパラメータは画像のノイズに大きく影響する。検出器が飽和しない限り、画質レベルとmAの増加の間には明確な関係がある。kVp設定の線量と画質への影響は、より複雑である。光子エネルギーが高いほど組織との相互作用は小さくなる。それによって組織とのコントラストは小さくなるが、組織を通して検出器に到達し画像を生成する光子数器の種類の異なるkVpとmAの正しい設定は、スキャンする解剖学的構造、造影剤の使用の有無、及びフィルタシステム、フレームレート、検出器の種類など複数の設計要素によって大きく異なる。したがって、絶対的なガイドラインを示すことは困難である。市販されている全てのCBCT装置には、製造業者が推奨する用途毎にプロトコルが示されている。使用者に対する装置の助言は、まずこのプロトコルから使用を開始し、医学物理士や他の画像の専門家と協力して、各例の条件に合わせて調整することである。特定のスキャンの設定は検査の種類に関する出版物やガイドラインもチェックすべきである。</p>
---

<p><b>自動照射制御</b></p> <p>(106) 自動照射制御(AEC)システムは、目的の画質を得るために放射線被ばく量を調整し、患者の特定の部位に必要な線量を調べる。</p>
---

AECはMDCTと同様に、ある特定の角度方向における患者による減衰に合せて管電流を調節する。通常AECは、検出器からのフィードバックに基づきX線源を制御するフィードバックループとして実装されている。CTでは、AECシステムを使用することで線量は20〜40%低減すると報告されている(McCollough, 2009)。CBCT画像取得中の吸収線量は大きく変化することがわかっており、管電流調整を用いることの潜在的有益性を示している。(Heら, 2010)。

(107) 多くのCBCTシステムはAECを採用しておらず、スキャン全体で固定の管電流が用いられている。頭頂部及び歯科用のコーンビーム装置では、ほぼAECは利用されず(固定設定プロトコル)、全身C-アームシステムでは比較的大きく実装されている。CBCTでは軸方向の撮影範囲が広いことから、管電流調整はあまり利用されない。さらに、頭部スキャンでは他の身体部分のスキャンに比べて、AECの必要性は大きくない。AECに関する要求事項とその必要性は、まだ進化の過程にあり、全般的なガイドラインの策定は難しい。AECの潜在的応用に関する患者固有の要因の詳細は、6.2.3節に示している。

スキャンモード：投影数

(108) 使用者が投影数を明確に選択できないMDCTシステムでは典型的に、CBCTではこのパラメータを直接選択できることが多い。CBCTシステムでも多く使用されている検出器では、読み出しまでの時間がかなり遅く、シンチレータの残光が対応するため、毎回の投影後に待ち時間が最も多くなる。検出器を過剰に冷却することで収集できる光子数は決まってしまうため、毎回のスキャン時に照射される線量はほぼ一定である。毎回の冷却を繰り返すことでスキャン時間を最適化することは、MDCTよりもCBCTにおいては特に重要である。これらのことから、毎回の撮影における停止時間及び線量の範囲は制限される。例えば、投影数を制限したり総スキャン時間を変更したりすることで、1回のスキャンプロトコルのための線量を制御することができる。投影数を増やすと、それに比例して照射される線量が増える。CBCTでは、投影数とそれに伴う総スキャン時間の変更が、使用者が選択するパラメータに直接影響される。照射線量と時間の間の二律背反をもち、

スキャンモード：ドメインと空間分解能

(109) 血管造影のC-アームシステムにおいて、透視及び血管造影モードで必要な空間分解能を提供するための検出器画素は、MDCT検出器システムと比べてはるかに小さい。例えばC-アームシステムの一般的なFPPは1920x2480マトリックスで、固有のピクセルサイズが154µmとなる。このように大きいマトリックスの読み出しに必要な時間は、CsIシンチレータの残光と相まって、検出器上で達成できる最高フレームレートを制限することとなる。CBCT検出器のフレームレートは、MDCTのそれよりも1〜2桁小さくなる。CBCTシステムの低い

問題の名称が付けられたスキャンプロトコルを提供し始めている(例えば「骨」「腎臓石」「頭蓋内出血の除外)又は「頭蓋底」プロトコル)。小児のプロトコルにはそれぞれ専用のセクションがあつておられるべきである。これらは、小児の身体部位の小さい重症を考慮するため、AECをもたないCBCT装置(例えば、大半の頭頂部用CBCT装置)の場合に特に重要である。

(112) CBCT装置のユーザインターフェースについては、MDCT装置に比べておく必要がある。MDCT装置には一般的に備わっている、確認してパラムをとする仕様がCBCT装置には欠けている。例えば、大きく異なるが、名称が類似した2つのプロトコルがユーザインターフェース上の近い位置にあつて、マウスの1回のクリックで照射線量が10倍変化したりすることがある。これはMDCTとは裏に反対のである。MDCTの場合、放射線を大きく増加させるためには、スキャンパラメータの意図的な複数の操作と、それらに対する確認作業を必要とする。使用者は、スキャンプロトコルの選択による影響を理解しなければならぬが、それは画質に関してのみでなく、それによる線量に関しても必要なことである。このことは、そのような影響がもたらぬプロトコル(時として趣味)に明示されている。委員会は、画像プロトコルに使用される用語を簡潔にするよう勧告している。

スキャンモード：部分パネ

(113) パネルからの読み出し速度を早くするため、一般に、検出器の制御電子回路は、パネルの一部分のみからの読み出しを可能としている。この仕組みによって、必要に応じて、任意数の中央のデータを読み出すことができる。ほとんどのシステムには、ビームの有効な使用を確保する内蔵ハードウェアを持っているが、放射線防護の観点からすると、X線ビームが適切にコリメートされて、読み出される検出器部分のみに照射されることが必須である。

X線ビームを不要な身体部分に近づけない

(114) 撮影にあつて、照射野を、必要ない身体部分のみに制限するのが適切な行為である。身体の一部に不必要な部位を含めることは、線量への影響のみならず、画像アーチファクトを著しく増大させる可能性がある。多くのCBCT装置では、FOVに制限があり、その直径は検査が行われる身体部位よりも小さい。照射野域外に上記又は下段をおくことで、アーチファクトを著しく低減でき、不要に高線量を用いることなく画質を向上させることができる。

読み出しフレームレートは、比較的長い収集時間の主な原因である。例えば、利用できる最速の臨床用CBCTの収集時間は数秒であるが、2つの線源を稼働したMDCTシステムでは80msである(Orthら, 2008)。

(110) シンチレータの残光又は透過性の問題は解決できないが、読み出さなければならない画像マトリックスのサイズを小さくして、画像の伝送速度を上げることはできる。これを達成するために一連のビンビンモードが提供されている。各ビンビンモードでは、マトリックスサイズを小さくして、読み出し時間を短縮するために、隣接する検出器行列をまとめて処理する。典型的なビンビンモードでは、2x2及び3x3の画素がまとめられ、それによってサンプリング率がそれぞれ4分の1から9分の1となる。このような平均化を行っても、CBCTの空間分解能はMDCTよりも高く、臨床的に必要な分解能を上回ることが多い。画像のノイズ、空間分解能及び線量は相互に関連することから、使用者は許容可能な画質と空間分解能を決定しなければならない。これらの選択が線量を決定することとなる。使用者は、画像ノイズを抑えてMDCTと同等のノイズレベルを達成しようとするべきではない。例えれば、一部のシステムが提供している「高品質スキャンモード」などのモードを使用して管電流や投影数を増やす。これらのスキャンに伴う線量増加による不利益は、当面の臨床目的で必要とされる線量よりもはるかに高い可能性がある(BlacknerとNewirth, 2013)。画像ノイズ、低いコントラスト分解能、空間分解能及び線量などの、互いに相対する指標のトレードオフ。

スキャンモード：事前に設定されたスキャンプロトコル

(111) MDCTの撮影では、異なるプロトコル(頭部一般等)や臨床応用別プロトコル(虫垂炎プロトコル等)の使用が確立されている。通常臨床で、膨大な種類のスキャンプロトコルが利用可能である。MDCTと同様に、多くのCBCTシステムでも、検出器の固定、再構成カーネル及び他のスキャンパラメータから成る、事前に規定されたスキャンプロトコルが提供されている。しかしCBCTでは、その活用方法が十分に確立されておらず、多くのプロトコルには示唆的に「低品質」や「高品質」などの説明が付けられている。後者の表現は、基本のプロトコルでは場合によっては適切な画質が得られないことを、明らかに示している(表6.2)。一般に、スキャンプロトコルの命名は、良く知られていることだが、ある範囲内の、画質パラメータと線量の間にあるようにならない物理学的な二律背反を意味している。高品質スキャンプロトコルでは通常、「より良い」画質が得られる。このような単純な傾向はしばしば、それによって生じる変化の大きさを偽って伝えることとなる。すなわち高品質プロトコルでは、低品質又は標準品質プロトコルに比べて線量が6〜10倍高いこともあつた。CBCTにおいて、どのスキャンモード又はスキャンプロトコルを選択するかは、線量に影響する最も重大な要素の1つである(Kyriakouら, 2008a)。骨、歯、腎臓石、造影血管等の高コントラスト構造には、低線量スキャンプロトコルで十分なこともある。製造業者は、診断的

手術中のCBCT画像取得を減らすこと

(115) CBCT撮影によって術中の3D画像を容易に得ることができ、IVRを実施する術中外科医の労力は僅かである。2Dの透視画像では、重なって見える構造物を分別する労力が必要だが、このようにデータセットでは、術者はそのような労力から開放されるので、有用である。さらに、C-アームの角度を様々な変更して複数のデジタルサブトラクション血管造影を得る代わりに、1回のCBCT操作で済むことから、線量を節約することもできる。3D画像の取得は、真直な臨床情報を提供し、2D画像撮影の必要性を減少させることが示されており、したがってCBCTを用い、1手術あたりの線量を抑えることができる。このように便利さを考えれば、3D画像は容易にMDCTに比べて線量で、術者はその装置に魅了されている。3D画像撮影機能を通利に使用する傾向となるかもしれない。CBCTは、透視及びMDCTに比べて線量を低減できる可能性があるもの、その効果はC-アームとその他の術中CBCT装置を用いた三次元的データ取得を通利に使用することで相対されてしまう可能性がある。3Dデータ取得は、当面の問題に対して適切では不十分とき、明確な意図をもって臨床的問題解決のために慎重に利用される必要がある。

ピクセルサイズ

(116) CBCTにおいて、眼、甲状腺、乳房又はその他の臓器に対するピクセルサイズは、慎重に使用する必要がある。CBCTの場合は、低アークスキャンの方が有効であり(6.2.2節)、ピクセルサイズを同時に使用してはならない。ピクセルサイズは、CBCT装置のAECと干渉しないようにしなければ、特定の状況下では有効と考えられる。使用する管電流に対してAECを調整した後にはピクセルサイズを設定する前に、FOV内にピクセルが存在することによって画質が低下しない限り、有効と考えられる(AAPM, 2012a)。AECを選択する前にピクセルサイズを設定した場合、この効果はAECによる電流の増加により完全に相殺されてしまう可能性がある。ピクセルサイズの使用についての問題は、MDCTとCBCTで類似しており、MDCTについて得られているガイドラインはCBCTにも適用される。

再構成アルゴリズム

(117) 改良Feldkamp-Davis-Kress(FDK)アルゴリズムなど標準的なCBCT再構成アルゴリズムでは、ノイズレベルは管電流に比例する。ただし、MDCTにおいて一般的になりつつある画像フィルタリング、圧縮センシング、及び反復再構成アルゴリズムでは、このように異なる線量と画質の直接的な関係を混乱させる可能性がある。現時点ではCBCT装置に対してそのような再構成アルゴリズムは広く利用可能ではなく、実際にこれらを用いるべきかどうかという具体的なガイドラインを示すことはできない。多くの状況において、これらの特殊アルゴリズムの利用は画一的ではなく、使用者は複数のパラメータを組み合わせることができる。どのようなバイパスセンセーション係数が利用



するかによって、特殊な特製アルゴリズムが組み込まれる程度が決定され、従来のアルゴリズムの出力に付加されることとなる。この組み込まれる程度を決定する係数の厳密な設定は、アルゴリズムと許容可能な画質に依存するが、これからの経験によって発展させなければならない。

### 6.2.3 患者固有の要因

ビーム内の身体部位の厚み

(118) 様々な厚みの解剖学的構造に応じて、多くの CBCT 装置は ABC を通じて自動的に放射線被ばく量を調整している。この電気的システムには、ディテクターで発生する自身の程度のセンサをもち、X 線発生装置を調整して照射条件（通常は管電流と、多くの場合に管電圧）を変化させ、各投影像の一定の質を担保する。ビーム中に厚みの大きな身体部位が含まれるとき、又は（自身の患者に比べて）厚さのある患者を撮影すると、装置は放射線被ばく量を自動的に増加させる。これによって同じ画質が得られるが、入射線量は高まる。

(119) MDCT の場合、ABC によって角度的にも、また縦方向ならぬ方向にも管電流を変化させることができる。角度によって変化させた結果、使用者が選択する一定の画質パラメータに応じて、前後方向の線量は左右方向の線量よりも低くなる。線量を  $\pi$  軸方向にも変化させることによって、頭頂方向の mA が制御され、それにより脚部に比し腰部骨盤の線量は増加する。CBCT の場合、ほとんどの画像取得はヘリカルモードではなくアキシャルモードで行われることから、管電流を調整によることは一層重要である。

(120) 一部の CBCT 装置には ABC が備わっていない。このような装置は、角度によって患者サイズに大きな違いはないという想定の下で動作するが、吸収線量は CBCT の回転中に著しく変化し得る (He ら, 2010)。この想定は、顔面や頭頸部の場合は正しいかもしれないが、今後さらに検討する必要がある。ABC を利用できない場合に、患者の体の大きさによって被ばくパラメータをどのように調節すべきかについて、ガイダンスが示されるべきである。

### 小児における CBCT の使用

(121) どのような照射設定（同じ X 線管の照射パラメータ設定、コリメーション、投影装置）においても、細身の患者は体の大きな患者に比べて受ける線量（質量あたりの吸収エネルギー）が高くなるが、体の大きな患者が吸収される放射線の割合は大きい (AAPM, 2011b)。これは、体が細い方が減衰が小さく、そのため体組織を通る線量の幅が小さい患者（例えば小児）の場合、このことは、照射条件を身体サイズに合わせて補正したり、ABC により制御したりしても同様である。特に体の大きい患者では、一般に、撮影する解剖

学的観察によって散乱した放射線（いわゆる「二次放射線」又は「散乱放射線」）が、作業の主な放射線被ばく源である。X 線管に最も近い患者側で放射線量が高くなるという経験は有益である。距離も重要な要素であり、線量率に状況が伴えば、作業者は X 線源及び患者から遠くに離れるべきである。遊影利の注入が必要な場合は、可能な限り自動注入器を使用するべきである。

### 遊影: 鉛エプロン

(126) 透視又は CBCT 撮影のため、C-アームを用いた診断及び **IVR** に参加する臨床スタッフは、組織、臓器への散乱 X 線を遮断するために防護用の鉛エプロン（さらに X 線吸収材で裏打ちされている場合もある）を着用する (NCRP, 1995)。これらのエプロンの透過率は、X 線のエネルギー及びエプロンの鉛当量に依存する。散乱放射線の減衰が一次（入射）ビームと等しいと仮定した場合、これは安全域を確保するものとなる (NCRP, 2005)。

(127) 鉛エプロンは、X 線室における個人の遊影に必須な器具であり、CBCT スキャーン中に室内に居る全ての作業員は鉛エプロンを着用しなければならない。鉛エプロンによって得られる防護レベルは、X 線管に印加される電圧 (KV) の関数である X 線のエネルギーに依存することと留意するべきである。X 線ビームに入る患者の身体部位が厚いほど、透視システムで設定される KV は高くなる。KV が高い X 線光子は透過能が高くなり、このことは、必要な減衰を得るためには厚い鉛を用いる必要があることを意味している。

(128) 細身の患者（特に小児）に行う手技では、0.25 mm 鉛当量のエプロンで十分である。しかし、太った患者であつて負荷が高い場合には、0.35 mm の鉛エプロンの方が適明と考えられる。0.25 mm 鉛当量のラップアラウンド型エプロンに役立つか、腹部の前面（例えば肩レベル）では前面が 0.5 mm、厚さになっていく。ウェーブのスクリーン型エプロンは重量を分散するのに役立つ。一部の新型エプロンは、鉛当量を維持しながら軽量化され、ストラップと肩のストラップを同じ重量が分散される設計になっている。

### 天吊り式のシールド

(129) IVR 室及び心血管 IVR 室では、ブラッシュアップがガラスに鉛を含有させた天井吊り式のスクリーンが非常に一般的である。しかし手術室ではこれらは通常用いられない。遮蔽スクリーンは 0.5 mm 以上の鉛当量をもつことから非常に有効であり、X 線強度を 90%以上低減させる。手術室における職業放射線防護のための放射線遮蔽スクリーンの使用は、実務上の問題から比較的困難ではあるが、不可能というわけ

学的構造の比較的浅層の部分で吸収される X 線ビームの割合が高い。言い換えると、皮膚線量は中心線量に比べてはるかに大きい。比較的細身の患者では、この線量幅は小さく、つまりは身体全体で線量が低いことを意味する。図 6.3 及び 6.4 は、ABC が身体サイズのばらつきを補正したときの、患者の体型と大きさを関数としての吸収線量を示している。したがって、照射条件が必要よりも高くなるならぬことを確保するため、小児に対する放射線防護の最適化に注意を払うことが重要である。

### 線量線量指標のモニタリング

(122) 残念ながら、CBCT における患者線量のモニタリングの分野は、MDCT に後れを取っている。CBCT では線量測定は標準化がなされていない。また、CBCT における線量の測定と報告方法は製造業者によって異なっており、普遍的に採用されたものはない。Report 87 (ICRU, 2012) の動作が、製造業者及び臨床医に採用されるよう望まれる。CBCT における線量測定が標準化される可能性は高く、これによって将来的に、より一貫した患者線量報告が可能となる考えられる。患者線量を推定して報告する手段には、CBCT 装置の製造業者と関係機関の協力が必要である。医用画像管理システム (PACS) に患者線量指標を格納して線量を報告する方法も、CBCT の使用が普及するに限り発展するべきである。

(123) 最新の CT 検査による皮膚障害の症例を考えると、過剰被ばくを回避するために、アラート機能を用いることによってチェックアッププランを必要とあり、さらに地域において規定されている基準値と比較かつ、患者線量をあらかじめ制御する必要がある (Cadet, 2016; IAEA, 2010; AAPM, 2011c; NEMA, 2013)。製造業者はこれを容易にするため、適切な機能を組み込む必要がある。

### 6.2.4 作業線量に影響する要素

(124) 顔面に用いられる CBCT システムであれば、職業放射線被ばくは小さいと予想される。IVR 又は手術室で C-アーム又はその他の CBCT 機器を使用する際、医師、放射線技師及びその他の作業員は、遮蔽装置を用いて自身を防護可能である。大半の国々では各国の規制にしたがって、放射線業務従事者は放射線被ばく管理のための定期的な個人の線量モニタリング要件を遵守し、包括的な線量記録をつける必要がある。さらに、作業員はそれを得ない場合を除いて、CBCT 撮影を行う際には透視室の放射線区域外にいなければならない。

(125) ある研究で、60 秒間の X 線による照射で測定された手術台から 35 cm 離れた場所での未遮蔽の CBCT 被ばくは、0.26 mSv であるという (Daily ら, 2006)。Schulz ら (2012) は、CBCT を用いた肝動脈造影検査及び胆道チューブ留置手術における眼の線量を測定し、28.0~79.3 µSv であるという。一次線源は X 線管であり、理想的には患者のみが一次 X 線ビームによって曝射されるべきである。患者や装置の部品、及

ではない。製造業者は、臨床業務を妨げることなく、職業放射線防護に使用できる遮蔽スクリーンを開発すべきである。第一術室に加え、手術室の他の作業員も効率的に防護できるように、複数のスクリーンが必要である。

### 股かけ型シールド

(130) 取り付け型シールドとして、股台に取り付けられる、鉛を含有するゴムのアラップや、可動式台座に取り付けられる鉛ガラススクリーンなどがある。鉛を含有するゴムのアラップは、大半の IVR 室及び心血管 IVR 室において非常に一般的であるが、手術室にはほとんどない。しかし、その使用は促進されるべきであり、手術室には、手術室における撮影に合わせ、取り外し可能なシールドアラップを開発するよう推奨される。通常 0.5 mm 鉛当量の鉛を含有するゴムのアラップは、有効な減衰を実現することから、使用されるべきである。透視下 IVR では、股台に取り付けられる鉛を含有するゴムのアラップによって術者の足が保護されるが、CBCT スキャーンではこれによって X 線管/検出器 C-アームの動きを妨げないように配置し直すべき必要があるかもしれない。

### 部屋の遮蔽

(131) 顔面顔面撮影に使用される CBCT システムに関する CBCT の遮蔽の要求事項は、スキャンの散乱線量に関する仕様及び **IVR** に応じて、0.5~1.5 mm 鉛当量の幅がある (EC, 2012a)。ほとんどの場合、たいのみの透視撮影装置及び MDCT 装置と同様、受検者が一次ビーム全体を遮る。部屋の遮蔽は、従来の CT 装置と同様、散乱放射線に対するものである (Sutton ら, 2012)。しかし、遮蔽体は CBCT 装置の種類を問わず、作業員と公衆に対する線量を合理的に達成可能な限り低く維持し、勿論、種々の設定において適用される既存の線量限度を下回るよう設計されるべきである。

### 鉛メガネ

(132) 様々な種類の鉛メガネが利用可能であるが、これらは一般的なメガネに比べて重量がある。小さなメガネをかけている者用に、補正レンズを加えてオーダーできるメガネもある。作業員のメガネにクリップで止めることができる眼用のシールドや、はねよけとしても機能するフルフェイスシールドもある。鉛メガネには、種かか入る放射線を低減するためのサイドシールドが付いているか、角度付きレンズを用いたラップアラウンド型設計であるべきである。身体のみでなく眼の防護具の使用が推奨される。

<p><b>個人防護とモニタリング</b></p> <p>(133) 作業者の放射線防護の原則は <i>Publication 75</i> (ICRP, 1997) に記載され、<i>Publication 105</i> (ICRP, 2007c) の 113 段落にも改めて記載されている。本節では、モニターすべき個人に関連する典型的なポイントと、どのような防護対策をとるべきかについて論じる。</p> <p>(134) 電離放射線に被曝しうる作業者のフィルム線量計、熱ルミネセンス線量計、光刺激ルミネセンス線量計、またはその他の適切な装置を使用した個人モニタリングは、作業場における放射線防護の実効性を確認するために用いられる。どの方法が最も適切かを判断するためには、放射線防護の専門家/医学物理士の助言を求めらるべきである。外部放射線被曝に関する個人モニタリングプログラムは、防護の最適化に関する情報を提供し、作業者の被曝量が、線量限度又はその所定の作業に予想されるレベルを超えなかったことを実証することにある (IAEA, 1999)。さらにこれは、被曝量を合理的に達成可能な限り低く維持するための有効なプログラムの一部として、線量を最小限に抑える。作業場における変化と作業履行を特定するために用いられる (NCRP, 2000; IAEA, 2004)。1990年、委員会は作業者の線量限度を 20 mSv/年 (ある特定の5年間の平均であって、5年間では100 mSv) とし、さらに表 3.1 に示すその他の限度を勧告している。これらの限度は 2007 年勧告でも継続とされた (ICRP, 1991, 2007b)。とはい、線量を可能な限り低く抑えようという、あらゆる合理的な試みを用いるべきである。</p> <p>(135) 委員会は、IVR 部門はスタックの2つの線量計を装着すべきであるという方針を制定すべきであると勧告している (ICRP, 2000b)。大半の場合、エアロノ内に装着した1つの線量計により、合理的な実効線量の推定値が得られる。鉛エアロノ内の標元の高さに追加線量計を装着することで、無防護の場合の (1) 呼吸器線量や、頭部や水晶体など他の部分の線量が得られる。IVR 手技に関する者で放射線終身性自内線の報告が増えていることから、水晶体線量のモニタリングが重要である (Craighero et al., 2010; Vanó et al., 2010)。近年、水晶体の線量測定分野において数人に研究されている。どの個人線量計が適当か、これを水晶体線量のモニタリングにどのように使用できるかを明らかにし、さらに水晶体線量測定法の線量計を開発するために、多くの研究が行われている (Domienik et al., 2011)。委員会は、実際の状況において線量の線量を確実に推定する方法を確立し、使用するべきと、勧告している。</p> <p>(136) 全作業者をモニタリングするというような無用な費用を避けるため、職業被曝モニタリングのために、リスクベースアプローチを採用するべきである。実際には厳しく線量計が使用されないといった事例が多いことから、線量計は常時使用する必要があるという認識を高めるべきである。</p> <p>(137) 多くの病院では依然として、個人線量計の未使用又は不規則な使用が主な問題の1つである (Miller et al., 2010; Padovani et al., 2011)。防護サビ部門は、専門家としての助言を求め、必要なモニタリング規定があればそれらを整備する必要がある (ICRP, 2007b)。個人モニタリングが不適切、不十分な又は実現不可能であった場合は、作業場のモニタリング結果、作業場の被曝量のモニタリングに関する情報を確保</p>
---

<p>(142) MDCT では、患者がガントリを移動する間に1回転で取得されるスライス数は少なく、通常は4~64枚 (一部のスキヤナでは最大320枚) である。したがって、この回転で取得されたスライスにのみ患者の体動が影響する。CBCT では、1回の回転で取得した被曝からデータセット全体を構築する。したがって、たとえ非常に短時間でも体動があった場合、容積データセットの全体に影響する。CBCT の回転速度は MDCT の約 10~20 倍速い。したがって CBCT の方が体動アーチファクトに対して敏感である。</p>
<p><b>6.3.5 ハンスフィールド単位の真性</b></p> <p>(143) ハンスフィールド単位 (HU) 系は、水の線形減弱係数に基づいたものである。全ての CT 装置はベンダー及び装置のモデル全体で一貫性を持たせるため、このハンスフィールド単位 (HU) 系で医用画像を提供している。MDCT 装置の毎日の校正には、HU 校正のための水円柱のモニタリングとピークハーフ値の補正が組み込まれている。CBCT 装置は通常、詳細な放射線校正機能をもっており、生成される HU 値は MDCT 装置の HU 値に比べて変動が大きい。MDCT とは異なり、体動が、体動野におけるトランケンションアーチファクト、及び再構成アルゴリズムの欠点によるカレンダリングアーチファクトが発生する。均質な水ファントムをスキヤンしたとき、HU 単位は断面全体で均一でなく、外縁部に向けて低下する (Kyriakou et al., 2011)。</p>
<p><b>6.3.6 幾何学的歪み</b></p> <p>(144) 使用するガントリの種類によっては、CBCT 装置は MDCT 装置よりも幾何学的歪みが生じやすい。例えば、CBCT 装置として C-アームを使用したとき、ガントリの重量がユニットを歪ませ、イメージング系統のアイソセンタが適切でなくなる。これにより画質も低下する。さらに、CBCT ガントリの多くのアラジメントはアレキンプラであることから、衝突回避システムが必要であり、これによってスキヤンの複雑性が高まるかもしれない。</p>
<p><b>6.4 将来的な開発</b></p> <p>(145) CBCT の分野では、興味を引く新たな機能を可能とすべく、さまざまな技術の開発が進んでおり、これらは画質と照射される放射線に影響することとなる。これらの機能はまだ開発の初期段階であり、また、現在使用されているスキヤンシステムで、十分に完成した形で実装はないことから、現時点では、その効果と応用に関する一般的なガイダンスを提供できるのみである。</p>

<p>まえば作業者の職業被曝を評価するべきである (IAEA, 1986)。これらの設備では個人モニタリングに加え、変動的又は電子線量計 (例えば C-アーム装置に取り付けた線量計) を用いた間接法を使用し、個人線量計を常に使用しない者たちの職業被曝量を推定可能にする。能動型線量計は、放射線防護の教育及び実践にとって貴重なものである。</p>
<p><b>6.3 CBCT の設計</b></p> <p><b>6.3.1 検出器のダイナミックレンジと低いコントラスト分解能</b></p> <p>(138) MDCT 装置で使用される検出器システムと比べ、FPD のダイナミックレンジは低く、DQE も低い。例えば、FPD ベースの CBCT のコントラスト分解能は約 10 ハンスフィールドユニット (HU) であり、これは MDCT で利用できる 1~8 HU に比べて低い。したがって、低コントラスト構造の画像を必要とする用途 (例えば頸部 CT) の灰白質と白質の識別) における性能は、MDCT 装置に比べて CBCT 装置の方が不良である。</p>
<p><b>6.3.2 散乱</b></p> <p>(139) これらの装置の大きい FOV は、体積全体から散乱放射線が発生することを意味している。散乱線除去用グリッド (これはイメージング領域の効率はさらに低下すると考えられる) は、散乱には使用されないことから、散乱によって画質が著しく低下する可能性がある。</p>
<p><b>6.3.3 時間分解能</b></p> <p>(140) FPD は通常シンチレータとして CsI を採用している。CsI は反応が遅いシンチレータであり、遅延がある (すなわち、画像フレームレートが低くなる) ときに新しい画像の中に古い画像の残像がみられる。そのため、毎回の撮影後から次の撮影を記録するまでに十分な時間をとらなければならない。</p>
<p><b>6.3.4 アーチファクト</b></p> <p>(141) CBCT 画像には一般に、多かれがた MDCT と同じタイプのアーチファクトがみられるが、その量は異なる。MDCT のアーチファクトの要件は Barrett 及び Keat (2004) が示している。CBCT では MDCT と比べ、特に高密度金属による金属アーチファクト及びウィンドミルアーチファクトがおおむね少ない (Pauwels et al., 2013)。その一方で体動によるアーチファクトは CBCT のほうが目立つ。</p>
<p><b>6.4.1 新規のスキヤン軌道</b></p> <p>(146) 断面画像の再構成には、少なくとも 180° 以上コーン角の回転からの投影データが必要である。このことよって、実際の CBCT の設計及び操作はいくつかの制約が生ずる。例えば C-アームシステムは、完全なスキヤン軌道を得るために手術室内に大きな空間を必要とし、空間が足りないと C-アーム CBCT 制約の他のスキヤンモードの使用が制限されることがある。偏心回転イメージング機構の平行シフトなど、新しいスキヤン軌道は、これらの制約の一部を緩和し、スキヤン FOV の拡大に役立ち得られる。このように比較的新しい、従来のとは異なるスキヤン軌道により、検査対象の体積に照射される線量の分布は、はるかに複雑になる。現在唯一販売されているロボット CBCT システムが、この代替的な軌道を採用している。しかしその線量推定システムは、そのようなシステムを扱うように設計されたものではない。放射線防護測定値は将来的に、このような従来の軌道、及びそれに伴う不均一な線量分布における要素を考慮したものである必要がある。</p>
<p><b>6.4.2 高度な被曝量の制御</b></p> <p>(147) 上述のとおり、ABC はスキヤンパラメータを個々の患者の解剖学的構造及びその変動に合わせて調整する1つの手段である。通常 ABC は、検出器測定と X 線管の照射設定の間の、フィードバックループにより行われる。その最も単純な形式では、検出器で測定される全放射線量を一定に維持するよう、管電圧を変化させる。この補償機構は、患者サイズが一定限度を回ったときには機能しない可能性がある。ある KV 設定で、患者サイズが一定限度を上回った場合、X 線管は過熱や過電圧の危険にさらされ、さらに高い mA で照射することによって X 線管電圧の設定を変化させることもある。CBCT でこのような機能を働かせることは、製造業者は物理的に制限した制御を用いて、1つの管電圧で測定された信号を、別の管電圧の対応値に適合させている。これは明らかに能動的に導かれた設計近似であり、MDCT では珍しい技術である。実際、単一エネルギーのスキヤンの途中で管電圧が変化した場合、HU 校正の正確性に影響を与える。</p> <p>(148) 1回のスキヤン中に管電圧が変化した場合、ハンスフィールド単位の定義に照して、補正を考慮して、補正する必要がある。管電圧及び管電圧を変化させる ABC では、X 線管のパラメータとフィードバックループから実際の患者線量を推定することは、非常に複雑である。この難しさは、異なる KV 設定の信号間の対応が、製造業者は特有の情報であるという事実により、さらに複雑化する。このような組みの実装が一般的になるにしたがって、従来のない ABC システムの利用に対応するため、線量測定の方法におけるさらなる研究が必要となるだろう。</p>

6.4.3 新規の再構成アルゴリズムと圧縮センシング

(148) MDCT では、フィルタ補正逆投影法などの分析的な再構成アルゴリズムが主力である。このようなアルゴリズムは、ほぼすべてのCT装置で利用できる。センシングパルスの解法を表現する。おおよそ高速で良い画質を得ることができるが、ノイズとアーチファクトが生じやす...

(150) 現在、CBCTの画像再構成には、**反正規化反投影法**が現在人気になってきていると同様に、CBCTの再構成も改良FDKから**反正規化法**に移行していくだろう。これらの再構成では、放射線及び乱雑分布についての過去の知識を利用し、また解剖学的構造の知識も利用できる。さらに、...

(151) **前記**又は断層を再構成するため、再構成の作業には数値的の意味で、最低限のデータポイント数が必須である。1回の投影像あたり一定数の場合、この最低投影像が建物の全輪廓を決定する。対象物についてある特定の仮定が可能で、かつ投影像が等間隔であるべきであるという条件が緩い場合、Nyquist-Shannonの限界(再構成に必要な理論的に最低限のサンプリングレート)を超える条件で画像を再構成できる。...

(152) **反正規化法**も圧縮センシングも、CBCTではまだその応用が始まったばかりである。しかしこれら新規の手法は、将来的にはCBCTにおいて画像とそれに関連する線量に大きく影響するだろう。使用者は、線量と画質の間に長らく確立されている関係性が、新規の**反正規化法**や再構成アルゴリズムを用いたときに根本的に変化するかもしれないという点を認識しておく必要がある。

(154) 本節ではまた、各種用途について、典型的なCBCTの線量の範囲を示した。これまでに発表された様々な研究を引用して要約している。絶対線量を示しており、臨床はこれを合理的な出発点として使用できるだろう。

(155) 線量の測定と数値化には、文脈で異なる手法が用いられている。多くの製造業者は、様々な条件及びプロトコルの下のその装置の線量を測定して示している。そのようなデータはしばしば、規制当局による承認プロセスのために必要である。使用者は、これらの文書及び線量データベースを参照するよう推奨される。ただし、認可のために撮影局内に提出された文書では、線量測定法及び単位の標準化がなされていない。

(156) すでに発表されている研究及びベンダーの資料から結論を導く際には(特に絶対線量と比較するときは)注意を要する。測定法がさまざまなもので、比較には限界があることを念頭に置くべきである。CBCTに関する各々の文献では、5節に述べ、さらに付属書Aに詳述しているものと類似した線量測定ガイドラインを用いることが期待される。そのような情報化及び一貫した線量値提示により、異なる装置、プロトコル及び撮影モードの互換性比較が可能となる。同時に、すでに存在するPACS画像から患者線量を後向きに検索し確認できるようにするために、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) によるCBCTの線量報告に関する標準化が必要である。

7.2 放射線治療におけるCBCT

(157) 放射線治療におけるCBCTの一義的役割は、患者の位置と**目的体**位置の治療前の確認である。最も多いワークフローのバリエーションは、患者を治療台上に寝かせ、壁に取り付けたレーザーで治療のためのおおよその位置決めを行い、CBCT画像に基づいて正確な位置決めを行うものである。患者の位置補正に加え、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの位置変化のアライメントの変化についても確認する。患者の位置が、放射線治療中に一定であることを確認するため、CBCT画像を治療中又は治療後にも取得することがある。一連の治療の前に行われる治療シミュレーションにも使用できる。

(158) ほとんどの放射線治療センターでは、ガントリに搭載されたkV CBCTを使用しており、線量としてX線管を、検出器として非晶質シリコンのフラットパネルカメラを使用している(dunmyら,1999)。典型的なエネルギーは80~125kVpで、典型的な吸収線量は1~40 mGyである。あまり一般的でないモダリティはMV CBCTで、X線源として医用加速器とさらにポータルイメージングPPDを使用するものである(Podratzら,2005)。MV CBCTでは通常6MV以下のエネルギーを用い、典型的な吸収線量は20~100 mGyである。kV CBCTと比較してMV CBCTにより生成された画像は、高い光子エネルギーでの光電吸収がないことから、軟部組織のコントラストが極めて低い。ただし腫瘍はこのシステムにはいくつかのメリットがある。例えば画像鮮明性と治療アインゼンセの幾何学的アライメントが良好で、体の大きい患者や低線量線源が使用されている患者の画像鮮明性も良好に可能である。

7 CBCTの特定の用途における線量管理

- IVRにCBCTを用いる者は、「**画質又は低線量**」スキヤンではなく「**画質又は低線量**」スキヤンを慎重に使用することで、患者に対する線量に大きな影響を与えることができる。
放射線治療において、CBCTは以下のような様々な治療段階で適切に使用されるだろう：治療前に患者の体位と標的体積の位置を確認すること、脊椎の曲率や軟部組織の解剖学的変化などの非剛体アライメントを評価すること、治療中及び治療後、患者の体位が治療中に継続的に安定していることを確認すること、などである。低線量CBCTのプロトコルは、骨構造の治療前アライメントに用いられるべきである。
多くの装置は当初、透視のみを行っていたが、現在ではCBCTも行えるようになってきている。CBCTによって得られる画質情報は改善し、重なっている構造体を除くことができることから、使用者はCBCTモードを多用しなくてはならない。しかしCBCTモードは慎重に使用するべきである。
整形外科におけるCBCTの正当な使用によって、特に透視のみでは不十分な場合に、骨折の位置の評価や、骨の解剖学的構造に対するインプレントの位置の評価を補助する高コントラスト構造の画像管理に、低線量CBCTのプロトコルを使用するべきである。
骨腫瘍診断では、石灰化した腎臓石などの高コントラスト構造の画像管理に、低線量CBCTのモードを使用するべきである。
骨腫瘍診断用CBCT装置は、ほかの画像モダリティと比較検討した上で、正当化されるべきである。正当化された後は、診断情報を損なうことなく線量を最小限に抑えるように、最適化される必要がある。

7.1 序文

(153) 防護の原則を扱った本報告の4節は誰かについて書いたことと思う。CBCTはさまざまな臨床用途に用いられている。本書の運動的有用性を最大限にするため、本節は設計についての考察より、CBCTを使用する様々な臨床用途に使用されている。これは、用途が様々な異なっている。設計は非常に傾向する傾向があるためである。例えばIVR (神経、非血管、血管)で構成されるCアーチシステムは、整形外科又は放射線科で使用されるもの上、違いがあるといっても、ほんのおおむねの違いに過ぎない。ただし、用途別の放射線は、主に患者に関連した要素及び使用に関連した要素のため、著しく異なる。本節の末尾には、用途と密接な関係がある、CBCTの使用に関する実証的なヒントを示している。

(159) どのような撮影技術を選択するかは、治療部位と治療目的による。頭蓋又は頭部を標的とする場合、治療部位は解剖学的構造のアライメントによって適切に決定される。したがって、低線量CBCTが適切である。同時に、幅広い基礎用イメージングモダリティと比べ、MVポータルイメージングによる低線量CBCTが正当である。この場合、CBCTによる正確な位置決めが、照射組織内で10 mGy未満の吸収線量で位置を調整できる場合も、骨髄及び骨髄質における正確な位置決めには、軟部組織の区別が必要になる場合がある。この場合、画像撮影に使用される光子数は増えるはずであり、10~40 mGyの吸収線量での撮影が必要になる場合がある。

(160) CBCTによる撮影野内の組織の全吸収線量は、放射線治療による線量と比べて小さい(表7.1)。治療線量は骨変部位に集中されるのに対して、CBCT撮影線量はイメージングボリューム全体におよび、CBCTはその他の治療前イメージングモダリティと比べ、MVポータルイメージング以下の線量で優れた精度の照射を可能とする(Korromanら,2010)が、直交平面のkV X線撮影(Kiryら,2005)や、光学的イメージング又は超音波散乱の方法よりも線量は多い。さらに、放射線が直接照射される部分では、治療部位周辺の組織の線量を増加させるコンプトン散乱を生じることが発生し、散乱線量の本質は、治療野からの距離に依存し、照射部位の最大線量(dmax)の約0.05%~0.5%の範囲にある。dmaxでの線量が100%とされるわけだが、これは組織を透過するにつれて減少する。主に組織に吸収されるために減少するのである。

7.2.1 放射線治療における線量線量の測定

(161) 放射線治療においてX線撮影を使用する場合、患者は画像鮮明性と治療の両方から放射線を受け、CBCT撮影では、特に毎日行われる場合には線量線量が加わる。したがって、低線量CBCTが適切である。したがって、組織反応に関するしきい値が低い感受性臓器(確定的影響)を測定するために、CBCT撮影が毎日実施されるべきものであるかどうか、患者ごとに評価されなければならない。また放射線感受性がさらに高い小児患者についても同様である。

(162) 第一世代のリングに搭載されているkV CBCTシステムでは、線量線量は治療のための目標線量の2%以上を占める可能性がある(Amerら,2007;DingとCoey,2009)。しかし現在では線量は低下の傾向にあり、第二世代のシステムではkV CBCTにおいて著しい線量線量を減少させている(DingとMunro,2013)。線量線量が**治療のための線量**のかなり部分を占める場合には(CRU,2010)、患者の治療のための線量に反映される必要がある。例えば、治療のための線量は線量線量を含むように調節できる。より高度な方法は、放射線治療計画システムにおいて、患者毎にCBCT線量計算を行うことである(Araiら,2010)。この手法を利用することであれば、線量線量と放射線治療線量を組み合わせた患者線量線量を三次元的に最適化し、患者の全放射線量をばらばらに正確な推定値を得ることができ、(163) 以上のように、放射線治療におけるCBCTの適用という点において、ほとんどの場合、治療的及び医療的の正確な輸出値に減少する。

及びアライメントが臨床的の主たる関心事であるはずである。CBCTによる線量は、撮影線量と比べて1桁から2桁大きい治療線量との間違の中で検討されるべきである。例えば骨構造のアライメントには低線量の手法を用いるなど、撮影技術は治療目標に合わせて選択するべきである。CBCT線量が累積して無視できなレベルまで加算された状況では、これを全体的な線量スケジューリングに反映させ、治療線量から差し引くこともできる。

(164) 例えば骨構造のアライメントには低線量の手法を用いるなど、撮影技術は治療目標に合わせて選択するべきである。

**7.3 神経インターベンション**

(165) CBCTのC-Armを用いた術中CTの能力は、診断及びIVRの双方に有用であることが確認されている。C-ArmCTでは、透視と血管造影の両方に使用されるものと同じ**イメージング技術**が、断層画像の再構成に必要な投影データ収集にも用いられる。

(166) CBCTは、神経IVRでは頭蓋内出血における3D血管造影の取得にも使用される。また椎体形成術中にも使用される (Psychogiosら, 2010)。CBCTは、動脈瘤内コイルの複雑な3Dの位置決めのために用いられることがある (Levittら, 2011)。一部のシステムでは、透視後に3D画像を重ねることができる (Racadioら, 2007)。CBCTを用いてCT灌流画像 (CT perfusion) のデータから血液量マップ (blood-volume map) を作成することもできる (Forellaら, 2014)。

(167) 製造業者がこれらの用途のため、高品質のプロトコルと低品質のプロトコルを提供していることがある。造影血管や骨など高コントラスト構造には通常、低品質のスキャンプロトコル (一般に少ない造影剤を用いる) で十分である。さらにIVRに用いられる器具の位置も低線量スキャンで評価できる。頭蓋内の造影やくも膜下出血の評価など、軟部組織の検査には、高品質の画像プロトコルが推奨される。

(168) フランツムを用いた神経IVR CTの画質について、線量との関係と共に、Fahrigら (2006) により記載されている。(2006)。

(169) 多くの神経IVRシステムでは、放射線感受性の高い甲狀腺及び水晶体がFOV内に入る。これらの臓器に対する線量を最小限に抑えるため、使用者は一部のMDCT装置のみで利用できるCBCT機能をアドオン機能として利用することができる。 $180^\circ + \theta$  ( $\theta$ はX線管のコーナー角) の角度で取得されるCBCT投影は、画像再構成に十分である。 $180^\circ + \theta$ 回転アークの開始位置によるのだが、眼及び甲狀腺の被ばくの著しい低下を、**管壁を下とする (tube under)** により実現できる。甲狀腺の遮蔽により (スキャンFOVに含まれないとき)、中等度の線量低下が可能である (Dailyら, 2006)。

(170) 神経IVRを実施する者は、以下を行うことでCBCTによる被ばく線量に大きな影響を与え、減らすことができる：  
 • 「高線量」による軟部組織スキャンが必要か否かを判断する。これは、診断のための撮影において頭蓋内出血の除外又は軟部組織の評価のためである。

(171) 血管IVRにおけるCBCTの使用は、高コントラストな物体 (システム、コイル、ガイドワイヤ、高濃度の血管内ヨード造影剤) を抽出する際には十分な遮蔽を得ながら低線量を用いるプロトコル、低コントラストの物体 (軟部組織又は低濃度の造影剤) の抽出する際には比較的高線量を用いるプロトコルを適切に利用することで、患者の被ばく線量に大きな影響を与えることができる (表7.3)。

**7.4.1 血管IVRにおける作業被ばく線量**

(172) Paulら (2013b) は、ポリュームイメージングを用いたとき、**IVRを行う者**の両手及び左ひざの線量は、助手の医師の被ばく線量よりも高いことを明らかにした。**IVRを行う者**が受けた平均被ばく線量は0.01 mGy (頭蓋された甲狀腺、胸部及び性腺) から0.37 mGy (左指) の範囲にあった。一方で助手の医師が受けた平均被ばく線量は0.01 mGy (頭蓋された甲狀腺、胸部及び性腺) から0.08 mGy (左右の眼) の範囲にあった。**IVRを行う者**の眼の平均被ばく線量は0.11 mGyであった。CBCTの使用に伴う被ばく線量は、カテーテルを用いた血管造影及びデジタルサブトラクション血管造影に比べて高かった。ガイドラインの準拠を用いるIVRでは、フリーハンドの術者の手指の被ばく線量は200-600  $\mu$ Svであった。レーザーガイドのみを使用したとき、又はこれとエドホルターを用いたとき、手指の被ばく線量は1回の手術あたり1.36  $\mu$ Sv (5-82  $\mu$ Sv) 未満となった (Kroesら, 2013)。腹部CBCT及び肝臓の血管造影で動的に受ける作業被ばく線量は、表7.4に示す。

(173) CBCT撮影中、臨床的に可能であれば、作業者は部屋の外にいるべきである。造影剤の投与には、可能な限り自動注入器を用いるべきである。CBCT撮影中に室内に居る作業者は、固定式又は可動式テーブルにより防護されるべきである。

**7.5 非血管IVR**

(174) 非血管IVRには以下の手法が含まれる：椎体形成術 (椎体骨片、骨粗鬆症又は転移の病変)、腫瘍ドレーナージ又は体腔の採取、画像ガイド下生検、経皮経筋的腫瘍ドレーナージ (PTCD) 及び腫瘍焼灼 (例えば肝臓焼灼 (Wallaceら, 2008) である。これらの手法は現在、透視ガイド又はMDCTガイドで行われていたが、C-Arm-CBCTはその方向のメリットを得た一つである (Orthら, 2008)。最新のC-Armシステムでは、術中の道具のガイドには主要なモダリティとして透視を用い、術前の経筋的挿入の計画立案にはCBCTを用いていることが可能になっている。術中の質的管理のために反復CBCTが用いられることがあるが、使用後は、所定の手術中に取得するCBCT撮影数を最小限に抑えるべきである。

めに必要となる。造影剤を投与する血管造影の場合、血管の画像化には、高コントラスト構造のための「低線量」スキャンで十分である。低線量スキャンは、コイル、クリップ及びOnyx<sup>TM</sup>など高コントラストのIVR治療材料の位置決めのために十分である。低線量と高線量のどちらを選択するかで、照射される線量は著しく変わると考えられる (表7.2)。

• 「管壁を下とする (tube under)」スキャンを用いる。つまり、実際に可能な限り、甲狀腺や眼など放射線感受性の高い臓器から離れた身体の反対部位に、X線管を大部分の時間おくようにする。これにより、画質や線量の診断能に大きな影響を及ぼさずに放射線感受性の高い臓器の被ばく線量が減少する。

**7.3.1 神経放射線手術におけるCBCTによる作業被ばく線量**

(171) 作業者は、X線源から十分な距離をとることで放射線被ばくを劇的に低減でき、さらに可能な限り遮蔽器具を使用すべきである。例えば典型的な手術中のCBCT撮影による、運転なしでの室内の実効線量 (7インチから10 mGy) は、アイソセンターから2 m離れたとき0.005 mSv未満となる (Dailyら, 2009)。Notimierzら (2013) は、検討したO-Arm周辺の様々な場所に置いたバッジ計で、線量は0~1.8 mGy spin<sup>-1</sup>であったと報告している。

(172) CBCT中、患者の状態が許せば、作業者は部屋の外にいるべきである。

**7.4 血管IVR**

(173) 血管IVRには次のような様々な手法が含まれる：末梢動脈疾患における血管形成術 (閉塞型/分枝型デバイスを用いた) 動脈瘤修復、急性出血のコントロールのための血管閉塞、動脈瘤奇形の治療、及び腫瘍焼灼 [他にも併用しないもの (子宮筋腫焼灼術等) 化学療法を作用するもの (多くの肝臓の化学療法閉塞) 又は放射線粒子 (遠位の放射線療法) を併用するもの]。IVRの他の例として、大動脈ファイラトなどの血管内デバイス装置、経頸動脈性肝門脈大動脈瘤焼灼術 (TIPSS)、経カテーテル的血栓溶解療法などがある。CBCTは、3Dローディングのための血管構造の断層取得に用いられることができる。またCBCTは、投影像のみでは相対的な位置や方向を十分に確認できないときに、IVRのための器具とその周辺の解剖学的構造の空間的な関係を確認するのにも役立つ。手術前 (例えば経カテーテル的大動脈弁縮小術) の計画や、イメージガイドやナビゲーションにおけるCBCTの使用も増えている [例えば心臓運動の取得可能なものもある。経TIPSS等 (Adamusら, 2009)]。比較的新型の機器では、透視像に重ねることができ、3D血管ロードマップの取得が可能となるものもある。経動脈的または経静脈的造影剤投与のどちらにも用いられる。今後CBCTは、血管IVRにおいてさらに大きな役割を果たしていくものと予想される。

(178) 非血管IVRにおけるCBCTの使用は、以下のことで患者に照射される線量に影響を与えることができる：

- 「高線量」スキャンと「低線量」スキャンを適切に選択する。
- CBCTモードを慎重に用い、できる限り透視モードにする。

(179) 表7.5では、非血管IVRにおける患者被ばく線量の概要を示している。被ばく線量は、診断目的及び照射設定に応じて著しく異なる。いくつかのファンタムを用いた研究では、測定された実効線量は数mSvであった。その他さまざまな線量が報告された。CTDI値はおおむね数mGyであったが、一部の測定では20 mGyを超える。皮膚及び眼レベルでは、数mGyに至る被ばく線量が報告されている。

**7.5.1 非血管IVRにおける作業被ばく線量**

(180) 特定の手術では**IVRを行う者**に対するいくらかの線量は避けられない。例えばPTCDやその他の胆汁ドレーナージ手術では、一方又は両方の手指が照射野の近く近くに来る必要があることも多い。これらには手術中は長時間、手指が照射野内に入らざるを得ない場合もある。特に肝臓の手術等。臨床医は、このような少ないが回避される可能性のある被ばくについて熟知しておく必要がある。長時間の手術では、指に防護的遮蔽mSvを超えることもある。防護手袋を着用することで手指の被ばくを抑えられるが、手袋を着用した手指が一次ビーム内にある場合、臨床医及び患者の線量は増大する。可能な限り、照射野内で針とプローブを扱うための補助機器を使用するべきである。IVR手術による作業被ばく線量の例を7.4.1節に示す。血管及び非血管IVRにおける線量は同程度である。

**7.6 整形外科/外科的手術**

(181) 整形外科的又は外科的手術において、CBCTは主に骨の解剖学的構造に対する骨折及びインプラントの位置を確認するために (特に、骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の明確化に透視のみでは不十分な場合) 用いられる (表7.6)。例えば透視のみでは、関節面に、骨の重要な位置関係が不明なままでも、CBCTはこの位置関係の明確化に役立つと考えられる。またCBCTは、骨髄神経など重要構造のごとく近傍でIVRが行われる骨髄手術においても、非常に役立つ。CBCTデータセットは、手術中のインプラントの位置確認や、術中ナビゲーションのためのデータセット取得にも一般的に用いられる。IVRなどを使用して他の他のシステムシステムと併用していることがあり、C-Armがもっとも一般的に用いられる。四肢及び骨髄固定術では、もう一つのシステム (O-Arm) が一般的になりつつある。O-Armシステムは、CT-ガイドリレーバースの設計の柔軟性を組み合わせた



られる複数 (15~30 枚等) の低線量デジタル 2D 投影像を用いている (Niklison ら, 1997; Poplack ら, 2007)。トモシンセシスは、このデータの取得時に与えられた名称で、正方向には角度間断層撮影と考えられる。

(196) 1 回の乳房トモシンセシスの取得 (振り角 98 度で 11 回の低線量投影から成る) における患者被ばく線量は、平均的な製薬業者の約 4 mSv である。これはデジタルトモシンセシスに用いられる線量の約 2 倍である (Poplack ら, 2007)。標準プロトコルがない製薬業者のデータに基づいたものだが、最近の乳房トモシンセシスによる平均的な乳房に対する線量は、1.66~1.80 mGy と推定されている (Michell ら, 2012)。さらに最近のトモシンセシスシステムは、多数の X 線投影を用いているが、乳房の累積線量は一般的な単一視点のデジタルトモシンセシスシステムと同程度である。

(197) bCT については現在、それが実臨床に導入可能なかどうか、事前の評価が行われている。この技術は、コントラスト分解能や 2D 画像における構造的な重なりによって生じる問題など、従来のマンモグラフィの欠点に対処するよう開発されたものである (O'Connell ら, 2010)。大半の bCT システムは PFD を利用しており、したがって CBCT システムといえるが、乳房画像検査専用のヘリカル CT システムの設計も進行中である (Kalendar ら, 2012)。

(198) bCT では乳房を下向きで撮影するが、初期には互換性のある方法も開発されているが、乳房画像検査専用のヘリカル CT システムの開発を必要とすることがあった。下向き乳房の 360°スキャンに適切な、いわゆる DgNot 種の包括的な家を作成するため、モンテカルロ法が用いられている (Boone ら, 2004, 2005)。

(199) コーンビーム CT システムは、乳房を造影剤に囲む 2D 投影を取得する PFD を使用している。通常、片側乳房スキャンには 10~17 秒を要する。この時間内に約 300~500 の投影像が取得される (O'Connell ら, 2010; Packard ら, 2012)。このシステムは低線量になるよう設計され、平均線量線量は女性 1 人の 2 方向マンモグラフィと同程度の低さになりえる。被ばく線量は理学的に、乳房の大きさと組成により異なる。したがって、小さな乳房では線量は低く、大きな乳房には高めの線量が照射されることになる。報告されている平均線量線量は、4~12.8 mGy (O'Connell ら, 2010)、及び 2.5~10.3 mGy (Lindfors ら, 2008) の範囲である。O'Connell ら (2010) による上記研究における従来のマンモグラフィの平均線量は 2.2~15 mGy である。

(200) 現在、bCT 法には微小石灰化の発見と微細領域の撮影に関して若干の制限があり、そのいずれも従来のマンモグラフィの方が優れている (Lindfors ら, 2008; O'Connell ら, 2010)。高分解能の検出器システムによって bCT の空間分解能は改善し、したがって微小石灰化の検出も改善すると考えられる (Kalendar ら, 2012)。

(201) 多くの CT 撮影と同様、作業員は患者の近くにいる必要はないので、bCT による作業員の被ばく線量はごく僅かである。勿論、bCT

(205) 大半の国の法律では、医療被ばくに責任を負う者が放射線防護の訓練を適切に受けていることを義務付けているが、(現在そうならない場合)は義務付けるべきである。

(206) 放射線防護における訓練の後は、訓練プログラムから得られた知識の評価を行うべきである。(正式な試験システム)。

(207) 訓練を終えた作業員は、適切な認定試験に合格することで、そのカリキュラムに規定されている知識をもつことを裏証できなければならない。

(208) CBCT 手技のサポートをする看護員及びその他の医療従事者は、自身の被ばく及び患者の被ばくを最小限に抑えるため、放射線リスク及び放射線防護をよく理解している必要がある。

(209) 医学物理士は、自身の施設で実施された IVR のために CBCT を用いる作業員は、IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。

(210) 訓練の要件及び能力評価という問題は、*Publication 113* (ICRP, 2009) で扱っている。

(211) 歯頭顔面 CT の場合、それに特化した基本訓練要件が European Academy of Dentomaxillofacial Radiology により作成され発表されている (Brown ら, 2014)。

## 8.2 カリキュラム

(212) CBCT に関与する専門家の大部分は、医療放射線物理学及び放射線防護の教育を事前に受けているものと予想される。したがって、このような場合には標準化された IVR-CT 訓練で十分であると考えられる。診断目的で CBCT を使用する予定の全ての作業員は、診断目的の IVR-CT と同様の訓練を受ける必要があるが、また IVR のために CBCT を用いる予定の全ての作業員は、IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。この際、先に規定した線量レベルと使い方を考慮して行う。

(213) 大半の国では、一定の時間数の教育と訓練を要求する。委員会は、比較的簡単な方法に従っている。委員会は、必要な時間数に若干の勧告を行ってはいないが、それはガイドラインとしての機能を果たすべきであり、厳格に適用されるべきというものではない (ICRP, 2009)。時間数に関してガイダンスを与えると、訓練の実施と訓練活動のモニタリングという点でメリットはあるが、1 つのガイドに過ぎないのである。

(214) 多くのプログラムは、その目的が達成されたか否かの評価に失敗している。他のプログラムでは、取得した知識を評価するために訓練前後の試験を行っているが、実質的な技能の取得を評価している訓練プログラムは少ない。訓練の時間数を指示するよりも、知識と技能を評価する調査票及び試験システムを開発することを奨励する必要がある。訓練の程度は、その業務に用いられる放射線レベル、及び患者

量の適切な評価は不可欠と考えられる。臨床的な撮影環境で、bCT 装置がさらに一般的になった場合、進捗については 1 つの問題が生じる。これらのシステムはマンモグラフィシステムに比べて高いエネルギーの X 線スペクトルを利用しているため、マンモグラフィ室に bCT システムを設置する場合は、部屋の遮蔽を追加する必要がある可能性がある。部屋の遮蔽に関する詳細は 6.2.4 節に示す。

## 8 CBCT の訓練に関する考察

- 放射線防護における訓練レベルは、予想される放射線被ばくレベルに見合うものである必要がある (ICRP, 2009)。
- 診断目的で CBCT を使用する予定の全ての作業員は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要がある。また IVR のために CBCT を行う予定の全ての作業員は IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。

### 8.1 序文

(212) *Publication 113* (ICRP, 2009) には、診断及び IVR 手技のための放射線防護についての医療従事者の訓練について、重要な情報及びガイダンスが示されている。本節に示す情報の大半は、これからの引用である。

(203) ICRP では、医療従事者のための放射線防護の訓練プログラムは、対象の者が関与する種類の撮影行為に重点を置くべきである、とされている (ICRP, 2009, 2010)。

(204) 訓練の主な目的は、オペレータが仕事量を減らすに、放射線防護の原則、ツール及び手法を用いて被ばくを抑えることができるように、撮影行為の質的向上に、さらに、画質や意図する臨床目的を損なうことなく患者の被ばくを抑えることにある。それは必要な技能獲得に重点が置かれていないければならぬが、残念ながら多くの場合、訓練は時間短縮という要件を課す、という形をとっている。時間的に重要な基準ではあるもの、参加者が職業及び患者被ばくを低減するための技術を学ぶ、という点が定められている。世界の多くの地域では、画像診断部門以外で放射線の使用にかかわる医療者の訓練が全く行われていないか十分である。委員会は、教育及び訓練のレベルは、放射線の使用及び予想される放射線被ばくレベルに見合うものである必要がある、と勧告している (ICRP, 2009)。画像診断部門以外で CBCT の使用が抑えるに、作業員の教育及び訓練の必要性も高まる。診断又は IVR のために、CBCT の操作、及び CBCT の結果の解釈に直接関与する専門家、そのキャリアのスタート時に放射線防護の教育と訓練を受け、再教育及び専門能力開発訓練をその職業人生を通して継続すべきである。継続的教育には、新たな装置又は手法が導入されたときの、関連する放射線防護ツール及び手順に関する特殊な訓練も含まれる。

や作業員の過剰被ばくの可能性に気づいて決められる。

## 8.3 誰が訓練を実施すべきか?

(215) この問題の重要性を考慮し、ここでは *Publication 113* 及び *117* (ICRP, 2009, 2010) の文言の多くを再掲する。訓練成功の第一のポイントは、その訓練で取り扱わなければならない業務の実況について、訓練を実施する者がはつきりと理解していることとにある。訓練を実施する主要な者は通常、放射線防護の専門家 (通常は医学物理士) であり、放射線が使用される実地臨床に関する知識を持っており、したがって訓練を実施する者は、放射線の性質、放射線の測定方法、放射線と人体の組織との相互作用、放射線によってもたらされる可能性のある影響のタイプ、放射線防護の原則と理念、国内外のガイドラインについて知識を有しているべきである。放射線防護が世界のほとんどの国で法制化されており、自国の法律、個人と組織の責任を理解していることが不可欠である (ICRP, 2009)。

(216) 訓練では、人々が日々の業務で扱う可能性のある事項を取り上げるべきである。放射線防護の訓練を実施する者の多くは、誘惑に負かれ、放射線単位や放射線と物質との相互作用といった基本的な内容、さらには原子構造と原子放射線の詳細な情報といった内容を、訓練参加者や医師の目的になかた内容よりも詳細に取り上げがちである。そのような内容は、基本的教育プログラムにおいて不可欠ではあるが、放射線防護の訓練においては、意味が分かる程度の説明にとどめるべきである。訓練を実施する者が成功するためには、純粋に学術的な定義などについて詳細に教育するのはなく、その情報が参加者にとって有用かどうかを指針とすべきである。規則要件に違反することなく、必要な情報を伝えるべきである。病室の日々の仕事で放射線を使い、放射線を使用する人のことばで語りかけ、科学と規制要件の正確性を損なうことなく、必要な情報伝達について知識を持っている。多くの患者を扱わなければならないために、時間的制約があることも理解している。彼らは、自身が扱う放射線装置に関する問題を理解し、問題が生じたときに放射線防護の手段が適切であることを理解している必要がある。臨床医及び放射線防護の専門家に参加し、出てきた問題にコメントしたり説明したりすることは有益と思われる。

## 8.4 サービスエンジニアの訓練

(217) サービスエンジニアは、場合によっては CBCT 技術に精通していないことがある。例えば歯頭顔面 CT において、一部の製造業者はそれまで CT 装置を取った経験がなく、サービスエンジニアは CBCT の技術に適切に対応していない。製造業者は、サービスエンジニアの適切な訓練を保証しなければならない。

## 9 品質保証プログラム

### 9.1 序文

(218) QAプログラムの目的は、装置の安全性と性能を仕様に沿って維持すること、さらに防護の最適化を確保することである(すなわち、患者及び医療スタッフの被ばく線量を最小限に抑えながら適切な画質を達成すること)。本報告においては、QAプログラムではCBCT装置の受け入れと稼働、装置の性能の定期的な試験とメンテナンス、患者撮影のアートワーク、作業員及び患者の線量、作業員の訓練、ポリシーと手順の遵守から構成される。

### 9.2 CBCT装置の品質管理

(219) 品質管理は装置を設置した時点から始まり、その耐用年数を通じて継続される。装置の受け入れ試験、試運転、及び性能試験は、システムが国内及び国際規格に基づく製造業者の仕様に従って作動することを保証するべきである。受け入れ時点では、画質と線量についてのベータラインの測定値を、これらの要素に影響するパラメータと共に取得するべきである。これらの測定値は、後日の測定値と比較するための目安として用いられ、システムの性能が低下しては保証措置が必要かどうかを示すことができる。

(220) 装置の試験は、システム、X線発生装置の性能、画質、ジオメトリ、表示及び線量測定といった6つのカテゴリに分けられる。安全システム、警告灯、扉や衝突防止のためのインターロック、ポータブル型シールド、緊急停止システムなどの適切な動作を確保するためのものである。X線発生装置の試験は、X線システムの正しい作動を確保するためのものである(kV, mA, 照射時間及び線形性が正確に生じるかを含む)。画質試験は、ノイズ、均一性、コントラスト及び分解能の測定などを行い、取得した画質が臨床用途に適していることを保証するためのものである。これらの試験は、画質の劣化が起こらないようにするために必要な頻度で実施されるべきである(IEC, 2006)。定期的な試験に加え、アーチファクトを発生するために、画像の目標像も変更されなければならない。ジオメトリ試験によって、システムでの適切なアラウンドとスケールが保証される。放射線治療の用途では、CBCT画像のアーチファクトのジオメトリを毎日確認することであり、画像と治療装置のアライメントが保証される。しかし、歯槽面及びIVRの用途では、外部監理者とのアライメント調整は必要かもしれない。したがって、テスト画像のスケールリングの必要性となる。画像の撮影時に情報消失しないように、画像が一貫し、かつ忠実に表示されることを保証される。最後に線量測定試験で、フロントパネル線量を評価する。この際、本書で前述した、また付属書Aに示したような、CBCTに適した標準測定アラートワークを用いる。その他の試験の実施に必要な装置及び試験法は、Radiation Protection Report No. 162 (IC, 2012b)及びReport 91 (IPEM, 2005)等の刊行物に記載されているが、後者にはCBCT装置について特段の記載はない。

65

Senate Bill SB1237, 2010)。またECによっても提案された(2011)。電子の報告は、記録された線量をDRLと比較しようという取り組みをさらに支持するものである。このコンセプトは、最適化のためにICRPが勧告している(ICRP, 2007c)。線量登録制度は患者線量の評価を促すもう1つのツールの候補である。

### 9.4 診断参考レベル

(226) 診断参考レベル(DRL)は、使用者が画質と線量低減の両方の性能を最適化する手がかりとするため、政府組織や専門団体によって定められている。これらの取り組みは、MDCT撮影においては成熟しているものの、CBCTにおけるDRLの設定に向けてはあまり進展していない。HPAが行った41の歯槽面用CBCT装置に関するKAP値の予備的監査では(2010b)、標準成人患者における上第一大臼歯のインプラントについて、達成可能線量は250 mGy cm<sup>2</sup> (7アインセンチメートルに相当する距離に正規化)と提案されている。この達成可能線量はSEDENTEXCT Consortium (IC, 2012a)において採択され、さらに種々の歯槽面用CBCTの用途に関する「確固としたDRLを確立するために、大規模な調査によるさらなる研究が必要である」との意見が加えられた。この意見は、他のCBCTの用途にも広げられよう。

(227) 画像プロトコルの標準化が行われている施設では、プロトコルは公表されているDRL内であるべきである。国際的又は国家のDRLが確立されるまでは、一般的な手順に関する各施設の方針に情報を提供するために、地域的にDRL (LDRL)がQAプログラムの一種として定めらるべきである。LDRLは平均体型の患者に照射される平均線量から設定し、小児には別途LDRLを設定する(IPEM, 2004)。標準化されたプロトコルの監査は定期的に行い、遵守状況を確認する。現在、DRLのデータの不足している。

### 9.5 監査

(228) イメージングシステムの最適化使用を保証するため、患者画像検査の定期的監査が推奨される。この監査では、画質、位置決め、FOV、患者の体側及び線量指標が考慮されるべきである。特に、高線量CBCT及び反復CBCTが調査されるべきである。SEDENTEXCT Consortiumでは、不合格であった場合には年2回の監査を行い、線量監査は3年ごとに行うよう勧告している(IEC, 2012a)。

### 10 勧告

(229) CBCT技術が広く普及し、新たな用途も加わったことで、以前にはCTを使用しなかった医療専門家にもCBCTは身近なものとなった。以前の刊行物、特にPublication 87及び102(2000a, 2007a)において示したICRPの放射線防護の原則及び勧告は、これらの比較的新

67

(221) 画質の評価及び線量測定には、phantom及び試験の標準化が必要である。加えて製造業者は使用者に対し、日常的な性能確認のための適切な試験対象を提供するべきである。

(222) CBCT装置の日常試験のスケジューリング及び適用範囲は、ある程度、その臨床用途によって異なる。6つの組織が推奨している検査スケジュール(3つの唐食用、3つの放射線治療用)を表9.1に示す。この問題に関する各国も認識されるべきである(ODIN, 2013; 2014等)。これらのスケジュールはほぼ同じ内容であるが、一部の特別な検査事項に注目すべき点がある。患者又は作業員と衝突する可能性がある、むき出しの可動ジョイントをもつCBCT装置の場合、システムの安全性について日常点検を実施するよう推奨される。CBCT画像の画質を、むき出しの可動ジョイントを手術用品を制御する場合は、照像系が正確かどうかの日常点検が推奨される。診断又は計画立案のために正確な線量情報(HU等)を使用する場合には、これらの数値を少なくとも月1回は試験すべきである。そのため使用者は、これらの全般的なガイドラインを考察しつつ、臨床目的に基づいたリステータスのQAプログラムの情報とすることがある。

### 9.3 患者線量の報告

(223) CBCTにおける線量報告の必要性は、放射線防護の最適化の原則に従ったものである。線量の正確な追跡としては、患者線量を合理的に達成可能な限り低いレベルに最適化することはできない。線量追跡を達成するための最も簡単な方法は、イメージングコンソール上に線量を電子で記録し(ICRP, 2004)、DICOM構造化線量レポートとして放射線量を患者の診療録に記録することである(IEC, 2012)。表示される線量測定値の誤差は20%を超えてはならない(IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。

(224) MDCTシステムでは現在、照射線量の推定値を直接コンソール上に数値的にCTDI<sub>vol</sub>及びDLPとして表示するものが標準的である。これらの推定値はphantomに存在する線量であり、患者に対する線量ではない。患者サイズ及び個々の患者に使用するスケッチングパラメータに基づき患者線量を推定する方法が、開発されるべきである。医学物理士はQAプログラムの一環として、これらの数値の正確性を少なくとも年1回、又は線量に影響する可能性がある装置の修理が行われた際に、検証するべきである。CBCTシステムの場合、線量報告のためのシステムは国際レベルでは標準化されていない。HPA (2010b)及びEC (2012a)は、歯槽面用CBCTシステムでは線量測定値をKAPとして表示するよう勧告している。QAプログラムは、KAPかCTDIとDLPかを問わず、各装置で報告される線量測定値を検証するよう作成されていなければならない。

(225) 電子診療録に患者線量を電子的に転送することで、複数の手帳で照射される1人の患者に対する年間線量及び生涯線量の追跡が大に簡便となる。MDCTシステムでは、このアイデアをDICOM構造化線量レポートを用いて実装しており、通常はCTDI<sub>vol</sub>とDLPとして線量を表している。CTDI<sub>vol</sub>とDLPをPACSに電子的に転送することは現在、英国のカリフォルニア州法で義務付けられている。(California

66

い用途に当てはまることから、これを遵守する必要がある。

(230) CBCTの多くの用途では、MDCTと同程度の患者線量を用いられることから、作業員を適切に保護するため、室内のレイアウト及び遮蔽要件も同様のものである。

(231) 医師には、各CBCT検査が正当かつ必要であることを確認する責任がある。

(232) 医師はCBCT検査に患者を紹介する際には、紹介元の臨床医はMDCT、MRI及びその他のイメージングモダリティと比較したときにCBCTの長所と短所を知っている必要がある。CBCTの使用に関する判断は、画像の専門家と相談しううえで下すべきである。

(233) 製造業者には、CBCTに関する標準化された線量測定及び線量報告法を、ICRU Report 87 (ICRU, 2012)など国際的な勧告に準拠して実装することが要求される。残念ながら現時点では、CBCT装置に表示されている線量には大きなばらつきがある。使用者は装置間又はプロトコル間で線量と比較できる。

(234) 逐次及び断層撮影にCBCTシステムを使用する場合、線量の定量化に新たな課題が生じる。所定の検査において透視とCBCTを併用する可能性がある場合、手技全体で個々の患者に照射される線量を維持する方法で実行する必要がある。

(235) ある特定の患者の線量の記録、報告及び追跡は、ベンダー間で一貫した方法で行う必要がある。

(236) ある地域で設定されている基準値と比べて高い患者線量にならないよう、近年CTにおいて実装されている線量チェックアラートなど、制御と均衡を確保する必要がある。

(237) 部分回転スキヤンの場合に、甲状腺、水晶体、乳房及び性腺など放射線感受性が高い臓器を検出器間におくことは、これらの臓器の放射線防護のために用いられるべきCBCTの有用な機能の1つである。

(238) 多くの装置では当初、透視のみを行うことができたが、現在ではCBCTも行えるようになっている。CBCTによって有益な臨床情報が得られ、重なっている構造物を除くことができることから、使用者はCBCTモードを多用する誘惑にかられるだろう。使用者は、そのシステムのCBCTの機能は、低線量の「透視撮影」ではないことを理解しておく必要があり、このモードを慎重に使用しななければならない。

### 付属書A CBCTにおける患者線量の評価

(A1) この付属書では、CBCTにおける患者線量測定と、その限界に関する詳細を記述する。要約は5節に示す。CBCTにおける線量測定

68

### A.1 CBCTにおける線量測定

(A2) CBCTでは、比較的大容量の3D画像撮影のため、幅広いX線ビームを使用する。1990年代の中頃以降、MDCTではスライス数が増え続け、それに伴ってX線ビームの幅も広くなっている。高性能の広範囲MDCT装置によって得られる $z$ 軸方向の撮影範囲は、今日、CBCTのそれと匹敵するものである。開塞が広く通ったことで、より適切な広範囲検出器となるよう、CT線量測定法を改良しようという動きが生じた。結果として、測定法が確立されており、フロントムが既に存在するMDCT線量測定の研究の一部は、CBCTの線量測定に活かすことができる。この付属書には、標準的なロービームのMDCTの形式をCBCTに直接応用する際の欠点を考察する。CBCT線量測定の包括的な枠組みを提案するため、これらの問題の解決法を記述する。

(A3) CT線量測定はCTDIのコンセプトを中心に進化してきた。1980年代に導入されて以降 (Shopeら、1983)、CTDIは採用する組織 (米国食品医薬品局、IEC、及びその他類似の政府機関) に応じて様々な様式をとっている。CTDIは主に、様々なCT装置の線量特性を比較するため、装置の性能の安定性試験 (品質管理) のため、さらに場合にによっては、(CTDI)は患者線量の直接評価を行うものではないという事実にもかかわらず) 患者線量推定のために用いられてきた。CTDIのコンセプトの広範な説明は、Report 87 (ICRU、2012) を参照のこと。

(A4) 最新のCT及びCBCT装置で使われているワイドビームにより、CTDIの測定はますます複雑化している (Abuhaimedら、2014)。公称ビーム幅が20 mmであったとしても、100 mmの長さで測定されるCTDI (CTDI<sub>100</sub>) ではポリメチルメタクリレート (PMMA) フロントムの線量プロファイルの端の部分をカバーできないことが明らかである。CTDI<sub>100</sub>/CTDI<sub>w</sub>の比率は (CTDI測定効率) と呼ばれる。Kyriakouら (2008b) は、200 mmのコリメーションで、CTDI<sub>w</sub>を1%以内で近似させるためには、600 mmを超える積分長が必要であったことを明らかにしている。

(A5) CBCT照射野を動く (できれば空中の) ポイント線量検出器を用いた、O-アームシステムにおける代替的なCTDI推定法が提案されている (HerrnsdorfとSidenberg、2013)。

(A6) CTDI測定の効率に関する問題が、ワイドビームCT線量測定の新たなアプローチの基礎となった。IAEA (2011a) は、IEC (2010) により提案された2段階アプローチを採用した。この改良アプローチに関する詳細は、Report 87 (ICRU、2012) を参照のこと。

(A7) CTDI単独では患者線量の有用な指標ではないことを明言しておくことは有益であろう。CTDI線の測定値と線量を関連付けるため、相対的な患者線量指標として臨床現場で使用されてきている。CTDI<sub>w</sub>とDLPの関係は次式のようになる：

$$DLP = L \cdot CTDI_w$$

69

るが、これらの指標と患者線量との関係はまだ確認されていないと明言している。

(A12) 臨床ベースのCBCTシステムのために標準化される線量指標は、他のCBCTシステムとそれと異なることと考えられるが、測定値の実用性とQAにおけるその再現性の両方を考慮することが必要である。フロントムを用いないCBCT線量測定のための換算係数が確立されるまで、フロントム測定にはQAの観点から重要な利益がある。

(A13) 製造業者がCTDIの値を提供している場合、この値は軌道運動の時に測定されるべきである。しかし、必ずしも全ての装置にそのような初期測定が提供されているわけではない。CBCT線量測定に用いられているもう1つの線量指標がKAPである。これはスリナム撮影及び頭部X線造影撮影に用いられることが多く、勿論、X線撮影及び透視においても広く用いられている。一部の装置は照射後に画面上にKAP値を表示する。そのような測定値の精度は医学物理士によって検証されるべきである。KAPの使用はHPAにより提案されている (2010a)。KAPの主な利点は、それが特定のポイントでの線量測定とビーム断面から容易に計算できるという点である。これは歯科併設CBCT線量を監査するのに適していると考えられる (HPA、2010b)。SEDENTEXCT Consortiumは、そのような測定値が提供されない場合、医学物理士は臨床で使用される全ての設定においてそのような測定値の記録を作成するべきである (IC、2012a)。

(A14) 技術的には上記の方法は他の臨床ベースの装置から、例えば頭部部の画像撮影や、可能性としてbCTのシステムにも適用できると考えられる。しかし現在のところ、そのような装置の標準化に関する標準化は行われていない。CBCT線量測定の標準化という問題はほぼ未解決であるという事実も明白である。

### A.3 C-アームCBCTシステム

(A15) C-アームCBCTシステムでは、撮影台まわり全周を回転させることはできない。一部のシステムでは、180°+ビーム角のみ回転し (Fahrigら、2006)、患者/フロントムの不均一な体軸方向の線量付与が生じる。フロントムの場合、 $z=0$ で $z$ 軸と交差する中心面の、フロントムのX線管に最も近い側で最大線量となる。ヒール効果がない理想的な場合、最大線量は回転角の2等分線とよくと考えられる。ヒール効果が存在する場合は、最大線量は2等分線付近で生じる。

(A16) C-アームCBCTにおいて、Fahrigら (2006) はフロントムの中心面 ( $z=0$ ) に対する平均線量を示す指標を提案している：

$$\bar{D}(0) = \frac{1}{3} D_0 + \frac{2}{3} D_1$$

71

ここで $L$ はスキャン長である。このCTDI<sub>100</sub>のパラダイムは、ヘリカルスキャン用いない、あるいは患者を動かさない場合には問題がある (多くのCBCT装置と同様に)。このような場合には、CTDI<sub>w</sub>値は線量を著しく過大評価したものである (DixonとBoone、2010a)。

### A.2 Point-of-care スキャン法及び臨床ベースのCBCTシステム

(A8) 臨床ベースのシステムには、頭部部CBCT、bCT及び歯科用CBCTがある。歯科用CBCT装置の特徴は、システムに応じた様々なFOVサイズが提供されているという点である。これにより、局所領域 (すなわち一つの歯とそのごく周辺) のスキャンや顎顔面のスキャンが可能となる。水平コリメーションの使用やその他の要素により、軸方向の線量分布が複雑になり、線量測定にはさらなる問題が加わる (Pauwelsら、2012a)。加えて歯科用CBCTシステムは強位又は立位で撮影されることから、フロントムと線量計の位置に異なる幾何学的な複雑さを生じている。

(A9) 歯科用システムにおいては、SEDENTEXCT Consortiumの報告 (IC、2012a) で、KAP及びCTDI線の測定値の使用について論じられている。製造業者からそのような測定に関するデータが提供されている場合、CTDIの測定は軌道運動中に実施すべきであると提案されている。歯科用CBCTで使用するには、従来のCTDIには欠点があることから、AMDCCTに比べCBCTの方がビームは広く非対称性が大きい (A10) 加えてドイツの規格DIN 6868-161には、歯科用CBCTの線量測定法が記載されている。これは検出器表面にアクセス可能であれば、あらゆる装置に応用できる (DIN、2013)。ここで提案されている測定法は、フロントムを用いない検出器での線量測定に基づき、アインゼンタでの線量を推定するための換算係数によって補正される。

(A11) 線量指標の測定値を患者線量に換算する方法のほか、様々な指数候補について詳細な検証が必要である。Arakiら (2013) は、歯科用CBCTのDRLを確立するために、SEDENTEXCTにより提案されたCBCT DI及びKAPを用いることができると提案している。

定値の平均値の1/2で重み付けする。このインデックスでは、FOVは必ず中心にしなければならない。

(A10) 加えてドイツの規格DIN 6868-161には、歯科用CBCTの線量測定法が記載されている。これは検出器表面にアクセス可能であれば、あらゆる装置に応用できる (DIN、2013)。ここで提案されている測定法は、フロントムを用いない検出器での線量測定に基づき、アインゼンタでの線量を推定するための換算係数によって補正される。

(A11) 線量指標の測定値を患者線量に換算する方法のほか、様々な指数候補について詳細な検証が必要である。Arakiら (2013) は、歯科用CBCTのDRLを確立するために、SEDENTEXCTにより提案されたCBCT DI及びKAPを用いることができると提案している。

70

ここで $L$ は中心面の中心点 (z軸上) の線量を、 $D_1$ は平均周辺線量を示す。この式はCTDI<sub>w</sub>の計算に用いられるものと同様の加重平均法が用いられている。CTDI<sub>w</sub>とは、回転が360°よりも小さい従来のCT装置の線量測定に用いられる指標である。Fahrigら (2006) は、Farmer形電離箱を用いた計算を行い、頭部フロントムの表面から1 cmの周辺点で中心と8つの周辺点での線量を測定した。Podnicks及びNeagus (2012) は、電離箱の位置が慎重に考慮されていた場合、CTDI<sub>w</sub>と照射長から、実効線量を許容できる精度で推定できることを明らかにした。

### A.4 CT線量測定のための統合的アプローチ

(A17) Report 87 (ICRU、2012) において、現在のCTDIに基づいてCT線量測定法の欠点を補うCT線量測定法を提案するため、膨大な数の研究がレビューされている。Dixon及びBoone (2010b) によるかつての研究では、ヘリカルスキャンが可能で装置 (例えばMDCT装置) および (大半のCBCT装置と同様に) 軸方向の線量に関する統合的形式が示されている (AAPM、2010)。本書では、Report 87 (ICRU、2012) に記載されている表記を使用した。この手法の学術的基礎は本書の範囲外であるが、簡単に以下に述べる。

(A18) 線量としてCTDI<sub>w</sub>を提案する。この物理的意味は、 $z=-L/2$ から $z=L/2$ までのスキャン中心 ( $z=0$ ) での線量、ということである。この式は、( $z=0$ ) フロントムの中心面が受ける線量を推定する方法となる。大半のCBCT装置で採用されている軸位線量スキャンの場合、CTDIに相当する数値は直線的に、 $z$ 軸上のビームの中心点での線量である。 $A_0$ が線量プロファイルの関数である場合は、この線量は $A_0$ である。 $z=0$ を中心とする同じ軸位スキャンの数 ( $N$ ) について、問題となる線量は $N \cdot A_0$ と等しい。

### A.4.1 公式

(A19) ヘリカルCTスキャンの場合、スキャン長 ( $L/2 \sim H/2$ ) の中心における累積線量分布は、スキャン長 $L$ の $H$  ( $H/L$ ) という矩形関数を用いた体軸方向の線量プロファイルの重み込みにより表される。この式はX線管電流を変動しない場合の有効である。図A.2は、モンテカルロシミュレーションにより作成した、様々なスキャン長をもつ一連のヘリカルCTスキャンに関する、正規化した線量線量分布を示している (Boone、2009)。

(A20) ビーム幅 $L$ における $L$ の中心部分 ( $z=0$ ) での線量 $DA(0)$ は、ビーム幅の広がりに応じて増加する。これは図A.2を参照されたい。ビーム幅が増加すると、 $DA(0)$ は漸近的に最大値に近づく。この数値は「平均線量 ( $D_{avg}$ )」と呼ばれ、(線量プロファイル全体を収集し

72



たときの)CTDI <sub>ref</sub> として理解できる。
<b>A.4.2 スキヤン長 Lへのリカルスキヤンからの累積吸収線量分布</b>
(A21) ガントリ回転から b の距離だけ後台が離れているときの、ヘリカルスキヤンの累積吸収線量分布 $D_A(z)$ を、次式により算出できる。これは普通電圧測定を使用しなかつた場合にのみ適用できる。
$D_A(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(e^{-z}) dz$
(A22) $z = 0$ のとき、ピッチ (p) が $p = hnT$ として定義されることを踏まえ、上記の式は次のようになる：
$D_A(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z) dz = p \text{CTDI}_{ref}$
(A23) $p = 1$ のとき $D_A(0) = \text{CTDI}_{ref}$ であることに注意する。概念的には、L の関数としての $D_A(0)$ については、図 A.2 において $z = 0$ に垂直な線に沿ったデータポイントを使用している。
(A24) 漸近線 $D_{eq}$ が非常に長いスキヤン長に達するまで $D_A(0)$ は L に依存する。この依存性を表すことができる新しい関数を導入する必要がある。数学的に同義である関数 $H(L) = D_A(0)$ は従つて次のようになる：
$H(L) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z) dz$
(A25) 概念的に $H(L)$ は、検出器をファンタム中心に維持し、長さ L のスキヤンについて z 軸上で導かれる線量プロファイルの積分値である。
(A26) $z = 0$ での累積吸収線量を $D_{eq}$ に正規化したとき、上式は次のようになる：
$H(L) = \frac{D_A(L)}{D_{eq}}$
(A27) 図 A.3 は Mori らが測定した $H(L)$ 曲線を示している (2005)。長いスキヤン中では、スキヤン長 L の関数としての最大 $H(L)$ 値は、漸近的に「1」に近づく。これは「rise to dose equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線)」と呼ばれてきた。L→∞ で $H(L)$ が「1」

73

<b>A.4.5 軸位線スキヤンのみが可能な装置での測定</b>
(A35) 上記の方法は、ヘリカルスキヤンが可能な MDCT 装置における測定に有用である。しかしほとんどの CBCT 装置では、ヘリカルスキヤンを行わない。スキヤン中に患者の移動が不可能であるので、ヘリカルスキヤンにおける CTDI に相当する数値を得ることが必要との考えに基づいて、この方法を改良する必要がある。前述のとおり、この数値は $A(0)$ である (Dixon と Boone, 2010b)。実際には $A(0)$ は、ファンタムとビームの中心に電離箱を置いて、可能な限り最も薄いコリメーションから始めて、最も広いコリメーションまでビーム幅を変えて測定する。すると、この測定値をビーム幅 $\alpha$ に対してプロットすることができる。ビーム幅が 470 mm を超えるときに $A(0)$ について到達するだろう平衡値である $A_{eq}$ に対して、この数値を正規化してもよい。したがって、アキシャルスキヤンに関する正規化された approach to equilibrium curve (平衡曲線への接近) は部分的なものにすぎず、漸近的に「1」に達することはない。コーンビーム軸 $\alpha$ の傾斜像 CT で、線量 $A(0) = H(0)A_{eq}$ のとき、従来の CT 線量 $D_A(0)$ はスキヤン長 L の関数として記述できる。これには普通の平衡線量定数 $A_{eq}$ 、普通の散乱平衡長 $L_{eq}$ 、さらに普遍関数 $H(L)$ が含まれ、両方のモダリティについて線量平衡までの相対的プロファイルを記述するものである。ここで $A = \alpha$ 又は $L = L_{eq}$ であり、したがって $A(0) = H(0)A_{eq}$ かつ $D_A(0) = H(L)D_{eq}$ である。ビームをコリメーションする機能をもたない傾斜像スキヤンの場合、線量測定のために X 線管の正面に挿入できるコリメーション装置を準備してもよい。
(A34) CTDI に基づく線量は、隣接領域からの散乱の影響があるが故であることが懸念されている。この現象は傾斜スキヤンの場合は、ファンタムの中心部分に与える線量は、隣接領域からの散乱の影響があることを示している。この現象は傾斜スキヤンの場合は一切認められない。したがって、ファンタムの中心傾斜周辺の線量は一旦して測定評価される。
<b>A.4.6 ICRU Report 87 の報告</b>
$CTDI_{ref}$ 及び $CTDI_w$ の測定
(A38) 従来、 $CTDI_{ref}$ は CT 線量の測定と関係していた。さらに IEC は、CT 装置の前面画面上には $CTDI_{ref}$ が表示されるべき、とも報告している。ICRU は $CTDI_{ref}$ 及び自由空気中の $CTDI_{ref}$ を、160 mm 及び 320 mm 径の PMMA ファンタムを用いて、臨床的に関連する mA の設定で、臨床に使用する管電圧範囲全体で、受入検査時に測定することを勧告している。さらに $CTDI_{ref}$ は、サイズ別線量推定値 (SSDE) 及び rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) の正規化に用いられる。CTDI <sub>ref</sub> に特化付けられる CT スキヤンの X 線出力は、受入検査、並びにスキヤンの線量と関連する主要な要素の変更後に測定すべき、重要な測定値である。

75

に正規化されるべき、この関数には $H(L)$ が持つような X 線管の出力情報は含まれない。
(A28) rise to equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) の物理的解釈は、プロファイルの漸近線の裾野に達することができるようにスキヤンとファンタムは十分に長くする必要があり、というものである。スキヤンが長いほど、 $H(L)$ は「1」に近づく。したがってこの表記は、実線量の収集に短いスキヤンの効率は比較的低いこと、さらにこの効率はスキヤン長が長いほど高いことを示すのに適している。
<b>A.4.3 ファンタム</b>
(A29) 300 mm 径のファンタムでは、 $D_{eq}$ の約 98% の情報を取集する (これは、スキヤンプロファイルの遮断効率率が 98% であることに相当する) ため十分な長さが必要であろうことが示されている。標準の 320 mm 径ファンタムの場合、同じ測定効率を得るためには 425 mm の長さが必要である。この問題に対応するため、ICRU Report 87 に責任を有する委員会は、Report 200 (AAPM, 2016) に責任を有する米国医学物理学会 (AAPM) のタスクグループと連携をとった。この連携の結果として、図 A.4 に示すファンタム (ICRU/AAPM/TG 200) が開発された。
<b>A.4.4 rise-to-equilibrium dose curve (線量平衡までの上昇曲線) の実験的な測定</b>
(A30) $H(L)$ 又は $H(D)$ の測定方法は、Report 111 (AAPM, 2010) 及び Report 87 (ICRU, 2012) に詳細に記載されている。ここでは測定法の簡潔で概念的な説明を示す。
(A31) 長いファンタムと種々の指頭型電離箱が必要である。様々な長さの一通りのヘリカルスキヤンを実施し、指頭型電離箱で積算した空気カーマを記録する。スキヤンは電離箱の位置に集中させる。電離箱による空気カーマの測定値を、ヘリカルスキヤンの長さの関数としてプロットする。
(A32) リアルタイムの線量計を使用できる場合は、rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) は 1 回の長いスキヤンで得られたデータによりプロットできる。この場合は線量計により、ファンタムの全長に沿った完全な線量プロファイルを作成できる。曲線上の様々なポイントには、適切な積分限界 ( $L/2 \sim L/2$ ) を用いた線量プロファイル曲線を積算することで計算できる。ここでは、ファンタム中心のリアルタイム線量計に集中した総積分長である。

74

<b>ファンタムによる線量測定</b>
(A36) 医学物理士が勧告に従って受入検査で $CTDI_{ref}$ 及び $CTDI_w$ を測定しており、定期的な $CTDI_{ref}$ 測定規程が規定されている場合は、ファンタムの $CTDI_{ref}$ の測定を繰り返す必要はない。
(A37) 製造業者は、臨床現場で使用するにあたって合理的に幅広いビーム設定について、スキヤンについて、rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) 及び $H(L)$ や $H(D)$ など関連情報についての包括的なデータセットを測定し、使用者に提供すべきである。これは $CTDI_{ref}$ より正規化された $H(L)$ 曲線であり、したがって患者線量と関係している $A(D)$ も提供されるべきである。
(A38) 全長 600 mm のファンタムで測定される $A(D)$ が、ファンタムの 200 mm のスライスのみを用いて測定した $CTDI$ 測定値と関連づけられるよう、ファンタムの中心の 200 mm のスライスのみを用いて測定した $CTDI$ 測定値も、製造業者から提供されるべきである。
<b>患者線量の推定</b>
(A39) 患者線量は、 $CTDI_{ref}$ に加えて SSDE を用いることで推定できる。この方法は Report 87 (ICRU, 2012) 及び Report 204 (AAPM, 2011b) に記述されている。ただし、 $CTDI_{ref}$ の計算は、C-アーム CBCT 装置などの部分回転する軸位断 CT については異なる可能性があることは考慮すべきである。患者の移動がない完全軸位スキヤンの場合も、 $CTDI_{ref}$ は患者線量を過大評価することになる (Dixon と Boone, 2010b)。この結果は、 $A(0)$ の測定値からの患者線量推定には新たな係数が必要であることを明確に示している。
<b>A.5 線量の追跡と報告</b>
(A40) 透視及び断層撮影 (CBCT) のために使用されるシステムでは、新たな課題が生じる。透視線量は、通常装置からは KAP として得られる一方で、CBCT の線量は現在、様々な製造業者から様々な単位で提供されている。現在、1 回の手技について患者に照射される総線量を評価する方法は、1 回の CT 撮影と 1 回又は数回のデジタルサルブトラクション血管造影の間の患者線量の比較を容易にする必要がある。このことについては検査の要があり、このシステムは透視と CT の線量を比較するのみでなく、線量を合計する手段にもなるはずである。さらに、ある特定の患者の線量追跡と報告も可能とされるべきである。というのも、ICRP の定めている正当化と最適化の原則に照らすプロセスの強化のため、これを行うことの重要性がますます高まっているためである (Robani と Frush, 2011; Sarti ら, 2013)。表示される線量推定値は 20% を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011a)。CT 及び血管造影における RDSH は、今後登場するモダリティの出力を報告するためにも利用できる。様々な方向のビームに関する KAP 値は、画像取得に step-and-shoot 法を用いれば

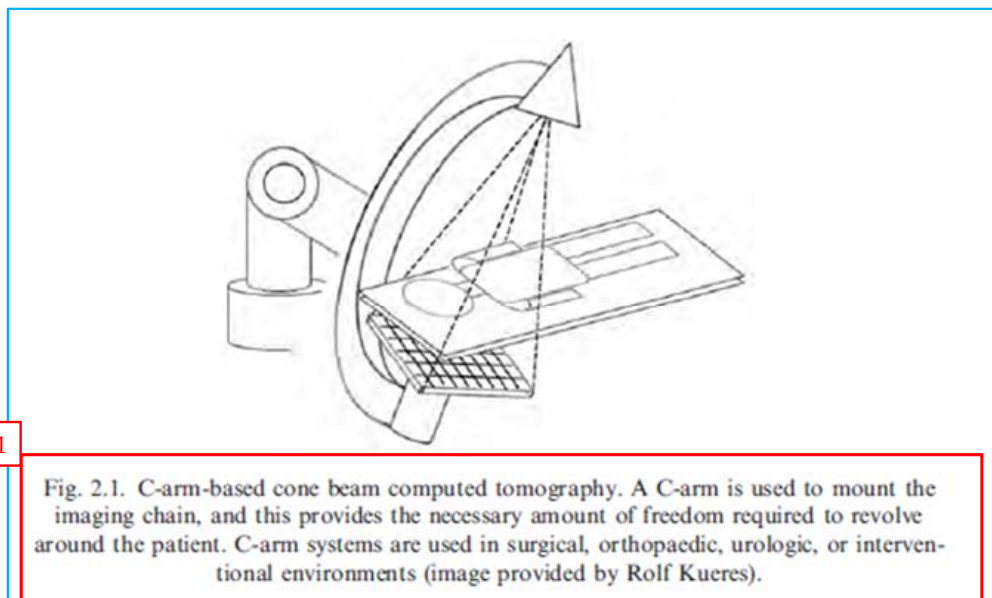
76

RDSR の中で報告できる。加えて KAP は、透視などの 2D の検査との直接比較を促進するために、透視やそのほかの方法に CBCT を用いる際に参照することもできる。実効線量は患者線量の報告に通じた線量計測値ではない。

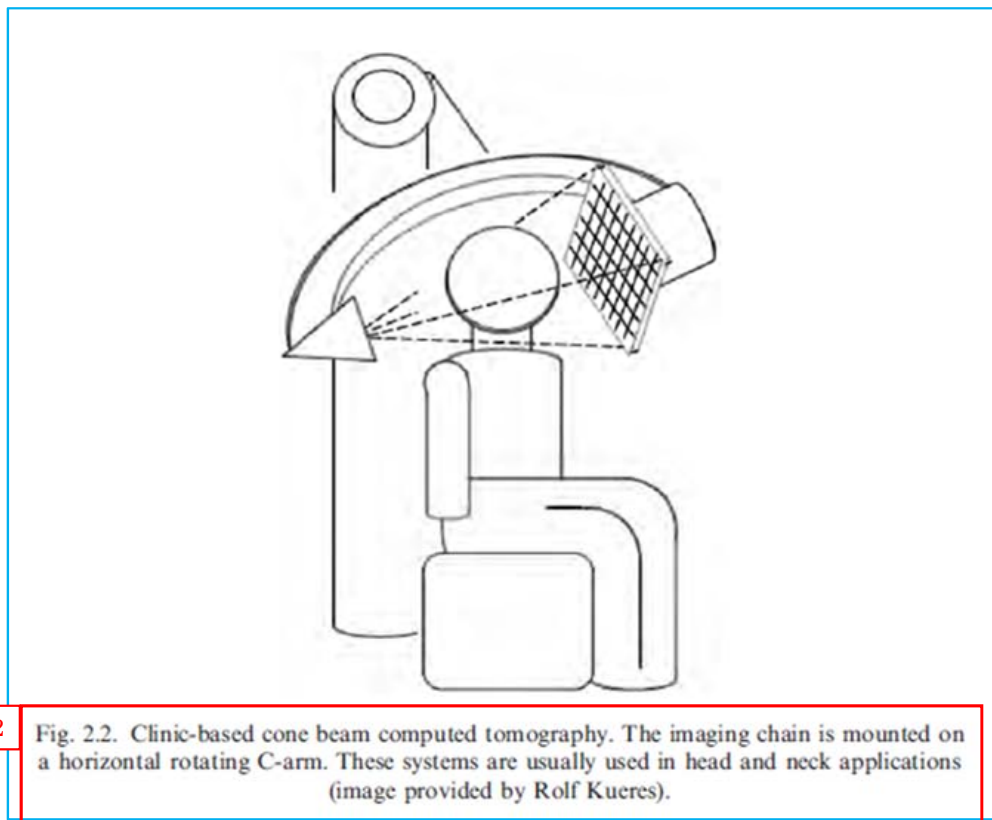
#### A.6 エピソード

(A.6) CBCT の線量測定には様々な方法が発表されている。しかし、CBCT が本当に有用かどうかを評価するためには、CT に比べて低いと主張されている線量について、直接比較できる指標が必要である。ICRU (2012) が提案した統合的 CT 線量測定法は、CBCT の線量測定を標準化できるかもしれない。この方法は、CT 撮影で既に臨床に使用されている装置に変更を加えることなく、実施することができる。さらに、考察された方法は、放射線治療に用いる CBCT、クリニックで用いるシステム、乳房専用システム、C アームシステムなど多種多様な CBCT 装置の線量測定に使用できる。本付属書に示している CTDI に基づく測定値を転写すべきではない。CTDI には限界があるものの、数多くのシステムで長年におたり使用されており、さらに製造業者や使用年数にかかわらず、CT 装置の出力の重要な比較を可能にする。さらに、今日利用できる患者線量測定のための係数は、CTDI<sub>vol</sub>に基づいたものである。

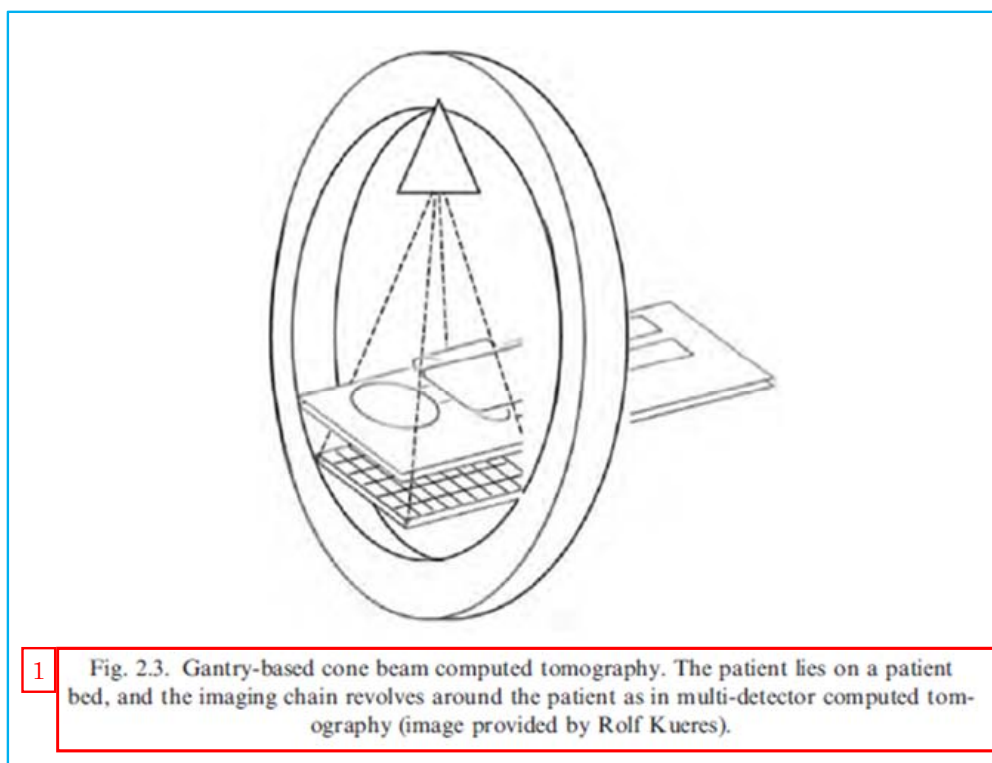
この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication129 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



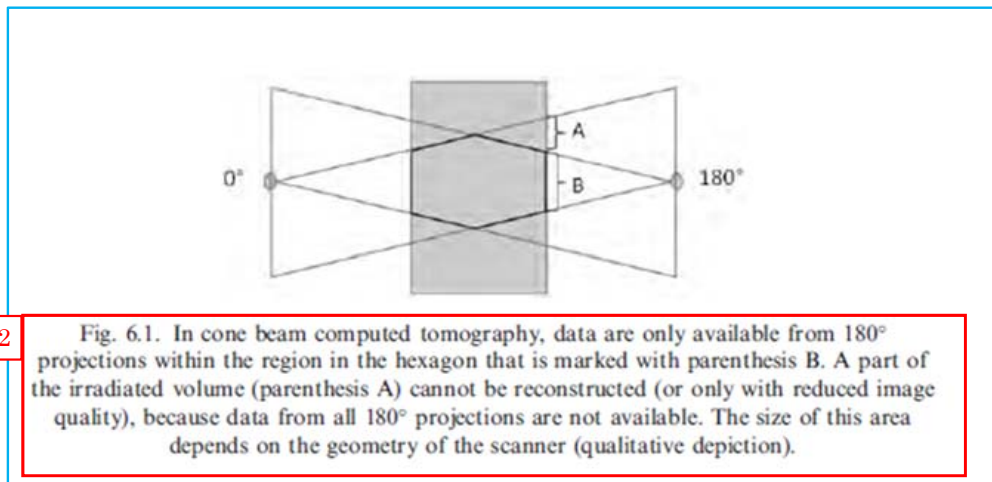
1. 図 2.1 C-アームベースのコーンビームコンピュータ断層撮影。C-アームにはイメージングシステムが搭載されており、これによって患者の周りを回転するために必要な自由度が得られる。C-アームシステムは外科、整形外科、泌尿器科及び IVR の環境において用いられる（画像は Rolf Kueres 提供）。



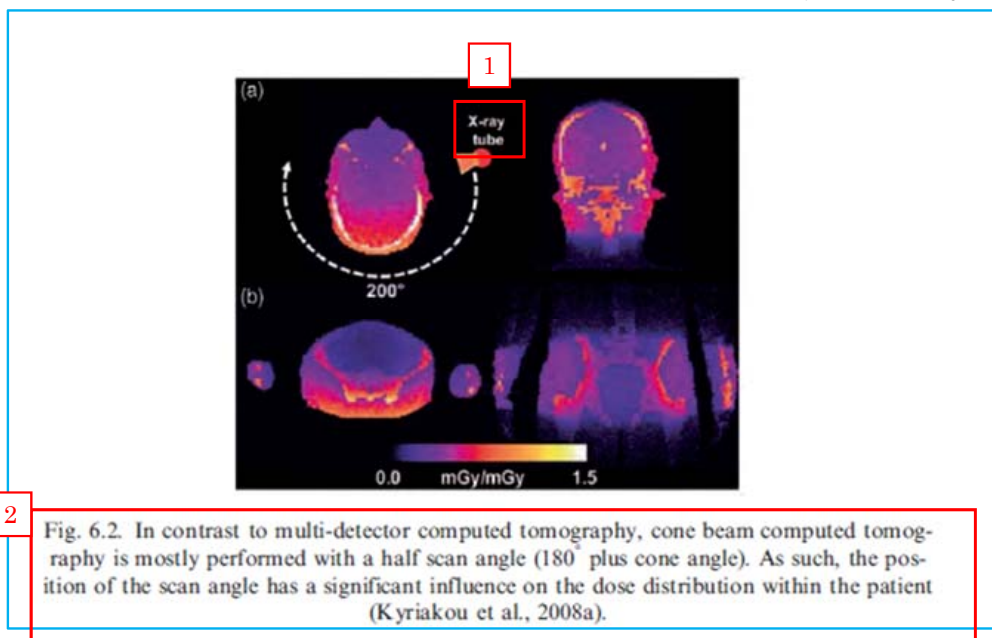
2. 図 2.2 クリニックベースのコーンビームコンピュータ断層撮影。イメージングシステムは水平回転する C-アームに搭載されている。これらのシステムは通常、頭頸部の撮影に用いられる（画像は Rolf Kueres 提供）。



1. 図 2.3 ガントリベースのコーンビームコンピュータ断層撮影。患者を寝台に横にし、イメージングシステムが多列検出器コンピュータ断層撮影として患者の周囲を回る (画像は Rolf Kueres 提供)。

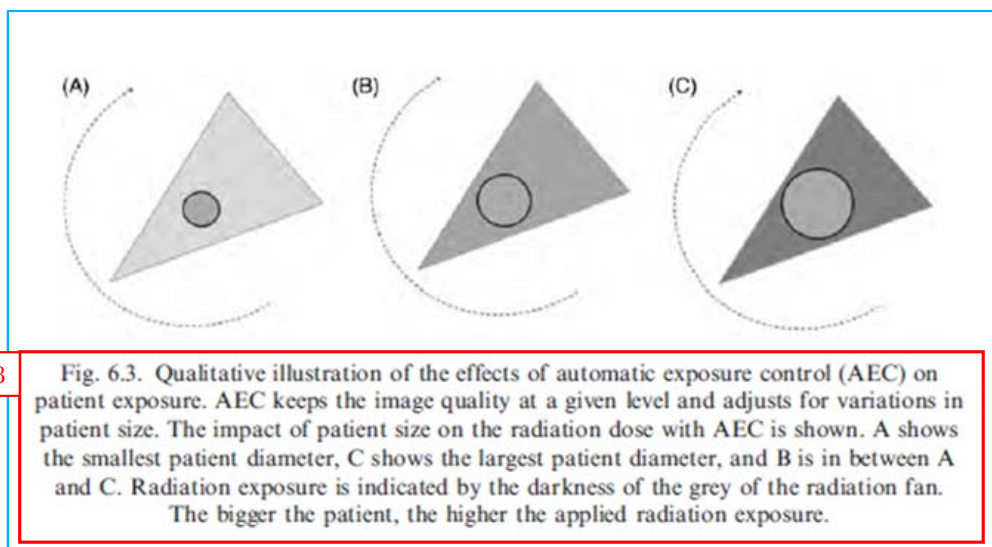


2. 図 6.1 コーンビームコンピュータ断層撮影では、「} B」で示している六角形の領域内の 180 度投影からのみデータを入手できる。180 度投影全体からのデータを得られるわけではないため、「} A」で示している照射体積の一部は再構成できない (又は低い画質でのみ入手できる)。この領域の大きさはスキャナのジオメトリによって異なる (質的描写)。

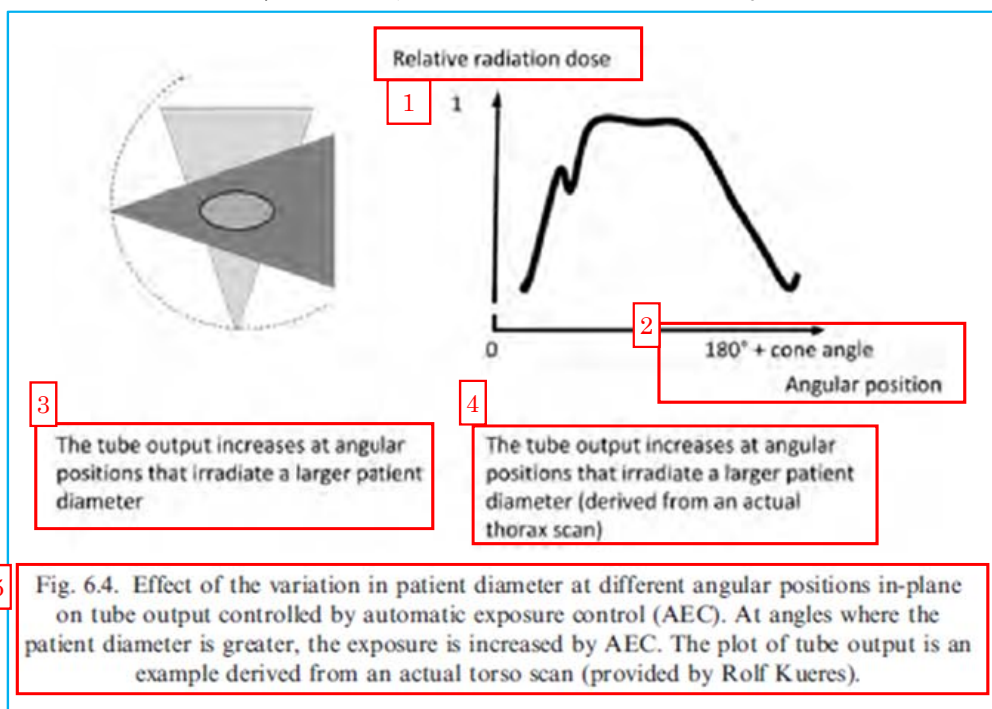


1. X 線管
2. 図 6.2 多列検出機コンピュータ断層撮影と異なり、ほとんどのコーンビームコンピュータ断層撮影は半分のスキャン角度 (180°+コーン角) で行われる。したがって、スキャンアングルの位置は、患者の線量分布に著大

大きく影響する (Kyriakou et al., 2008a)。

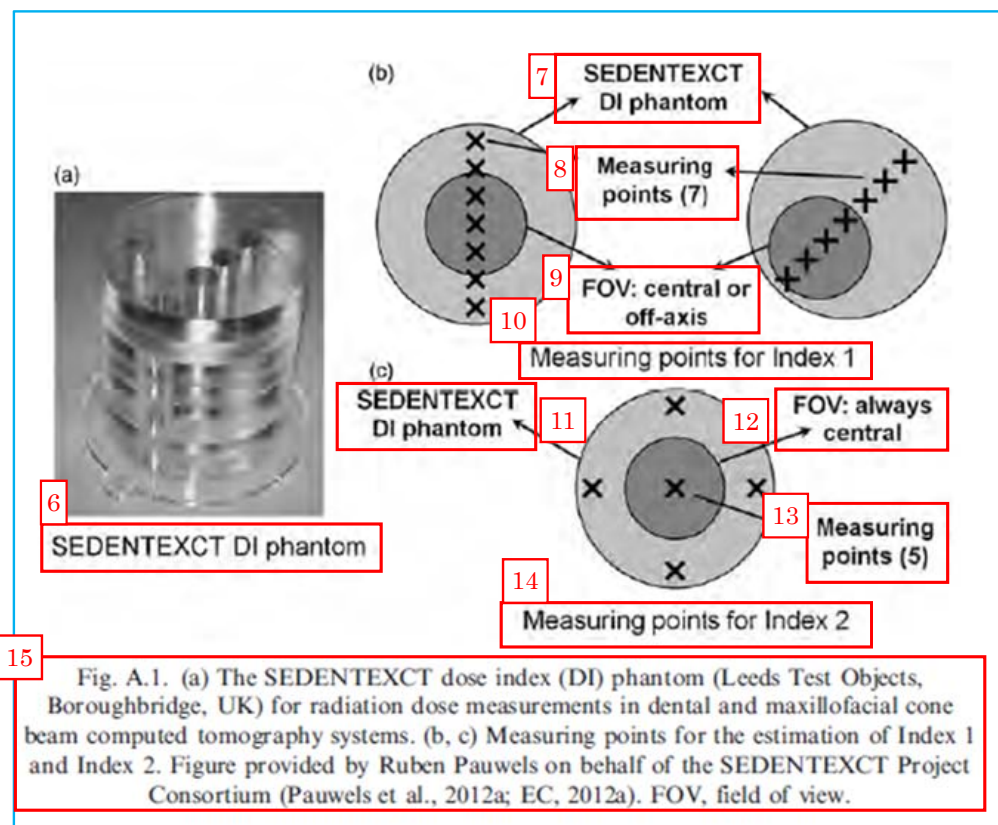


3. 図6.3 自動照射制御 (AEC) が患者の被ばく与える影響についての定性的な図。AECは画質を一定レベルに維持し、患者サイズのばらつきを調節する。AECを用いた場合の、線量に対する患者サイズの影響を示している。Aは最小の患者直径を、Cは最大の患者直径を、BはAとCの間を示している。放射線被ばくは、ファンビームの灰色の濃さによって示している。患者が大きいほど、放射線被ばくレベルは高くなる。

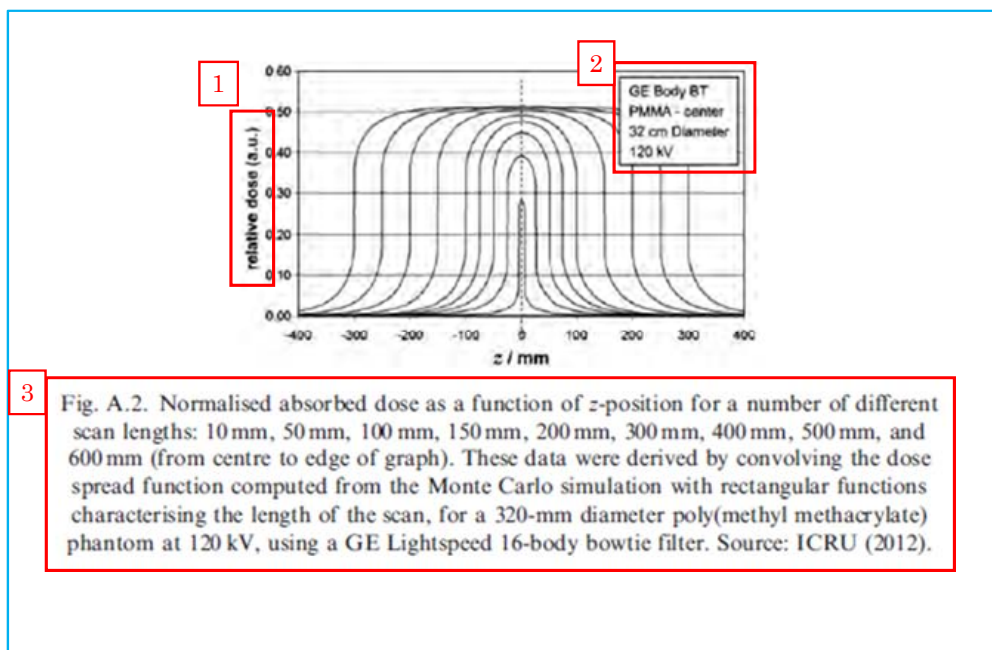


1. 相対線量
2. 180°+コーン角 角度位置

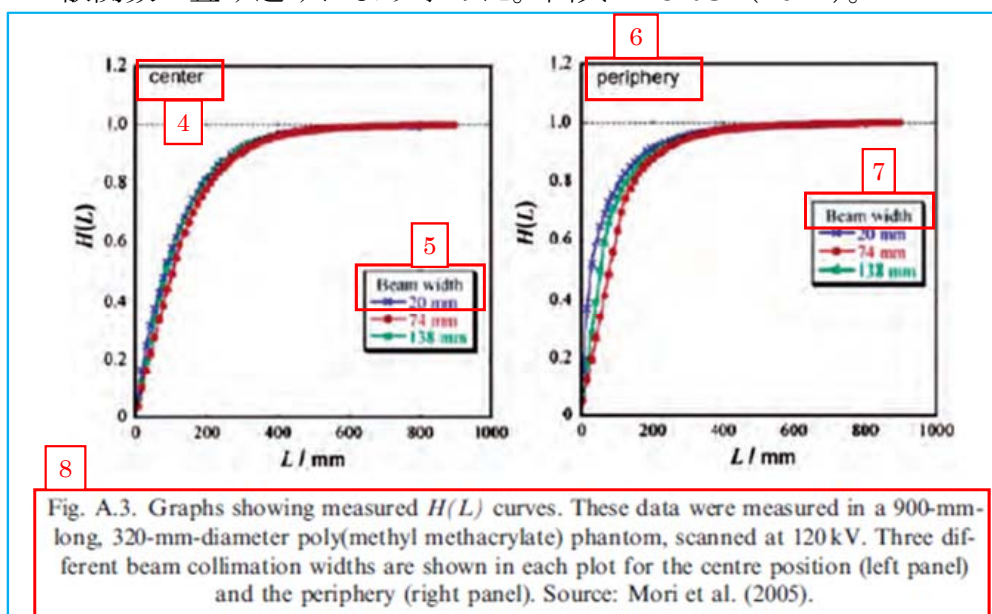
3. X線管の出力は、患者の直径の大きい方を照射するときが大きくなる。
4. X線管の出力は、患者の直径の大きい方を照射するときが大きくなる (実際の胸部撮影から求められたもの)
5. 図 6.4 自動照射制御(AEC)により制御される X線管出力に対する、面内の異なる角度位置で異なる患者直径の影響。患者直径が大きい角度では、AEC によって被ばくは増加する。ここに示す X線管の出力プロットは、実際の体幹部撮影から得られたものである (Rolf Kueres 提供)。



- 6 SEDENTEXCT DI ファントム
- 7 SEDENTEXCT DI ファントム
- 8 測定点 (7)
- 9 FOV: 中心又は軸外
- 10 インデックス 1 の測定点
- 11 SEDENTEXCT DI ファントム
- 12 FOV: 常に中心
- 13 測定点 (5)
- 14 インデックス 2 の測定点
- 15 図 A.1 (a) 歯顎顔面用コーンビームコンピュータ断層撮影システムにおける線量測定のための SEDENTEXCT 線量指標 (DI) ファントム (Leeds Test Objects, Boroughbridge, UK)。(b,c) インデックス 1 及びインデックス 2 の推定のための測定点。SEDENTEXCT Project Consortium のため Ruben Pauwels により提供された図 (Pauwels et al., 2012a; EC, 2012a)。FOV, 有効視野。

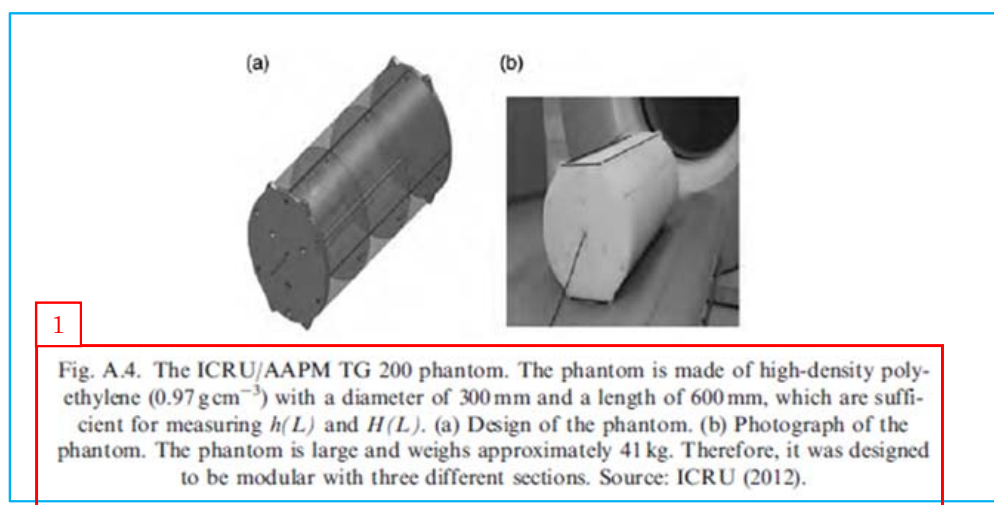


1. 相対線量 (a.u.)
2. GE Body BT PMMA- 中心 32 cm 径 120 kV
3. 図 A.2 様々なスキャン長 [10 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 300 mm, 400 mm, 500 mm 及び 600 mm (グラフの中心から外縁まで)] に関する  $z$  位置の関数としての正規化された吸収線量。これらのデータは、320 mm 径のポリメチルメタクリレートファントムを用い、120 kV で、GE Lightspeed 16-全身用ボウタイフィルタを用いて、スキャン長を特徴付ける矩形関数により、モンテカルロシミュレーションで計算した線量拡散関数の畳み込みにより求めた。出典 : ICRU (2012)。





4. 中心
5. ビーム幅
6. 周辺
7. ビーム幅
8. 図 A.3 測定された  $H(L)$  の曲線を示すグラフ。これらのデータは長さ 900 mm、直径 320 mm のポリメチルメタクリレートファントムを 120 kV でスキャンして測定した。中心位置 (左図) 及び周辺位置 (右図) の各プロットに、3 つのビームのコリメーション幅を示す。出典 : Mori et al. (2005)。



1. 図 A.4 ICRU/AAPM TG 200 ファントム。このファントムは高密度ポリエチレン ( $0.97 \text{ g cm}^{-3}$ ) 製で直径 300 mm、長さ 600 mm であり、 $h(L)$  及び  $H(L)$  の測定に十分なものである。(a) ファントムの設計。(b) ファントムの写真。このファントムは大型で、重量は約 41 kg ある。したがって、3 つの異なるセクションからなるモジュールとして設計されている。出典 : ICRU (2012)。

この翻訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication 129翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table 2.1(2個), Table 3.1, 6.1.1, 6.2, 7.1~7.9 (Table 7.1およびTable 7.3は各2個), Table 9.1

Table 2.1. Cone beam computed tomography (CBCT) in a variety of medical applications ranging from research to clinical imaging.

Application	Setup	Synonyms	Main reason why CBCT is used*	Use cases	Common use examples of CBCT
Non-vascular interventional procedures	C-arm system	3D C-arm, CBCT	1, 2	Liver intervention, abscess drainage, skeletal interventions	Spatial position of intervention instruments and material
Vascular head/body interventions	C-arm system	Angiographic CT, rotational angiography CT	1	Tumour embolisation, bleeding, revascularisation in peripheral occlusive disease	Spatial position of intervention instruments, rule out bleeding, embolisation therapy control
Vascular cardiac interventions	C-arm system	Rotational angiography CT	1	Electrophysiological catheter ablation	Spatial position of intervention instruments
Orthopaedic interventions	Mobile C-arm/O-arm systems		1, 2	Osteosynthesis	Spatial position of implants, complex fractures
Radiation therapy planning/guidance	Gantry or C-arm (with treatment system)		2	Tumour therapy	Patient registration, physiological motion control
Dental and maxillo-facial, ENT	Over-the-head C-arm 'seat-scanner'/gantry based	DVT	3	Dental workup, paranasal sinus, temporal bone	Diagnostic imaging, datasets for navigation (e.g. implant placement)
Breast†	Horizontal gantry based		2, 3	Rule out carcinoma, biopsy	

*(continued on next page)*

表2.1 研究から臨床に利用されているものまで様々に医療応用されているコーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT)

用途	設定	類似撮影	CBCT を使用事例 用する主な 理由*	CBCTの一般的な具体 例
----	----	------	----------------------------	------------------

非血管IVR手技	C-アームシステム	3D C-アーム, 1, 2 CBCT	肝臓のIVR, 膿瘍, IVR器具と材料の空 レナージ, 骨格系間の位置 IVR
頭部/全身の血管IVR	C-アームシステム	血管造影CT, 回転1 血管造影CT	腫瘍塞栓術, 出血, IVR器具の空間的位 末梢閉塞疾患の血置, 出血の除外, 塞栓 行再建 治療コントロール
心血管IVR	C-アームシステム	回転血管造影CT	1 電気生理学的カテIVR器具の空間位置 ーテルアブレシ ョン
整形外科IVR	可動式C-アーム/O アームシステム	1, 2	骨接合術 インプラントの空間 的位置, 複雑骨折
放射線治療計画/ガントリ又はC-ア ーム (治療システム あり)	ガントリ	2	腫瘍治療 患者レジストレーシ ョン, 生理学的運動制 御
歯, 顎顔面, ENTオーバーヘッド式DVT C-アーム「シートス キヤナ」/ガントリ ベース	水平ガントリベース	3	歯科の精査, 副鼻画像診断, ナビゲー ションのためのデー タセット (インプラ ントの留置等)
乳房† (次ページに続く)		2, 3	癌の除外, 生検

Table 2.1. (continued)

Application	Setup	Synonyms	Main reason why CBCT is used*	Use cases	Common use examples of CBCT
Urology	C-arm		2, 3	Lithotripsy, diagnostic workup	Diagnostic imaging, stone detection
Nuclear medicine hybrid imaging (SPECT/CT)	Transmission and emission systems mounted on rotating gantry		2	Attenuation correction, anatomical localisation (fused physiological and anatomical data sets)	Myocardial perfusion imaging, skeletal imaging, oncology imaging
Peripheral bone imaging	C-arm/gantry based		3	Osteoporosis	Bone microstructures, bone density
Animal imaging/specimen imaging	Bench-top, gantry based		2, 3	Research and veterinary	Experimental imaging

3D, three dimensional; CT, computed tomography; ENT, ear/nose/throat; DVT, digital volume tomography; SPECT, single photon emission computed tomography.  
 \*1, combining dynamic fluoroscopy/angiography and tomographic imaging; 2, large z-coverage; and 3, high-resolution imaging of high-contrast structures.  
 †Digital breast tomosynthesis may also be regarded as a form of limited-angle CBCT with a specialised reconstruction algorithm.

表2.1 (続き)

用途	設定	類似撮影	CBCTを使用する主な理由*	使用事例	CBCTの一般的な具 体例
泌尿器科	C-アーム		2, 3	碎石術, 精密診断	画像診断, 結石の発見

2 吸収補正, 解剖学的心筋灌流画像検査, 骨局在診断 (生理学と格画像撮影, 腫瘍画像解剖学の融合データ撮影タセット)

核医学ハイブリッド回転ガントりに搭載ドイメーキング載された透過及び (SPECT/CT) 放射システム

3 末梢骨の画像撮影 Cアーム／ガントリベース 骨の微細構造, 骨密度

2, 3 動物のイメージンベンチトップ, ガング／検体のイメーントリベース 研究及び獣医学 実験的イメージン

3D, 3次元; CT, コンピュータ断層撮影; ENT, 耳鼻咽喉科; DVT, デジタルボリウムトモグラフィ; SPECT, 単光子放出型コンピュータ断層撮影。  
\*1. 動的な透視／血管造影と断層撮影の組み合わせ。2. 広い z 軸方向の撮影範囲, 及び 3. 高コントラスト構造の高分解能の画像撮影。  
† デジタル乳房トモシンセシスは, 特殊な再構成アルゴリズムをもつある種の limited-angle CBCT とみなすこともできる。

Table 3.1. Estimates of threshold organ doses for tissue effects in adult human testes, ovaries, lens of the eye, and bone marrow.

Tissue and effect	Threshold for total dose in a single exposure (Gy)	Threshold for annual dose in the case of fractionated exposure (Gy year <sup>-1</sup> )
<b>Testes</b>		
Temporary sterility	0.15	0.4
Permanent sterility	6.0	2.0
Sterility	3.0	>0.2
<b>Lens of the eye</b>		
Cataract (visual impairment)	0.5	
<b>Bone marrow</b>		
Depression of haematopoiesis	0.5	>0.4
<b>Heart or brain</b>		
Circulatory disease	0.5	

Reproduced from ICRP (2007b; Table A.3.1) with updated information regarding the lens of the eye and heart from ICRP (2012b).

表3.1 成人の精巣、卵巣、水晶体及び骨髄組織に対する影響に関する、臓器線量のしきい値の推定値

組織と影響	1回の被ばくで受ける総線量のしきい値 (Gy)	分割被ばくで受ける年間線量のしきい値 (Gy/年)
<b>睾丸</b>		
一時的不妊	0.15	0.4
永久不妊	6.0	2.0
不妊	3.0	>0.2
<b>水晶体</b>		
白内障 (視力障害)	0.5	
<b>骨髄</b>		
造血機能低下	0.5	>0.4
<b>心臓又は脳</b>		
循環器疾患	0.5	

ICRP (2007b; 表 A.3.1) から引用。さらに ICRP (2012b) から水晶体及び心臓に関する最新情報を追加。

Table 6.1. Volume-of-interest scanning vs standard scanning. Volume-of-interest scanning is a valuable method to reduce the radiation exposure of in-plane structures, if imaging conditions allow (high-contrast structures). It must not be confused with standard scanning for region-of-interest reconstruction.

	Irradiated volume from all directions (from all angular positions)	Reconstructed volume	Radiation exposure	Applications
Volume-of-interest scanning	Limited to cylindrical volume of interest	Limited to cylindrical volume of interest	Only volume of interest receives full dose	Mostly dental and maxillofacial imaging and most interventional C-arm setups when body trunk is scanned
Standard scanning	Large cross-section	Anywhere within body diameter, whole-body diameter, or parts of full cross-section	Whole-body diameter receives full dose	All other

表6.1 関心体積撮影と標準撮影。関心体積撮影は、撮影条件が許せば（高コントラスト構造であれば）、面内の構造の放射線被ばくを抑制する貴重な手法である。関心領域の再構成のための標準撮影と混同してはならない。

	全方向からの（あらゆる角度位置からの）照射体積	再構成された体積	放射線被ばく	用途
関心体積撮影	円筒状の関心体積に限定	円筒状の関心体積に限定	関心体積が大半の全線量を受像する	歯顎顔面の画撮影と、体幹を撮影する際の大半のC-アームを用いたIVR

標準撮影 大きい断面面積  
 体幅内の任意全身幅が全その他すべての部分、全身線量を受け幅、又は断面全体

Table 6.2. Overview of available scanning protocols, applications, and typical protocol names. Protocols that are only a single click away from each other have vastly different dose consequences. In addition to patient positioning and selection of the scanning arc, appropriate protocol selection is the most significant user-determined factor for radiation dose calculation.

Protocol dose	Protocol spatial resolution	No. of projections	Regions	Clinical indication	Names (examples)
Low	Low	Low	Abdomen, thorax	Rule out kidney stone, assess position of instrument/implants, treatment planning	'-', 'low-quality', 'low-dose'
Medium	High	Low/medium	Skull/bones	Dental and maxillofacial imaging, assess bone structures, arterial contrast media angiography	'Dental', 'bone', 'high-resolution'
High	High	High	Abdomen, head	Assess soft tissue structures, intracranial haemorrhage, venous contrast media angiography	'+', 'CT angiography', 'high-quality'

CT, computed tomography.

表6.2 利用できる撮影プロトコル、用途及び典型的なプロトコル名の概要。シングルクリックするだけで、異なるプロトコルとなり、線量の結果が大きく異なる。患者位置決め及びスキャンアークに加え、線量の計算には適切なプロトコルの選択が、使用者が決定する最も重要な要素である。

プロトコルの線量	プロトコルの空間分解能	プロトコルの投射数	領域	臨床適応	名称 (例)
低	低	少	腹部, 胸部	腎結石の除外, 機器/インプラントの位置の評価, 治療計画の作成	'-', '低品質', '低線量'
中	高	少/中	頭蓋/骨	歯顎顔面の画像撮影, 骨構造の評価, 動脈造影	'歯', '骨', '高分解能'
高	高	多	腹部, 頭部	軟部組織構造, 頭蓋内出血, 静脈造影	'+', 'CT血管造影', '高品質'

CT, コンピュータ断層撮影。



Table 7.1. Doses in cone beam computed tomography (CBCT) procedures in radiotherapy. Listed values are for a single CBCT acquisition and should be multiplied by the number of CBCT scans performed to compute the total dose.

Procedure	Reported value	Method	Reference
MV CBCT			
Head and neck	50–150 mGy	Absorbed dose at isocentre	Pouliot et al., 2005
MV CBCT			
Head and neck	60–73 mGy	TLDs, film and ion chamber measurements in cylindrical and anthropomorphic phantoms	Gayou et al., 2007
Pelvis	99–121 mGy		
kV CBCT			
Head and neck	1–17 mGy	CTDI <sub>w</sub>	Song et al., 2008
Chest	11–18 mGy		
Pelvis	24–54 mGy		
kV CBCT			
Head and neck	36.6 mGy	CTDI <sub>w</sub> Effective dose, TLDs in female phantom, absorbed dose to the lens of the eye	Cheng et al., 2011
Pelvis	29.4 mGy		
Head and neck	1.7 mSv		
Pelvis	8.2 mSv		
Head and neck	3.8 mGy (new protocol) 59.4 mGy (old protocol)		
kV CBCT			
Head and neck	2.1–10.3 mSv	Effective dose, TLDs in female phantom	Kan et al., 2008
Chest	5.2–23.6 mSv		
Pelvis	4.9–22.7 mSv		
Head and neck	13–67 mGy	Mean skin dose at irradiated site, TLDs in female phantom	
Chest	14–64 mGy		
Pelvis	12–54 mGy		
kV CBCT			
Head and neck	7 ± 0.5 mGy (at simulator)	Average absorbed dose, TLD measurements in anthropomorphic phantom	Stock et al., 2012
Pelvis	1 ± 0.05 mGy (at linac)		
	12 ± 3 mGy (at linac)		
	36 ± 12 mGy (at linac)		
kV CBCT			
Chest	Spinal cord: 8–22 mGy Left lung: 12–29 mGy Right lung: 16–40 mGy Heart: 17–30 mGy Body: 12–31 mGy	Absorbed doses from Monte Carlo simulation	Spezi et al., 2012
kV CBCT			
Head and neck	Spinal cord: 1.3–1.7 mGy Mandible: 4.5–8.3 mGy Right parotid: 0.3–2.7 mGy Left parotid: 0.5–2.7 mGy Left eye: 0.1–1.8 mGy Right eye: 0.1–1.8 mGy Oral cavity: 1.7–3.8 mGy	Absorbed doses from Monte Carlo simulation	Spezi et al., 2012

(continued on next page)

表7.1 放射線治療において用いられるコーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) の線量。記載している数値は1回のCBCT画像取得に関するものであり、総線量を計算するためには実施したCBCT撮影数を乗じる必要がある。

手技	報告値	測定法	参考文献
----	-----	-----	------

MV CBCT			
頭頸部	50~150 mGy	アイソセンタでの吸収線量	Pouliot et al., 2005
MV CBCT			
頭頸部	60~73 mGy	TLD, 円筒状及び人体形状ファントムにおけるフィルム及びイオンチャンバ測定	Gayou et al., 2007
骨盤	99~121 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	1~17 mGy	CTDI <sub>w</sub>	Song et al., 2008
胸部	11~18 mGy		
骨盤	24~54 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	36.6 mGy	CTDI <sub>w</sub> 実効線量, 女性ファントムにおけるTLD, 水晶体の吸収線量	Cheng et al., 2011
骨盤	29.4 mGy		
頭頸部	1.7 mSv		
骨盤	8.2 mSv		
頭頸部	3.8 mGy (新規プロトコル) 59.4 mGy (以前のプロトコル)		
kV CBCT			
頭頸部	2.1~10.3 mSv	実効線量, 女性ファントムにおけるTLD 照射部位での平均皮膚線量, 女性ファントムにおけるTLD	Kan et al., 2008
胸部	5.2~23.6 mSv		
骨盤	4.9~22.7 mSv		
頭頸部	13~67 mGy		
胸部	14~64 mGy		
骨盤	12~54 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	7 ± 0.5 mGy (シミュレータで)	平均吸収線量, 人体形状ファントムにおけるTLD測定値	Stock et al., 2012
骨盤	1 ± 0.05 mGy (リニアックで)		
	12 ± 3 mGy (リニアックで)		
	36 ± 12 mGy (リニアックで)		
kV CBCT			
胸部	脊髄 : 8~22 mGy 左肺 : 12~29 mGy	モンテカルロシミュレーションからの吸収線量	Spezi et al., 2012

右肺 : 16~40 mGy

心臓 : 17~30 mGy

胴体 : 12~31 mGy

kV CBCT

頭頸部

脊髄 : 1.3~1.7 mGy

下顎骨 : 4.5 ~ 8.3  
mGy

右耳下 : 0.3 ~ 2.7  
mGy

左耳下 : 0.5 ~ 2.7  
mGy

左眼 : 0.1~1.8 mGy

右眼 : 0.1~1.8 mGy

口腔 : 1.7~3.8 mGy

モンテカルロシミュ  
レーションからの吸  
収線量

Spezi et al.,  
2012

Table 7.1. (continued)

Procedure	Reported value	Method	Reference
kV CBCT Pelvis	Body: 1.0–2.3 mGy Brainstem: 0.3–1.5 mGy Larynx: 2.6–2.8 mGy Rectum: 11–21 mGy Left femoral head: 20–47 mGy Right femoral head: 25–62 mGy Body: 11–33 mGy	Absorbed doses from Monte Carlo simulation	Spezi et al., 2012
kV CBCT Thorax MVCT Thorax (non-CBCT)	0.9–21 mGy 0.3–9 mGy	Absorbed dose, TLD measurements in thorax phantom	Shah et al., 2012
kV CBCT Pelvis MV CBCT Pelvis	18–51 mGy 0.9–8.0 mGy	Absorbed dose, TLD measurements in pelvis phantom	Shah et al., 2012
kV CBCT Pelvis MV CBCT Pelvis	25–40 mGy 40–80 mGy	Absorbed dose, IMRT phantom measurements with radio-photoluminescent glass dosimeter	Kouno et al., 2013
kV CBCT Head MV CBCT Head TomoTherapy Pelvis	1–7 mGy 30–50 mGy 13 mGy		
kV CBCT Head and neck Chest Pelvis	19 mGy 51 mGy 167 mGy	Primary absorbed doses at the centre of custom-made phantom using a glass dosimeter	Kim et al., 2013
kV CBCT Pelvis Head and neck	0.2–7 mGy 0.03–0.7 mGy	Secondary absorbed doses (20–50 cm from isocentre) measured on custom-made phantom using a glass dosimeter	Kim et al., 2013
kV CBCT Thorax Standard low-dose Reduced mAs Reduced rotation	5.0 ± 0.3 mSv 2.4 ± 0.2 mSv 1.2 ± 0.3 mSv 1.2 ± 0.3 mSv	Effective dose, radiochromic film in female phantom and Monte Carlo simulation	Alvarado et al., 2013

CTDI<sub>w</sub>, weighted computed tomography dose index; IMRT, intensity-modulated radiation therapy; TLD, thermoluminescent dosimeter). MVCT, megavoltage CT; TLD, thermoluminescent dosimeter; IMRT, intensity-modulated radiation therapy; CTDI<sub>w</sub>, weighted computed tomography dose index.

手技	報告値	測定法	参考文献
kV CBCT	体部 : 1.0~2.3 mGy 脳幹 : 0.3~1.5 mGy 喉頭 : 2.6~2.8 mGy		
骨盤	直腸 : 11~21 mGy 左大腿骨骨頭 : 20~47 mGy	モンテカルロシミュレーションからの吸収線量	Spezi et al., 2012

	右大腿骨骨頭 : 25~ 62 mGy 胴体 : 11~33 mGy		
kV CBCT			
胸郭	0.9~21 mGy	吸収線量, 胸部ファ ントムにおける TLD吸収線量	Shah et al., 2012
MVCT			
胸郭 (非CBCT)	0.3~9 mGy		
kV CBCT			
骨盤	18~51 mGy	吸収線量, 骨盤ファ ントムにおける TLD吸収線量	Shah et al., 2012
MV CBCT			
骨盤	0.9~8.0 mGy		
kV CBCT		吸収線量, ラジオフ ォトルミネッセンス ガラス線量計による IMRTファントム測 定	Kouno et al., 2013
骨盤	25~40 mGy		
MV CBCT			
骨盤	40~80 mGy		
kV CBCT			
骨盤	1~7 mGy		
MV CBCT			
頭部	30~50 mGy		
トモセラピー			
骨盤	13 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	19 mGy	ガラス線量計を用い たカスタムメイドフ ァントムの中心での 一次吸収線量	Kim et al., 2013
胸部	51 mGy		
骨盤	167 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	0.2~7 mGy	ガラス線量計を用い たカスタムメイドフ ァントムの中心での 二次吸収線量 (アイ ソセンタから 20~ 50 cm)	Kim et al., 2013
骨盤	0.03~0.7 mGy		
kV CBCT			
胸郭			
標準低線量	5.0 ± 0.3 mSv	実効線量, 女性ファ ントムにおけるラジ	Alvarado et al., 2013

低mA	$2.4 \pm 0.2$ mSv	オクロミックフィル
低回転	$1.2 \pm 0.3$ mSv	ム, モンテカルロシ
	$1.2 \pm 0.3$ mSv	ミュレーション

CTDI<sub>w</sub>, 重みつきCT 線量指標; IMRT, 強度変調放射線治療; TLD, 熱ルミネッセンス線量計)。MVCT, メガボルトCT; TLD, 熱ルミネッセンス線量計; IMRT, 強度変調放射線治療 CTDI<sub>w</sub>, 重みつきCT 線量指標。

Table 7.2. Doses in cone beam computed tomography procedures in neurointerventions.

Procedure	Reported value	Method	Reference
Head	2–37 mGy	Absorbed organ doses	Koyama et al., 2010
	1.2 mSv	Effective dose, photo-diodes in anthropomorphic phantom	
Neurointerventions (soft tissue/'rule out haemorrhage')	40–48 mGy	Modified CTDI (small-volume ion chamber)	Fahrig et al., 2006
Neurointerventions (soft tissue/'rule out haemorrhage')	75 mGy	Modified CTDI (250-mm-long ion chamber)	Kyriakou et al., 2008a
Interventional head and neck surgery Soft tissue of head and neck	10 mGy	Modified CTDI (using customised 16-cm cylindrical head phantom)	Daly et al., 2006
Neurointerventions (angiograms, interarterial contrast media injections)	9 mGy	Modified CTDI (250-mm-long ion chamber)	Kyriakou et al., 2008a
Spine			
Thoracic bone visualisation	1.8 mGy	Modified CTDI using CTDI (head/body) and other (abdomen/thorax) phantoms, small-volume ionisation chamber	Schafer et al., 2011
Lumbar bone visualisation	3.2 mGy		
Thoracic soft tissue visualisation	4.3 mGy		
Thoracolumbar spine			
Small patient setting	3.2 mSv	Effective dose from thoracolumbar spine model, using conversion factors based on dose length product	Lange et al., 2013
Large patient setting	8.1 mSv		
Neurointerventions High-dose setting	32 mGy (brain dose)	Mathematical model of an adult standard anthropomorphic phantom	Sanchez et al., 2014

CTDI, computed tomography dose index.

表7.2 神経IVRにおけるコーンビームコンピュータ断層撮影の線量

手技	報告値	撮影法	参考文献
頭部	2 ~ 37 mGy 1.2 mSv	臓器吸収線量 実効線量, 人体形状ファントムにおけるフォトダイオード	Koyama et al., 2010
神経IVR (軟部組織/出血)	40~48	改良CTDI (小容積イ	Fahrig et

の除外) 神経IVR (軟部組織/出血 の除外)	mGy 75 mGy	オンチャンバ) 改良CTDI (250 mm 長のイオンチャンバ)	al., 2006 Kyriakou et al., 2008a
<b>I頭頸部IVR</b> 頭頸部の軟部組織	10 mGy	改良CTDI (カスタマ イズした16 cm円筒 状頭部ファントムを 使用)	Daly et al., 2006
神経IVR (血管造影, 動脈 内造影剤注入)	9 mGy	改良CTDI (250 mm 長のイオンチャンバ)	Kyriakou et al., 2008a
脊椎 胸部の骨の可視化	1.8 mGy	CTDIファントム (頭 部/胴体) 及びその他 ファントム (腹部/胸 部), 小容積電離箱を 用いた改良CTDI	Schafer et al., 2011
腰部の骨の可視化	3.2 mGy		
胸部軟部組織の可視化	4.3 mGy		
胸腰椎 体格の小さい患者の設 定	3.2 mSv	長さ線量積に基づく 換算係数を用いた, 胸 腰椎モデルからの実 効線量	Lange et al., 2013
体格の大きい患者の設 定	8.1 mSv		
神経インターベンション 高線量の設定	32 mGy (脳線 量)	成人の標準人体形状 ファントムの数学的 モデル	Sanchez et al., 2014

CTDI, CT 線量指標。



Table 7.3. Doses in vascular cone beam computed tomography (CBCT) interventions.

Procedure	Reported value	Method	Reference
Cardiac angiography	Median: 2.4 Gy cm <sup>2</sup> (range: 0.35–42 Gy cm <sup>2</sup> )	KAP for sample of 756 paediatric patients (age 0–19 years)	Corredoira et al., 2015
Fenestrated branched endovascular aneurysm repair			
Pre-operative	0.27 Gy	Skin dose	Dijkstra et al., 2011
Postoperative	0.55 Gy		
Catheter ablation (CBCT part)	7.9 ± 0.6 mSv	Effective dose derived from total KAP	Ejima et al., 2010
Catheter ablation (CBCT part)	5.5 ± 1.4 mSv* 6.6 ± 1.8 mSv†	Effective dose from simulation	Wielandts et al., 2010
Liver (in hepatic arterial embolisation therapy)	8.2 ± 1.4 mSv (male) and 5.6 ± 1.2 mSv (female)	Effective dose from KAP of anthropomorphic male and female phantoms	Tyan et al., 2013
	61 Gy cm <sup>2</sup> (male) and 52 Gy cm <sup>2</sup> (female)	KAP from 125 patients	
	11.5 ± 2.3 mSv (male) and 11.3 ± 3.0 mSv (female)	Effective dose corresponding to patients' KAP, using conversion factors based on anthropomorphic phantoms	
Hepatic arterial embolisation therapy	75–175 mGy 16–52 Gy cm <sup>2</sup>	Skin entry dose KAP Retrospective analysis of 126 procedures	Paul et al., 2013a,b

*(continued on next page)*

表7.3 コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) を用いた血管IVRにおける線量

手技	報告値	測定法	参考文献
心臓血管造影	中央値: 2.4 Gy cm <sup>2</sup> (範囲: 0.35~42 Gy cm <sup>2</sup> )	756例の小児患者 (0~19 歳) サンプルのKAP	Corredoira et al., 2015
開窓型/分枝型デバイスを用いた 血管内動脈瘤治療 術前	0.27 Gy	皮膚線量	Dijkstra et al., 2011
術後	0.55 Gy		
カテーテルアブレーション (CBCT部分)	7.9±0.6 mSv	総KAPから求めた実効線 量	Ejima et al., 2010
カテーテルアブレーション (CBCT部分)	5.5±1.4 mSv*	シミュレーションによる 実効線量	Wielandts et al., 2010
肝臓 (肝動脈塞栓術での)	6.6±1.8mSv† 8.2±1.4 mSv (男性) 及び 5.6±1.2 mSv (女性) 61 Gy cm <sup>2</sup> (男性) 及び 52 Gy cm <sup>2</sup> (女性) 11.5±2.3 mSv (男性) 及 び11.3±3.0 mSv (女性)	男女の人体形状ファント ムのKAPからの実効線量 125例の患者からのKAP	Tyan et al., 2013
肝動脈塞栓術	75~175 mGy	人体形状ファントムに基 づく換算係数を用いた, 患 者のKAPに対応する実効 線量 皮膚入射線量	Paul et al., 2013a,b
	16~52 Gycm <sup>2</sup>	126回の手技のKAPの逆 及的解析	

Table 7.3. (continued)

Procedure	Reported value	Method	Reference
Abdominal CBCT scan	2-37 mGy 4-5 mSv	Absorbed organ doses Effective dose, photodiodes in anthropomorphic phantom	Koyama et al., 2010
Abdominal CBCT	2.1-4.2 mSv	Effective dose using 'small' anthropomorphic phantom and Monte Carlo simulations	Suzuki et al., 2011
Hepatic artery embolisation	238 mGy	Skin entry dose, readout from examination protocol	Schulz et al., 2012

KAP, kerma-area product.  
 \*Using *Publication 60* weighting factors (ICRP, 1991).  
 †Using *Publication 103* weighting factors (ICRP, 2007b).

Table 7.3.  
 腹部CBCT撮影

腹部CBCT	臓器吸収線量	Koyama et al., 2010
腹部CBCT	臓器吸収線量 実効線量, 人体形状 ファントムにおける フォトダイオード 「小型」人体形状フ ァントム及びモンテ カルロシミュレーシ ョンを用いた実効線 量	Suzuki et al., 2011
	2~37 mGy	
	4~5 mSv	
	2.1~4.2 mSv	

肝動脈塞栓術	238 mGy	皮膚入射線量, 検査 プロトコルからの読 み出し	Schulz et al., 2012
--------	---------	--------------------------------	------------------------

KAP, カーマ面積積。

\*Publication 60の加重係数を使用 (ICRP, 1991)。

†Publication 103の加重係数を使用 (ICRP, 2007b)。

Table 7.4. Worker doses in vascular cone beam computed tomography (CBCT) interventions.			
Procedure	Reported value to worker	Method	Reference
Abdominal CBCT	Eye level: 8 s per rotation: 28.0 $\mu\text{Sv}$ 20 s per rotation: 79.3 $\mu\text{Sv}$ 5 s per two rotations: 32.5 $\mu\text{Sv}$	Digital dose rate meter	Schulz et al., 2012
Hepatic angiography	Large field of view: 37.6 $\mu\text{Sv}$ Eye level: 28–79 $\mu\text{Sv}$ per procedure		

表7.4 コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) を用いた血管IVRにおける作業員線量

手技	作業員に報告された数値	測定法	参考文献
腹部CBCT	眼のレベル： 1回転あたり8秒：28.0 $\mu\text{Sv}$ 1回転あたり20秒：79.3 $\mu\text{Sv}$ 2回転あたり5秒：32.5 $\mu\text{Sv}$	デジタル 線量率計	Schulz et al., 2012
肝血管造影	大きい有効視野：37.6 $\mu\text{Sv}$ 眼のレベル：1回の手技あたり 28～79 $\mu\text{Sv}$		

Table 7.5. Doses in non-vascular cone beam computed tomography (CBCT) interventions.

Procedure	Reported value	Method	Reference
Lumbar spine (bone protocol)	3.7 mGy	Modified CTDI*	Schafer et al., 2011
Thoracic spine (bone protocol)	1.9 mGy		
Lumbar spine, low resolution (soft tissue protocol)	6.0 mGy		
Lumbar spine, high resolution (soft tissue protocol)	12.5 mGy		
Thoracic spine (soft tissue protocol)	4.6 mGy		
CBCT-guided vertebroplasty of the thoracic spine	11.5 mGy (total procedure dose)		
CBCT-guided vertebroplasty of the lumbar spine	23 mGy		
Renal biopsy	44.0 Gy cm <sup>2</sup>	Mean KAP	Braak et al., 2012
Biliary tube placement (PTCD)	413 mGy	Skin entrance dose	Schulz et al., 2012
Biliary protocol	4.2–8.4 mSv	Effective dose, female anthropomorphic phantom with MOSFET detectors	Kim et al., 2011
Phantom study	Head: 1.2 mSv Chest: 7.3 mSv Abdomen: 7.5 mSv	TLDs in anthropomorphic phantom	Bai et al., 2011
Head	4.4–5.4 mSv (absorbed dose to lens of the eye: 44–174 mGy)	Effective dose, TLDs in anthropomorphic phantom	Kwok et al., 2013
Abdominal	15–37 mSv		

CTDI, computed tomography dose index; KAP, kerma-area product; TLD, thermoluminescent dosimeter; PTCD, percutaneous transhepatic cholangiography drainage.  
\*Using CTDI (head/body) and oblate (abdomen/thorax) phantoms, measuring at the centre and at four peripheral points with a small-volume ionisation chamber.

## 表7.5 コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) を用いた非血管IVRにおける線量

手技

報告値

撮影法

参考文献

腰椎 (骨のプロトコル)	3.7 mGy	改良CTDI*	Schafer et al., 2011
胸椎 (骨のプロトコル)	1.9 mGy		
腰椎, 低分解能 (軟部組織のプロトコル)	6.0 mGy		
腰椎, 高分解能 (軟部組織のプロトコル)	12.5 mGy		
胸椎 (軟部組織のプロトコル)	4.6 mGy		
CBCCTガイド下の胸椎椎体形成術	11.5 mGy (手技全体の線量)		
CBCCTガイド下の腰椎椎体形成術	23 mGy		
腎生検	44.0 Gy cm <sup>2</sup>	平均KAP	Braak et al., 2012
胆管留置 (PTCD)	413 mGy	皮膚入射線量	Schulz et al., 2012
胆管のプロトコル	4.2~8.4 mSv	実効線量, MOSFET検出器で女性の人形状態ファントムで測定	Kim et al., 2011
ファントム試験	頭部: 1.2 mSv 胸部: 7.3 mSv 腹部: 7.5 mSv	人形状態ファントムにおけるTLD	Bai et al., 2011
頭部	4.4~5.4 mSv (水晶体の吸収線量: 44~174 mGy)	実効線量, 人形状態ファントムにおけるTLD	Kwok et al., 2013
腹部	15~37 mSv		

CTDI, CT 線量指標; KAP, カーマ面積積; TLD, 熱ルミネセンス線量計; PTCD, 経皮経肝的胆管ドレナージ。  
\*CTDI (頭部/全身) 及び楕円形の (腹部/胸部) ファントムを用い, 小容積電離箱で中心及び4つの周辺点を測定。

Table 7.6. Doses in orthopaedics/surgery cone beam computed tomography (CBCT) interventions. Certain values in Table 7.5 may also be applicable.

Procedure	Reported value	Method	Reference
Extremity scan	6.4–15 mGy	CTDI phantom, small-volume ion chamber in isocentre	Zbijewski et al., 2011
CBCT wrist arthrography	1.7–2.2 mGy	CTDI	Ramdhian-Wihlm et al., 2012
Evaluation of finger fractures	0.8 mSv	Absorbed dose, derived from prior study using TLDs in anthropomorphic phantom	Faccioli et al., 2010
Volumetric scan of wrist joint and the distal radius	133 mGy cm 0.11 mSv	Dose length product, effective dose derived from dose length product	Reichardt et al., 2008

CTDI, computed tomography dose index; TLD, thermoluminescent dosimeter.

表7.6 コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) を用いた整形外科/外科 IVRにおける線量。表7.5における特定の値も適用可能である。

手技	報告値	測定法	参考文献
四肢の撮影	6.4 ~ 15 mGy	CTDI ファントム, 小容積イオンチャンバ, アイソセンタで測定	Zbijewski et al., 2011
CBCT手関節撮影	1.7 ~ 2.2 mGy	CTDI	Ramdhian-Wihlm et al., 2012
手指骨折の検査	0.8 mSv	吸収線量, 人体形状ファントムにおける TLD を用いた前試験から求めた	Faccioli et al., 2010
手関節及び橈骨遠位端のボリュームスキャン	133 mGy cm 0.11 mSv	長さ線量積, 長さ線量積から求めた実効線量	Reichardt et al., 2008

CTDI, CT 線量指標; TLD, 熱ルミネッセンス線量計。



Table 7.7. Cone beam computed tomography doses in ear/nose/throat and head surgery. Certain values in Table 7.5 may also be applicable.

Procedure	Reported value	Method	Reference
'Head scan mode' – soft tissue mode	10 mGy	Modified CTDI (custom 16-cm cylindrical head phantom)	Daly et al., 2006
Sinus imaging (bone mode)	≥3 mGy		
Endoscopic sinus surgery			Manarey and Anand, 2006
Continuous fluoroscopy	0.9 mGy	Centre	
	1.9 mGy	Maximum surface dose	
	1.5 mGy	Centre	
High-level fluoroscopy	3.4 mGy	Maximum surface dose	
	4.1 mGy	Centre	
	11 mGy	Maximum surface dose, CTDI head phantom, ion chamber	

CTDI, computed tomography dose index.

表7.7 耳鼻咽喉及び頭部手術におけるコーンビームコンピュータ断層撮影。表7.5における特定の値も適用可能である。

手技	報告値	測定法	参考文献
「頭部スキャンモード」- 軟部組織モード	10 mGy	改良CTDI (カスタムメイドの16 cm頭部円筒ファントム)	Daly et al., 2006
洞の画像撮影 (骨撮影モード)	≥3 mGy		
内視鏡副鼻腔手術			Manarey and Anand, 2006
連続透視	0.9 mGy	中心	
	1.9 mGy	最大表面線量	
	1.5 mGy	中心	
高レベルの透視	3.4 mGy	最大表面線量	
	4.1 mGy	中心	
デジタルシネ	11 mGy	最大表面線量, CTDI頭部ファントム, イオンチャンバ	

CTDI, CT 線量指標。

Table 7.8. Effective dose ranges in dental and maxillofacial cone beam computed tomography (CBCT).

CBCT type (volume coverage)	Effective dose ( $\mu\text{Sv}$ )*
Dento-alveolar	11–674 (median: 61)
Craniofacial	30–1073 (median: 87)

\*Full list of studies can be found in EC (2012a).  
Source: EC (2012a).

表7.8 歯顎顔面コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) における実効線量の範囲

CBCTの種類 (照射体積)	実効線量 ( $\mu\text{Sv}$ ) *
歯・歯槽	11～674 (中央値: 61)
頭蓋顔面	30～1073 (中央 値: 87)

\*研究の全一覧はEC (2012a) を参照のこと。出典 : EC (2012a)。

Table 7.9. Overview of radiation doses in dental and maxillofacial cone beam computed tomography (CBCT) for phantoms representing different ages.

Age	CBCT type (volume coverage)	Effective dose ( $\mu\text{Sv}$ )
10-year-old phantom	Dento-alveolar	16–214 (median: 43)
10-year-old phantom	Craniofacial	114–282 (median: 186)
Adolescent phantom	Dento-alveolar	18–70 (median: 32)
Adolescent phantom	Craniofacial	81–216 (median: 135)

Source: Theodorakou et al. (2012).

表7.9 様々な年齢を表すファントムに関する歯顎顔面コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) の概要。

年齢	CBCTの種類 (照射体積)	実効線量 ( $\mu\text{Sv}$ )
10歳ファントム	歯-歯槽	16～214 (中央値: 43)
10歳ファントム	頭蓋顔面	114～282 (中央値: 186)
成人ファントム	歯-歯槽	18～70 (中央値: 32)
成人ファントム	頭蓋顔面	81～216 (中央値: 135)

出典: Theodorakou et al. (2012)

Table 9.1. Proposed quality assurance (QA) tests for cone beam computed tomography equipment and corresponding periodicity as recommended by international, national, and professional societies.

QA test	Daily	Monthly	Periodic	Annual
Safety systems: collision, warning lights, and interlocks	142, 179, IAC			
Image quality: uniformity		EC, 142, 179, HPA	179, IAC	
Image quality: image density	IAC	EC, 142, 179, HPA		
Image quality: noise		EC, 142, 179, HPA	179	
Image quality: low-contrast detail		142, 179	179	EC
Image quality: high-contrast resolution		142, 179	179, IAC	EC, HPA
Image quality: image artefacts	IAC	EC		
Geometry: isocentre coincidence	142, 147, ACR			
Geometry: scaling and slice thickness		142, 179	179	EC, HPA
Data storage and transfer			ACR	
Image registration software			ACR	
Image display		EC	HPA	IAC
X-ray quality, linearity, and field size				EC, 179, HPA, IAC
Dose measurements				EC, 142, 179, HPA, IAC

142, AAPM Report 142 (Klein et al., 2009); 179, AAPM (2012b); ACR, ACR (2009); HPA, HPA (2010b); IAC, IAC (2012); EC, EC (2012a).

表9.1 国際的, 国内及び専門学会の推奨によるコーンビームコンピュータ断層撮影装置の品質保証 (QA) 試験と試験頻度に関する提案。

QA試験	1日1回	月1回	定期的	年1回
安全システム, 衝突, 警告灯, インターロック	142, 179, IAC			
画質, 均一性		EC, 142, 179, HPA	179, IAC	
画質, 画像濃度	IAC	EC, 142, 179, HPA		
画質, ノイズ		EC, 142, 179, HPA	179	
画質: 低コントラストの詳細		142, 179	179	EC

ICRP Publication 129 表 (翻訳版 : 令和 2 年 3 月)

画質 : 高コントラスト 分解能		142, 179	179, IAC	EC, HPA
画質, 画像アーチファ クト	IAC	EC		
ジオメトリー : アイソ センタの一致	142, 147, ACR			
ジオメトリー : スケー リング及びスライス 厚		142, 179	179	EC, HPA
データ格納と転送			ACR	
画像登録ソフトウェ ア			ACR	
画像表示		EC	HPA	IAC
X線の品質, 線形性, 照射野サイズ				EC, 179, HPA, IAC
線量測定				EC, 142, 179, HPA, IAC

---

142, AAPM Report 142 (Klein et al., 2009) ; 179, AAPM (2012b) ; ACR, ACR (2009) ; HPA, HPA (2010b) ; IAC, IAC (2012) ; EC, EC (2012a)

この翻訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication 107 改訂版であり、今後の作業状況や委員会の用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。ドラフトからの引用を赤【 事務局 】

<b>線量計算のための線量データ</b>
ICRP Publication 107
2007年10月ICRP第2専門委員会により承認
抄録：委員会は、本報告書において、放射性核種に固有の防護量や実用量の計算に必要な物理データの電子データベースを提供する。本データベースは、 <i>Publication 38</i> (ICRP, 1983) のデータに代わるものであり、職場や環境における放射性核種の摂取や被ばくに対して線量係数に関するICRPの今後の出版物の中で使用されることになる。
このデータベースには、半減期、線量係数、97元素の1252種の放射性核種の核変換から出てくる放射線の放出率やエネルギーに関する情報が含まれる。付属のCDには、放出される放射線に関する電子的アクセスできる機能がついており、β線や中性子線系スペクトルも含まれる。本データベースは、ユーザが指定したソフトウェアが、対象となる放射性核種の計算に必要なデータを抽出することができ、容易に作成されている。Windowsベースのアプリケーションが提供されており、それを使用すると、ユーザが指定した放射性核種の必要データにアクセス可能な線量の一般的な値を表示させることができる。さらにこのアプリケーションを使えば、ユーザは、指定した放射性核種からの放射線を、引き継ぐ計算のために抽出することができる。
©2008 Elsevier Ltd. All rights reserved.
<b>キーワード：放射性核種変換、半減期、β線スペクトル、核分裂中性子スペクトル、エネルギー電子スペクトル</b>

<b>招待編</b>
「人生という本には、後ろのほうに答えが書いてあるわけじゃない」 チャールズ・ブライウン チャールズ・シュルツによるコミック「ヒーナッツ」のキャラクター
本出版物は、1252種の放射性核種の自発核変換（線変）で放出される放射線のエネルギーと強度をまとめており、 <i>Publication 38</i> (ICRP, 1983) に代わるものである。 <i>Publication 38</i> では表を組んで印刷していたが、本出版物では付属のCDにまとめて「線量変データ」の名前で電子化されている。

求に込てきた。その過程でDOCALは、J. Stuber (1994~2007年) およびJ. Harrison (2007年以降) を座長とする内部線量評価に関するタスクグループ (INDOS) と密接に連携した。2000年、DOCALはさらに組織改編し、外部放射線場に関連した計算による線量評価にも責任を持つこととなった。DOCALは、その前身以降、W.S. Snyder (1974~1977年)、M.R. Ford (1977~1984年)、K.F. Eckerman (1984~2004年)、W.E. Bolch (2004年以降) が座長を務めている。

*Publication 103* の委員会報告 (ICRP, 2007) を発行したDOCALは、新動向で実効線量を定量化し、職場で放射性核種に被ばくする場合の線量係数を計算する作業を現在始めている。本出版物はこの作業のための線量変データを示し、DOCALの最初の出版物である1983年発行の*Publication 38* と置き換えられる。この出版物では、職業被ばく、環境被ばく、医療被ばくに関する線量計算のための包括的な線量変データを与える。このデータは、放射線防護用機器およびスクリーニングの校正や試験で使用される放射性核種の性質を理解する上でも、有用である。しかし、本出版物は、820種の放射性核種の線量係数や、放射性核種から放出される放射線の表の既述形式を好む読者もいるかもしれない。本出版物の1252種の放射性核種を扱うよう、紙媒体という形態は不適切であることに注意すべきである。紙媒体を好む読者のため、核医学に関心のある333種の放射性核種のデータと線量変が、核医学会が発行した「MIRD: 放射性核種のデータと線量変 (MIRD: Radionuclide Data and Decay Schemes)」(Eckerman and Endo, 2008) にまとめられている。さらに、付属CDで配布されたソフトウェアは、放射性核種の線量変に関する情報をユーザに提供することや、ユーザが指定する放射性核種に関する概要と詳細情報を表にまとめることを目的に開発されている。

本出版物は、核医学、放射線防護、医学物理学、保健物理学の分野で仕事や研究に従事している人のために不可欠な情報源である。チャーリー・ブラウンの「人生という本」とは逆に、答えは付属CDに含まれている。

KEITH F. ECKERMAN  
HANS-G. MENZEL

<b>序文</b>
国際放射線防護委員会 (ICRP) の第2専門委員会は、職業上の放射性核種の摂取や公衆や環境中の放射性核種を摂取することによる被ばくに対し、線量係数を定める責任を有している。過去30年間にわたって、線量計算のタスクグループ (1974年6月に立ち上げ) が計算した線量係数は、 <i>Publication 38</i> (ICRP, 1983) の表に記載された核変換から放出される放射線「放出率」とエネルギーに基づいて決められてきた。

データとして提供されている。*Publication 38* が大きすぎるサイズであったのに対し、*Annals of the ICRP* のこの号は、他の号とともに本欄に収めることができよう。

過去30年間、ICRPが発行したすべての核量関係の線量関係量は、*Publication 38* の核量変データに基づいていた。*Publication 38* は、*Publication 30* (ICRP, 1979, 1980, 1981) の作成時に第2専門委員会を補助する目的で1974年6月に立ち上げられた線量計算タスクグループ (DOCAL) により作成された。その際DOCALは、代謝DOCALは、放射線核種の核変換により放出される放射線を評価し、年摂取量 (ALI) の計算手法を実行した。ALIは*Publication 30* に記載されている。*Publication 38*は、DOCALがALIの計算に使用した核量変データを記録したものであった。

放射性核種の物理的特性 (半減期、線量係数、放出された放射線のエネルギーや強度など) の信頼性の高い情報は、職場や環境中に存在する放射性核種の放射線学的重要性を評価する上で、出発点となるものである。放射線によって組織内に届く範囲が異なるため、異なるエネルギーの放射線 (α粒子、β線、内部照射電子、オージェ電子、特性X線) や連続エネルギースペクトルを持つβ放射線に与える線量変エネルギーの割合を考慮することが極めて重要である。そのような詳細を考慮することは、特殊な専門技術を必要とし、手前のかかる作業である。そのため、生物学的に分布した放射性核種の摂取線量の計算スキームの一部として、米国核医学会の内部被ばく線量委員会 (MIRD) は、線量評価専門家が必要とする物理的データの編集作業を始めた。1970年代初期、Dillman は、核医学で興味のある放射性核種の線量変スキームと原子核パラメータに関する、一連のMIRDハンドブックを作成した (Dillman, 1969, 1970; Dillman and von der Lage, 1975)。Dillmanは、DOCALのメンバーとして、評価用線量変データファイル (ENSDF) に含まれる情報を必要データに変換するEDISTRソフトウェアを開発した (Dillman, 1980)。このコンピュータベースのソフトウェアは、ブルックヘブン国立研究所の米国放射線防護センター (T-10, 2001) が維持・管理している。本記事に付属するCDに収められたデータを抽出するために、EDISTRソフトウェアの改訂版を用いている。改訂版の特徴については、本記事において簡単に触れている他、CDの中の技術報告書で詳述している。

1974年に立ち上げられたDOCALタスクグループは、オークリッジ国立研究所 (ORNL) に本拠を置き、*Publication 30* の完成と、*Publication 38* の発行をもって解散する予定であった。しかし第2専門委員会は、それまでORNLが*Publication 2* (ICRP, 1959) や他の出版物で中心的役割を果たしてきた計算上のサポートについて、一つだけの組織に頼ることに不安を覚え、DOCALを国際的メンバーに広げようとした。そして、採取した放射性核種の線量計算に関して第2専門委員会が必要とすることを、複数の組織によって実施することができるようになった。これは、英国健康保護庁 (以前の英国放射線防護庁)、ドイツ連邦放射線防護庁 (BfS)、ウクライナ放射線防護研究所からのメンバーを含めたことが可能になった。このよう組織構成のDOCALは、委員会の1990年報告 (ICRP, 1991) の発行に続いて、公衆を対象とした年別線量係数の算定 (ICRP, 1989, 1993, 1995a, 1995b, 1996, 2004) および作業者の線量係数の算定 (ICRP, 1994) において、第2専門委員会の要

*Publication 38* は、*Publication 30* (ICRP, 1979) で取り上げた放射性核種に加え、核医学で関心がもたれているいくつかの放射性核種についてもデータを提供している。*Publication 30* およびその後の委員会の出版物は、10分を超える半減期の放射性核種の取扱のみを扱っていたが、それらの線量変系列における線量係数を計算するには、線量変系列で短時間だけ存在する核種からの放射線も考慮に入れなければならない。そのため *Publication 38* では、764種の10分を超える半減期を持つ核種、56種の10分以下の半減期を持つ核種を含む820種の放射性核種のデータを記載した。いずれも10分を超える半減期を持つ放射性核種の線量変系列に含まれる核種が、あるいは核医学で潜在的に関心のある核種である。

本出版物は、1252種の放射性核種の線量変データを包括的にまとめたデータベースを提供するものである。このデータベースは、人体の線量評価の線量変系列の線量係数の計算や、局所的な線量分布の評価に必要な物理データの取得を容易にする。データベースには、核量変の情報が放射線に関する有意義な評価を行うのに十分であると判断された、半減期が1分より短いすべての核種が含まれている。10分を超える半減期の922種の放射性核種、10分以下の半減期の330種の放射性核種のデータが与えられている。本出版物は、*Publication 38* の発行形から離れ、紙媒体の内側のポケットに入れられたCDに電子データの形で提供されている。電子データにするだけで、壁を有する機器や皮膚における線量係数分布の計算に必要なデータ放出の線量変エネルギー分布も網羅することができ、同様に、自発核分裂に伴う中性子のスペクトルもCDに含まれている。紙媒体の表を用いる場合は、記載できる放射線の数に制約があるが、電子フォーマットにすることで、その制約無しに、放射線に関する記述が可能になる。

報告書の作成に貢献した線量変データの作業部会メンバーは、K. Eckerman および A. Endo である。作業部会の作業は、T. Tamura および K. Umeta による重要な技術的貢献により、多大な助力を得た。作業部会の準備期間中の、線量計算のタスクグループのメンバーは次の通りである。

W. Bolch (座長)	A. Endo
D. Noble (副座長、内部線量担当)	N. Hensel
N. Potouss-Henß (副座長、外部線量担当)	J. Hunt
V. Bertkowi	M. Pelliccioni
E. Blanchardon	K. Eckerman
K. Eckerman	M. Zankl



2. 核変換データの編集に用いた方法

1.2 一般事項

(2) コンピュータコード EDISTRO4 (Endo et al., 2005) を用いて核変換やその後の原子崩壊で放出される放射線のエネルギーと放出率を計算した。このコードは、βやβ'放射線のエネルギーを計算し、α粒子や反陽子線に固有のエネルギーと放出率を計算する。電子捕獲やγ線の内部転換の結果として生じるさまざまなX線やオージェ電子のエネルギーと放出率も計算する。自発核分裂 (SF) が生じる数少ないケース (全体の約28種の放射核種) では、SFに付随する放射線 (核分裂片、中性子、即発γ線、遅発γ線、遅発β線) の放出率も計算する。

(3) ENSDFに含まれる情報はEDISTRO4への入力データとして使用される。ENSDFデータは、ブルックヘブン国立研究所の独立核データセンターのコンピュータデータベースの一部であり、そのうち放射線観測のデータは、定期的に刊行される「Nuclear Data Sheets」(Academic Press, New York) で発行される。ENSDFでは、最新の核パラメータとの整合性の観点から、計算した放射線のエネルギーを全観測エネルギーと比較し、見直しが行われた。全観測エネルギー (Q値)、分岐比、異性体の励起エネルギー、物理的半減期、始状態と終状態のスピパラメータなど、ENSDFの基本的観測特性は、必要に応じてNUBASE2003 (Audi et al., 2003) やAME2003 (Wapstra et al., 2003) に更新されてきた。更新されたENSDFは、α粒子、β粒子、γ線、さらには消滅光線、内部転換電子、X線、オージェ電子、コストナーγ線、CK) 電子のエネルギー-E (MeV) と放出率Y (Bq<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>) を計算するため、EDISTRO4によりさらに加工された。SFを認こそす核種について、核分裂片、即発中性子、即発γ線、遅発γ線、遅発β線の平均エネルギーと放出率も計算されている。

(4) EDISTRO4とEDISTRO4のコードで採用された理論手法や計算手法に関する包括的説明は、別に出版されている (Dillman, 1980; Endo et al., 2005)。これらの報告は、付属のCDに含まれている。また、これらの手法に関して簡潔な概要も収められている。

2.2 α線変換

(5) α粒子を放出することで、原子番号Z、質量数Aの親原子核は、原子番号Z-2、質量数A-4の娘原子核に変換する。これは記号を用いた次のように表される。

ZX → Z-2Y + α + γ

ここで、XとYはそれぞれ親元素と娘元素を表し、γは娘原子核の励起状態から終状態への遷移に伴うγ線を表す。α粒子と反陽子線は、利用

ZX → Z-1, Y + β + γ

(4) ここで反ニュートリノ、γは娘原子核の励起状態から終状態への遷移に伴うγ線を放射を表す。正に荷電したβ粒子 (β'あるいは陽電子) が原子核から放出されると、原子番号Z、質量数Aの親原子核Xが、原子番号Z-1、質量数Aの娘原子核Yに変換する。娘原子核は、親の放射性核種と比べて陽子が1つ少なく、中性子が1つ多い。β線変換は次のように表せる。

ZX → Z-1, Y + β + γ + ν̄

ここではニュートリノである。

(9) 親原子核と娘原子核のエネルギー単位間で生じるスピンとパリティの変化によって、β線スペクトルをさまざまな禁止度に分類する。禁止度の分類を表2.1に示す。

(10) β線の数学的表現は、禁止遷移特有のスペクトルの場合には長くなるため、簡略のためここでは示さない。許容遷移の場合でも、クーロン(電的)遮蔽や原子核が有限大きさを持つことによる理論的な補正などは、単純な形のβ線の表式を煩雑にしてしまう。興味のある読者は、詳細についてはDillman (1980)を、また、EDISTRO4で計算するβ線スペクトルと他の出版論文との比較についてはEndo et al. (2005) を参照されたい。

(11) 陽電子は物質中で不安定であり、吸収する物質の電子と対消滅して2つの消滅光子を生み出す。通常の状態で見られることだが、β粒子が静止した後には消滅しなくなる。それぞれの消滅光子のエネルギーは、電子の静止エネルギー0.511 MeVになる。データベースでは、消滅光子の放出率をβの放出率の2倍としている。

2.4 軌道電子捕獲

(12) 電子捕獲はβ線変の一形態であり、娘原子の崩壊に空孔が生じる。空孔は、エネルギー的に可能であればK殻に生じる可能性が最も高い。原子の殻および崩壊の主な空孔の分布は、初期空孔から生じるX線やオージェ電子の相対放出率に関係しているため、計算する必要がある。具体的な軌道電子捕獲に対して基本的計算を行うべきものは、KLM...の捕獲率である。電子捕獲は次のように表される。

ZX + e → ZY + γ + ν̄

ここで、すべての変数は既に定義してある。

(13) EDISTRO4は、Firestone et al. (1977) およびBambynek et al. (1977) の包括的な表を用いて、KからO<sub>K</sub>までの24層の崩壊からの捕獲

可能な運動エネルギーを分け合う。入力データは、基底状態への遷移の反応エネルギー、α遷移の終点である娘原子核の励起エネルギーおよび対応する放出率、親原子核の励起エネルギー (異性体レベルの線からの線変を除いて、ゼロ) から崩壊される。これらのデータから、α粒子がそれぞれに付随する反陽子線の運動エネルギーは、エネルギーと運動量の保存則を使って計算される。対応する絶対放出率は、ENSDFから直接得られる規格化データを用いて、相対放出率から計算される。

2.3 β線変換

(6) β線変換は3体過程であり、このためβ粒子のエネルギー-スペクトルは連続となる。質量評価の観点では、このスペクトルの平均エネルギーで十分なことが多く、気道や消化管の線量、組織線量での線量の計算には、エネルギー-スペクトルを考慮する必要がある。β線変換で放出されるニュートリノは、得られるエネルギーの一部を保持しつつも、ニュートリノと物質との相互作用無視可能な程度まで、そのエネルギーは線量に寄与しない。β粒子の平均運動エネルギーĒは、スペクトルから次のように決まる。

Ē = ∫<sub>0</sub><sup>E<sub>0</sub></sup> γ(E)E dE / ∫<sub>0</sub><sup>E<sub>0</sub></sup> γ(E) dE

ここでγ(E)は、β粒子がEからE+dEの間の運動エネルギーをもって放出される確率に比例する。E<sub>0</sub>は、β遷移で生じる最大運動エネルギーであり、終端エネルギーと呼ばれる。最大運動エネルギーE<sub>0</sub>は、エネルギー保存則から次式により決まる。

E<sub>0</sub>(β) = Q + E<sub>ν</sub> - E<sub>γ</sub>

および

E<sub>0</sub>(β') = Q + E<sub>ν</sub> - E<sub>γ</sub> - 2m<sub>e</sub>c<sup>2</sup>

(7) これらの式で、E<sub>0</sub>(β)とE<sub>0</sub>(β')は、それぞれβ粒子とβ'粒子の最大運動エネルギーである。Qは親原子核と娘原子核の基底状態間のエネルギー差であり、E<sub>ν</sub>は娘原子核の励起エネルギー (異性体レベルの線種を除いて、E<sub>ν</sub>=0)、E<sub>γ</sub>は遷移終了時の娘原子核の励起エネルギーレベル、m<sub>e</sub>c<sup>2</sup>は電子の静止エネルギー (0.511 MeV) である。Q、E<sub>ν</sub>、E<sub>γ</sub>の値は、すべてENSDFに含まれている。

(8) 負に荷電したβ粒子 (β'あるいは陽電子) が原子核から放出されると、原子番号Z、質量数Aの親原子核Xは、原子番号Z+1、質量数Aの娘原子核Yに変換する。娘原子核は、親の放射性核種と比べて陽子が1つ多く、中性子が1つ少ない。記号で書けば、β線変換は次のように表せる。

率を計算する。電子の結合エネルギーは、Perkins et al. (1991) の評価済原子データライブラリ (EADL) の値を用いている。EADLは、Z=1~100に対する原子データを提供し、KからQまでの29層の崩壊の理論的結合エネルギーを与えている。親原子核と娘原子核の間の遷移エネルギーが電子の静止エネルギー (1.022 MeV) よりも大きいと、陽電子の放出が電子捕獲と競合する。この競合は、陽電子の放出が可能な場合、遷移エネルギーが陽電子とニュートリノの間で分け合われるため、線量評価と密接に関連する。ニュートリノは、遷移エネルギーの約3分の2を持つて原子核を飛び出す。一般に、陽電子放出と比較して電子捕獲の確率は、遷移エネルギーの減少や原子番号増加とともに上昇する。陽電子放出に必要な1.022 MeVの閾値エネルギーよりも遷移エネルギーが低い場合には、電子捕獲のみが発生しうる。  
\* EDISTRO4は、メンデルレービウAM40より重い元素には含まれない。Publication 88では、M40の2つの同位体が扱われている。

2.5 核異性体遷移とγ線の内部転換

(14) γ線や内部転換電子の放出により一時的に(ナノ秒以上)存在する原子核状態の崩壊問題は、核異性体遷移と呼ばれる。他の線変換様式に関するこれまでの議論では、α線変換やβ線変換によって生成された励起状態の原子核からγ線が放出されることを示したが、核異性体遷移という言葉は、より深く狭く確定的な状態の線変換を表すものである。この線変換ではエネルギー損失が原子核中の変化のみである。核異性体遷移で観測される放射線核種は、<sup>90m</sup>Tcのように、質量数の直後にmをつけて表す。記号で表すならば、この線変換様式は次のように書ける。

ZX → ZY + γ

\* 核異性体は、陽電子エネルギーが増える順に、質量数Aにm、n、pなどを付けて表す。

(15) 原子核の崩壊は、陽電子エネルギーが増える順に、質量数Aにm、n、pなどを付けて表す。  
(15) 原子核の崩壊は、陽電子エネルギーが増える順に、質量数Aにm、n、pなどを付けて表す。  
その電子が原子核から飛び出るという過程である。原子核の殻(K, L)の1つから出てくる内部転換電子のエネルギーは、対応するγ線のエネルギーから飛び出した軌道電子の結合エネルギーを引いた値に等しい。電子捕獲と同様に、さまざまな電子殻に空孔が生じ、結果として生じるX線やオージェ電子の放出率を決めるために、空孔の分布を計算しなければならない。遷移あたりには放出される内部転換電子の数も変化する。全数の比較は、内部転換係数と呼ばれる。各遷移の内部転換係数は、遷移エネルギー、原子核の原子番号、遷移の多重度によって異なる。多重度は、全角運動量や、遷移に関係する原子核レベル間のパリティ変化によって異なる。通常、一つの殻や崩壊に対する内部転換係数は、遷移エネルギーの減少、原子番号の増加や多重度の増加とともに、増大する。

2.6 X線とオージェ電子の放出率とエネルギー



(16) 内殻の一つに空孔を作り動励した原子は、X線やオージェ電子の放出がある。CK遷移による、動励起を起こす。その結果起こる原子事象のガスタームでは、非常に単純な漸進式でも、無数のX線やオージェ電子の放出につながる。X線放出過程では、外殻Yの電子が内殻Xの空孔に遷移して光子が放出される。放出されるX線のエネルギーは、殻Xの電子の結合エネルギー $E_K$ から殻Yの電子の結合エネルギー $E_Y$ を引いた値に等しい。殻Xにもともとあった空孔は殻Yに移動し、それも最終的には埋められる。

(17) オージェ電子放出では、外殻Yの電子が内殻Xの空孔に遷移して、外殻Yの電子が原子から放出される。Y殻と同じでも異なるエネルギーの電子が放出される。放出された電子(オージェ電子)のエネルギーは、近似的に $E_K - E_Y$ に等しい。この過程により、X殻の一つの空孔があつた状態から、Y殻とY殻の両方に空孔があつた状態になる。XがK殻、YがL殻副殻の場合、電子は $K_{L1}, L_{23}$ オージェ電子と呼ばれる。KLLオージェ電子は、Y殻とY殻が3つの副殻間のいずれかである場合を指す。

(18) CK遷移は、同じ主殻の2つの副殻間の電子遷移を伴う非放射過程である。たとえば、空孔が $L_{23}$ 副殻に移り、副殻間の遷移の本質的違いは、CK遷移では最終的な空孔と同じ主殻にあるのに対し、オージェ遷移では最終的な空孔の両方が最初の空孔とは異なる主殻にあるという点である。

(19) 外殻からの遷移を扱うため、Cullen (1992) のコンバインドRELAXに基づいた詳細な原子放射線計算法がEDISTR04に導入された。X線、オージェ電子、CK電子のエネルギーと放出率がそれぞれ遷移に対して計算される。オージェ電子やCK電子の放射は、3000種を超える。これらの放射は、データ庫を適度な大きさにするため、15のグループにまとめている。オージェ電子とCK電子の各グループを表2.2に示す。これらのグループには異なるオージェ電子とCK電子(たとえば $K_{L1}, L_{23}, M_{35}, M_{45}, M_{45M}$ )のデータは、一部の放射性核種に対して付属CDに与えている。データ表では、国際純正・応用化学連合(IUPAC)のX線の記法を採用してきた(Jenkins et al., 1991)。K線やL線シリーズに対するこの記法と通常のSiegbahn記法を表2.3に与える。たとえば $K_{\alpha}$  X線のSiegbahn記法は、IUPAC記法では $K_{L2}$ と書く。

2.7 自家放射線

(20) SFは、粒子やエネルギーを原子核に与えることなしに起こる核分裂である。線量評価の観点からは、SFは相当量のエネルギーが核分裂に関与しているため、非常に重要である。さらに核分裂は、核分裂片、中性子、 $\beta$ 粒子、即発 $\gamma$ 線、遅発 $\gamma$ 線を含むさまざまな放射線を生成する。Dillman & Jones (1975)は、これらの放射線のエネルギーと放出率を計算する一連の経験式を使用した。EDISTR04の経験式は、Endo et al. (2005)により補正され、更新されている。経験式は、放射線の放出率とエネルギーを、核分裂収率 $BF_{SF}$ 、親核種の質量

o INPUTフォルダ：ICRP-07 コレクションの核種ご対するEDISTR04の入力ファイル  
o OUTPUTフォルダ：ICRP-07 コレクションの核種に対するEDISTR04 の出力ファイル  
o SOURCEフォルダ：DECADATAのソースコード  
(23) ソフトウェアパッケージDECADATA<sup>†</sup>では、ユーザが求める放射性核種に対し、原子核変遷データへのアクセスを提供しており、引き算計算で使用するため、放出される放射線のエネルギーと放出率をASCIIファイルに読み出すことができる。DECADATAでは、ユーザがウィンドウズPC上で<sup>†</sup> 経験式データを表や図の形で見ることもできる。ただし、5つのデータファイルは、ユーザが開発したソフトウェアでデータに直接アクセスできるように作成されている。この点に関する説明は、DECADATAのユーザーズガイドに記載されている。

<sup>†</sup> Portions © 2002 Perfect Sync, Inc.

3.2 原子核データファイル

(24) 原子核の遷移データは、直接アクセス可能な5つのファイル(ASCIIエディタで開く可能なフォーマットで動かされている)にまとめられており、いずれもルーンICRP-07がけられている。ファイルICRP-07.RADは、ICRP-07コレクションの核種から放出される放射線の絶対放出率、平均エネルギー、離散エネルギーに関するデータを含んでいる。このファイルには、放出されるすべての放射線のデータが含まれる。すなわち、データファイルを作成する際に放射線の数に制限は設けていない。

<sup>1</sup> 平均値は、 $\beta$ 遷移、オージェ電子やCKの電離層、SFの際に放出される放射線(核分裂片、中性子、遅発放射線)について示されている。

(25) ファイルICRP-07.BETには、このコレクションのすべての $\beta$ 線放出核種の $\beta$ 線スペクトルが含まれる。EDISTR04は、平均 $\beta$ 線エネルギーを決定するため、それぞれの $\beta$ 遷移のスペクトルを計算し、放射性核種のすべての $\beta$ 遷移の合成スペクトルを表にまとめている。合成スペクトルはこのファイルに含まれている。

(26) ファイルICRP-07.ACKには、150種の放射性核種のオージェ電子やCK電子の詳細なスペクトルが含まれている。RADファイルでは、これらの離散的放射が経験式ごとに15以下のグループにまとめられ、各グループの平均エネルギーと放出率が与えられている(表2.2参照)。

(27) SFの際に放出される中性子のスペクトルは、ファイルICRP-07.NSFに含まれている。ICRP-07コレクションでは、28種の放射性核種

数Aと原子番号Z、核分裂1回あたりに放出される中性子の平均的数 $\bar{\nu}$ で表されている。関連する式を表2.4にまとめた。

(21) 中性子のスペクトルの形は、ワットスペクトルでうまく表わされており、近似式でEDISTR04に取り込んである。スペクトルは次式で表される。

$$N(E) = BF_{\alpha} \cdot \frac{1}{E} \cdot \sinh(\sqrt{E}) \quad (8)$$

ここで、SFの分岐比とパラメータ $a$ と $b$ は、表2.5に与えられている。

3 付属CDの内容とデータファイル

3.1 CDの内容

(22) 本出版物の裏表紙の内側のポケットに入ったCDには、ICRPコレクションのうち97元素、1252種の放射性核種に関する各原子核変遷データの電子ファイルが収められている。付属書Aの表A1には、CDで取り上げられた放射線核種をリストアップしている。CDの内容は以下の通りである。

- README.TXT：本出版物の作成後の情報を含むファイル
- CONTENT.PDF：CDの内容物を説明するファイル
- LICENSE.TXT：ライセンスの同意および責任に関する記載を含むファイル
- USERGUIDE.PDF：DECADATAソフトウェアのユーザーズガイド
- 原子核変遷データファイル：
  - o ICRP-07.NDX
  - o ICRP-07.RAD
  - o ICRP-07.BET
  - o ICRP-07.NSF
  - o ICRP-07.ACK
- SETUPEXE：DECADATAソフトウェアを実行する実行ファイル
- アーカイブソフトウェア

がSFにより濃度を行う。

(28) これらのファイルのデータへのアクセスを容易にするため、もう一つのファイル(ICRP-07.NDX)が作成されている。これら5つのファイルのそれぞれについて、以下に簡単に説明する。便宜上、ファイルはそれぞれの拡張子(NDX, RAD, BET, ACK, NSF)で呼ぶことにする。

3.2.1 インデックスファイル：ICRP-07.NDX

(29) NDXファイルは、放射線ファイル(RAD)とスペクトルデータファイル(BET, ACK, NSF)への入り口の役割を果たす。NDXファイルには、コレクションの核種1つに対し1つのレコードが与えられている。核種レコードのフィールドでは、RAD, BET, ACK, NSFの各ファイルの核種レコードの位置(ポインタ)が示されている。これらのポインタに加え、レコードには核種の物理的半減期、経験式(たとえば $\alpha$ か $\beta$ )、子核種の別(娘核種)、それぞれの娘核種を生む核変換の比率(分岐比)、 $\alpha$ 線、電子、光子の放射により放出される全エネルギー $E_{TOT}$ (SFに伴う電子と光子も含む)、またその他の補助データが含まれる。NDXレコード形式の説明を表3.1に与える。

(30) インデックスファイルのレコードは、核種の名前のフィールドで並べられている。これにより、ユーザが開発したソフトウェアが二分裂法(バイナリサーチ)により自分で放射性核種のレコードを見つけることができる。NDXファイルの目的は、他のデータファイルへの入り口を提供することにあるが、それ自体非常に役に立つものである。たとえば、NDXファイルの中の情報から、ある放射性核種で見出された濃度系列は、その系列の終端の安定な原子核の識別まで行われる。HF-180mの $\beta$ 線濃度で生成されるタンタル-180mは、非常に長い半減期を持つことから、NIBASZ2003 (Audi et al., 2003)と同様に、ここでは安定なものとして扱われている。

(31) NDXファイルの核種レコードには、空気カーマ率定数のフィールドがある。この定数は放射性核種の特徴の一つであり、理想的な点線源で定義されている。国際放射線単位測定委員会(ICRU)はこの定数を $\Gamma_{\beta, \text{air}}/h$ と定義している。ここでは、放射能Aの放射性核種濃度から距離rで距離rにおける、8を乗えるエネルギーを持つ光子による空気カーマ率である(ICRU, 1998)。この光子には、 $\gamma$ 線、特性X線、内部崩壊放射線が含まれるが、後者はここでは扱わない。また、RADファイルに含まれる消滅光子も扱わないことに注意する必要がある。有限な大きさを持つ線源では、吸収と散乱が生じ、外部崩壊放射線が生ずる。さらに、線源と観測点間の物質が、吸収、散乱、外部崩壊放射線や消滅光子の生成を起こすだろう。多くの場合、これらの過程は、観測されるカーマ率に大きな影響を与える。この定数は、定義により次式で与えられる。

$\Gamma_e = \frac{1}{4\pi} \sum_i (a_i / \rho) Y_i E_i \quad (9)$ <p>ここで<math>(a_i/\rho)</math>は、放出源<math>Y</math>の核種が放出するエネルギー<math>E_i</math>の光子の空気に対する質量エネルギー転移係数である。この計算では、<math>\delta</math>の値として10 keVを使用している。</p> <p>点源空気カーマ係数</p> $K_{air,\rho} = \frac{1}{4\pi} \left[ \sum_i (a_i / \rho) Y_i E_i + \sum_j Y_j \langle \sigma_j(E_j, E_{in}) \rangle \right] \quad (10)$ <p>これはNDXファイルの核種レコードに含まれている。(10)式の第1項の和は、<math>\delta</math>よりも大きなエネルギーを持つすべての光子、即ち、陽電子放出により生じる消滅光子やSFに伴う即座および遅延した<math>\beta</math>遷移の平均エネルギー、(10)式の第2項は、核変換1回あたりの放出率が<math>Y(E_i, E_{in})</math>のSFに伴う中性子カーマへの寄与を表す。<math>\langle \sigma_j(E_j, E_{in}) \rangle</math>は、中性子の空気カーマ係数 (Chadwick et al., 1999) の、エネルギー<math>E_j</math>および<math>E_{in}</math>にわたる平均値を示す。<math>\delta</math> (10 keV) よりも大きなエネルギーを持つ中性子のみを考慮している。定数と係数は、陽電子放出やSFの場合を除いて、数値的に等しい。空气中にある実際の線源に対する空気カーマ定数と観測されるカーマ率に関する上記の注意点は、係数に対してもあてはまる。</p>	<p>3.2.2 放射線ファイル：ICRP-07-RAD</p> <p>(33) RADファイルのレコードは、放射線核種の核変換で放出される各放射線のエネルギーと放出率に関するデータを含む。RADレコードのフィールドを表3.2に示す。簡単に説明すると、ファイルにある核種の最初のレコード(ヘッダ記録)には、核種の名前、その半減期、その核種が放出する放射線のデータレコードの数が記載されている。放出されたそれぞれの放射線のデータレコードには以下のフィールドがある。(1)放射線の種別を識別する整数コード(ICODE)、(2)放射線の絶対放出率(核変換1回あたりの数)、(3)放射線の個別のエネルギー、あるいは平均エネルギー(MeV)、(4)放射線の種別を示す2文字のエネルギー記号。ICODEコードと2文字記号は、表3.3で定義されている。NDXファイルの核種レコードのホインタは、RADファイルの核種のヘッダレコードのレコード番号に相当する。</p> <p>(34) 放射線のレコードは放射線の種類(ICODE欄)とエネルギーの昇順で並べられている。放射線のグループは以下の通りである。</p>
--	---

17

<p>いる。ACKファイルのデータを表3.5に示す。機器や組織で吸収される平均線量の計算には、RADファイルのグループデータで十分である。ただし、ACKファイルのデータは、細胞内の放射性核種のマイクログラムあたり計算において活用できることがある。</p>	<p>3.2.5 中性子スペクトルファイル：ICRP-07-NSF</p> <p>(38) NSFファイルには、ICRP-07コレクション中のSFを起こす28の放射性核種により放出される中性子のスペクトルが取られている。各核種に対し、ヘッダレコードには核種の名前、SFの分岐比、その核種のデータレコード数が与えられている。データレコードは、中性子エネルギーレベル(またはエネルギーグループ)を定義し、そのエネルギービンあたり、核変換1回あたりの中性子の数を記載している。NSFファイルのレコードについては、表3.6で説明している。</p>
---	---

19

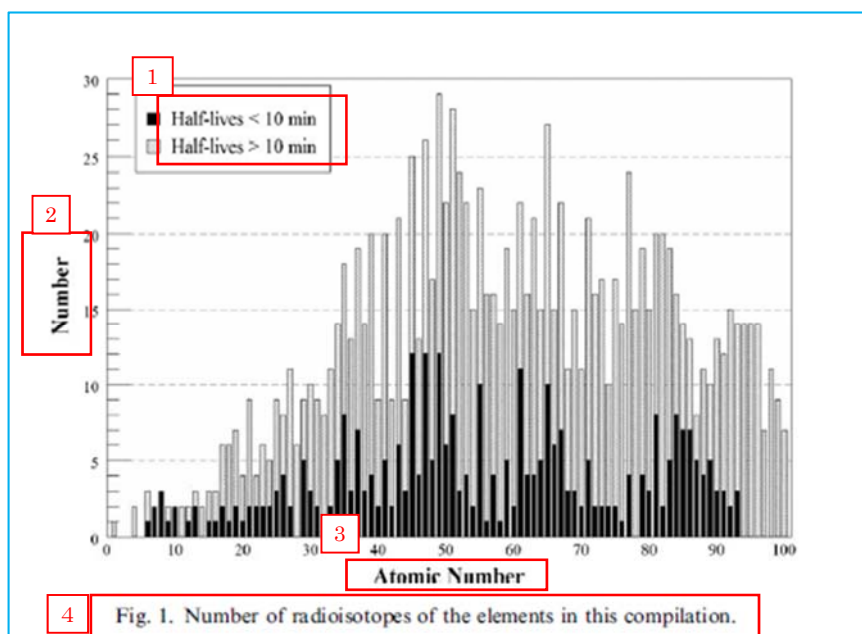
<ul style="list-style-type: none"> <li>光子、ICODE 1-3：X線、<math>\gamma</math>線、消滅光子、SFの即座および遅延の光子</li> <li><math>\beta</math>粒子、ICODE 4-5：それぞれの<math>\beta</math>遷移の平均エネルギー</li> <li>単一エネルギー電子、ICODE 6-7：内部転換、およびオージェ電子とCK電子</li> <li><math>\alpha</math>粒子、ICODE 8</li> <li><math>n</math>反照核、ICODE 9</li> <li>核分裂片、ICODE 10</li> <li>中性子、ICODE 11</li> </ul> <p>(35) 各グループのレコードは、エネルギーの昇順に並べられている。このソート機能により、エネルギーに依存した重、たとえばエネルギーに依存した特定の放射線吸収データの内部が可能になる。グループ内の特定の種類の放射線は、2文字記号を使って表すことができて、たとえば消滅光子、遅延線など。SF後の即座および遅延した<math>\beta</math>遷移の平均エネルギーは、DilmanとJones (1975) の提案により、それぞれ48個と28個の離散的な光子群で表される。これらの放射線は、それぞれの2文字記号で表すことができる。</p>	<p>3.2.3 <math>\beta</math>線スペクトルのファイル：ICRP-07-BET</p> <p>(36) BETファイルには、ICRP-07コレクションの<math>\beta</math>線放出核種に対する<math>\beta</math>線スペクトルが取られている。このスペクトルデータは、固有定された対照型のエネルギーグリッドで表にまとめられている。ヘッダレコードには、核種ごとに、核種の名前とその核種のデータレコードの数が与えられている。データレコードのフィールドには、電子エネルギー-E (MeV) と、そのエネルギーで放出された、核変換1回あたり、MeVあたりの<math>\beta</math>粒子の数が記載されている。表2.4のエネルギーと放出率を持つ原子番号39と58の特殊な禁止遷移を最初に決定すること、で、SFの後の遅延<math>\beta</math>線放射に対するスペクトルを合成した。BETファイルのレコードの構造を、表3.4に示す。</p>
<p>3.2.4 オージェ-CK電子スペクトルファイル：ICRP-07-ACK</p> <p>(37) 選択された136核種について、オージェ電子とCK電子の詳しいスペクトルがACKファイルに取られている。これらの放射線は、裏装飾式ごと、かつRADファイルの継ぎ目に、最大で15グループにまとめられている。スペクトル中の離散的電子の最大数は、Hg-195mとHg-197mの場合、3015個である。ヘッダレコードのフィールドには、核種の名前、その核種のデータレコードの数が記載されている。データレコードには、電子のエネルギー-E (eV)、放出率(核変換1回あたり)、そのエネルギーを持つ電子の数、原子の電子遷移の識別が含まれて</p>	<p>ラドン娘ばくに対する放射線防護 (改訂版：令和2年3月)</p>

18

<p><b>付属表 A ICRP-07コレクションの放射性核種</b></p> <p>(A1) ICRP-07コレクションの1252種の放射性核種を、原子番号別に表A.1に示す。放射性核種の次の行にインデントして記載されているのは、親核種が核変換(m)して生じる娘核種と、娘核種を生む親核種の割合である。娘核種が安定である場合は、斜体で表記している。半減期、崩壊様式、核変換1回あたりに出るエネルギーも記載されている。</p> <p>(A2) 半減期の単位は次のように略記号を用いている。<math>\mu</math>s：マイクロ秒、ms：ミリ秒、s：秒、m：分、d：日、y：年。崩壊様式の略記号は以下の通りである。A：<math>\alpha</math>粒子、B：<math>\beta^-</math>電子、B+：<math>\beta^+</math>電子、EC：電子捕獲、IT：異性転移、SF：自発核分裂、SF：自発核分裂、自発核分裂による核分裂片と中性子の番号は、全エネルギーに含めている。</p> <p>DECADATAのソースコードは、CDのARCHIVEフォルダ内のSOURCEフォルダに保存されている。このコードの機能とサブルーチンは、他のプログラム言語に容易に書き換えることが可能である。</p>	<p><b>補足データ</b></p> <p>本論文に関連する補足データは、doi:10.1016/j.icrp.2008.10.001からオンラインで入手可能である。</p>
--	--

20

この翻訳物は、令和2年3月時点のICRP Publication107 校閲版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



1  
半減期<10分  
半減期>10分

2  
数

3  
原子番号

4  
図1 ここに編集した元素の放射性同位元素の数

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication140 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Type of transition	Forbiddenness	Change in spin	Change in parity
Super-allowed		0	No
Allowed		0, $\pm 1$	No
Forbidden unique	First	$\pm 2$	Yes
	Second	$\pm 3$	No
	Third	$\pm 4$	Yes
	Fourth	$\pm 5$	No
Forbidden non-unique	First	0, $\pm 1$	Yes
	Second	$\pm 2$	No
	Third	$\pm 3$	Yes
	Fourth	$\pm 4$	No

表 2.1 ベータ遷移の分類

遷移の種類	禁止度	スピンの変化	パリティの変化
超許容遷移		0	無
許容遷移		0, $\pm 1$	無
特異禁止遷移	第一	$\pm 2$	有
	第二	$\pm 3$	無
	第三	$\pm 4$	有
	第四	$\pm 5$	無
非特異禁止遷移	第一	0, $\pm 1$	有
	第二	$\pm 2$	無
	第三	$\pm 3$	有
	第四	$\pm 4$	無

Table 2.2. Assignment for Auger and Coster-Kronig (CK) electrons in the tables.

Notation	Definition
Auger KLL	K-shell Auger transitions where the two new vacancies are in the L shell
Auger KLX	K-shell Auger transitions where one of the two new vacancies is in the L shell
Auger KXY	K-shell Auger transitions where neither of the two new vacancies is in the L shell
CK LLX	All L-shell CK transitions
Auger LMM	L-shell Auger transitions where the two new vacancies are in the M shell
Auger LMX	L-shell Auger transitions where one of the two new vacancies is in the M shell
Auger LXY	L-shell Auger transitions where neither of the two new vacancies is in the M shell
CK MMX	All M-shell CK transitions
Auger MNN	M-shell Auger transitions where the two new vacancies are in the N shell
Auger MNX	M-shell Auger transitions where one of the two new vacancies is in the N shell
Auger MXY	M-shell Auger transitions where neither of the two new vacancies is in the N shell
CK NNX	All N-shell CK transitions
Auger NXY	All N-shell Auger transitions
CK OOX	All O-shell CK transitions
Auger OXY	All O-shell Auger transitions

表 2.2 表におけるオージェ電子とコスタークロニッヒ (CK) 電子の対応付け

表記	定義
オージェ KLL	2つの新たな空孔が L 殻に生じる K 殻オージェ遷移
オージェ KLX	2つの新たな空孔のうちの 1 つが L 殻に生じる K 殻オージェ遷移
オージェ KXY	2つの新たな空孔のどちらも L 殻に生じない K 殻オージェ遷移
CK LLX	すべての L 殻 CK 遷移
オージェ LMM	2つの新たな空孔が M 殻に生じる L 殻オージェ遷移
オージェ LMX	2つの新たな空孔のうちの 1 つが M 殻に生じる L 殻オージェ遷移
オージェ LXY	2つの新たな空孔のどちらも M 殻に生じない L 殻オージェ遷移
CK MMX	すべての M 殻 CK 遷移
オージェ MNN	2つの新たな空孔が N 殻に生じる M 殻オージェ遷移
オージェ MNX	2つの新たな空孔のうちの 1 つが N 殻に生じる M 殻オージェ遷移
オージェ MXY	2つの新たな空孔のどちらも N 殻に生じない M 殻オージェ遷移
CK NNX	すべて N 殻 CK 遷移
オージェ NXY	すべての N 殻オージェ遷移
CK OOX	すべての O 殻 CK 遷移
オージェ OXY	すべての O 殻オージェ遷移

Table 2.3. International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPAC) and Siegbahn notations for x rays (Jenkins et al., 1991).

K x-ray series			
Siegbahn	IUPAC	Siegbahn	IUPAC
$K_{\alpha_2}$	K - L <sub>2</sub>	$K_{\beta_3}^I$	K - M <sub>5</sub>
$K_{\alpha_1}$	K - L <sub>3</sub>	$K_{\beta_2}^{II}$	K - N <sub>2</sub>
$K_{\beta_3}$	K - M <sub>2</sub>	$K_{\beta_2}^I$	K - N <sub>3</sub>
$K_{\beta_1}$	K - M <sub>3</sub>	$K_{\beta_4}^{II} K_{\beta_{4x}}$	K - N <sub>4</sub>
$K_{\beta_4}^{II}$	K - M <sub>4</sub>	$K_{\beta_4}^I$	K - N <sub>5</sub>
L x-ray series			
Siegbahn	IUPAC	Siegbahn	IUPAC
$L_{\beta_4}$	L <sub>1</sub> - M <sub>2</sub>	$L_{\gamma_6}$	L <sub>2</sub> - O <sub>4</sub>
$L_{\beta_5}$	L <sub>1</sub> - M <sub>3</sub>	$L_{\ell}$	L <sub>3</sub> - M <sub>1</sub>
$L_{\beta_{10}}$	L <sub>1</sub> - M <sub>4</sub>	$L_{\ell}$	L <sub>3</sub> - M <sub>2</sub>
$L_{\beta_9}$	L <sub>1</sub> - M <sub>5</sub>	$L_{\delta}$	L <sub>3</sub> - M <sub>3</sub>
$L_{\gamma_2}$	L <sub>1</sub> - N <sub>2</sub>	$L_{\alpha_2}$	L <sub>3</sub> - M <sub>4</sub>
$L_{\gamma_3}$	L <sub>1</sub> - N <sub>3</sub>	$L_{\alpha_1}$	L <sub>3</sub> - M <sub>5</sub>
$L_{\gamma_4}$	L <sub>1</sub> - O <sub>2</sub>	$L_{\beta_6}$	L <sub>3</sub> - N <sub>1</sub>
$L_{\gamma_4}$	L <sub>1</sub> - O <sub>3</sub>	$L_{\beta_{15}}$	L <sub>3</sub> - N <sub>4</sub>
$L_{\eta}$	L <sub>2</sub> - M <sub>1</sub>	$L_{\beta_2}$	L <sub>3</sub> - N <sub>5</sub>
$L_{\beta_{17}}$	L <sub>2</sub> - M <sub>3</sub>	$L_{\beta_7}^{II} L_u$	L <sub>3</sub> - N <sub>6</sub>
$L_{\beta_5}$	L <sub>2</sub> - M <sub>4</sub>	$L_{\beta_7}^{II}, L_u$	L <sub>3</sub> - N <sub>7</sub>
$L_{\gamma_5}$	L <sub>2</sub> - N <sub>1</sub>	$L_{\beta_7}$	L <sub>3</sub> - O <sub>1</sub>
$L_{\gamma_1}$	L <sub>2</sub> - N <sub>4</sub>	$L_{\beta_5}$	L <sub>3</sub> - O <sub>4</sub>
$L_{\gamma_3}, L_v$	L <sub>2</sub> - N <sub>6</sub>	$L_{\beta_5}$	L <sub>3</sub> - O <sub>5</sub>
$L_{\gamma_8}$	L <sub>2</sub> - O <sub>1</sub>		

表 2.3 X 線に対する国際純正・応用化学連合(IUPAC)と Siegbahn の記法(Jenkins et al., 1991)

K殻X線シリーズ			
Siegbahn	IUPAC	Siegbahn	IUPAC
$K_{\alpha_2}$	K - L <sub>2</sub>	$K_{\beta_3}^I$	K - M <sub>5</sub>
$K_{\alpha_1}$	K - L <sub>3</sub>	$K_{\beta_2}^{II}$	K - N <sub>2</sub>
$K_{\beta_3}$	K - M <sub>2</sub>	$K_{\beta_2}^I$	K - N <sub>3</sub>
$K_{\beta_1}$	K - M <sub>3</sub>	$K_{\beta_4}^{II} K_{\beta_{4x}}$	K - N <sub>4</sub>
$K_{\beta_4}^{II}$	K - M <sub>4</sub>	$K_{\beta_4}^I$	K - N <sub>5</sub>
L殻X線シリーズ			
Siegbahn	IUPAC	Siegbahn	IUPAC
$L_{\beta_4}$	L <sub>1</sub> - M <sub>2</sub>	$L_{\gamma_6}$	L <sub>2</sub> - O <sub>4</sub>
$L_{\beta_5}$	L <sub>1</sub> - M <sub>3</sub>	$L_{\ell}$	L <sub>3</sub> - M <sub>1</sub>
$L_{\beta_{10}}$	L <sub>1</sub> - M <sub>4</sub>	$L_{\ell}$	L <sub>3</sub> - M <sub>2</sub>
$L_{\beta_9}$	L <sub>1</sub> - M <sub>5</sub>	$L_{\delta}$	L <sub>3</sub> - M <sub>3</sub>
$L_{\gamma_2}$	L <sub>1</sub> - N <sub>2</sub>	$L_{\alpha_2}$	L <sub>3</sub> - M <sub>4</sub>
$L_{\gamma_3}$	L <sub>1</sub> - N <sub>3</sub>	$L_{\alpha_1}$	L <sub>3</sub> - M <sub>5</sub>
$L_{\gamma_4}$	L <sub>1</sub> - O <sub>2</sub>	$L_{\beta_6}$	L <sub>3</sub> - N <sub>1</sub>
$L_{\gamma_4}$	L <sub>1</sub> - O <sub>3</sub>	$L_{\beta_{15}}$	L <sub>3</sub> - N <sub>4</sub>
$L_{\eta}$	L <sub>2</sub> - M <sub>1</sub>	$L_{\beta_2}$	L <sub>3</sub> - N <sub>5</sub>
$L_{\beta_{17}}$	L <sub>2</sub> - M <sub>3</sub>	$L_{\beta_7}^{II} L_u$	L <sub>3</sub> - N <sub>6</sub>
$L_{\beta_5}$	L <sub>2</sub> - M <sub>4</sub>	$L_{\beta_7}^{II}, L_u$	L <sub>3</sub> - N <sub>7</sub>
$L_{\gamma_5}$	L <sub>2</sub> - N <sub>1</sub>	$L_{\beta_7}$	L <sub>3</sub> - O <sub>1</sub>
$L_{\gamma_1}$	L <sub>2</sub> - N <sub>4</sub>	$L_{\beta_5}$	L <sub>3</sub> - O <sub>4</sub>
$L_{\gamma_3}, L_v$	L <sub>2</sub> - N <sub>6</sub>	$L_{\beta_5}$	L <sub>3</sub> - O <sub>5</sub>
$L_{\gamma_8}$	L <sub>2</sub> - O <sub>1</sub>		

Radiation type	Average energy (MeV)	Yield (/Bq s)
Neutrons	$0.25a^2b + 1.5a^*$	$BF_{SF}\bar{\nu}$
Fission fragments	$0.05945 \frac{Z^2}{A^{1/3}} + 3.65$	$2 BF_{SF}$
Prompt gamma rays	$-1.33 + 119.6 \frac{Z^{1/3}}{A}$	$\frac{(2.51 - 1.13 \times 10^{-5} Z^2 A^{1/2})\bar{\nu} + 4}{\bar{E}_p}$
Delayed gamma rays	0.9578	$0.2102 \left(5.98 + \frac{92}{236} A - Z\right)^2 BF_{SF}$
Delayed beta particles	$0.2058 \left(5.98 + \frac{92}{236} A - Z\right)$	$\left(5.98 + \frac{92}{236} A - Z\right) BF_{SF}$

\*  $a$  and  $b$  are parameters of the Watt approximation of the neutron spectrum.

表 2.4 自発核分裂に伴う放射線のエネルギーと収率

放射線の種別	平均エネルギー(MeV)	収率(1/(Bq·s))または (Bq <sup>-1</sup> s <sup>-1</sup> )
中性子	$0.25a^2b + 1.5a^*$	$BF_{SF}\bar{\nu}$
核分裂片	$0.05945 \frac{Z^2}{A^{1/3}} + 3.65$	$2 BF_{SF}$
即発γ線	$-1.33 + 119.6 \frac{Z^{1/3}}{A}$	$\frac{(2.51 - 1.13 \times 10^{-5} Z^2 A^{1/2})\bar{\nu} + 4}{\bar{E}_p}$
遅発γ線	0.9578	$0.2102 \left(5.98 + \frac{92}{236} A - Z\right)^2 BF_{SF}$
遅発β粒子	$0.2058 \left(5.98 + \frac{92}{236} A - Z\right)$	$\left(5.98 + \frac{92}{236} A - Z\right) BF_{SF}$

\* $a$  と  $b$  は、中性子スペクトルのワット近似のパラメータである。

Table 2.5. Parameters of the Watt spectrum for spontaneous fission.

Nuclide	$BF_{SF}$	$\bar{\nu}$	Watt parameters	
			$a$	$b$
U-238	5.450E-07	2.010	0.648318	6.81057
Pu-236	1.370E-09	2.130	0.988270	3.10386
Pu-238	1.850E-09	2.220	0.847833	4.16933
Pu-240	5.750E-08	2.160	0.794930	4.68927
Pu-242	5.540E-06	2.150	0.819150	4.36668
Pu-244	1.210E-03	2.300	0.694716	6.00370
Cm-240	3.900E-08	2.390	1.071680	2.69829
Cm-242	6.370E-08	2.520	0.887353	3.89176
Cm-244	1.371E-06	2.690	0.902523	3.72033
Cm-245	6.100E-09	2.870	0.911919	3.62393
Cm-246	2.630E-04	3.180	0.878224	3.88585
Cm-246	2.630E-04	3.180	0.878224	3.88585
Cm-248	8.390E-02	3.110	0.808387	4.53623
Cm-250	7.400E-01	3.310	0.734482	5.43559
Cf-246	2.500E-06	3.100	1.02600	2.93000
Cf-248	2.900E-05	3.340	1.02772	2.93228
Cf-249	5.020E-09	3.410	1.02600	2.93000
Cf-250	7.700E-04	3.530	1.02600	2.93000
Cf-252	3.092E-02	3.765	1.02500	2.92600
Cf-254	9.969E-01	3.890	1.02600	2.93000
Es-253	8.900E-08	3.930	0.82000	4.60000
Es-254	3.000E-08	3.950	0.82000	4.60000
Es-254m	4.500E-04	3.950	0.82000	4.60000
Es-255	4.500E-05	3.970	0.82000	4.60000
Fm-252	2.300E-05	3.900	0.82000	4.60000
Fm-255	2.300E-07	3.730	0.82000	4.60000
Fm-256	9.190E-01	4.010	0.82000	4.60000
Fm-257	2.100E-03	3.850	0.82000	4.60000



表 2.5 自発核分裂のワットスペクトルのパラメータ

核種	$BF_{SF}$	$\bar{\nu}$	ワットパラメータ	
			$a$	$b$
U-238	5.450E-07	2.010	0.648318	6.81057
Pu-236	1.370E-09	2.130	0.988270	3.10386
Pu-238	1.850E-09	2.220	0.847833	4.16933
Pu-240	5.750E-08	2.160	0.794930	4.68927
Pu-242	5.540E-06	2.150	0.819150	4.36668
Pu-244	1.210E-03	2.300	0.694716	6.00370
Cm-240	3.900E-08	2.390	1.071680	2.69829
Cm-242	6.370E-08	2.520	0.887353	3.89176
Cm-244	1.371E-06	2.690	0.902523	3.72033
Cm-245	6.100E-09	2.870	0.911919	3.62393
Cm-246	2.630E-04	3.180	0.878224	3.88585
Cm-246	2.630E-04	3.180	0.878224	3.88585
Cm-248	8.390E-02	3.110	0.808387	4.53623
Cm-250	7.400E-01	3.310	0.734482	5.43559
Cf-246	2.500E-06	3.100	1.02600	2.93000
Cf-248	2.900E-05	3.340	1.02772	2.93228
Cf-249	5.020E-09	3.410	1.02600	2.93000
Cf-250	7.700E-04	3.530	1.02600	2.93000
Cf-252	3.092E-02	3.765	1.02500	2.92600
Cf-254	9.969E-01	3.890	1.02600	2.93000
Es-253	8.900E-08	3.930	0.82000	4.60000
Es-254	3.000E-08	3.950	0.82000	4.60000
Es-254m	4.500E-04	3.950	0.82000	4.60000
Es-255	4.500E-05	3.970	0.82000	4.60000
Fm-252	2.300E-05	3.900	0.82000	4.60000
Fm-255	2.300E-07	3.730	0.82000	4.60000
Fm-256	9.190E-01	4.010	0.82000	4.60000
Fm-257	2.100E-03	3.850	0.82000	4.60000

Table 3.1 Structure of records in the ICRP-07.NDX file.

Field	Format*	Description
Record 1		
First	I4	Record number of first data record
Last	I4	Record number of last data record
Data records (first, ..., last)		
Nuclide	A7	Name of nuclide (parent); e.g. Am-241, Tc-99m
Half-life	A8	Half-life of nuclide
Units	A2	Half-life units: $\mu$ s, microsecond; ms, millisecond; s, second; m, minute; d, day; y, year
Decay mode	A8	A, alpha; B-, beta minus; B+, beta plus; EC, electron capture; IT, isomeric transition; SF, spontaneous fission
Pointer-1	I7	Location of nuclide in ICRP-07.RAD file
Pointer-2	I7	Location of nuclide in ICRP-07.BET file
Pointer-3	I7	Location of nuclide in ICRP-07.ACK file
Pointer-4	I6	Location of nuclide in ICRP-07.NSF file
The next block of three fields are repeated for radioactive daughter $i$ , $i = 1 - 4$ .		
Daughter- $i$	A7	Name of daughter nuclide $i$
Pointer- $i$	I6	Location of daughter $i$ in ICRP-07.NDX file
Branch- $i$	E11.0	Branching fraction to daughter $i$
E-alpha	E7.0	Energy of alpha emissions (MeV/nuclear transformation)
E-electron	E8.0	Energy of electrons, including beta (MeV/nuclear transformation)
E-photon	E8.0	Energy of photon emission (MeV/nuclear transformation)
Number-1	I4	Number of photons of energy less than 10 keV
Number-2	I4	Number of photons of energy greater than 10 keV
Number-3	I4	Number of beta transitions
Number-4	I5	Number of mono-energetic electrons
Number-5	I4	Number of alpha transitions
AMU	E11.0	Atomic mass of radionuclide (Audi et al., 2003)
$\Gamma_{10}$	E10.0	Air-kerma rate constant ( $\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{Bq s}$ )
$K_{\text{air}}$	A9	Point source air-kerma coefficient ( $\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{Bq s}$ )

\* The format is expressed in FORTRAN notation, e.g. A8 denotes an alphanumeric field of length 8, I5 denotes an integer field of length 5, and E11.0 denotes a real numeric field of length 11.

表 3.1 ICRP-07.NDX ファイルの記録構造

フィールド	形式*	説明
記録 1		
最初	I4	最初のデータ記録の記録番号
最後	I4	最後のデータ記録の記録番号
データ記録 (最初,...,最後)		
核種	A7	核種 (親) の名前 (たとえば Am-241, Tc-99m)
半減期	A8	核種の半減期
単位	A2	半減期の単位 ( $\mu$ s : マイクロ秒, ms : ミリ秒, s : 秒, m : 分, d : 日, y : 年)
崩壊モード	A8	A : アルファ, B <sup>-</sup> : ベータマイナス, B <sup>+</sup> : ベータプラス, EC : 電子捕獲, IT : 異性体転移, SF : 自発核分裂
ポインター1	I7	ICRP-07.RAD ファイルの核種の位置
ポインター2	I7	ICRP-07.BET ファイルの核種の位置
ポインター3	I7	ICRP-07.ACK ファイルの核種の位置
ポインター4	I6	ICRP-07.NSF ファイルの核種の位置
3つのフィールドからなる次のブロックは、放射性娘核種 $i$ ( $i=1\sim 4$ ) に対して繰り返される。		
娘 $i$	A7	娘核種 $i$ の名前
ポインター $i$	I6	ICRP-07.NDX ファイルの娘核種 $i$ の位置
分岐 $i$	E11.0	娘核種 $i$ への分岐比
E-アルファ	E7.0	$\alpha$ 放射のエネルギー (核変換 1 回あたり, MeV)
E-電子	E8.0	$\beta$ 線を含む, 電子のエネルギー (核変換 1 回あたり, MeV)
E-光子	E8.0	光子放射のエネルギー (核変換 1 回あたり, MeV)
ナンバー1	I4	10 keV 未満のエネルギーを持つ光子の数
ナンバー2	I4	10 keV を超えるエネルギーを持つ光子の数
ナンバー3	I4	$\beta$ 遷移の数
ナンバー4	I5	単一エネルギー電子の数
ナンバー5	I4	$\alpha$ 遷移の数
AMU	E11.0	放射性核種の原子質量(Audi et al., 2003)
$\Gamma_{10}$	E10.0	空気衝突カーマ率定数( $\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{Bq s}$ )
$K_{\text{air}}$	A9	点線源空気衝突カーマ係数( $\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{Bq s}$ )

\*形式は、FORTRAN の記法で書かれている。たとえば、A8 は長さ 8 の英数字フィールド、I5 は長さ 5 の整数フィールド、E11.0 は長さ 11 の実数フィールドを表す。

Field	Format	Description
<b>Nuclide record</b>		
Nuclide	A7	Nuclide name, e.g. Tc-99m
$T_{1/2}$	E11.0	Physical half-life of nuclide
Time unit	A2	Units of $T_{1/2}$
N	I9	Number of data records
<b>Data record (1, ..., N)</b>		
ICODE	A2	Radiation type (see Table 2.3)
Yield	E12.0	Yield of the radiation (/nuclear transformation)
Energy	E12.0	Energy of the radiation (MeV)
JCODE	A3	Mnemonic (see Table 2.3)

表 3.2 ICRP-07.RAD ファイルの記録構造

フィールド	形式	説明
核種の記録		
核種	A7	核種の名称（たとえば Tc-99m）
$T_{1/2}$	E11.0	核種の物理的半減期
時間単位	A2	$T_{1/2}$ の単位
N	I9	データ記録の数
データ記録(1, ..., N)		
ICODE	A2	放射線の種別（表 2.3 参照）
収率	E12.0	放射線の収率（核変換 1 回あたり）
エネルギー	E12.0	放射線のエネルギー(MeV)
JCODE	A3	記号（表 2.3 参照）

ICODE	Mnemonic	Description
1	G	Gamma rays
	PG	Prompt gamma rays*
	DG	Delayed gamma rays*
2	X	X rays
3	AQ	Annihilation photons
4	B+	Beta-plus particles
5	B-	Beta-minus particles
	BD	Delayed beta particles*
6	IE	Internal conversion electrons
7	AE	Auger electrons
8	A	Alpha particles
9	AR	Alpha recoil nuclei
10	FF	Fission fragments
11	N	Neutrons

\* Prompt and delayed radiations of spontaneous fission.

表 3.3 整数コード(ICODE)変数の説明

	記号	説明
1	G	$\gamma$ 線
	PG	即発 $\gamma$ 線*
	DG	遅発 $\gamma$ 線*
2	X	X線
3	AQ	消滅光子
4	B+	$\beta^+$ 粒子
5	B-	$\beta^-$ 粒子
	BD	遅発 $\beta$ 線*
6	IE	内部転換電子
7	AE	オージェ電子
8	A	$\alpha$ 粒子
9	AR	$\alpha$ 反跳核
10	FF	核分裂片
11	N	中性子

\*自発核分裂の即発および遅発放射線

Field	Format	Description
Nuclide record		
Nuclide	A7	Nuclide name, e.g. Tc-99m
N	I10	Number of data records
Data record (1, ..., N)		
Energy	F7.0	Energy grid point (MeV)
Number	E10.0	Number of beta particles per MeV per nuclear transformation at this energy

表 3.4 ICRP-07.BET ファイルの記録構造

フィールド	形式	説明
核種の記録		
核種	A7	核種の名前（たとえば Tc-99m）
N	I10	データ記録の数
データ記録(1, ..., N)		
エネルギー	F7.0	エネルギーグリッドポイント(MeV)
数	E10.0	そのエネルギーにおける核変換 1 回あたり、MeV あたりのβ粒子の数

Field	Format	Description
Nuclide record		
Nuclide	A8	Nuclide name, e.g. I-123
N	I8	Number of discrete electron lines
Data record (1, ..., N)		
Yield	E12.0	Number of electrons per nuclear transformation at this energy
Energy	E12.0	Electron energy (eV)
Transition	A9	Identification of atomic transition; e.g. L1 M2 M3

表 3.5 ICRP-07.ACK ファイルの記録構造

フィールド	形式	説明
核種の記録		
核種	A8	核種の名前（たとえば I-123）
N	I8	離散的な電子の数
データ記録(1, ..., N)		
収率	E12.0	そのエネルギーにおける核変換 1 回あたりの電子の数
エネルギー	E12.0	電子のエネルギー(eV)
遷移	A9	原子遷移の識別（たとえば L1 M2 M3 など）

Table 3.6 Structure of records in the ICRP-07.NSF file.

Field	Format	Description
Nuclide record		
Nuclide	A8	Nuclide name, e.g. Cf-252
BF	E12.0	Spontaneous fission branching fraction
N	I3	Number of neutron energy bins
Data record (1, ..., N)		
Energy-1	E9.0	Lower energy (MeV)
Energy-2	E9.0	Upper energy (MeV)
Yield	E12.0	Number of neutrons per nuclear transformation in bin

表 3.6 ICRP-07.NSF ファイルの記録構造

フィールド	形式	説明
核種の記録		
核種	A8	核種の名称（たとえば Cf-252）
BF	E12.0	自発核分裂の分岐比
N	I3	中性子エネルギービンの数
データ記録(1, ..., N)		
エネルギー1	E9.0	低エネルギー(MeV)
エネルギー2	E9.0	高エネルギー(MeV)
収率	E12.0	ビンに入っている核変換 1 回あたりの中性子の数

Table A.1 Properties of the radionuclides of the ICRP-07 collection.

Z	Element	Nuclide	Half-life	Decay mode	Emitted energy (MeV/nt)			
					Alpha	Electron	Photon	Total
1	Hydrogen	H-3	12.32 y	B-	-	0.005	-	0.0057
4	Beryllium	Be-7	53.22 d	EC	-	<E-04	0.0499	0.0499
		Li-7	1.00	1.00	-	-	-	-
		Be-10	1.51E+6 y	B-	-	0.2525	-	0.2525
6	Carbon	C-10	19.255 s	ECB+	-	0.8087	1.7443	2.5531
		B-10	1.00	1.00	-	-	-	-
		C-11	20.39 m	ECB+	-	0.3847	1.0196	1.4043
		B-11	1.00	1.00	-	-	-	-
7	Nitrogen	C-14	5.70E+3 y	B-	-	0.0495	-	0.0495
		N-14	1.00	1.00	-	-	-	-
		N-13	9.965 m	ECB+	-	0.4909	1.0200	1.5109
8	Oxygen	C-13	1.00	1.00	-	-	-	-
		N-16	7.13 s	B-	-	2.7646	4.4932	7.2579
		O-16	1.00	1.00	-	-	-	-
8	Oxygen	O-14	70.606 s	ECB+	-	0.7763	3.3201	4.0965
		N-14	1.00	1.00	-	-	-	-
		O-15	122.24 s	ECB+	-	0.7347	1.0210	1.7557
		N-15	1.00	1.00	-	-	-	-
9	Fluorine	O-19	26.464 s	B-	-	1.7608	0.9397	2.7006
		F-19	1.00	1.00	-	-	-	-
		F-17	64.49 s	ECB+	-	0.7385	1.0208	1.7593
9	Fluorine	O-17	1.00	1.00	-	-	-	-
		F-18	109.77 m	ECB+	-	0.2416	0.9886	1.2302
		O-18	1.00	1.00	-	-	-	-
10	Neon	F-19	1.00	1.00	-	-	-	-
		Ne-19	17.22 s	ECB+	-	0.9624	1.0210	1.9834
		Ne-24	3.38 m	B-	-	0.8035	0.5419	1.3455
		Na-24	1.00	1.00	-	-	-	-

【表 A.1 冒頭タイトルのみ翻訳】

表 A.1 ICRP-07 コレクションの放射性核種の性質

Z	元素	核種	半減期	崩壊モード	放出エネルギー (MeV/nt)			
					アルファ	電子	光子	計
1	Hydrogen	H-3	12.32 y	B-	-	0.005	-	0.0057
			<i>He-3</i>	1.00				
4	Beryllium	Be-7	53.22 d	EC	-	<E-04	0.0499	0.0499
			<i>Li-7</i>	1.00				
		Be-10	1.51E+6 y	B-	-	0.2525	-	0.2525
			<i>B-10</i>	1.00				
6	Carbon	C-10	19.255 s	ECB+	-	0.8087	1.7443	2.5531
			<i>B-10</i>	1.00				
		C-11	20.39 m	ECB+	-	0.3847	1.0196	1.4043
			<i>B-11</i>	1.00				
		C-14	5.70E+3 y	B-	-	0.0495	-	0.0495
			<i>N-14</i>	1.00				
7	Nitrogen	N-13	9.965 m	ECB+	-	0.4909	1.0200	1.5109
			<i>C-13</i>	1.00				
		N-16	7.13 s	B-	-	2.7646	4.4932	7.2579
			<i>O-16</i>	1.00				
8	Oxygen	O-14	70.606 s	ECB+	-	0.7763	3.3201	4.0965
			<i>N-14</i>	1.00				
		O-15	122.24 s	ECB+	-	0.7347	1.0210	1.7557
			<i>N-15</i>	1.00				
		O-19	26.464 s	B-	-	1.7608	0.9397	2.7006
			<i>F-19</i>	1.00				
9	Fluorine	F-17	64.49 s	ECB+	-	0.7385	1.0208	1.7593
			<i>O-17</i>	1.00				
		F-18	109.77 m	ECB+	-	0.2416	0.9886	1.2302
			<i>O-18</i>	1.00				
10	Neon	Ne-19	17.22 s	ECB+	-	0.9624	1.0210	1.9834
			<i>F-19</i>	1.00				
		Ne-24	3.38 m	B-	-	0.8035	0.5419	1.3455
			<i>Na-24</i>	1.00				





- (5) 本書では、治療法の計画及び照射された吸収量の検証のための、個別化した線量測定を行うための枠組みを説明する。
- (6) 治療的放射性医薬品は通常、その体内動態に大きい個人差がある。その後の治療投与が臓器・組織への忍容性レベルを超えないことを確保するため、個々の放射性医薬品の体内動態を確認するための個別の線量測定が不可欠である。放射線治療の実践と最適化には、医学物理士、核医学技師、核医学専門医、内分科医及び腫瘍科医といった様々な能力を持つ者が必要である。
- (7) 本書の対象読者は、核医学専門医、腫瘍科医、医学物理士、医師、臨床医及び処方者、紹介者、放射性医薬品薬剤師、核医学技師、放射線技師、放射線防護主任者、規則当局、医学及び科学学会員、業界関係者、患者、患者擁護団体及び公衆防護の担当者などである。

## 2 放射性医薬品治療の方法：正当化と最適化

### 2.1 序論

(8) 放射性医薬品治療は、幅広い放射性核種、様々な標的化臓器、及び種々の投与方法を含む複雑な手法である。それぞれの放射線治療の手法は、線量計算、定量的画像解析に関するもの、吸収線量計算、及び正常組織の損傷の管理の考慮を伴っている。高度に集学的なアプローチを必要とするところ、また治療患者数が比較的に少ないことでも、この分野の開発は外部ビーム放射線治療に比べて遅れを取っている。(ICRP, 2006)。

(9) 骨転移に対する<sup>89</sup>Sr放射線治療の場合のように、放射性医薬品治療の目的はしばしば姑息的なものである。完全萎縮は一般に、甲狀腺切除後の残存甲狀腺腫瘍など、限られた症例のみで得られる。多くの治療でその効果は様々である。

(10) 甲狀腺癌症及び甲狀腺がん治療のための<sup>131</sup>Iヨードを用いた放射性核種治療、並びに赤血球増加症治療と骨痛緩和のための<sup>90</sup>Yトリチウムを用いた放射性核種治療は、70年以上も臨床で使用されている。様々な腫瘍の治療のために、複数の異なる放射性核種、化合物、トレーサー分子及び応用法を用いた放射性核種治療の使用がますます広がっている。最近開発された臨床現場で使用されている例が、神経内分分泌腫瘍治療のためのリチウム (<sup>212</sup>Pb)、標的ペプチド及び前立腺がんからの骨転移治療のための<sup>223</sup>Ra (<sup>223</sup>Ra) である。

(11) 新たな放射線治療法の臨床への導入には、その治療を正当化して最適化する。放射線治療の計画と開発が関わってくる。

(12) 多くの新たな放射性医薬品の開発が現在進められている。新たな薬剤はそれぞれ個別に考察しなければならず、それと関係する潜在的なベネフィットとリスクは、安全性と有効性、患者の状態、及び治療の目的に照らして考察しなければならぬ。

(13) 非放射線治療法を用いる治療は、その詳細を示した記録を保管する必要がある。患者の医療記録には、吸収線量の計画立案及び投与する放射性医薬品の放射性に関するデータを必ず含める必要がある。

### 2.2.3 友人と家族の線量

(18) 放射性ヨウ素は主に尿中に排泄されるが、糞便と汗からも排泄される。(Hänscheid et al., 2013; ICRP, 2015a,b)。甲狀腺からの<sup>131</sup>Iの排泄に関する平均半減期は約5日であるが、これには大きな幅があることが明らかになっている。線量の評価は個々の治療について、患者個々の因子を考慮して行うべきである。患者からの被ばくを抑えるための詳細な手引を、患者とその家族に提供する必要がある。

### 2.2.4 スタッフの線量

(19) 良性甲狀腺疾患の治療のために投与される放射性能レベルは、アブレーション又は治療的手法のために投与されるレベルをはるかに下回り、診断検査のために投与されるレベルよりは高い。<sup>131</sup>I を使って働いているスタッフメンバーについては職業被ばく線量を求める必要があり、さらに<sup>131</sup>I を扱う放射性医薬品薬剤師については甲狀腺線量を追跡することが重要かもしれない。

### 2.2.5 患者の線量測定

(20) 放射性ヨウ素を用いた良性甲狀腺疾患の管理における体内線量測定役割については、いまだ議論が分かれている。線量計測を考慮することなく放射性ヨウ素を投与する場合も、治療の手続きとして線量測定が行われる場合もある。(Stokkel et al., 2010)。定量的画像解析と線量測定が進歩したことで、より正確な線量計算が可能になっている。この計算では体重と<sup>131</sup>I 又は<sup>125</sup>I 単光子放出型コンピュータ断層撮影 (SPECT) 及び<sup>131</sup>I 単光子放出型断層撮影 (PET) から取得した連続する保持測定値を考慮することもある。(Merrill et al., 2011)。線量計測に関するガイドラインは欧州核医学学会 (EANM) から公表されている。(Hänscheid et al., 2013)。

### 2.2.6 患者リスク

(21) すべての治療法に言えることだが、治療のために妊娠と授乳は禁忌であり、患者は4~6ヶ月間は避妊する必要がある。(5.3.3 及び 5.3.4 項参照)。<sup>131</sup>Iヨードは受胎後8~10週間から胎児の甲狀腺に取り込まれ、胎児の甲狀腺の線量照射によって永続的な甲狀腺機能低下症に至り、甲狀腺ホルモンス不足による身体的及び精神的な重度運動が生じるリスクがあることから、これが妊娠していることでは重要である。(Berg et al., 1968)。放射性ヨウ素を投与する患者には、治療前2ヶ月以内にヨウ素含有造影剤を用いた検査を行うべきである。これはヨウ素が遮断されたり、放射性ヨウ素の取込みが少ないリスクがあるためである。(Laster et al., 2008)。

(14) *Publication 106* (ICRP, 2008)、*128* (ICRP, 2015a)、*53* (ICRP, 1987) 及び *80* (ICRP, 1998) に示されている線量係数は核医学診断を意図しており、治療用のものではない。治療に放射性医薬品を使用するためには、腫瘍及び正常な臓器・組織に関する線量測定と合わせた、治療計画の作成のための詳細で患者固有の線量測定が必要である。

### 2.2 甲狀腺機能亢進症及びその他甲狀腺疾患の治療

(15) 1940年代に初めて使用された<sup>131</sup>Iヨード (Seidlin et al., 1946) は現在、びまん性又は結節性中毒性甲狀腺腫、甲狀腺機能亢進症、又は大型の非中毒性甲狀腺腫の日常的な治療である (Laster et al., 1946)。この治療は通常、<sup>131</sup>Iヨードを含有するナフセチル塩の経口投与により行われるが、個別化した放射線投与のために<sup>131</sup>I液も用いられている。放射性ヨウ素は甲狀腺に蓄積され、<sup>131</sup>I から放射される $\beta$ 粒子が甲狀腺細胞を破壊する。これは一次治療として確立されているものの、治療レジメンに関するコンセンサスはほとんど得られておらず、治療の目的をめぐって議論は現在も分かれている。

### 2.2.1 治療の目的

(16) 治療の目的は甲狀腺の細胞を破壊し、かつ関連した甲狀腺機能を抑制し、患者を甲狀腺機能正常又は機能低下状態にすることである。

### 2.2.2 治療プロトコル

(17) 治療プロトコルはその治療目標に応じて3つのカテゴリに分けられる。

- 短期間のうちに患者を甲狀腺機能低下症の状態にする一定量の放射線投与と、それに続く生涯にわたる甲狀腺ホルモン補充 (ICRP, 2007)。
- 必要放射線量は最低限であるが、迅速な反応を達成するために甲狀腺機能低下症を誘導する個別化したアプローチ (Kobe et al., 2008; Stokkel et al., 2010; Schiavo et al., 2011)。
- 可能であれば患者を甲狀腺機能正常の状態にし、補充薬の必要を遅らせることを目的とした、個別化したアプローチ (Flower et al., 1994; Howarth et al., 2001)。

### 2.2.7 報告

(22) 目下のところ、甲狀腺疾患治療のための標準化されたプロトコルは確立されていない。これはベストプラクティスのためのエビデンスベースがないことを反映している。線量計算なしに一定量の放射線を投与することは、多くの施設では便利である一方で、良性甲狀腺疾患の有効な治療に必要な量より高い放射性を投与することになる (Jönsson and Mattsson, 2004; Sisson et al., 2007)。

(23) 原則的には、患者別の測定値に基づく個別化アプローチを用いることで、最小有効放射線の投与が確保されることが考えられる。それによって長期リスクが生じる可能性、並びにスタッフ、家族、介助者及び介護者に照射される線量を最小限に抑えることができる。患者を甲狀腺機能正常にすることが望ましい場合、個別の線量測定アプローチを用いることでこれが可能になると考えられる。現在まで、治療に個別化アプローチを用いる可能性を検討した試験はごく僅かであり (Lesko et al., 2008)、甲狀腺への吸収線量と、正常な臓器及び予後との関係を明らかにするためには、さらなる試験が必要である。そのような試験は、甲狀腺の体積、初期取込み量及び保持率に準じて個別化する必要がある (Howarth et al., 2001; Reinhardt et al., 2002)。

### 2.3 分化型甲狀腺がんの治療

(24) <sup>131</sup>Iヨードは乳頭状甲狀腺がん及び濾胞性甲狀腺がんのアブレーション及び治療の第一選択剤になっている。投与前、患者には通常低ヨード食を与える (Haugen et al., 2016)。現在、複数のガイドラインは、分化型甲狀腺がんのために甲狀腺腫瘍手術又は甲狀腺全摘術を受けた患者、及び甲狀腺がんの遠隔転移のエビデンスを認める患者における、放射性ヨードアブレーションのための既存甲狀腺腫瘍への取込みを制御するための補助療法として、適切な転移と<sup>131</sup>Iヨード甲狀腺腫瘍ホルモンの治療、Genzyme Corp, Cambridge, MA, USA) も提案している。その後の再発性又は持続性疾患 (特に転移が拡大した場合) の治療に、次投与を行う。患者がヨウ素感症となるか、又は治療効果を認めなくなると、通常は6~8ヶ月間隔で投与を継続する。

(25) 甲狀腺切除及び分化型甲狀腺がんを認める成人患者に関する管理ガイドライン (Silberstein et al., 2012; Haugen et al., 2016)、さらに、妊娠中及び分娩後期間の甲狀腺疾患の診断及び治療のための管理ガイドラインが発行されている (Alexander et al., 2017)。

### 2.3.1 治療の目的

(26) アブレーションの場合、治療の目的は、残存する正常甲狀腺組織及び悪性腫瘍組織を除去することである。複数の専門医師会が、甲狀腺切除及び分化型甲狀腺がん患者の管理ガイドラインを発表している (Laster et al., 2008; Haugen et al., 2016)。一部のステージ分類基

準では、放射性ヨウ素の治療効果について意見が相違している (Perros et al., 2014)。場合によっては、特効的だが安定性の疾患が予想される。

### 2.3.2 治療プロトコル

(27) この治療は過半数十年もの間広く使用されているものの、至適な放射性ヨウ素治療に関するエビデンスレベルは低い (Luster et al., 2008)。アプレーション又はその後の治療手段のために投与する至適放射能を確立するための多施設共同試験は、今日まで実施されていない。したがって、至適投与レベルに関する強い勧告を示しているガイドラインはない。

(28) 近年、英国、米国、及びフランスの BESTIMABLE trial から低又は中間リスクの患者におけるアプレーションには、1.1 GBq (131I) は 0.7 GBq と同等に有効であることが示されているが、これらの結果の解釈については議論が分かれている。低リスク患者には放射性ヨウ素を一度に投与すべきか否かについても、議論が継続して交わされている (Mallik et al., 2012b; Schlumberger et al., 2012; Haugen et al., 2016)。

(29) 治療ニーズのエビデンスが得られていない状況ではあるが、治療効果を最大限にし二次性悪性腫瘍の可能性を最小限に抑えるための、投与スケジューリングが提案されている。

(30) 小児の分化型甲状腺がんの治療については現在までランダム化比較試験は実施されておらず、一連のガイドラインのみが記述されている (Frances et al., 2019)。小児における放射性ヨウ素投与のためのアプレーションについては議論が分かれている。放射能の単位は体重 (通常は 1.85–7.4 MBq/kg)、体表面積、又は年齢によって行われることがある (Jarzab et al., 2005; Luster et al., 2008)。手技に関するドイツガイドラインでは、24 時間摂取量と体重を組み合わせたハイブリッド法が推奨されている (Franzius et al., 2007)。

(31) 治療投与に関する治療プロトコルも様々である。小児にはこれまで 1.1–11.0 GBq の一定量の放射能が投与され、放射能の範囲は体重に基づいていた (Jarzab et al., 2005; Franzius et al., 2007; Luster et al., 2008; Verburg et al., 2011)。

### 2.3.3 友人と家族の線量

(32) 放射性ヨウ素の保持と排泄は患者によって異なると考えられる。甲状腺全摘術後の <sup>131</sup>I 排泄の平均有効半減期は、甲状腺機能亢進症のそれよりも短い (Hanscheid et al., 2006; Remy et al., 2008)。患者にはその家庭環境を考慮しつつ手引書を提供し、介護者及び介護者が患者と密接に接触する場合はそれらの同意も必要である。

的な原因死亡率は 2% となっている。肺転移を有する小児では、放射性ヨウ素投与後に安定することがある (Vassilopoulou-Sellin et al., 1993; Pawlczak et al., 2012a)。その一方、遠隔転移を有する症例の 10 年生存率は 25–40% に過ぎず、治療計画を個別化して作成する必要性を示している (Rubino et al., 2003; Brown et al., 2008; Hay et al., 2010; Francis et al., 2015)。異種放射能の増加に伴って白血球のリスクは増大し、患者では肺腫、網膜腫瘍、乳腺腫瘍、乳がん及び唾液腺に二次性悪性腫瘍が発現する可能性が高まる。

### 2.3.7 報告

(40) 分化型甲状腺がんの原因別 10 年全生存率は約 85% (Luster et al., 2008) であり、これは年譜、病変体積及び転移の広がりに応じて異なる (Mallik et al., 2012a)。その一方、遠隔転移を有する症例の 10 年生存率は 25–40% に過ぎず、治療計画を個別化して作成する必要性を示している。再発率は 10–30% にも上ると考えられる。不十分な治療によってさらなる治療が必要となる場合があり、進行が継続しヨウ素陰性が発現するリスクがある。正常組織への過剰な放射線の照射は、副作用と複数の二次性悪性腫瘍のリスクを伴う可能性がある。

(41) 完治の明らかな利益は、二次性悪性腫瘍の可能性を最小限に抑える必要性は、各治療の線量測定の重要性を示している。このことは特に小児や青年期の患者、高リスクの患者に重要である。治療の線量測定計画の作成が果たす役割を検討するため、さらなる研究が必要である。その際、スクリーニング (治療のための放射能の取込みが抑制されること) の可能性を考慮する。甲状腺のスクリーニング (Thyroid stunning) とは、診断用の <sup>131</sup>I が患者に照射されたとき、分化型甲状腺がん又は甲状腺癌切除後の残存甲状腺組織が投与された <sup>131</sup>I を同化する能力が低下するという臨床所見である。

### 2.4 真性多血症及び本態性血小板減少症の治療

(42) <sup>32</sup>P-リン酸が最初に治療に使用されたのは約 70 年前、真性多血症及び本態性血小板減少症に対してであった。真性多血症及び本態性血小板減少症は、それぞれ赤血球と血小板の過剰産生を特徴とする慢性進行性の骨髄増殖性疾患である。その他の疾患特長として白血球増加症、脾腫、血球出血性合併症、血管運動障害、そう痒、及び急性骨髄性白血病又は骨髄腫転移への疾患進行のリスクが挙げられる。ヒドロキシカルバミド、インターフェロン及びアナグリンドなどの薬物が導入されたことで、<sup>32</sup>P の役割は縮小した。今日では真性多血症及び本態性血小板減少症のみが、<sup>32</sup>P-リン酸により治療される骨髄増殖性疾患として残っている。

(33) 治療を受ける患者は、各国の患者解放規則に従い、投与後の入院が必要な場合がある。患者を入院させるか解放するかを判断するかの判断は、家族と公衆の構成員と与えられる可能性のある線量の計算に従い、個人ごとに判断する必要がある。

### 2.3.4 スタッフの線量

(34) 放射線治療を受けるすべての手技と同様に、線量制限の原則に従い標準予防策を講じる必要がある。患者が入院したときは、看護師、検査技師、物理士及び内科医を含む様々なグループのスタッフにリスクを伝えることから、スタッフの線量をモニタリングする必要がある。

### 2.3.5 患者の線量線量測定

(35) 固定線量のプロトコルを用いた場合でも、確定的となる甲状腺組織に照射される吸収線量はきわめて幅広いものとなる (Flux et al., 2010)。

(36) Seidlin ら (1946) は胚性組織の累積吸収線量を算出した。その後の試験では骨髄毒性のサロゲートバイオマーカーとして、2 Gy の血液の吸収線量 (Benua et al., 1962)、残存甲状腺組織のアプレーションのために 300 Gy が、さらにリンパ節転移の抑制に 80 Gy が使用された (Maxson et al., 1992)。

(37) 線量測定研究から照射された吸収線量と治療効果の間に有意な相関があることが示され (Strigter et al., 2014)、EANM によって線量測定ガイドラインが発案された (Lassmann et al., 2009)。

### 2.3.6 患者リスク

(38) あらゆる治療法と同様、妊娠と授乳は禁忌である。各ガイドラインに従って避妊に関する助言を行う (5.3.6 項を参照)。放射性ヨウ素の投与によって様々な副作用が発現する可能性があり、そのうち最も多くみられるのが唾液腺炎と胃炎である (Luster et al., 2008)。単回の放射性ヨウ素投与は本能的な口内乾燥症を誘発し、唾液腺がんのリスクを高めるおそれがある (Klubo-Gwiezdzinska et al., 2010; Lee, 2010)。白血球と血小板数の減少も認められることがある。甲状腺がんの転移患者では肺線腫瘍が認められている (Haugen et al., 2016)。放射性ヨウ素を投与する患者には治療後 2 ヶ月以内にヨウ素含有造影剤を用いた検査を行うべきである。これはヨウ素が遮断されたり、放射性ヨウ素の取込みが少くないリスクがあるためである (Luster et al., 2008)。

(39) 放射性ヨウ素による分化型甲状腺がんの治療を受けた小児及び青年期の患者は成人に比べて生存期間が有意に長い、それらの長期

### 2.4.1 治療の目的

(43) <sup>32</sup>P は急速に増殖している細胞の DNA に積極的に取り込まれる。治療により骨髄に照射されることで血球の増殖が抑制される。<sup>32</sup>P からの β 線照射は過剰増殖している細胞系列を抑制する。代替療法は存在しているが、真性多血症及び本態性血小板減少症の高齢患者では <sup>32</sup>P-リン酸の経口又は静脈内投与による奏効が認められる (Tunvall and Brans, 2007)。

### 2.4.2 治療プロトコル

(44) <sup>32</sup>P-リン酸は静脈内又は経口投与される。投与放射能は 74–111 MBq m<sup>2</sup> (体表面積) であり、その放射能の最大上限は 185 MBq である (か、又はこれより若干高く、3.7 MBq/kg (体重) である。一部の研究者からは、80 歳を超えた患者では放射能を 25% 低下させることが推奨されている。もう 1 つの線量測定アプローチは、比較的低い一定量の放射能として 111 MBq を投与する、というものである。「十分な効果」が得られなかった場合、3 ヶ月後に放射能を 25% 増大させた 2 回目の治療を行うことができる。このような放射能増加手技を、十分な治療効果が得られるまで 3 ヶ月ごとに繰り返してもよい。1 回の投与の放射能上限は 260 MBq である (Tunvall and Brans, 2007)。

### 2.4.3 友人と家族の線量

(45) 外来治療の場合、患者と家族には以下のことをご指示するべきである：(1) 乳幼児や妊婦との長時間の密な接触は避けること。(2) 病後数日間は、パートナー又は小児と離れた寝室で寝ること。(3) 投与後 2–3 週間は <sup>32</sup>P が尿中に排泄されることから、体外汚染を避けるために適切な個人衛生を奨励すること。

### 2.4.4 スタッフの線量

(46) <sup>32</sup>P は高エネルギーの β 放射体であるため、分注及び注射の際にはプラスチック又は金属製の遮蔽体を使用することが不可欠である。

### 2.4.5 患者の線量線量測定

(47) 線量が最高である臓器は、骨内臓及び造血活性を有する骨髄であり、1 MBq の投与あたり約 11 mGy の照射を受ける (ICRP, 1987)。一般的な投与量である 100 MBq の投与により、骨内臓及び造血活性の骨髄の線量は 1 Gy を超えると考えられる。

**2.4.6 副作用リスク**

(68) 妊娠及び授乳期への禁忌であり、患者は避妊する必要がある。妊娠可能な年齢の女性には、放射性医薬品は推奨しない。sSP投与後10年における急性骨髄性白血病の発生率は約10%である (Brandt and Anderson, 1965)。従ってsSPを用いた治療は通常、65-70歳の患者向けである。

**2.4.7 報告**

(69) sPリン酸は高齢患者及びびドロマキシン尿薬、ブスルファン、インターフェロニン $\alpha$ 、インターフェロニン $\alpha$ 、やアナグレグリンなど代謝法が適していない患者に用いることができる。

**2.5 骨転移の治療**

(60) 進行期にあり緩和ケアが必要ながん患者の管理には、有痛性骨転移の治療が重要である。有痛性骨転移を認める患者では、日常生活の制限、運動制限、不眠症及び不安などを通じて生活の質が損なわれることがある。骨痛の管理は集約的ながん患者に対する放射性医薬品として、 $\alpha$ 線放射線の骨転移性放射性医薬品である塩化ラジウム (223Ra) が登場し、これは全生存期間を延長する (3-6ヵ月) ことが確認されている (Parker et al., 2013; Pandit-Tskar et al., 2014)。

(61)  $^{90}\text{Sr}$ -塩化物及び $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP (二チレンジリンテトラメチレンホスホン酸) などの $\beta$ 放射体である放射性医薬品が、有痛性骨転移患者の緩和治療として骨痛緩和のため投与されている。症候性骨転移を有する若狭抵抗性前立腺がん患者に対する放射性医薬品として、 $\alpha$ 線放射線の骨転移性放射性医薬品である塩化ラジウム (223Ra) が登場し、これは全生存期間を延長する (3-6ヵ月) ことが確認されている (Parker et al., 2013; Pandit-Tskar et al., 2014)。

**2.5.1 治療の目的**

(62)  $\beta$ 線放射線の放射性医薬品を用いる治療の目的は、骨転移患者における転移による骨痛の管理及び生活の質の改善である。これらの薬物により根治することは稀である。 $^{90}\text{Sr}$ -塩化物及び $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP は固形がんからの有痛性骨転移の緩和のため数ヵ国で承認されている一

13

**2.5.4 スタックの数量**

(66)  $^{90}\text{Sr}$ 、 $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP 及び  $^{223}\text{Ra}$  については外来治療が可能である。これはスタックの被ばくが低く維持されるというメリットがある。ガンマ線の放射によって  $^{106}\text{Re}$ -HDDP 及び  $^{187}\text{Re}$ -HDDP への照射が強くなる。いかなる場合でもスタックを注意深く観察する必要がある。塩化ラジウム ( $^{223}\text{Ra}$ ) は、通常の核医学装置を用いた取扱と投与が安全かつ簡単であると評価されている (Dauver et al., 2014)。

**2.5.5 患者の臓器線量測定**

(67)  $^{90}\text{Sr}$  照射による転移部付近の骨表面及び赤色骨髄の吸収線量はそれぞれ 0.2-2 及び 0.05-0.3 Gy MBq $^{-1}$  であり (Breen et al., 1992)、一方、 $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP 照射による骨表面及び赤色骨髄の吸収線量はそれぞれ 5.3-8.8 及び 1.2-2.0 mGy MBq $^{-1}$  である (Earry et al., 1993)。吸収線量は脚の患者の体内動態及び代謝によって異なると思われる。第1相試験から算出された塩化ラジウム ( $^{223}\text{Ra}$ ) の骨表面の吸収線量の範囲は 2-13 Gy MBq $^{-1}$  であり、赤色骨髄の吸収線量は骨表面からは 177-1994 mGy MBq $^{-1}$ 、血中の放射能からは 1-5 mGy MBq $^{-1}$  と算出された (Chittenden et al., 2015)。

**2.5.6 副作用リスク**

(68) 骨転移の治療に用いられる放射性医薬品は、特に過去に反化学療法を受けて骨髄予備能が低下している患者において、骨髄抑制を引き起こすおそれがある。一部の患者では投与数日後に一過性の骨髄抑制が生じることがある。腎機能不全患者では骨髄抑制などの有害作用が比較的重くなるおそれがあるため、投与前の慎重な検査を行う必要がある。妊娠及び授乳は禁忌である。

(69)  $^{223}\text{Ra}$  は  $\alpha$  線の放射能範囲が短いため、骨髄の大半を覆育できるというメリットがある。非血液毒性は血液毒性に比べておおよそ高頻度であり、嘔吐から中等症である。これには下痢、疲労、悪心、嘔吐及び骨痛などがあり、その一部は用量関連性である (Pandit-Tskar et al., 2014)。生存期間が長い患者における  $^{223}\text{Ra}$  の長期的な有害作用は、いまだ明らかではない。

**2.5.7 報告**

(60) 骨転移性放射性医薬品は疼痛を軽減して生活の質を改善するために、有痛性骨転移の管理において重要な役割を果たしている。単回投与後には数ヵ月間疼痛緩和が持続することがある。薬物ごとに投与プロトコルは大きく異なり、固定用量のことも体重に基づくことともある。また単回投与のことも複数投与のこともある。このことは、至適な治療プロトコルはまだ確立されておらず、この目的のためさらなる研究が

15

方、 $^{187}\text{Re}$ -HDDP (ヒドロキシエタンジホスホン酸)、 $^{187}\text{Re}$ -HDDP、 $^{177}\text{Lu}$ -DOTA (ジエチレントリアミン五酢酸) 及び  $^{177}\text{Lu}$ -EDTMP はまた検討中である (Finlay et al., 2005; Liepe and Kotzerke, 2007; Shinto et al., 2014; Yousefina et al., 2015)。これら放射線医薬品による疼痛緩和の機序は、ニューロンに対する圧力の軽減によるものと考えられている。骨転移を有する前立腺がん患者における塩化ラジウム ( $^{223}\text{Ra}$ ) 治療の目的は、全生存期間を延長する一方で、追加的な鎮痛薬を用いることなく疼痛を緩和することで、生活の質を改善することである。

**2.5.2 治療プロトコル**

(63)  $^{90}\text{Sr}$ -塩化物及び  $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP は複数の国において承認されており、したがってその治療プロトコルは広く確立されている。80Sr-塩化物の推奨用量は 148 MBq である。あるいは、単回静脈内注射として 1.5-2.2 MBq kg $^{-1}$  (体重) の用量を投与することができる。また  $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP は 37 MBq kg $^{-1}$  (体重) の放射能が用いられる。いずれの放射性医薬品の場合でも、患者は治療効果の確保と望ましくない副作用 (白血球増加症、血小板減少症など) の確認のため、定期的に受診する必要がある。 $^{187}\text{Re}$ -HDDP、 $^{187}\text{Re}$ -HDDP、 $^{177}\text{Lu}$ -DOTA、 $^{177}\text{Lu}$ -EDTMP に関する治療プロトコルは現在研究中である (Pandit-Tskar et al., 2004; Liepe and Kotzerke, 2007; Bodelet et al., 2008; D'Angelo et al., 2012; Jie et al., 2013; Thapa et al., 2015)。

(64) 塩化ラジウム ( $^{223}\text{Ra}$ ) について承認されている用法・用量は、55 kBq kg $^{-1}$  (体重) を6ヵ月にわたり4週ごとに1回静脈内投与する、というものである。

**2.5.3 友人と家族の線量**

(65)  $^{90}\text{Sr}$ -塩化物及び  $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP の放射能は主に尿中に排泄され、塩化ラジウム ( $^{223}\text{Ra}$ ) は主に糞中に排泄されるため、患者が在宅中は、すべての排泄物が衛生的な下水処理システムに処理されることを確実にする。おむつや他に汚染の可能性のある材料は、廃棄物処理用の特別な袋に収束する必要がある。この特別なごみ袋は濡れ防止処理されている必要があり、廃棄物を入れたバッグは治療スタックの判断に従い、治療施設に戻すことができる (Sisson et al., 2011)。心臓喪失や失禁がみられるため、放射線安全性に関する説明と注意に留意することができない患者は、長期入院させてもよい (ICRP, 2004)。

14

必要であることを示している。有害作用の点では、骨髄の被ばくによる血液毒性を考慮する必要がある。 $^{223}\text{Ra}$  については照射すべき至適吸収線量の検討を行うことが、至適治療レジメンを明らかにし、どのような患者で治療があまり有益でないかの確認に役立つと考えられる。放射性医薬品は通常外来ベースで投与され、標準的な放射線防護のための予防策が必要である。

**2.6 小児及び若年成人における神経芽腫の治療**

(61) 1980年に導入されたメタヨードベンジルグルブニジン (mIBG) は、1種のグリアネチンであり、交感神経系の細胞によって取り込まれるノルアドレナリンアナログである。この取込みは、ノルアドレナリントランスポート分子が関与する能動輸送プロセスによって行われる。

(62) 神経芽腫は、神経系や他の組織の発生に保われる神経細胞から生じる。通常副腎や神経組織において発生し、骨と骨髄に転移することがある。神経芽腫は小児がんの約8%を占め、5年生存率は67%に過ぎない。化学療法抵抗性又は再発患者には  $^{131}\text{I}$ -mIBG が最も高頻度で投与されている。予後は30-58%のばらつきがある (Hoefnagel et al., 1991; Garaventa et al., 1999; Matthay et al., 2007)。

**2.6.1 治療の目的**

(63) 治療の目的は主に緩和である。完全奏効やダウンステージを含む様々な効果が認められ、その後の手術や外照射放射線治療などが可能になることがある (George et al., 2016)。

**2.6.2 治療プロトコル**

(64)  $^{131}\text{I}$ -mIBG の治療レジメンは幅広い。投与される放射能レベルを定めたガイドラインは、現在のところ確立されていない。体重に基づく放射能もしばしば投与されてきたが、一般には、3.7 GBq の反復投与など、経験的な一定量の放射能が投与されてきた (Hoefnagel et al., 1991; Tristram et al., 1999)。全身吸収線量に相関して短期毒性が生じるおそれがあり、これは赤色骨髄に照射された吸収線量の代理指標となる。これは、一定量の放射能投与に代わるもう1つのアプローチにつながる。このアプローチについては、処方された全身吸収線量を照射するために 555-660 MBq kg $^{-1}$  を2回投与する必要があることがある (Ginnmarlie et al., 2008)。同様に、照射する治療回数を定めたプロトコルも確立されていない。単回投与を行っても、ときに投与が繰り返され、5回以上の投与が報告されている (George et al., 2016)。

16

**2.6.3 友人と家族の線量**

(69) 家庭の状況を踏まえて患者ごとに予防策を検討する必要がある。このことは特に、家に兄弟姉妹がいることがあり小児と青年期の患者に重要である。主に尿中に排泄されることから、すべての排泄物が衛生的な下水道システムに廃棄されるよう、注意する必要がある。退院時には患者とその家族及び介助者に手引書を渡す必要がある。

**2.6.4 スタッフロームの線量**

(69) 線量及び投与された患者からの放射線を最小限に抑えるため、慎重な防護手順が必要である。医療スタッフ及び放射線医薬品薬剤師の末端部被ばく線量をできるだけ低く維持するため、静脈内投与時には遮蔽シールドを用いるべきである。自動注入システムを使用することで、スタッフの放射線被ばくが大幅に抑制される (Rushforth et al., 2017)。投与プロトコルは慎重に考査する必要がある。個々に合わせたプロトコル (Gaze et al., 2005; Buckley et al., 2009) を用いたとき、他の治療法に比べて高レベル放射線レベルが得られることがある。特に看護師は放射線防護の特別なトレーニングが必要である。高用量の <sup>177</sup>Lu-DOTATATE を小児に投与するときの貴重なアドバイスが、Chouら (2016) から与えられている。

**2.6.5 患者の腫瘍線量測定**

(67) 放射線医薬品を用いた多くの治療法とは対照的に、<sup>18</sup>F-MIBG 治療を行っている多数の病態に関連した線量線量測定研究が行われている (Trisman et al., 1996; Matthay et al., 2010; Flux et al., 2011)。報告されている全身、重要臓器及び腫瘍への吸収線量は1桁のばらつきがあり (Matthay et al., 2011)、個別的な線量測定が重要な役割を持つことを示唆している。

**2.6.6 患者リスク**

(68) 急性毒性は主に血液毒性であり、好中球減少症、血小板減少症及び白血球増進症が引き起こされる (Buckley et al., 2010)。甲狀腺ブロッカーは必須であるが、10%を超える症例には甲狀腺機能低下症が生じる可能性がある。また患者の75%には肝毒性が報告されている (Quach et al., 2011)。症例の8%までに二次性悪性腫瘍が報告されている (Weiss et al., 2009)。

**2.7.2 治療プロトコル**

(73) 若干のばらつきはあるが治療プロトコルが標準化されている。<sup>90</sup>Y-DOTATATE 又は <sup>90</sup>Y-DOTATOC は 3.7 GBq m<sup>2</sup> (体表面) としてサイクリク、又は 2.78~4.44 GBq の一定量の放射能で 2~4 サイクル投与される。<sup>177</sup>Lu-DOTATATE は一般に、5.55~7.4 GBq の一定量の放射能で 3~5 サイクル投与される。投与間隔は 8~12 週間のはらつきがある (Bodelet et al., 2018)。腎機能障害を有する患者には比較的低い放射能を投与する。腎臓機能が損なわれている患者では、その後の再投与のため幹細胞の採取が必要になることがあるが、血液毒性の発現率はおおむね低い。<sup>90</sup>Y と <sup>177</sup>Lu-DOTATATE を交互に投与する併用療法が現在検討されている (Kunikowska et al., 2011; Savolainen et al., 2012; Sreeni et al., 2014)。用量漸増試験からは至適な投与プロトコルは確立されていない。

(74) 神経内分泌腫瘍を有する小児及び青年期の患者では高レベルのソマトスタチン受容体が発見されるが、若干の例外もある。安全性プロフィールが不明であるため、臨床試験ではこのような患者集団は除外されている (Menda et al., 2010; Schmidt et al., 2010; Gains et al., 2011)。

**2.7.3 友人と家族の線量**

(75) 放射能は体液 (汗) から排泄される。従って患者の退院時には注意を払い、家庭の状況を考慮すべきである。患者が帰宅する際は、友人及び家族との密な接触について御座ることを判断するため、個々のリスクアセスメントが必要と考えられる。

**2.7.4 スタッフロームの線量**

(76) <sup>90</sup>Y や <sup>177</sup>Lu といった β 線放射線種の線量、放射線医薬品を調製して取り扱うスタッフを防護するために特別な注意を払う必要がある。末端部被ばく線量を職業被ばく線量の限度値未満に確実に維持するため、放射線医薬品の静脈内投与時には必要に応じて遮蔽シールドを用いるべきである。防護が最優先される場合、調製及び投与によって生じる指先の等価線量は通常、単回投与で 5~10 mSv であるが、防護が不十分な場合は 100 mSv を超える可能性がある。放射線防護のために、操作を行う主要な指で指サック型の線量計を使い指先の等価線量をモニタリングして、手指部の線量の現実的な指標を得ることを勧める (Cremonesi et al., 2006b; ICRP, 2008; Grassi et al., 2009; Vanhavere et al., 2012)。

**2.6.7 報告**

(69) 患者はしばしば疾患が進行した状態を呈しているが、長期の生存は珍しいことではない。急性骨髄毒性を誘発する可能性、長期間の二次がんの可能性、及び小児と青年期の患者には高い放射線投与を正当化する必要があることは、すべてについて個別的な線量測定の計画立案及び検証を行う必要があることを強調している。

**2.7 放射性標識したペプチド受容体サブタイプ 2 を標的とする**

(70) 神経内分泌腫瘍はソマトスタチン受容体を発現している。そのためソマトスタチン受容体サブタイプ 2 を標的とする <sup>90</sup>Y-DOTATOC (<sup>90</sup>Y-DOTA-Tyr<sup>3</sup>-Octレチド) 及び <sup>177</sup>Lu-DOTATATE (<sup>177</sup>Lu-DOTA-Tyr<sup>3</sup>-Octレチド) 又は <sup>177</sup>Lu-DOTA-Tyr<sup>3</sup>-Octレチド (Tyrol-Octレチド) をはじめとする、放射性標識したソマトスタチンアナログが治療目的で開発されている。現在までに無毒性臨床試験は実施されていないためエビデンスに基づくガイドラインは確立できていないが、限定的なガイドラインが作成され (Ramage et al., 2012)、さらに国際原子力機関 (IAEA)、BANN 及び核医学会議・分子イメージング学会 (Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging) が合同で、主に専門家の意見に基づいたガイダンス文書を発行している (Bodelet et al., 2019)。

(71) 理想的な放射性標識は確立されておらず、<sup>90</sup>Y と <sup>177</sup>Lu の両方を支持するだけの根拠がある。β 粒子の放射線量が著しく広い <sup>90</sup>Y は、不効に取り込まれた場合にも多細胞スケールでエネルギーを均一に分布できる可能性が高い。一方で、このために腎皮層への照射が生じて腎毒性が高くなるおそれがある、という主張もあった (Bodelet et al., 2008)。<sup>177</sup>Lu も、線量測定のための定量的画像解析に役立つ光子放射というメリットがある。一方 <sup>90</sup>Y はしばしば、トレーサーレベルの <sup>111</sup>In で標識される。これらの放射性標識の物理的半減期 (<sup>90</sup>Y で 64 時間、<sup>177</sup>Lu で 6.7 日) はいずれも、取込み後の生物学的保持に対応している。<sup>177</sup>Lu-DOTATATE と <sup>90</sup>Y-DOTATATE はいずれも院内で放射性標識されることから、そのような手技ではスタッフに通常の予防策を講じる必要がある。

**2.7.1 治療の目的**

(72) 効果は様々であり、治療の目的は主として緩和である。客観的な部分及び完全奏効率は患者の 30% までに報告されており、特に胃腸腸管系の腫瘍を有する患者では 20% に完全奏効が報告されている (Bodelet et al., 2013)。通常は成人が治療の対象だが、1 臨床試験において、神経芽腫を有する小児及び青年期の患者を対象に <sup>177</sup>Lu-DOTATATE 治療の可能性が検討されている (Gains et al., 2011)。

**2.7.5 患者の腫瘍線量測定**

(77) ごく一部の施設では日常的に体内線量測定を行っており、これらは腫瘍及びリスクのある臓器 (腎臓、肝臓など) に用いられることがある。<sup>90</sup>Y-DOTATATE からの投与放射能あたりの吸収線量は、活動性の骨髄、腎臓及び肝臓でそれぞれ 0.08~0.17 Gy GBq<sup>-1</sup>、1.71~2.73 Gy GBq<sup>-1</sup> 及び 0.27~0.92 Gy GBq<sup>-1</sup> と報告されている (Cremonesi et al., 2006a, 2010; Bodelet et al., 2008)。<sup>177</sup>Lu-DOTATATE からの投与放射能あたりの吸収線量は、活動性の骨髄、腎臓及び肝臓でそれぞれ 0.02~0.07 Gy GBq<sup>-1</sup>、0.32~1.67 Gy GBq<sup>-1</sup> 及び 0.05~0.21 Gy GBq<sup>-1</sup> と報告されている。現在まで実施されている臨床試験で、吸収線量と影響の相関を評価したものはないが、効果 (Pauwels et al., 2005; Iann et al., 2015) と毒性 (Barone et al., 2005; Walrand et al., 2011; Strigard et al., 2014) の両方に関してそのような相関があるというエビデンスは増えつつある。吸収線量には著しい個人差が認められる (Hindorf et al., 2007; Sundlov et al., 2017)。

**2.7.6 患者リスク**

(78) あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、患者は避妊する必要がある。主に尿中に排泄されることから、腎臓を保護するため日常的にアミノ酸を使用する。一部の患者では腎毒性が認められており (Barone et al., 2005; Imhof et al., 2011)、<sup>90</sup>Y-DOTATATE の投与を受ける患者でリネオチンを用いる場合には、28 Gy を超えない生物学的有効線量 (4.7 参照) とすることが推奨されている (Bodelet et al., 2008)。患者の 10~13% までにグレード 3~4 の骨髄毒性が認められており、さらに骨髄形成症候群又は overt な急性骨髄性白血病の症例が報告されている (Valkema et al., 2002; Barone et al., 2005; Kwekkeboom et al., 2005; Bushnell et al., 2010; Strosberg et al., 2017)。

**2.7.7 報告**

(79) 主に腎臓と骨髄の急性毒性のエビデンスがデータから示されている。腫瘍への吸収線量にはばらつきがあること、及び急性の放射線誘発性骨髄毒性及び骨髄抑制の可能性があることは、患者別の前向き実効線量・組織線量測定を受けての患者に行うべきことを意味している。腫瘍に計画された線量測定プロトコルに基づく個別化治療の見直しは、きわめて現実的である。BRD など生物学的パラメータは、リスクのある腫瘍に対する患者リスクの推定に有益であるだろうというエビデンスが蓄積得られており、今後これらを検討していくべきである (Barone et al., 2005; Wessels et al., 2008)。

### 2.8.8 放射免疫療法

- (80) 放射免疫療法では、腫瘍特異的抗原を標的としてこれに結合する放射性腫瘍抗体を用い、強化した治療放射線を新生物に照射する (Barbet et al., 2012)。抗体としてはマウスモノクローナル抗体や、多くの場合はヒトにおける免疫原性を抑制するため遺伝子工学技術によって得られたヒト/マウスのキメラ又はヒトモノクローナル抗体を用いられる。一般的な放射性核種として  $^{111}\text{In}$ ,  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{187}\text{Re}$  及び  $^{131}\text{I}$  などの  $\beta$  放射体や、 $^{225}\text{Ac}$  及び  $^{213}\text{Bi}$  などの  $\alpha$  放射体などが使われている (Sgouros et al., 2016; Larson et al., 2015)。
- (81) 一般使用のため候補薬局に承認されている薬物として、 $^{111}\text{In}$ -トositumomab 及び  $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタン (Goldsmith, 2010) がある。いずれも CD20 陽性で再発性又は治療抵抗性の低悪性度 B 細胞性非ホジキンリンパ腫に用いられる。向剤による奏効率は高く、多くの患者が長い難がん生存期間を経験する。 $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタンは、一次化学療法で部分又は完全奏効が認められた治療歴のない患者において有効性が示されている (Chatal et al., 2008)。現在、その他の適応症として神経芽腫 (Kumar et al., 2007)、白血腫 (Miederer et al., 2004) 及び卵巣がん (Anderson et al., 2009) を標的に、多数の放射免疫療法薬が開発中であるか、又は初期相の治療が行われている。
- (82) 現在のところ、どの放射免疫療法薬も、固形がんの治療のため十分な高い吸収量を達成することに有効であると証明されていない。プレターゲティングによる治療可能性的改善 (Goldenberg et al., 2012) 及び  $\alpha$  放射体使用の強化が取り組まれ、放射免疫療法の有効性を検討するため試験が続けられている。

### 2.8.1 治療の目的

- (83) 放射免疫療法には様々な手前が含まれていることから、治療の目的はおおむね腫瘍関連抗原を差現している腫瘍組織の根絶である。

### 2.8.2 治療プロトコル

- (84) 治療レジメンは放射免疫療法の手順によって広く異なる。 $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタン治療プロトコルは確立されている。リツキゲン  $250\text{ mg m}^{-2}$  を 4 時間点滴静注し、次いで  $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタン  $14.8\text{ MBq kg}^{-1}$  体重の用量で点滴静注する (1184 MBq は超えない)。一部の国と地域では  $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタン治療の前に、薬物による治療プロトコルに依り  $^{111}\text{In}$ -イbritumomab チウキセタンを用いた画像検査を行うことで、予想される体内分布を検証し、体内分布が変化している患者 (血液サンプルからの消失が速やかである、又は肝臓、脾臓、骨髄への取込みが顕著であるなど) を除外している (Hamaoka et al., 2015)。

### 2.8.8 放射免疫療法における新たな技術

- (90) 現在、多数の新たな放射線治療の開発が進められており、その一部は既にヒトにおける安全性及び有効性を評価する臨床試験の段階に到達している。近年世界の注目を集めている新たな手法の例は、前立腺がん治療のための前立腺特異的膜抗原 (PSMA) を標的とする治療。造血器腫瘍に対する  $\alpha$  放射免疫療法 (例えば急性骨髄性白血病に対する  $^{225}\text{Ac}$  又は  $^{213}\text{Bi}$  で標識した抗 CD38 抗体) などであるが、これらに限られぬ (Juricic and Rosenblatt, 2014)。放射性医薬品治療のためのもう 1 つのアプローチがプレターゲティング法である。これにより、腫瘍に比べた正常組織への蓄積係数を向上させ、それにより治療の抗腫瘍効果が向上させることができる。従来法に比べて複雑であるプレターゲティング法は、安全かつ有効に使用する際に、さらに状況に合わせて考慮が必要になると考えられる。これら新たな治療法のために放射線防護基準を確立する必要があるが、線量とリスク、さらに患者のケアに関する十分なデータが臨床試験において蓄積されるまでは、ある程度の時間がかかるであろう。

### 2.8.8.1 抗-PSMAの放射性医薬品治療

- (91) 前立腺がんでは (遺伝子型又は去勢抵抗性の症例では特に) PSMA が過剰発現されている。画像撮影用又は放射線標識した、PSMA を標的とする抗-PSMA コンストラクトが、これまでに多数の試験のテーマとなっている。これらの試験から、原発性腫瘍、再発及び転移の検出において高い診断精度と高い検出率を持つことが示されている。前立腺がんにおける PSMA の発現は、治療用の新たな放射性医薬品のアプローチを提供している。複数の抗-PSMA 放射性免疫複合体は、正常組織に対する腫瘍の優越的なコンストラクトを生む、高い親和性という利点を備えている。また、画像撮影のために  $^{68}\text{Ga}$  で標識することのできる。複数の研究が、転移性去勢抵抗性前立腺がん患者における  $^{177}\text{Lu}$ -PSMA-617 治療の有望な奏効率の結果上、好ましい安全性プロファイルを示唆している (Rahbar et al., 2017)。放射性医薬品治療のための抗-PSMA コンストラクトのうち 1 つの応用が、少数の患者を対象とした標的化  $^{225}\text{Ac}$ -PSMA-617  $\alpha$  治療の初期の試験として報告されている (Kraatochwil et al., 2016)。そのような  $\alpha$  放射体腫瘍抗-PSMA コンストラクトは、前立腺がん治療の優れた候補として

### 2.8.8.2 $\alpha$ 放射体を用いた放射免疫療法

- (92)  $\alpha$  粒子の放射線範囲は比較的短く線エネルギー一付与率は高いことから、 $\alpha$  放射体を用いた放射免疫療法は、周辺正常細胞を損傷しながら腫瘍細胞を効果的に修傷できると考えられる (Juricic and Rosenblatt, 2014)。現在まで実施されている、急性骨髄性白血病の  $\alpha$  粒子免疫療法に関する臨床試験は、骨髄腫腫瘍表面抗原 CD33 を標的としてモノクローナル抗体を用いたものが中心になっている。臨床試験から  $^{225}\text{Ac}$  腫瘍

### 2.8.3 友人と家族の線量

- (85) 友人と家族の病はくは扱手する放射性核種に応じて、しかるべく関係する手前に従うべきである。放射体体液 (主に尿と汗) から排泄される、使った患者の退院時には注意を払い、家庭の状況を考慮するべきである。

### 2.8.4 スタッフの線量

- (86) これまでのセクションと同様、 $\beta$  線放射性医薬品の取扱いは慎重な注意が必要である。特に  $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタンの調製には高い線量が報告されていることから、手指部の穿面線量に注意を払う必要がある (ICRP, 2008; Vanhavere et al., 2012)。

### 2.8.5 患者の腫瘍線量測定

- (87) 放射免疫療法に関連して多数の線量測定研究が実施されている (Cremonesi et al., 2007; Fisher et al., 2009)。 $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタンの第 III 相試験では、活動性の骨髄及び腫瘍の推定吸収線量中央値はそれぞれ  $0.71$  及び  $14.84\text{ G}$  であった (Wiseman et al., 2001)。放射免疫療法では、リスクのある臓器 (肝臓、肺、脾臓及び腎臓を含む) の線量を、扱手する放射性腫瘍抗体との関連で、臨床検査及びイメージングモダリティを用いて慎重に評価するべきである。

### 2.8.6 患者リスク

- (88)  $^{111}\text{In}$ -トositumomab 及び  $^{90}\text{Y}$ -イbritumomab チウキセタンなどの放射性腫瘍抗体の場合、急性毒性は主に血液毒性であり、血小版減少症及び白血球減少症を引き起こさされる。化学療法による前治療後を繰り返しているために骨髄機能の低い患者では、骨髄毒性を慎重に管理する必要がある。抗体に対する免疫反応も潜在的な懸念事項であり、慎重にモニタリングするべきである。あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、放射線が消失するまで避妊するべきである。

### 2.8.7 報告

- (89) 個人に合わせた治療計画の作成、及び扱手後の線量の検証のため、個人吸収線量を推定する必要がある。一般に  $\text{min}$  は画像撮影で  $^{90}\text{Y}$  の代替として使用されている。

- 抗 CD38 抗体の安全性、変異可能性及び抗白血球作用が実証されている。 $^{225}\text{Ac}$  は半減期が 46 分と短いためその使用が限定されることから、 $^{225}\text{Ac}$  (物理的半減期=10 日) との複合体が開発されている (Juricic and Rosenblatt, 2014)。

### 2.8.8.3 プレターゲティング法

- (93) 放射性核種治療において特異的腫瘍への取込みを強化するため、プレターゲティング戦略が導入された。プレターゲティング法の 1 例が、抗体を標識せず、低分子量抗体ベクターに結合部位を提示させるために使用される放射免疫療法である。そのような手法は、非腫瘍組織による取込みに対する腫瘍組織による取込みの比率を向上させることが示されており、臨床試験では抗腫瘍効果が実証されている (Chatal et al., 1995; Kneher-Bodere et al., 2006)。プレターゲティングのもう 1 つの例が、アフィボディ (affibody; 様々な標的タンパク質に結合するよう操作された低分子タンパク質) 分子をペペーヌスとする、ペプチド核酸を介したプレターゲティング法である。非腫瘍組織ではこれによって腫瘍への放射性核種の取込みが増加した (Honarvar et al., 2016)。

### 2.9 選択的内臓放射線療法 (SIRT) による肝臓がん及び肝転移の腫瘍内治療

- (94) 肝臓がん及び肝転移は、放射線治療物質を肝動脈に直接注入し、腫瘍に流入している肝動脈枝に選択的にカテーテル留置することによって治療される。肝臓腫瘍は主にその血液供給を肝動脈から受けている一方、正常な肝臓は主に門脈から供給されている。近年、2 種類の市販品、すなわち ガラスマイクロスフェア (Therasphere, BTG Plc, カナダ、オランダ州) と樹脂マイクロスフェア (SIR-Spheres, SIRTEX Medical Limited, オーストラリア、インドネシア) がこれらの治療の主力となっている (いづれも  $^{90}\text{Y}$  で放射線治療)。これらの 2 製品の特性は類似しているが、粒子径及び骨格質上の放射線濃度の点で異なる (Giammarile et al., 2011)。現在、 $^{166}\text{Ho}$  マイクロスフェアの開発が進められている (Smits et al., 2012)。マイクロスフェアが癌付小動脈治療では、マイクロスフェアの注射前腫瘍に流入していなかった分枝を血管造影して蓄積する。
- (95) マイクロスフェア密封小動脈治療では、高線量を肝臓の小動脈と大動脈に、正確に標的化して照射することが可能。潜在的デメリットとして、比較的侵襲的な処置であり、また正常組織 (主に正常な肝臓、肺及び腸管) に照射して致死的影響が生じることがある (Giammarile et al., 2011)。

**2.9.1 治療の目的**

(96) 治療の主たる目的は根治的治療である。一部に完全萎縮や長期寛解も報告されている。

**2.9.2 治療プロトコル**

(97) 投与する放射能レベルを決定するために、多数の式が用いられている。マイクロスフェアに関する現在の治療プロトコル（単一コンパートメント及び分配モデルを含む）は、投与する放射能レベル又は体表面積あたりの放射能に基づく。主なリスクは、正常な肝臓への望ましくない又は不注意によるマイクロスフェアの挿入である。肝シヤントは1つのリスクである。したがって、治療前の全身<sup>99m</sup>Tc-MAA（粗大凝集アルブミン）スキャニングを実施し、それに応じて投与する放射能を修正する。肝シヤントがあまりに大きい場合の<sup>99</sup>Y-マイクロスフェア投与は禁忌である。肺、胃又は脾臓への移行分布の可能性も考慮する必要がある（Lambert et al., 2010）。取込みを確認するため、一般に治療後の肝スキャニングが行われる。<sup>99</sup>Yの肺動脈分布イメージングがときにに行われているが、近年、<sup>90</sup>Yの低い肺電子取込みを確認された後のPET画像撮影が開始された。これは腫瘍及び正常肝に局在した高い放射能濃度に對して十分なものである（Lhommel et al., 2010）。

**2.9.3 友人と家族の線量**

(98) <sup>90</sup>Yは純β放射体であり、治療を受けた患者から放射される移動放射線は、治療後に友人と家族に放射線曝露を及ぼすほどのものではない。

**2.9.4 スタックアップの線量**

(99) <sup>90</sup>Y-マイクロスフェアは放射性医薬品というよりも医療機器である。放射線の安全の観点から最も重要な懸念事項は、患者への適切な投与、及び投与前の医療環境における汚染管理である。マイクロスフェアは非絶對的放射線源として扱うべきであり、その管理と画像撮影には標準予防策を講じる必要がある。

**2.9.5 患者の腫瘍線量測定**

(100) 治療を確くために線量測定を行う。腫瘍及び正常肝への吸収線量の算出に基づく方法（分配又は多重コンパートメントモデル解析）が開発されているが、発表されている簡便的な測定法は僅かであり（Cremoneset et al., 2014）、しばしば大きな懸念が示されている。例えばば

25

(101) 始めは<sup>187</sup>Auが投与されていたが、現在では高いβ粒子エネルギーと長い通達長を持つ放射性核種が一般に使用されている。例えば、肺間接な大動脈には<sup>90</sup>Y及び<sup>90</sup>Yコロイド、肝臓や足趾動脈などの小動脈には<sup>187</sup>Reコロイド、及び中長半減期動脈にはクエン酸エルビウム（<sup>166</sup>Er）が用いられている（Knut, 2015）。

**2.10.1 治療の目的**

(105) 放射性腫瘍切除術の目的は炎症と腫瘍を抑え、疼痛を緩和することである。腫瘍の腫瘍の腫瘍が患者の40%超で、また疼痛緩和が88%の患者で認められている。手、肘、肩、足及び股関節には著明な改善が認められ、指の小関節では正常能の回復及び長期の疼痛緩和が約70%において達成されている。血友病性関節症の場合、完全な出血の消失が60%の患者に、可動性の改善が75%の患者に認められた（Das, 2007）。

**2.10.2 治療プロトコル**

(106) 腫瘍切除のための放射性医薬品の投与は、最初の投与が成功した後に間隔的に（通常は3ヵ月間隔で）行われる。比較的高い放射能を相対ではなくて反復投与する方が有効である。現在投与されている放射能レベルはわずかなエビデンスに基づいており、経験的に導かれたものである（Johnson et al., 1995）。

**2.10.3 友人と家族の線量**

(107) 放射性腫瘍切除術では友人と家族の線量は懸念されない。

**2.10.4 スタックアップの線量**

(108) 診断的投与に関する手間は標準化されている。必要に応じて腫瘍シリングを用い、予防策を講じる必要がある。放射性医薬品薬剤師及び看護職員の扱はくは、職業的に扱はくするスタッフに関する限度値以下であることが確認されており、多数の患者がいて、病院で働く療法士の線量も低いことが報告されている（Lameibor et al., 2008）。

27

ラスマイクロスフェア用に開発された線量測定法を用いて、肝臓全体（腫瘍の浸潤があった場合を含む）の平均吸収線量が算出されている。近年、<sup>90</sup>Yからの低線量電子放射を用いて治療後の画像撮影及び線量測定が開業されており、これにより、画像撮影と線量測定の間方にPETを使用することが可能となっている（Willowson et al., 2015）。

**2.9.6 患者リスク**

(101) マイクロスフェアは肺動脈原形腫瘍の医用デバイスとして設計されている。肝臓内の局在による又は肝臓内の局在からの交差照射のいずれかによる、正常な肝臓への照射が、1つの重要なリスク因子である。放射線誘発性肝疾患は現在まで明確に規定されていない。最初の肝臓の状態が放射線誘発性肝疾患に影響するというエビデンスが得られている（Chiesa et al., 2011）。脾臓への放射線の照射は腫瘍、急性脾炎又は消化性腫瘍を引き起こすことになる。投与放射能が脾臓に通過すると脾シヤントを生じ、その結果として放射線性脾臓炎が生じることがある。腫瘍への照射は脾臓炎を引き起こす可能性がある。肺、消化管又は脾臓のシヤント形成は手技によって異なることになる。したがって、治療中の体内分布のスキャニングに吸収線量制限毒性を予測することはできない。注入部位は検証されず、治療前の精密によって修正されることがあるため、治療後の治療の検証は不可欠である。あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、患者は避妊する必要がある。

**2.9.7 報告**

(102) 重度毒性又は死亡さえも引き起こす可能性があること、及び多数の患者で治療不十分となる可能性を踏まえ、治療計画の作成には個別の線量測定を用いることが不可欠である。治療前<sup>99m</sup>Tc-MAA画像検査は、治療で照射された吸収線量分布の予測能について確実性を欠き、トレーサー試験に使用したものは真なるものとは異なる部位に治療が行われる可能性があるためにそれが増長されることで、治療効果を理解すべき場合は治療後の検証が不可欠である。

**2.10 腫瘍炎の治療（放射性腫瘍切除術）**

(103) リウマチ又は変形性関節症治療のための放射性医薬品の投与は過去40年にわたり用いられており（Ansell et al., 1963）、十分に確立され広く使用されるようになっている。またこれは、血友病性腫瘍炎の治療にも用いられている。腫瘍切除は、手術や、ステロイドの間隔内投与すなわち化学的腫瘍切除に比べて大きいメリットをもつ、忍容性が良好な選択法である。

26

**2.10.5 患者の線量測定**

(109) 以前に取込みと骨的的位置の測定、放射線の定置、及び保持のモニタリングといった課題が科学的及び運用的に多大なものであると考えられていたときに、吸収線量の計算が検討されている（Bouring and Koeling, 1978）。放射性腫瘍切除術に関する線量測定のための包括的アプローチには、理想的にはモンテカルロ法が必要である。これによって任意の放射性核種について詳細な線量プロファイルを作成することができる（Johnson et al., 1995）。

**2.10.6 患者リスク**

(110) 関節内に注射された放射性核種の放射線量は、それが生体内にある間は限定されることで、腫瘍組織への照射による腫瘍への副作用は僅かなものとなる。副作用の報告は稀で、おおよそ投与手技に関連するものである（関節の炎症、関節外投与による皮膚壊死など）。6線量範囲は限定されているため（<sup>90</sup>Yで10 mm, <sup>166</sup>Erで1 mm以下）、患者の全身へのβ線放射性核種による放射線曝露は非常に低い。血友病性腫瘍炎を有する小児にクエン酸エルビウム（<sup>90</sup>Y）を投与したとき、末梢血に腫瘍性腫瘍は確認されなかった（Klett et al., 1999; Turkmen et al., 2007）。リンパ節、肝臓、脾臓及び全身への吸収線量はそれぞれ61.9 (1.54~1644) mGy、62 (16~165) mGy、62 (15~165) mGy及び37 (9~99) mGと算出されており、連続イメージングからの得られた漏出率は2%未満と報告されている（Klett et al., 1999）。<sup>90</sup>Yによる放射性腫瘍切除術を受けた患者を対象としたカナダの大規模研究において、様々な基礎疾患を有する成人患者2412例に癌がん率の上昇は認められなかった。ただしこの研究では、若年患者の手技についてはさらなる調査が必要であろうと結論づけられていた（Infante-Rivard et al., 2012）。あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、患者は避妊する必要がある。

**2.10.7 報告**

(111) 患者に治療用放射性核種を投与する前には、注射針の関節内での位置を確認することが重要である。動物モデルを用いてガンマカメラによる連続撮影を行った試験において、粒子の漏出は低いことが実証されており、ヒトでも低いことが予備されている（Noble et al., 1983）。ただし、この予想を確認するための研究の必要がある。

28

### 9 体内動態に関するデータ収集

#### 9.1 全身放射能

- (112) 標的組織内に線量照射を集中させるため、治療用放射性核種の放射能は短い必要があるものの、臓器・組織への取込みと保持の全身モニタリングは、透過性の光子放出体も持つ放射性核種に頼っている。透過光子又は補助放射の放射能を持つ放射性核種の場合、全身放射能は、2 m を超える距離において検出器で測定できる。患者の排尿前の最初のデータポイントを取得し、この値を用いてデータセットを 100% に正規化することができるようにする。その後の全ての測定は、同じジオメトリで行う必要がある。この手技は、プローブの感度が患者の放射能分布に左右されない場合にのみ正しいものである。これは通常、患者によって散乱した光子が、対象の放射線核種の光子ピークのみに含む分光学的測定によって除去される場合に該当する (Lassmann et al., 2008)。
- (113) 全身放射能の測定は、ガンマカメラを用いた全身反復スキャンによっても行うことができる。治療後には、カメラのデッドタイム補正が正しく設定されていることを確認する必要がある (Hänscheid et al., 2006; Lassmann et al., 2008)。

#### 9.2 血中の放射能

- (114) この測定法は通常、血液 (Lassmann et al., 2008; Hänscheid et al., 2009) 又は骨髄 (Hindorf et al., 2010) の吸収線量の決定に用いられる。血液中の放射性核種の動態は通常、ヘパリン/血中の連続サンプルリングと、その後の校正したウェルカウンタによる連続測定によって詳細される。放射能の化合物の体内動態に応じて、後の段階で少なくとも 1 回の採血が必要である (例えば注射の 96 時間後に採血など) (Lassmann et al., 2008)。

#### 9.3 臓器及び臓器の放射能

##### 9.3.1 定量的画像解析

- (115) 放射線治療の病期計画の作成及び評価のためには、正確な定量的画像解析が必要である。過去数年にわたり、種医学画像の正確な定量化法の開発が進んでいる。ただし、これらの大半の方法は、臓器への運動速度は速い。
- (116) 定量化を達成するためには適切な装置、ソフトウェア及び人的資源が必要である。これらの要件のレベルは、定量的画像解析のための特定の要件に応じて異なる。例えば、肺腫瘍の放射能の定量化には、全身放射能の定量化よりも差別的なリソースが必要である。

29

- (117) したがって、2 つのあき合き合ったカメラヘッドを用いた点線源の放射能測定には、血調対象物 (患者) の厚さと線形減衰係数が必要である。この式は、ガンマ検出器の感度が線源からの距離に左右されない場合に有効である。これは、ほぼ確からしいとしか言えないため、放射線核種、エネルギーウィンドウ、及び点線源の中央と比較したエネルギーメータを比較し、この誤差は 100% を超える可能性がある (Glatting and Lassmann, 2007)。

##### 9.3.2 SPECT/CT

- (123) 蓄積している臓器と腫瘍における放射能を、撮影技術を用いて測定するためには、1 点以上のデータポイントに関する SPECT/CT による定量化が最先端技術である。アングメント測定では散乱と吸収補正が含まれるため、10% を超える精度を達成することができる (Dewaraja et al., 2012, 2013)。

- (124) 種医学治療における患者別の線量測定には、イメージングシステムの校正が不可欠であるが、一般に標準化法に従ったものではない。99mTc の装置として前治療に使用される放射性核種 (111In など) 又は治療に使用される短寿命の放射性核種 (111In, 177Lu など) については、適切な校正用線源を容易に入手できないかもしれない。したがって校正は通常、投与する放射性核種の既知の放射能を用いた、充満可能な校正用アングメントに頼っている。

- (125) SPECT/CT の定量化に通常パラメータを校正して測定するためには、放射性物質を充填した空気中及び水中の大型校正用線源をスキャンし、適切な数値を得るために再構成する必要がある。最適な数値化を行うためには、以下の条件に従う必要がある (Dewaraja et al., 2012, 2013; Fernández Tomás et al., 2012; Zimmermann et al., 2017)。

- スキャン時間が短い散乱な角度グリッドの方が、粗いグリッドに比べて優れている (Dewaraja et al., 2012)。
- 米国・核医学会内部放射線量委員会 (MIRD) のパンフレット 26 (Ljungberg et al., 2016) には、反復法で許容できる面積に至るまでには、一定数の更新が必要であると述べられている。MIRD パンフレット 23 (Dewaraja et al., 2012) では、収束を、回収率 90% に達する時点、すなわち再構成の精度が得られる時点と定義している。複雑性の高い再構成の問題 (アルゴリズムで補正が多いもの) のほど、収束に達するのに多くの反復が必要である。再構成パラメータは、アングメントを用いた検出及びシミュレーションからのデータをを用いて、また代表的な放射能分布及びカウントの統計値を持つ、アングメント患者データを用いて最適化することができる。SPECT/CT は空間分解能が低いことから、開心体積の抽出に CT 容積又は固定閾値を使用する際は、部分容積効果も補正することを勧める。カウント数はのみ出しを線動的に補正する場合、CT で測定した体積と比較した SPECT/CT システムの空間分解能を考慮するため、開心体積を弾やしてもよい。

31

- (117) 一方、洗滌された画像解析装置を複数回使用することで、放射性医薬品の体内動態について一層適切な判定が可能になるもの、このように低レベルに測定できるものに照らして脚注する必要がある。一方において、少量の放射性医薬品の体内動態の判定には、複数の SPIC/CT コンピュータ断層撮影 (CT) 又は PET/CT センションが役立つことがある。

- (118) 放射性医薬品治療を受ける特定の患者に対して、画像解析セッションの種類及び回数を最適化する必要がある。検射事項として、人材や装置の利用可能性、経済的及び運送のコスト、定量化に予想される精度、画像解析技術のための線量、及び起こりうる患者の不快感が挙げられる。

- (119) 本項では、正確な定量的画像解析に関する技術の、簡潔な概要を示す。さらなる詳細については、IAEA Human Health Reports No. 9 などの確立した説明を参照することができる (IAEA, 2014b)。

#### 9.3.2 平面撮影

- (120) 今日、臓器への取込みと消失の体内動態の判定には、減衰、散乱及びバックグラウンド補正を考慮した、線量測定目的のためのガンマカメラを用いた平面撮影が役立つ (Siegel et al., 1999)。

- (121) 平面撮影は通常、デュアルヘッドカメラと併せて用いられる (Siegel et al., 1999; Glatting et al., 2003)。対シンチレーション検出器は、線源となる臓器の開心領域にあるカウントのピクセルサイズは幾何平均値は、対応するピクセル中の放射能の一次近似値となる (conjugate view 法)。測定した計数率  $I_{CQ}$  (カウント s<sup>-1</sup>) の、点線源  $I_{CQ}$  (カウント s<sup>-1</sup>) に対する依存性は、次式で表される：

$$I_{CQ} = C \cdot A_{CQ} \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot x} \quad (3.1)$$

- ここで  $C$  はカメラヘッドの校正係数 (カウント MBq<sup>-1</sup> s<sup>-1</sup>)、 $I_{CQ}$  (cm<sup>2</sup>) は有効線形減衰係数、 $x$  (cm) は体内の点線源の深さを表している。2 つの向かい合ったカメラヘッドの計数率の幾何平均値  $G$  (カウント s<sup>-1</sup>)、及び身体の厚さ  $D$  (cm) は、次式のように算出される：

$$G = \sqrt{I_{C1} \cdot I_{C2}} = A_{CQ} \cdot C \cdot \sqrt{e^{-\mu_{eff} \cdot (D-x)} \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot x}} = A_{CQ} \cdot C \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot D/2} \quad (3.2)$$

- ここで  $I_{C1}$  と  $I_{C2}$  は、測定した前方と後方の計数率であり、 $C = \sqrt{C_{C1} \cdot C_{C2}}$  は両カメラヘッドの幾何平均値の校正係数である。未知の放射能  $A_{CQ}$  について式 (3.2) を解くと、次式のようになる：

$$A_{CQ} = \frac{\sqrt{I_{C1} \cdot I_{C2}}}{C} \cdot e^{\mu_{eff} \cdot D/2} \quad (3.3)$$

30

- 111In 及び 177Lu の場合、光子のピークのエネルギーウィンドウと隣接する散乱線ウィンドウを正しく選択しては、光子のピークを 1 つ選んだか 2 つ選んだかによって精度に違いはない。ただし 177Lu については、113-keV のピークについて散乱線ウィンドウを設けて設定した場合、定量化の誤差は 10% を超える可能性があるため、注意が必要である (Ljungberg et al., 2016)。

- (128) 必要な臓器容積は原則として、放射線層撮影の測定値から求めることができる。しかし、これらの方法は、特に小型の腫瘍の場合、空間分解能が比較的低い加えてモニタリングソフトウェアが実際の臓器容積をマスクする可能性がある。したがって CT スキャンや磁気共鳴イメージングなどの高解像度の解剖学的手法を用いて、臓器及び腫瘍体積を判定することが有用と思われる。

#### 9.3.4 PET/CT

- (127) 放射性医薬品に関する PET/CT の役割はこれまで主に、111In に対する 99mTc や 99mTc 投与に対する 99mTc など、治療用放射性核種の陽電子放射線計測の利用に注目されてきた。

- (128) しかし 99mTc の定量的 PET/CT 撮影の通用可能性は、選択的内部放射線療法 (Carter et al., 2016) 及びその他の 99mTc 放射性医薬品について実証されてきた。補綴マイクログラフによる放射線療法後の線量測定のための定量的 99mTc PET/CT の実施共同比較試験から、最新世代の time-of-flight 方式スキャンが 99mTc 放射能濃度を一貫して再構成できるもの、部分容積効果及び再構成アルゴリズムの制約があることから、小型腫瘍 (直径 37 mm 以下) 中の放射能濃度はバックグラウンド放射能以下に過小評価されることが明らかになった (Willowson et al., 2015)。

#### 9.4 定量的プロトコル

##### 9.4.1 定量的画像解析プロトコル

- (129) プロトコル (又は標準操作手順) により、データの取得及び処理の一貫性が確保される。プロトコルでは、満足いく臨床データ及び測定値を得るために必要な段階を記述する必要がある。
- (130) プロトコルの作成に必要な専門知識は、それらを実践するために必要な専門知識と異なり、異なる職員が必要になると考えられる。一般にプロトコルは、訓練された医学物理士及び医師スタッフによって作成されるべきである。

- (131) 特定の精度で品質保証及び品質管理 (QA/QC) タスクを行い、装置が目的通りに操作されることを確保する必要がある。QA/QC 手順のスケジューリングをプロトコル中に特定するべきである。プロトコルに関連するすべてのデータと合わせ、QA/QC の結果を体系的に示すべ

32



きである。
<p><b>3.4.2 薬物動態及び時間-放射能動態の観測</b></p> <p>(132) 臓器又は特定の臓器領域への放射能の取込みと保持を求めたためにどの収集時間を選択するか、定量的な放射能の信頼性に影響する (Glatting and Lassmann, 2007)。最適な収集時間には、ある臓器領域について時間-放射能データをプロットし、その後データに適合させた適切な関数のもとで面積を積算することで算出できる。MIRD パンフレット 21 の命名法 (Bald et al., 2009) によれば、時間-放射能関数の積分は、臓器領域において時間積分した放射能である (以前使われていた「累積放射能」から差し替えられた)。必要なデータ数は、それぞれの臓器・組織における体内動態によって異なる。経験的には、関数内の各要素に正しく適合するために少なくとも 3 点のデータポイントが必要である (Stogel et al., 1999)。累乗数は、適合プロセッサに忍容可能な誤差に強く依存する。</p> <p>(133) 時間-放射能データのソフトウェアに数字関数を適合させるため、多種多様な数学的関数及び曲線近似的ソフトウェアパッケージが市販されている。これらのソフトウェアパッケージは通常、最も適合する関数を積算することができ、適合度を報告するためのしめかき統計パラメータを提供する。(Kletting et al., 2013)。</p> <p>(134) 実践的な検診により、患者に対して合理的に行えるであろう画像スキヤンの数は限られることから、MIRD パンフレット 16 (Stogel et al., 1999) では <math>T_{1/2}</math>, <math>2T_{1/2}</math>, <math>3T_{1/2}</math>, <math>4T_{1/2}</math>, <math>5T_{1/2}</math> の 5 点の測定を報告している。ここで <math>T_{1/2}</math> は検診する臓器・組織構造における実効半減期である。</p>

#### 4 吸収線量の計算法

(135) がん治療に放射性医薬品を使用するためには、正常臓器と腫瘍組織の吸収線量の評価のための、詳細で患者固有の線量測定が必要である。治療計画の作成において、臨床的目標を言尾よく達成するためには、内臓、組織及び全身の吸収線量の計算が基本的に重要な側面である。放射性医薬品は通常全身性又は局所的に投与されることから、放射性核種治療では一部の放射性核種治療では一部の正常臓器・組織に照射される必要がある。投与放射能は、正常臓器への有害な線量を最小限に抑えながら、新生物を十分に効果的に治療できる必要がある。したがってがん治療に用いられる原則は、正常臓器の許容値を超えることなく、がんを照射可能な放射能を最大限にする、というものである。したがってがん治療に安全に投与できる放射能は、最も重要な毒性制限限の正常臓器に特に注意を払った、内臓の吸収線量の評価によって判断することができ。

33

研を行うことができる。治療計画の作成及び投与後のフォローアップに関しては、個々の患者の測定値は、母集団内動態モデルに基づく指値よりも信頼性が低い。放射性医薬品の体内分布及び代謝挙動は通常患者ごとに異なることから、患者固有の生物動態パラメータを決定するために患者固有の測定値が必要である。

(140) 臓器・組織の放射能の直接測定には、線源と密度、臓器の形状と質量、臓器サイズと質量、潜在的な重量、臓器と検出器の間の距離の厚さ、及び組織内の放射能の空間分布を考慮する必要がある。測定値は、直接計測の精度に影響する可能性がある。身体と検出器の背肌、検出器のデッドタイム、及び光子の減衰と散乱を補正する。

(141) すべての放射性核種に関して、吸収線量の計算に必要な情報には以下のものが含まれる：患者に投与される総放射能と投与時間、投与した放射能に対する可能な線源となる各臓器・組織によって取り込まれる放射能の割合、線源となる臓器における完全な放射能学的減衰を通じた時間依存性の放射能の保持と消失。

(142) 医療現場における臓器放射能の測定は、校正した核医学システムを用いて行うことができる。このシステムには、平面画像装置であるガンマカメラの (前方/後方) イメージング、SPECT、PET 及び単結晶 (ヨウ化ナトリウム又はその他のシンチレータ) の光子検出器が含まれる。胸部又は腹部領域の定量的画像解析のために患者が造影野内に入るようにすることが、あるいは臓器領域の測定のために全身スキャンを行う。ペーシング (注射前) のカウント及び放射性医薬品の点源直後 (0 時間近く) の注射後画像を撮影した後、プロトコルに従いこの画像手法を所定の時点の時点で繰り返す。反復測定で患者を正しい位置に設定するため、マーカーを使用する。検査技術は、主要臓器又は臓器領域の輪郭を示して臓器領域を選択する。すべての臓器領域に加え全身放射能を経時的に測定し、その他すべての非線源である臓器・組織 (「残りの臓器・組織」と呼ばれる) における残留放射能を測定する。

(143) 特定の臓器領域における臓器放射能の測定は、基質放射能、患者の体厚の測定、バックグラウンドのサブトラクション処理、減衰補正、及び散乱補正法を用いて放射能単位 (Bq) に変換する。そのような機器のカウントには、定量的係数のために光子放射が利用できる必要がある。臓器・組織の定量的な放射能測定を正確に求めることができない場合、体内動態又は薬物動態モデル解析を用いて推定する。評価の質は、設定するモデルパラメータの妥当性に依存し、モデル解析により、データが欠けていた部分の重要な情報を示すことができる。このモデルが患者固有であることは稀であり、導入された可能性がある誤差を考慮すべきである。

#### 4.3 吸収線量

(144) 吸収線量は、吸収媒体における電離放射線からのエネルギー付与を示す。基本的な放射線量である (ICRU, 2016)。吸収線量はあ

35

<p>(139) 吸収線量の計算には、経時的な臓器放射能及び重量の定量的測定が不可欠である。放射性医薬品治療における治療計画の作成及び患者の安全性のため、腫瘍線量を正常臓器線量を正確に評価することの方が重要である。とはいえ腫瘍線量は、安全性と有効性療法との相関である治療指数の決定に必要な要素である。治療指数とは、限定した正常臓器線量に比べて標的領域 (腫瘍) 線量の比率 (D<sub>tumor</sub>/D<sub>normal</sub>) である。</p>
<p><b>4.1 吸収線量計算の目的</b></p> <p>(137) 吸収線量測定は、トレーサーで標識した診断薬を注入した後の測定値に基づいて治療前に、又は治療投与後の測定値に基づいて治療後に行う。体内線量測定は、放射性医薬品治療及び放射線防護においていくつかの基本的な目的を担う。例えば以下のものがある：</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>治療薬の安全性及び有効性を評価するため。</li> <li>予想される吸収線量について患者と話し合うための情報源を提供するため。</li> <li>適切な放射性医薬品治療を計画するため。</li> <li>短期的及び長期的な放射線の影響、並びに放射線治療と関連する線量依存性の生物学的エンドポイントを予測し、生物学的影響と線量を関連付けるため。</li> <li>放射性医薬品から内臓に照射される推定線量の必須リストを提供するため。</li> <li>法的義務を果たし、法令順守を裏付けるため。</li> <li>完全な患者医療記録の 1 要素とするため。</li> </ul>

#### 4.2 吸収線量計算のためのデータ

(138) 放射性医薬品治療において、投与放射能の取込み時間と放射線量は既知又は推定された数値であり、有意な治療成績を達成するためには必要となる線量の事前の推定値に基づく処方により、決定されている。

(139) 線量評価における主な課題は、正常臓器及び腫瘍組織における放射性核種の取込み、保持及び消失の時間経過 (体内動態) の正確な評価である。放射性核種した製剤の生物動態差動は、直接測定 (核医学画像撮影) 及び間接バイオアッセイ (血液及び排泄物のカウント、並びに組織生検のカウント) によって解析して判定する (図参照)。直接測定の補正として、母集団パラメータを用いた薬物動態モデル解

34

らゆる放射線量、あらゆる種類の電離放射線、あらゆる吸収媒体、そしてあらゆる生物学的標的及び形状に適用される。放射性核種の取込みによる吸収線量を計算するためには、完全崩壊又は消失までの経時的に存在する放射能の量、標的組織の質量と形状、並びに放射性核種崩壊後のエネルギー付与を支配するあらゆる物理的要因に関する情報が必要である (ICRP, 2015a,b)。

(145) 放射性医薬品治療において、投与された放射性核種の取込み時間と量は、既知又は推定された数値である。投与後に臓器・組織に存在する放射能の量は、直接の定量的画像解析又は試料の測定や薬物動態モデル解析によって行うことができる。医学的体内線量測定のために開発された方法は、基本的な詳細を欠くことなく、線量測定作業を大幅に単純化している。核医学画像撮影、画像レングス、及び計算能力は、正確かつ確実な体内線量測定のためのニーズを満たすよう進歩している。現在の測定法は臓器全体から細胞及び多細胞レベルまで広がり、臓器・組織内の均一又は不均一な放射性核種の分布にも適用することができる。全体的なモデル法の既定よりも、患者別の測定法の方が望ましい。

(146) 放射性核種治療の場合、放射性医薬品治療において当面の確定的影響と関連する重要な線量計測量は、吸収線量 (d [J kg<sup>-1</sup>]) である。最も基本的な形式として、臓器・組織の吸収線量  $D$  は単純に、標的組織の質量にエネルギーを付与する、すべての電離放射線成分による単位組織質量あたりの平均付与エネルギーである。

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ Gy (J kg}^{-1}\text{)} \quad (4.1)$$

ここで  $D$  は、電離放射線により一定質量 (dm) の物質に与えられた平均エネルギー (d) を、その質量で除した商である。

(147) 生存している生物系に投与される放射性核種に適用したとき、また線源領域が標的領域と同じ場合、全体的な吸収線量の式には、放射性核種の代謝と消失を考慮するための生物学的残留関数と、標的領域に相対的に吸収されるエネルギーの割合が含まれる：

$$D = \left( \frac{dE}{dm} \right) \int_0^t \int_V \dot{m}(t) dt \text{ Gy (J kg}^{-1}\text{)} \quad (4.2)$$

ここで  $D$  は平均吸収線量、 $A$  は放射性核種の放射能 (Bq)、 $EY$  は放射性核種から臓器・組織に放射されるエネルギー (J) (粒子エネルギー  $\beta$  と取り巻きの  $\phi$  は標的領域に吸収されるエネルギーの割合、 $m$  は標的領域の質量 (kg)、 $\int_0^t \int_V \dot{m}(t) dt$  は時間  $t=0$  (注射時) から完全崩壊又は消失までの積分した放射能の生物学的保持 ( $=e^{-\lambda t}$ )、又は特定の時間  $t$  (s) 又は  $t$  を意味している。標的臓器の質量は医用画像から求めるが、正確なデータが入りできない場合は臓器質量に関する標準的な値を用いてもよい。式 (4.2) は次のように変換することができる：

$$D = A \int_0^t \int_V \dot{m}(t) dt \text{ Gy (J kg}^{-1}\text{)} \quad (4.3)$$

これにより、一般化した形式の MIRD 法 [式 (4.4)] が直接導かれる。
(148) この患者は、複数の線源と標的臓器又は組織から構成される。任意の臓器・組織の吸収線量には、以下が寄与するあらゆるエネルギー一件写事象が含まれる。(1) 臓器内に含まれている放射能 [臓器内線量 (organ dose)]、及び (2) 全身のその他のすべての臓器・組織に含まれている放射能に起因するすべてのエネルギー一件写事象 [臓器間線量 (cross-organ dose)]。平均吸収線量は、人体の特定の線源・標的臓器・組織にトリーに関する放射能積算から算出される。特定の放射能積算によるすべての放射能放射、並びにすべての放射能放射に寄与する臓器の放射能積算による算出される。任意の年齢、性別、身長、体重、臓器サイズをばらばら、組織密度の違い (骨格、軟組織、肺) について人体によって表される複雑なジオメトリは、全体として、特定の標的領域に由来するすべての重要な決定因子 $\rho(r)$ を考慮できる包括的な計算に、手ごわい課題を突き付けたものである。このように線量の計算には、対象とする放射能積算に関する、各臓器・組織に固有の放射能積算の体内動態 (吸収率、保持、消失) の違いを考慮し、さらに個々の患者の固有の代謝率と健康状態を決定して患者ごとの薬物動態の違いに寄与するであろう要素を考慮する必要がある。
(149) この MIRD 法 (Loevinger and Bertram, 1968) は、複数の線源と標的臓器と異なる。放射能積算からの標的組織の吸収線量に対するすべての寄与エネルギー一件写事象を考慮するために開発された。1968 年以降、MIRD 法は、CT 又は磁気共鳴イメージングに関する最新の解剖学的更新、ボクセルレベルの放射能分布、モンテカルロエネルギー輸送コード、薬物動態パラメータモデル、及び放射線生物学的反応パラメータに対応するように進化した。
(150) 静脈内注射によって放射線医薬品を投与した後、この製剤は速やかに体内の臓器・組織全体に再分布し、すべての臓器・組織が一定の線量を受ける。ただし MIRD 法の定義によれば、線源・領域 $rs$ とは、時間-放射能積算の判定にデータが利用できる組織質量、臓器、臓器又は全身として定義される。標的臓器・領域 $rt$ は、吸収線量を計算できる任意の臓器・組織として定義される。
(151) 最新の MIRD/ICRP の公式及び命名 (Bolch et al., 2009; ICRP, 2015b) を用いたとき、患者に放射性物質を投与した後の、規定の線量-積分期間 $\tau$ における標的組織 $rt$ の吸収線量 $D(r_t, \tau)$ は次のようになる：
$D(r_t, \tau) = \sum_s \int_0^\tau A(r_s, t) S(r_t, t) dt \quad (4.4)$
ここで数量 $S(r_t, \tau)$ は放射能積算に固有の線量であり、線源領域 $rs$ で認められる放射能あたりの、投与後の $\tau$ 時間における標的領域 $rt$ の平均吸収線量を示している (Snyder et al., 1969; Bolch et al., 2009)。特定の放射能積算、及び線源・標的の対を要素明確に定められたジオメトリについて、以下の式が得られる：

37

<b>4.4 線源領域における時間積分した放射能積算</b>
(152) 時間積分した放射能積算 $A(r_s, \theta)$ は、式 (4.6) の積分 $\int_0^\theta A(r_s, t) dt$ を示す時間-放射能積算下面積である。この数量は以前の MIRD 刊行物で「積分時間」として知られていた。この数量は、投与した総放射能 $A_0$ に対する時間積分した放射能の比率に等しい：
$a(r_s, \theta) = \int_0^\theta A(r_s, t) dt = \Delta(r_s, \theta) / A_0 \quad \text{or} \quad (4.9)$
(153) この時間積分した放射能積算は、吸収線量計算のために MIRD/ICRP を実装するソフトウェアプログラムに共通する入力値である。ある線源領域に関する時間積分した放射能積算は、投与放射能に対する線源領域の放射能の割合を随時的にプロットし、曲線下面積を評価することで決定することができる。プロットしたデータにより逐回に表される時間-放射能積算下面積には、数学関数の形式に忠実に複数の測定データポイントが必要である (Siegel et al., 1999)。
(157) 関心領域の臓器・組織において入手されるカウントを、適切な測定法と校正標準 (日常の品質保証、患者位置決め、患者の体質測定、バックグラウンドのソフトウェア処理、減衰補正及び補正など) を用いて放射能の単位に変換する必要がある。平面像影において、前後面像から得られたカウントの平均値を求め、線源領域で測定された放射能の投与放射能に対する割合を、投与後時間の関数としてプロットしてもよい。次に数学関数又は時間-放射能積算を適用してプロットデータに適合させる必要がある。物理的関数であるべきであり、さらに生物学的な消失は通常指数関数 $\lambda$ ターンに依る。したがって、プロットデータを表すのに通常は、1 つ以上の項を持つ指数関数 $\lambda$ の関数である。適合した関数の数値的又は分析的に積分し、時間積分した放射能積算を得る。
(158) あるいは、モデルコンパニメント (線源領域) に関連する薬物動態パラメータとそれに伴う移行係数 (transfer coefficient) が既知であるか、又は反復して求めることができる場合は、線源領域に関する時間積分した放射能積算を動的モデル解析を用いて算出する。線量測定とサブルーチンを組み合わせて、さらに生物学的な吸収率と消失は通常指数関数 $\lambda$ ターンに依る。標的領域に直接吸収された線量の計算に、体内動態モデルを使用することもできる。
<b>4.5 吸収線量計算における不確実性</b>
(160) 不確実性解析から、吸収線量計算の信頼性と質を反映する、バイアスとバイアスの大きさ (正確度) 及びランダム変動性 (精度) に関する情報を得られる。内部線量の測定値、複雑な解剖学的配置、及び投与する放射性医薬品に適用される可変的な生物学的要素が関係する。したがって、測定の詳細とモデル化誤差の原因を検討する必要がある。不確実性解析に関する EANM の手引書には、

39

$S(r_t, \tau) = \frac{1}{A(r_s, \theta)} \sum_s \int_0^\tau A(r_s, t) dt = \frac{1}{A(r_s, \theta)} \sum_s \Delta(r_s, \theta) \quad (4.5)$
ここで $E_i$ と $Y_i$ はそれぞれ、放射性核種から放出される各放射線粒子又は光子 $i$ のエネルギーと収率 (核種移動あたりの数) であり、 $\Delta$ はその種 (核種移動あたりの放射能積算) によって放射線領域 $rs$ により放射線領域 $rt$ において吸収される放射線エネルギーの吸収割合である。
(152) 数量 $A(r_s, \theta)$ が 1 単位の投与放射能 $A_0$ に正規化され、数量 $a(r_s, \theta)$ として指定された場合、標的組織 $rt$ における吸収線量係数 $a(r_t, \tau)$ は以下のようになる (Bolch et al., 2009)。
$a(r_t, \tau) = \sum_s \int_0^\tau A(r_s, t) S(r_t, t) dt \quad (4.6)$
ここで $a(r_s, \theta) = A(r_s, \theta) / A_0$ は、投与後 $\theta$ 時点における線源組織 $rs$ に残留している、投与放射能に対する割合である。この割合 $A(r_s, \theta)$ は、臨床的医学機器を用いた関心領域の定量的画像解析によって、患者の放射線量測定のために測定される数量である。
(153) $S$ の時間依存性を無視できる場合、式 (4.4) は、時間非依存性の式によって単純化することができる：
$D(r_t, \tau) = \sum_s A(r_s, \tau) S(r_t, \tau) \quad (4.7)$
ここで数量 $A(r_s, \tau)$ は、線量積分期間 $\tau$ で線源領域 $rs$ において時間積分した放射能 (又は合計の線源移動係数) を表す。ここで：
$A(r_s, \tau) = \int_0^\tau A(r_s, t) dt \quad (4.8)$
(154) 式 (4.7) によって表される MIRD/ICRP の公式は、完全に実行されれば、あらゆる線源領域、あらゆる標的組織、あらゆる線源・標的のジオメトリ、及び吸収線量を寄与するあらゆる放射能放射を考慮したものとみなす。単純な線源・標的のジオメトリに関する内部線量の計算を単純化するため、表した $S$ 値が発表されている。他の全ての場合、放射能積算と計算フロント・モデルに関する特定の吸収線量、モンテカルロ輸送コード (個々のジオメトリ、組織の組成、及び吸収率の密度を考慮したものを) を用いてここに計算する必要がある。線量計算は、市販されている多数のソフトウェアパッケージや独自に開発したソフトウェアを用いて行うことができる (Gay et al., 2003; McKeay, 2003; Glattig et al., 2005; Stabin et al., 2009)。ICRP が線源線量及び吸収線量の計算に用いたソフトウェアも利用できる (Andersson et al., 2014; ICRP, 2015a; www.idac-dosco.org)。

38

線量測定の不確実性の主な原因をモデル化するための枠組みが示されている (Gear et al., 2018)。計算された吸収線量の信頼性を改善するためには、不確実性を認識し、受け入れ、可能であれば最小限に抑えるべきである。
(160) 患者に投与された放射性医薬品から臓器・組織への平均吸収線量を推定する際の、全体的な不確実性は、以下のような様々な不確実性の原因を反映している：(1) 主な線源領域における絶対放射能を求めるために用いる定量的画像解析に関連した、測定の不確実性。(2) 臓器・組織の推算放射能を推定する中の不確実性。(3) 生きている被験者の解剖学的線源ジオメトリを表すために用いられる、数学的フロント・モデルは標準参考モデルの応用。
(161) 最新の放射能測定装置 (ドーズキャリブレーション) を用いたとき、投与した放射能の正確度は数パーセント以内であることが知られている。定期的な品質管理を行っている場合、予定した投与放射能と実際の投与放射能の形状に伴う不確実性は、時間-放射能積算に由来する値以上に起因している (Norgren et al., 2003; Jönsson et al., 2005)。時間-放射能積算の形状に伴う不確実性は、時間-放射能積算を確立してデータへの統計的適合を最適化するために十分にデータポイントを入力することで、最小限に抑えることができる。最も重要なデータポイントには、投与後 (注入完了後) 0 時点近くの初期の線源への取込みと、最終のデータポイントである。これらは、長期的な保持の十分な判断に大きく影響する。一般に、曲線下面積の解析に伴う不確実性を最小限に抑えるためには、適当な間隔の取集時点から少なくとも 4、5 点のデータポイントが必要である。
(162) 主な線源領域に関する時間積分放射能のばらつきは、放射性医薬品の線源への取込み、保持及び組織内の再分布の測定と定量化に由来する値以上に起因している (Norgren et al., 2003; Jönsson et al., 2005)。時間-放射能積算の形状に伴う不確実性は、時間-放射能積算を確立してデータへの統計的適合を最適化するために十分にデータポイントを入力することで、最小限に抑えることができる。最も重要なデータポイントには、投与後 (注入完了後) 0 時点近くの初期の線源への取込みと、最終のデータポイントである。これらは、長期的な保持の十分な判断に大きく影響する。一般に、曲線下面積の解析に伴う不確実性を最小限に抑えるためには、適当な間隔の取集時点から少なくとも 4、5 点のデータポイントが必要である。
(163) 臓器を透過する光子が、線源領域の線量に対してどの程度寄与するかという推定のばらつき (これは線源と標的組織の想定距離に左右される) が、表において $S$ の値の不確実性に寄与する。標的組織に関する吸収割合の計算に適用される放射能積算の放射エネルギーと収率は、十分に明らかにされており、全体の不確実性に對して大きく寄与することはない。
(164) 基準の人体形状フロント及び数学的モデルを用いた、計算吸収線量の実際の測定検証から、その一致度は、計算に使用した身体のサイズと形状に比して被験者の程度に応じて、20~60% の範囲にあることが示されている (Roedler, 1980)。
<b>4.6 生物学的変数係数 (BSF)</b>
(165) 吸収線量が低い線エネルギー一件写事象による照射によって低い吸収線量で照射されたときの放射線生物学的作用は、同じ吸収線量が高線量

40

準で照射されたときに比べ低下すると考えられている。この低下は、組織修復能、及び放射線照射時間との関連での修復速度に代じて、照射中の DNA 損傷の修復を促進している。細胞応答を修飾するかもしれないその他の時間依存性の要素には、増殖（増殖増強）、細胞周期内の再分布、及び再酸化がある (Joimer and van der Kogel, 2009)。

(168) 放射線治療における臓器・組織の吸収線量は、臓器自体と周辺臓器への放射線治療の取込み及び保持と、放射線治療の物理的半減期を組み合わせた支支配により支配されている。放射線の照射は長期間に（数日又は数週間にも）及ぶことがある (Gleisner et al., 2019)。吸収線量は時間と呼ばれ、その平均吸収線量は、その平均吸収線量率に比べて著しく低い。空間的不均一性も効果に影響する。例えば、放射線治療の器械の種類の分子機構、放射線治療中に照射される粒子の種類によって支配されるものである。

(167) 照射を生きたる細胞の割合  $SF$  を推定するため、以前、放射線治療に関する直線・二次放射線生物学的モデルの応用が以下のように記述されている (Milhar, 1991; Howell et al., 1994; Dale, 1996)。

$$SF = e^{-(\alpha + \beta D)} \quad (4.10)$$

ここで  $D$  は、照射開始から時間  $t$  までに照射された吸収線量、また  $\alpha$  と  $\beta$  は細胞生存率曲線の放射線生物学的パラメータである。

(168) 指数部分の最初の項 ( $D$  の一次項) は、低い吸収線量の細胞生存率曲線を支配している。この最初の項は、単一粒子の確率によって誘発される致死的な DNA 損傷と関連して考えられる (Dale, 1996)。第二の (二次) 項は、高い吸収線量での  $SF$  に関し徐々に下向きになる曲線を描いている。これは、2 粒子の確率による誘発される、致死死病変の対向の相互作用によって解釈されてきた。[Lea-Catchside 係数、と呼ばれる] 関数  $G$  は、第二項の減衰係数として働き、2 回目の DNA 損傷が誘発される前に最初の致死死の DNA 損傷が修復された可能性があるという観点から推定されるものである。  $G$  は正式には以下のように定義される (Lea and Catchside, 1942; Kellover and Rossi, 1974) :

$$G = \frac{2}{\alpha} \int_0^T R(t) \left[ \int_0^t R(\tau) e^{-(\alpha + \beta \tau)} d\tau \right] dt \quad (4.11)$$

ここで  $R(t)$  は時間の関数としての吸収線量率である。関数  $\phi(t)$  は、修復による重致死損傷の消失を示しており、しばしば、半修復時間 (Repair half-time,  $T_{rp}$ ) 及び修復定数  $\phi = \ln(2)/T_{rp}$  による単相のプロセスであると想定されている :

$$\phi(t) = e^{-\phi t} \quad (4.12)$$

ただし、多相性の修復プロセスも報告されている (Joimer and van der Kogel, 2009)。関数  $G(t)$  は、細胞損傷修復速度に対する修復速度に

41

$G$  は 1 に近似し、 $BE$  は、吸収線量の期間照射に必要な数値に近いものとなる。実効半減期が長い場合、 $G$  は小さくなり、 $BE$  は 1 に近似する。  $D$  又は  $ad$  の変化はいずれも、垂直軸に沿った  $BE$  の変化につながる。一方で半修復時間の変化は、水平方向に沿った  $G$  の変化を誘発する。

## 5.1 具体的な放射線防護の問題

### 5.1 序論

(178) 放射線治療のための放射線の使用は、規制管理のもと計画管理の状況であり、規制当局からの適切な承認が得られた後に手技を開始することができる (ICRP, 2007a)。誤投や飛散、その他そのようなインシデント又は事故が起きた場合は被ばくの可能性が生じるが、認可を受ける際にはそのような発生が検出されることから、これらは計画被ばく状況の一部にとどまる (Carlsson and LeHeron, 2014)。放射線治療では、個人被ばくは各ラテゴリ (医療被ばく、職業被ばく及び公衆被ばく) を検出する必要がある。加えて、放射線防護の 3 つの基本原則 (正当化、最適化及び線量限度) (ICRP, 2007a) が該当する。核医学施設では、職業及び公衆被ばくは至 3 つの原則に基づく必要がある一方、正当化、最適化及び線量限度は最初の 2 つの対象ではない (ICRP, 2007b)。

(179) 放射線治療のための放射線防護の実行は、施設における質の高い医療行為の実践のために不可欠なシステムの一部である。最も重要な点はシステム内の安全文化を確立することであるため、防護及び事故防止は日常の活動に重要なものとみなされている。核医学施設における放射線防護の実践のために複数のガイドラインが作成されている (IAEA, 2005a,b, 2009, 2014a; Sisson et al., 2011)。これらでは、プログラムの構成要素、責任の所在、教育と訓練、施設設計、モニタリング、薬物及び健康調査が検討されている。

### 5.2 放射線治療の計画と最適化に関する要求事項

(175) 放射線治療の計画と最適化を設計する際には、以下の目的を検討するべきである：外部放射線及び汚染を低減するための防護の最適化、画像撮影装置による干渉を避けるために放射線のバックグラウンドレベルを低く維持すること、医薬品の要件を満たすこと、薬物を適切に隔離すること、及び線量の安全性とセキュリティの確保 (施設、立入制限)。

(176) 通常、高放射線の患者の病室は、トイレットと汚染い設備が独立しているべきである。床及びその他の表面は、洗浄と除染を簡単にこなすことができる。非吸収性、非多孔性の表面でカバーすべきである。壁面は、平滑でウォッシュ可能な表面に仕上げられるべきである (例えばウォッシュ可能なベンチで覆われているなど)。放射能で汚染されたリネン及び汚染物を一時的に保管するための容器をおいた。安全な区域を確保するべきである。

43

応じて 0 から 1 の数値をとる。ひいては、吸収線量率に比例する。

(169) 大半の放射線治療では、放射線治療が開始するまで照射が継続する。有効線量定数  $A$  によって記述される吸収線量率関数は、式 (4.12) と組み合わせて、無限大時間  $G(T)$  までの式 (4.11) の積分後、以下の形をとる。

$$\lim_{T \rightarrow \infty} G(T) = \frac{\lambda}{\lambda + \mu} \quad (4.13)$$

より複雑な吸収線量率のパターンや修復機能に関する式 (4.11) の解析解は難しい。式 (4.11) の括弧内の積分項は、組み込み式として記述することができる (Gustafsson et al., 2013a)。この式により数値的実装が可能となり、より複雑な吸収線量率関数、及び単一指数関数以外の修復関数の応用が可能になる (Gustafsson et al., 2013b)。

(170) BED は直線・二次モデルの枠組み内の概念である (Barendsen, 1982; Fowler, 1989; Dale, 1996; Joimer and van der Kogel, 2009)。BED の概念は、等効束の指標 [すなわち、特定の臨床 (生物学的) エントポイントを導く確率が同じ指標] という概念に依拠している (Bentzen et al., 2012)。BED の使用が認められるのは、外部放射線治療及び密封小線源治療においてである。これらの治療において、様々な異なる分率チーム及び吸収線量率パターン間の交換のため、臨床的に受け入れられている方法である。放射線治療計画において、臨床的に認められる影響を記述するための BED の有益性が実証されている (Barone et al., 2005; Wessels et al., 2008; Strigari et al., 2010)。Barone ら (2005) は、BED が吸収線量率に比べて毒性との関連性が高いことを認め、MIRD ハンブレット No. 20 (Wessels et al., 2008) では、BED と腎合併症の発生率の相関は外部放射線治療に関する標準との関係性を記述している。Strigari ら (2010) は、BED と腎臓における正常組織の合併症との関係を記述している。

(171) 臓器・組織に関する生物学的影響は、式 (4.10)・ln(S) で示した細胞傷害の次数に相当する関数式で表されると考えられる。そのうえで BED は以下のように計算される :

$$BED = D + \frac{G(T \cdot D)}{\alpha/\beta} = D \cdot RE \quad (4.14)$$

ここで  $\alpha/\beta$  値は臓器・組織の特性であり、かつ線量率であるエンドポイントである。  $D$  と効果比 ( $RE$ ) の積としての BED の式が、Barendsen (1982) 及び Dale (1996) によって与えられている。その記述において、 $RE$  は一定の効果を生じさせるのに必要な吸収線量の比率であり、BED は小さく小さい分割線量又は低い線量率で照射されたときの吸収線量である。BED は  $D$  以上であることから、 $RE$  は 1 以上となる。

(172) 図 4.11 には、式 (4.14) 及び (4.13) の様々なパラメータが特定の数値だった場合の RE 値を示している。実効半減期が短い場合、

42

(177) 放射性ヨウ素のバルブ容器の保管には、適切な遮蔽と換気が必要である。放射性ヨウ素投与のための放射線の調製は、スタッフを防護するために十分な気流を備えたフード中で行い、汚染物が放射される前に吸収できる抽出システムを用い、放射性ヨウ素の廃棄物及び残留汚染されている物品の保管のために、適切な封じ込めと排出を準備するべきである。

(178) 放射線治療を避け、遮断されていない病室におかれた患者は放射線源となりえることから、公衆の線量限度を越えるレベルで近隣の人々を被ばくさせるおそれがある。隣接区域において公衆の線量を合理的に達成できる限り低く維持するため、隣接する病室や区域を空けるか、遮蔽物 (永久的な現場打ちコンクリート、鋼板、鉛板、鉛板、可搬式の遮蔽装置など) を取り付ける必要がある (Chu et al., 2016)。そのような患者の病室の床下のフロアの区域、及び同じフロアの区域について、検討する必要がある。表 5.1 には、遮蔽を最も強化する必要がある、 $\alpha/\beta$  に関する一般的な遮蔽効率を示す。他の放射線治療の投与域には、そのような被ばくが線量限度を越えないであろうことを確認するため、被ばく又は線量率を抑制するべきである。

(179) 施設では公衆とスタッフの防護を考慮し、モニタリングシステムを設置するべきである。水筒的な遮蔽評価のため、制御・監視区域において予想される線量率を考慮して、精選した遮蔽を正しく設計することが重要である (IAEA, 2006b)。放射線照射室に隣接する占有区域における線量率をモニタリングし、その結果を記録して、線量率を越えず防護が最適化されていることを確認するべきである。

(180) 患者の病室は、理想的には個室の患者用として、互いに隣接しているべきである。隣接する治療室同士の間は適切に遮蔽し (作業者の被ばくを抑えるなどのため)、治療室とその他の区域の間も、公衆の構成員とスタッフの線量を最も抑えるために適切に遮蔽する必要があると考えられる。必要な場合、放射線治療患者の看護師と来訪者に対して追加の遮蔽を行うべきである。患者の病室内では可動式シールドを使用してもよい。必要な場合、患者を看護する看護師の被ばくを最小限に抑えるように、毎回の治療に先立って患者のベッド近くに可動式シールドを設置するべきである。防護は、看護師の作業、位置及び室内の動きを予測することで行われるべきである。

## 5.3 患者 (医療被ばく)

### 5.3.1 防護の正当化と最適化

(181) 放射線治療の目的は、がん治療又は疼痛緩和である。すべての放射線治療の課題は、腫瘍制御の可能性と正常組織の合併症リスクとの関係に最適化することである。標的組織に対する線量が低すぎると治療効果が得られず、その被ばくは十分に正当化されたものとはならない (ICRP, 2007b)。ただし、標的組織以外の臓器・組織の防護は、治療計画の作成に欠かせないものである。したがって、核医学の治療手技には防護の最適化の原則が適用される。核医学の治療手技は、適切な放射線治療品及び放射能を選択していること、さらに、放射能が主として

44

対象とする機能的に局限し、残りの身体部位の放射能が有害蓄積閾値の点で許容できないと判断されるレベル未満に維持されるように、正しく計算・測定・投与されたこと強調して、正当化されているものである (ICRP, 2001b)。

### 5.3.2 治療前の検査事項

(182) 放射性医薬品治療に先立ち、患者の自己管理、隔離に耐えられる能力 (適当な場合)、及び放射線に関する注意事項を遵守する能力 (必要な場合) を確認するための、リスクアセスメントを行う必要がある。

### 5.3.3 妊娠

(183) 治療が致命目的でない限り、放射性医薬品治療に妊娠は禁忌である。この助言は、放射性ヨード治療及びその他の胎盤組織に蓄積する可能性がある放射性核種について有効である。ヨードヨードを用いた治療の場合、妊娠 10〜13 週以降の胎児の甲状腺はきわめて高い放射線量を受けると考えられる (Wilson et al., 1989; Berg et al., 1998; ICRP, 2008)。投与前に妊娠の可能性を除外しておくべきである。したがって治療の可能性がある、又は予想される場合は、患者に申ししても、治療前に適切な避妊手段を講じるよう推奨するべきである。

(184) 避妊避妊を用いるすべての方法に先立ち、女性患者が妊娠しているかどうかを判定することが重要である (Berg et al., 2008)。妊娠の可能性がある初期時から閉経 2 年後までのすべての女性を対象に、治療前 (通常は 72 時間以内) に検査する。外科的卵管摘出術は妊娠が不可能であることを示すエビデンスであり、したがって妊娠検査は不要である (Sisson et al., 2011)。

(185) 妊娠中の医療従事者の可能性とその実行は、発達の遅く/胎児は放射線感受性を有することから、特別の考慮を必要とする (ICRP, 2001a, 2007a)。ICRP は *Publication 84* (ICRP, 2000) 及び *105* (ICRP, 2007b) において詳細な指針を示している。出生前放射線被ばく後の放射線リスクは、*Publication 80* (ICRP, 2003) に詳細に論じられている。

(186) 妊娠していないと考えられ甲状腺がんの治療を受けた女性で、放射性ヨウ素投与後に妊娠が発見された場合、問題が生じる。治療用放射性ヨウ素の投与直後に胎児の妊娠が発見された場合は、母体からの放射線除去を助け、胎児内の放射性ヨウ素滞留時間を短縮するため、母体への水分補給と頻回の排尿を促すべきである。放射性ヨウ素投与後数時間以内に妊娠が発見され、胎児の甲状腺機能が機能している運搬になった場合は、ヨウ化カリウムを用いた甲状腺ブロックを検討するべきである。それ以降に妊娠が発見された場合は、放射性ヨウ素の胎盤通過によって胎児の甲状腺に非常に高い吸収率が生じ、重大な障害を引き起こすおそれがある。この胎児の全身線量は通常 100 mSv 未満となり、奇形や知能低下などの潜在的な有害作用に基づいて中絶する理由はない (ICRP, 2000)。とはいえ、母親には甲状腺ホルモンを

45

### 5.3.7 放射性医薬品に伴う医療従事者の防止

(191) 放射線治療における事故の防止は、設備及び施設設計と作業手順の中心とするべきである (ICRP, 2007b)。事故防止の主な特徴はこれまで長い間、設備及び施設設計の結果に對して複製の安全を用いること、並びに作業手順を用いることであった。作業手順には、単一化された確認の対象である重要な判断 (特に放射線治療における判断) が必要である。すべての業務で、放射性医薬品治療の紹介計画立案、放射線及び能化による重要設備一すおから安全シミュレーションのための基準を策定し採択すべきである。このプロセスの重要な部分だが、すべてのスタッフと患者の間の効果的なコミュニケーションである。治療中の放射性物質の使用に伴う緊急時の是正措置、プログラムの開始前に特定する必要がある (例えば、治療中に放射性ヨードを過剰又は誤って投与することによる線量は、安定ヨウ素をヨウ化カリウム又はヨウ素製剤として投与し、甲状腺による放射性ヨウ素の取込みを阻害することで、低減できると考えられる)。

(192) 治療中の放射性医薬品の点滴静注は、安全な投与を確保して血管外漏出を防ぐため、適切な静脈カテーテルを介して行う必要がある (Turnvall et al., 2007)。点滴静注は、点滴静注による血管外漏出を防ぐため、適切な静脈カテーテルを介して行う必要がある (Turnvall et al., 2007)。点滴静注は、点滴静注による血管外漏出を防ぐため、適切な静脈カテーテルを介して行う必要がある (Turnvall et al., 2007)。点滴静注は、点滴静注による血管外漏出を防ぐため、適切な静脈カテーテルを介して行う必要がある (Turnvall et al., 2007)。点滴静注は、点滴静注による血管外漏出を防ぐため、適切な静脈カテーテルを介して行う必要がある (Turnvall et al., 2007)。

中止しなければならない。血管外漏出によって重要な臓器組織障害が生じるおそれがある (van der Pol et al., 2017)。特定の指針はないものの、局所の温熱療法、四肢の凍上、及び凍しによるママーチングを行うことにより、放射性医薬品の拡散が促進され副作用の吸収線量を抑えることができる。これらの出来事は記録し、フォローアップすることが望ましい。

- (193) 誤った患者に治療用放射性医薬品を投与しないよう注意するべきである。さらに投与前には、処方に合わせるため以下を確認するべきである：
- 2 つの独立した方法による患者の確認。
  - 放射性核種の確認。
  - 放射性医薬品の確認。
  - 総放射線量。
  - 投与の日時。
  - 患者に対し、自身の安全性について情報が与えられていること。

(194) 治療用放射性医薬品、線量計画決定からのデータ、投与放射能、投与の日時、一次アッセイ及び残留アッセイの検証記録を、退院時に患者に提供していた放射能と合わせ、患者の医療記録に記入するべきである (ICRP, 2007b)。

47

を補充し、がんのリスクを含め胎児の甲状腺への影響について検討するべきである。

### 5.3.4 授乳

(187) 女性患者には、放射性核種の治療的投与後には授乳は禁忌であることを指示するべきである。経口、静脈内又は動脈内に投与されるあらゆる治療用放射性医薬品は、小児に対して危険である可能性があるため、授乳は中止する必要がある。ケイロトリウム ( $^{90}\text{Y}$ ) などの懸濁液を授乳に移行する危険性は低い。それ以外の場合、放射性医薬品治療を受けた患者では、次の 2 つの理由により授乳を中止するべきである。①母乳中の放射性核種が乳児に到達することを防ぐため (特に放射性ヨード治療の場合、乳児の甲状腺に到達しないようにする) (Aizland Smyth, 2009)。②母乳中の放射性核種が乳児に到達することを防ぐため。このような照射は授乳中に特定の放射性核種を濃縮するおそれがある。制限期間は、治療のため授乳する放射性核種によるものである。授乳後から授乳 301 の完全母乳までの間、授乳を中止するべきである (Sisson et al., 2011)。

### 5.3.5 透析患者での放射性医薬品治療

(188) 透析患者に放射性医薬品治療を行うときはさらなる考慮が必要になる場合があり、放射線防護の専門家又は医学物理士に相談するべきである。全血療法の場合、このような患者における除去は透析スケジューリングに大きく依存することから、一般的な患者と同様に放射性物質を生物学的に除去することはない。

### 5.3.6 受胎

(189) 男女両方の妊娠が必要であり、放射性医薬品治療後 4〜12 ヶ月間は明確に助言する。Publication 106 (ICRP, 2004) から引用した表 5.2 には、特定の放射性核種治療に關して女性が注意すべき避妊期間について詳細を示している。正常な妊娠と乳児の健康な発育のためにホルモンの正常なレベルに保つべき必要性に基づき (甲状腺治療の場合)、また差し迫った追加放射線治療を行わないことを確保するため、妊娠を遅らせることも必要である (Sisson et al., 2011)。

(190) 男性患者は、ごく普通の分別に基づき、治療後数ヶ月間は避妊することが望ましい。ただし、この見解を支持する科学的エビデンスは得られていない (Stwela et al., 2008a,b)。

46

### 5.4 スタッフ (職業被ばく)

(195) 非密封線源からの作業者の被ばくが、身体の外照射又は体内への放射性物質の導入を通じて生じて生じていることがある。医療現場を含め、電離放射線からの作業員の防護に関する原理は、*Publication 75* (ICRP, 1997) 及び *105* (ICRP, 2007a) に論じている。核医学で働く、防護が最適化された非常勤スタッフの年間有効線量は、おおむね 5 mSv 未満とすべきである。施設及び設備の設計、線源の適切な遮蔽と取扱い並びに個人防護具・ツールが、防護において重要である (ICRP, 2008; Carlsson and Lefferson, 2014)。最適化は教育と訓練を通じて達成される (ICRP, 2009)。核医学施設に関する職業被ばくからの防護のための詳細な要件が、複数の出版物で発表されており (ICRP, 2007a,b; IAEA, 2011, 2014a)。また、これらの要件とどのように満たすかという報告が IAEA 安全指針 (IAEA, 1999a,b,c) において、特に IAEA 安全性報告 Series No. 40 (IAEA, 2008a) において示されている。

(196) 妊婦及び 18 歳未満の者は、治療レベルの放射性医薬品を用いた処置に係わるべきでない。

### 5.4.1 防護具及び防護ツール

(197) 汚染の可能性のある放射性医薬品治療の区域では、防護服を着用するべきである。この服は、着用者の身体を防護することにも、汚染が他の区域に広がることを防ぐのにも役立つ。スタッフフルームなどの他の区域に行くときは、その前に防護服を脱ぐべきである。防護服としては、白衣、耐水性手袋、靴カバー (フットカバー)、無菌作業用のキャップとマスクなどが考えられる。B 線照射は教育と訓練を通じて達成されるため、放射線防護眼鏡を装着するべきである。B 放射体を取り扱う際は、2 重の手袋を着用して皮膚の汚染を避けるべきである。遮蔽、ツール、及び被ばくを最小限に抑える作業慣行 (バイアル、シリンジ及び汚染された物品の取扱いを避けること) を用いることにより、重点をおくべきである。

(198) 放射性医薬品治療における大抵の職業被ばくは、364 keV の光子を放出する  $^{131}\text{I}$  によるものである。このエネルギーの鉛エプロンによる遮蔽はごく僅かであり (2 分の 1 未満)、これによって大幅な線量低減が得られることは考えにくい。そのため、そのような防護具を着用することは重宝と見なされず、また、その前に防護服を脱ぐべきである。 $^{131}\text{I}$  による防護のため鉛エプロンを着用することで、もし個人が防護されていると考えられる場合は、それは長期留まっていた場合、実際、全体の被ばくは増加してしまう可能性がある。その使用を必要とする状況では、より厚い短尺又は可動性の鉛の遮蔽の方が、有効性が高いと考えられる。放射線防護の専門家及び医学物理士が、各状況における遮蔽の必要性と、必要な種類を判断するべきである。自動注入システムを使用することで、スタッフの線量を抑制できる (Rushforth et al., 2017)。

48

(199) 投与は通常、経口、静脈内注射（全身性）、関節内注射、又は閉じた体腔へのコロイド懸濁液の注入（腔内投与）によって行われる。放射性医薬品の静脈内投与中は、末端部は必ず保護シリンジを使用するべきである。注射又は点滴部位の下に吸収性の材料又はパッドをおくべきである。施設放射線防護担当者（radiation protection officer）が、これら及びその他の防護具の品目（靴カバー、フェイスシールドなど）の必要性を、状況に応じて判断するべきである。

(200) 治療用の放射性医薬品を経口投与する場合、放射性物質は遮断された液漏れ防止構造の容器内におくべきである。液体が飛散したり、カプセルを穿たりする可能性を最小限に抑えるよう、注意が必要がある。非遮蔽の放射性物質を取り扱う際には、適切な長い取手のついたツールを使用するべきである。急速静脈内投与をする場合は、シリンジを、シリンジ内の材料が見えるよう透明窓のついたシリンジ（通常、B線放出核種の場合は閉鎖放射線シリンジ）と、光線放出核種の場合は高圧シリンジ）内におくべきである。wY放射線検査法では、5 mm 厚のタンタルステンチンシリンジの方が、10 mm 厚のプラスチックシリンジよりさらに防護性が高いことが確認されている（Vanhaver et al., 2012）。低速輸液又は点滴による静脈内投与の場合、放射線容器をシールド内におくべきである。高エネルギー光子の場合、きわめて重く厚い鉛又は別の高 Z 材料が必要になることがある。

(201) 治療用の放射性医薬品投与のための手順には、処方された治療放射線の送達を含めるべきである。シリンジ、チューブ、フィルタ、又はその他の装置内に残留した放射線を調査するべきである。輸液ポンプは等強放射線防護物とみなすべきであり、放射性核種のラベルを付ければ洗い流すべきである。放射性核種の投与に使用するすべての材料は医療用放射性医薬品とみなすべきであり、放射性核種のラベルを付ければ、放射線ステッカーを貼付して、該当する規則に従って保管/廃棄するべきである。

#### 6.4.2 個人モニタリング

(202) 放射性医薬品治療を受けている患者の管理中、並びに放射性医薬品の調製と投与中は、外部被ばくの定期的なモニタリングを行うべきである。放射性医薬品の取扱担当者もモニタリングも行うべきである（Rimpler et al., 2011; Sans-Mercé et al., 2011）。

(203) 放射性医薬品の調製と投与時には、手指に大量の線量が照射される可能性がある。適切な防護措置を講じなかった場合、特に wY など高エネルギーの B 核種の場合は、指の被ばくは高いものとなる（Barth and Micalnek, 2002; Lepo et al., 2005a; Rimpler and Barth, 2007）。把持用ピンを用いて注射針を保持することで、手指の線量は大幅に低減される（ICRP, 2008）。訓練及び教育用の資料が ICRP (<http://www.icrp.org/pulse.asp?id=35>)、及びその他の組織 (<http://www.onamed-fp7.eu/en/Training%20material>) から提供されている。

(204) 核種施設でモニタリングされるべきスタッフには、ルーチンに放射性核種を扱っている全ての作業者、又は患者と過している番

#### 6.4.5 患者の緊急治療

(208) 医師は、患者の安全性及び適切な医学的管理に一致する、あらゆる必要な医療を提供するべきである。施設放射線防護担当者によって規定されない限り、看護師、医師及びその他の医療従事者は、患者との直接接触を必要とする業務を含め、あらゆるルーチンな職務を通じて行うべきである。

(209) 患者が放射線の危険に晒された可能性がある場合、情報看護師にこれを伝え、さらにこれら看護師には定期的に助言を与えて訓練を行うべきである。

(210) 手術が必要の場合、放射線防護を検討することで救命手術が妨げられなくなり、遅れたりしてはならない。以下の注意に従うべきである：

- 手術室のスタッフに通知すること。
- 被ばくし汚染の拡大を最小限に抑えるため、放射線防護担当者の監督下で手術の手順を修正すること。
- 効率とスピードに影響がない限り、防護具を使用することができる。
- 外科手術が長時間にわたる場合、スタッフのローテーションが必要になることがある。
- 放射線防護担当者は全関係者をモニタリングすること。
- 施設の評定が条件下で必要な場合があるため、スタッフの線量を評価すること。

(211) 患者の病状が悪化し集中看護が必要となった場合、そのような看護を優先し、遅らせるべきではない。ただし、放射線防護担当者の助言を直ちに求めるべきである。患者の病状が悪化した場合、患者の頻繁又は継続的なモニタリングが必要になることがある（例えば敗血症、ショック、肺水腫、脳卒中、心筋梗塞など）。

(212) 医療従事者が受ける照射線量の汚染よりも、救命の取り組みを優先させるべきである。これは特に、大量の放射性核種が体内にある患者の治療に重要である。したがって医療従事者は、汚染拡大の予防措置及び外部被ばくの最小化措置を講じる一方で、緊急治療を開始するべきである（例えば脳卒中を発生した場合など）。スタッフは患者の口と直接接触することを避け、救命チームのメンバーは防護手袋を使用するべきである。医療スタッフは放射線治療患者の取扱方法について情報を入力し、訓練するべきである。手術は定期的に行うべきである。

調剤やその他のスタッフが含まれる（ISO, 2016）。大量の摂取が疑われない限り、一般的な核医学的手法における体内汚染のモニタリングが必要となる場合である（Carlsson and LeHeron, 2014）。体内モニタリングが妥当になる状況とは、スタッフが治療用の wY を多量に使用した場合である。これらのスタッフは、定期的な甲狀腺取り込み測定プログラムの下に含まれるべきである。

#### 6.4.3 汚染管理手順

(205) 放射性医薬品、血液、尿又は吐物が大量に飛散した場合、医師やスタッフが吸収材を用いて飛散物を多く、直ちに放射線防護の専門家・放射線物理士に連絡をとり、適切な洗浄のサポートと具体的な指示を受けるべきである。そのような飛散後は、以下の措置を講じるべきである：

- 放射線防護担当者直ちに伝え、これが洗浄を直接監督する。
- 放射線防護担当者の上におき、汚染物がさらに拡散することを防ぐ。
- 飛散に曝わった全員がその区域から直ちに離れる。
- 汚染区域への立ち入り制限する。
- 飛散に曝わった全員について、退室する際、汚染をモニタリングする必要がある。
- 衣類が汚染された場合は、それを脱ぎ、「放射性」と表示されたプラスチックバッグに入れる。
- 皮膚が汚染された場合は、その部分を直ちに洗浄するべきである。
- 眼が汚染された場合は、大量の水で洗い流すべきである。

(206) 患者の退院及び解放時には、残っていた全ての廃棄物及び汚染された物品を取り外し、廃棄物及び洗濯用の袋に隔離する。

#### 6.4.4 調査とモニタリング

(207) 区域のモニタリングについては、職業被ばくの実効線量を評価するための実用線量計周辺線量当量、 $HP(10)$ である（ICRU, 1993; ICRP, 1996b, 2010）。患者からの周辺線量当量率を個人線量計から求めるべきである。この情報は、訪問者及びスタッフの入室及び患者解放の適切な手配に役立つ。放射線治療患者のいる病室は、管理区域とするべきである。線量率のモニタリングに加え、作業場の汚染モニタリングを行うべきである。

#### 6.4.6 別の医療施設への患者の搬送

(213) 患者の中には、放射性医薬品治療後に他院、高度介護施設、介護施設又はホスピスに搬送される必要がある者もある。そのような場合、実効的な措置及び他のスタッフの安全性を確保するための指示に加え、2 番目の施設に搬送するための要件の遵守が確保されるよう、注意するべきである（IAEA, 2009）。他の医療施設に搬送される患者は、無制限クリアラランスの基準を満たす必要がある。ただし、低レベル放射性廃棄物を生成する可能性がある治療施設放射線防護担当者調査、問題があれば搬送患者を受け入れる施設と協議するべきである。他の医療施設に搬送される患者が無制限クリアラランスの基準を満たさないという稀な場合は、放射線防護担当者、搬送患者の受け入れ施設が適切な登録と搬送を受けしており、治療量の放射性物質を有している患者の受け入れが可能であろうことを保証するべきである。放射線防護担当者は患者及び受け入れられる医療施設のため、放射線安全性情報及び注意事項（あれば）を提供すべきである。

#### 6.4.7 放射性医薬品治療後の患者の死亡

(214) 患者がもし、治療の放射性物質が体内に残っている状態で治療施設内で死亡した場合、治療担当医及び放射線防護担当者直ちに伝えるべきである。Eppmanら（1999）は、患者が死亡した場合に講じるべき放射線防護措置について経験とガイダンスを示している。

(215) 放射線核種治療を受けた患者が病室で死亡した場合は、死亡患者が占有していた病室の除染と調査が行われるまで、その病室への立ち入り制限するべきである。体内に放射性物質が含まれている可能性の確認は、患者の診療記録、情報カード、又は近視鏡やその他のから得られる情報に依存している。放射性物質の濃度を収容するために運体袋を使用するべき場合がある。外部放射線を最小限に抑えるため、死体を管理区域に保存する必要がある場合がある。

(216) 死亡した患者の死体を搬送する必要がある公衆の構成員と放射線業務従事者には、該当する線量限度を適用する。

(217) 死体の特定の体腔又は臓器には非密封の放射性物質が存在していたり、それらは全身投与後に濃縮されている可能性がある（例えば甲狀腺の残留 wY など）。解剖開始時に体腔からのドレナージュや臓器の切除を行うことで、被ばくを低減できる。さらに、大量の放射線を認める臓器に関しては注意をする必要がある。患者がB線放射線性コロイドやマイグロソフエアの線量を受けていた場合（例えば体内の wY-<sup>90</sup>Pr 線や肝臓内の wY-<sup>90</sup>Pr マイグロソフエアなど）、体腔液又は凝縮された臓器中に大量の放射線が存在している可能性がある。手指は体組織及び液体と密に接触することから、B線線源が手指に大量の線量が照射される可能性がある（NCRP, 2006）。前後及び両目スタッフは放射線防護（例えば手袋、白衣、防護眼鏡など）を装着するべきであり、また個人モニタリングを検討するべきである。B 放射線の場合、手術用手袋を二重にすることが放射線接触を減らすのに役立つ可能性がある。液体が顔面にはおろさず、フェイスシールドを用いてもよい。

(218) 火葬された遺体には保存された放射能の一部が認められ、寿命が長い放射性核種の場合は特に、コントロールを規定する必要があるほどである。主に懸念されることは放射の散乱に関するものであり、投与後短期間に公衆に曝露された場合は、音器との接触線量率を考慮するべき場合がある。
(219) 火葬場の従業員は、放射性死体又は火葬場の汚染から外部被ばくを、また遺灰を扱う間の放射性粒子の吸入から内部被ばくを受けることがある (Wallace and Bush, 1991)。また、Y放射性核種が含まれている死体から、火葬場の従業員が軽度の外部被ばくを受けることがある。
(220) 火葬場の近隣に住む一般集団に関しては、排煙と共に放出されることは、排煙と共に放出される放射性物質を吸引する可能性である。

### 5.5 介助者及び介護者 (医療被ばく)、並びに公衆の構成員 (公衆被ばく)

(221) Publication 94 (ICRP, 2004) では、直接的な介助あるいは介助をしない若い子供と乳幼児並びに訪問者は、公衆の構成員として扱われ、1 mSv/年という公衆の線量限度に従うべきことが報告されている。核医学の診療に起因する公衆被ばくの管理には、登録者又は免許所有者が責任を負う (IAEA, 2011)。
(222) 医療被ばくは主として個人 (患者) に生じるものの、患者を介して介助するその他の人もまた、放射線に被ばくする。これらの個人には、両親や他の人々、通常は家族あるいは親しい友人で、放射性医薬品投与後に患者に近くることがある人々が含まれる。これらの被ばくは医療被ばくと考えられる (ICRP, 2007a)。Publication 94 (ICRP, 2004) では、若年の子供と乳幼児以外の、直接的に介助と介護に係わる個人に対しては、1事例当たり (すなわち、治療後に病院から解放された期間) に 5 mSv の線量物量値が妥当である。と報告されている。

### 5.5.1 患者の解放

(223) 核医学的処置を受けた患者は、その患者のごく近くにいる他者に対する潜在的放射線源である。排泄物及び吐物から患者の環境が汚染されるおそれがある。
(224) 個人が職業的に被ばくしておらず、認識しないうえで自らの意思で患者のケアを行う場合、これらは介助者及び介護者と分類されるべきである。それらの被ばくは医療被ばくの一部とみなされ、線量限度の対象ではないと考えられる (ICRP, 2007b)。個人が一部で公衆の構成員である場合 (核医学施設に勤務しているが放射線被ばくしていない) 職業被ばくとして扱われるべきである。

53

### 5.5.3 旅行

(225) 治療後の旅行は一定の制限内で行い、患者は緊急事態に備えて関連資料を携帯するべきである。旅行の際は、セキュリティ目的で (空港などで) 使用される放射線検出器が低レベルの放射線にも十分な感度を持っているか注意するべきである。

(230) 患者が電車や車で他者と一緒に移動する場合は、時間と距離の制約事項を適用する。バンなど大型車両を用いることで広く分けられることができ、その結果として他者への被ばくが低減すると考えられる。ICRP は以前、患者が旅行中に生じ得る他者への線量を評価し、核医学治療を受けた一部の患者による公共交通機関の使用を認めないことを発表している (ICRP, 2004, 表 10.7)。放射性核種の特異性及び投与された放射能を考慮するべきである。例えば、甲状腺機能亢進症の治療を受けた患者では、800 MBq を投与された場合は 0.5 時間まで、200 MBq を投与された場合は 3.5 時間までの公共交通機関の使用が可能である (ICRP, 2004)。

(231) 放射性ヨード治療後に旅行する患者では、移動時間が数時間に制限されている場合、他の乗客に危険が及ぶことは稀である。大型の自家用車で、患者と同乗者の距離を 1 m 以上確保して乗車できる場合は、治療直後 1~2 時間の移動も容認できる。実際の移動制限の範囲には、特に長時間の旅行や公共交通機関での移動の場合、患者ごとのケースバイケースの分析が必要である。公衆の構成員が放射線被ばくに関する潜在的な派生効果を評価することなく、核医学治療直後にホテルやモーターホテルに滞在することは推奨しない。

(232) 空港や国際線同所などの国際的なセキュリティ対策には、超感度の放射線検出器が含まれることがある。解放後の患者に放射能が残留している場合、アラームが鳴ることがある。最新の技術をもって、0.01 MBq という低さの <sup>131</sup>I 放射能を 2~3 m の距離で検出すること (Dauer et al., 2007a)。放射性核種を投与された患者は 95 日間もアラームを鳴らすことがある (Dauer et al., 2007a)。放射性核種を投与された患者は 95 日間もアラームを鳴らすことがある。アラームが鳴ったからといって、人体の健康に問題となるレベルよりもはるかに低い放射線レベルを検出するよう設計されているため、アラームが鳴ったからといって、患者が危険レベルの放射線を放出しているわけではない。セキュリティ当局は、解放後の患者がセキュリティチェックポイントでアラームを鳴らすことを理解している。そのような検出器の動作担当者には、核医学治療を受けた患者の特定と扱いについて具体的な手順を受けなければならない。非密封放射性核種による治療の具体的な詳細な手順を病院で記録し、患者にも、予防の手引書と合わせて提供すべきである (ICRP, 2008)。

(233) 放射性医薬品治療後 4 か月以内に旅行を計画している場合、特に国際空港、トンネル、橋、又はその他施設が行われた放射性治療の場所を通過する場合は、用紙又はカードを患者に提供すべきである (Sisson et al., 2011)。この用紙には治療日、投与した放射性核種の放射能、治療施設、及び事態を知っている連絡先の氏名と電話番号を明記しておくべきである。

55

(225) あらゆる放射性核種治療後に患者の入院が自動的に必要になるわけではない。関連する国の線量限度に従い、関連する線量物量値の使用を含む防護の最適化の原則が適用されなければならない。患者を入院させるか解放するかは、個人ごとに、線量率のモニタリングや測定した患者の放射線レベル、患者の体中に残留する放射性核種、患者の希望、家族への配慮 (特に子どもがいる患者)、環境要素、及び既存のガイドラインや規制などに基づいて判断すべきである。入院させた場合は公衆と近隣者への被ばくが低減するが、全体のコストは高くなる。病院スタッフへの被ばくが増加することもある。入院はしばしば重大な心理的負担のほか、金融的及びその他の他代償も伴うことから、これらを分析して正当化するべきである。Publication 94 では、非密封放射性核種を用いた治療後の患者の解放に関して詳細な報告を示している (ICRP, 2004)。

(226) 非密封放射性核種を用いた治療後の患者の解放に関する現在の勧告は、世界でも大きく異なっている。ただし、患者の解放に関する判断は、患者を自宅に戻したときにそのリスクをコントロールできるという懸念に基づいている。これは通常、適切な解放基準を用いることと、患者に対して、それと適切に合わせた説明及び情報 (これらによって潜在的に扱うことができるようになる) を提供することとを組み合わせて達成される。

(227) 該当する場合は、患者又は法定代理人に対して、患者接触者の線量の制限を目的とした文書及び口頭による指示を、合理的に達成される範囲で提供し、また医療放射線のリスクに関する情報を提供する必要がある。具体的な説明には、汚染の拡大を最小限に留めると、家族の被ばくを最小限に留めると、授乳を止めると、治療後は受胎を遅らせることなどを含めるべきである。介護者及び介助者への指示のため、手帳を、放射線防護担当者と協議の上で作成し提供するべきである。登録者及び介護者には、放射性核種治療の間に介助者及び介助者に対して、関連する放射線防護の注意事項 (例えば時間や患者との接近など) に関する十分な手引書を提供することを確保するべきである。注意事項の要件に関する評価法の例が発表されている (Zanzonico et al., 2000; NCRP, 2006; IAEA, 2009; Sisson et al., 2011)。

### 5.5.2 患者の訪問

(228) 高線量放射性核種治療の後には訪問者は通常、患者の病室への入室は許されない。免許所有者は、一般に立入可能な区域において公衆の汚染被ばくを制限する対策を講じるべきである。

54

### 5.5.4 放射性廃棄物

(234) 免許所有者は、放射線防護の最適化には線量から環境への放射性物質の汚染を確実に考慮する責任を有する (IAEA, 2000, 2004, 2005a)。短寿命の医用アイソトープを含む放射性廃棄物は、完全隔離まで適切な保管区域に封じ込めらるべきである。投与された放射能の大半は、最終的には公的または民間に排出される。患者の排泄物を保管する必要があるが (ICRP, 2004)、放射能の排出に関する地域の制限が適用されるべきである。病院から解放された患者から排泄される放射性レベルは、自宅のトイレに排出できるほど十分に低いものであり、公衆の線量限度に近づくことはない。

### 6 勧告の要約

(235) がん治療に放射性医薬品の使用が広がっていることは、患者への新たな治療選択肢を約束するものである。すべての放射線治療に共通な課題は、潜在的な有害作用や正常組織の合併症を引き起こすことなしに、がんを治療する能力 (腫瘍制御率) を最適化することである。放射性医薬品治療は、有効性と安全性の両方の指標である治療指針を最大限にする機会を提供する。

(238) 放射性医薬品治療において臓器・組織の吸収線量は各患者の体内動態 (取込み、保持及び消失) によって左右されるが、この体内動態は患者ごとの個人差が大きいと考えられる。放射性医薬品治療の測定は、体内の線量評価に必要な必須情報となる。

(237) 体内動態には個人差があるため、患者ごとに個別の線量測定を行う必要がある。原則として、患者固有の測定値に基づき完全に個別化したアプローチを用いることで、正常な臓器・組織の毒性閾値を超えることなく適切な放射線レベルによる治療を確保できる。

(239) 妊婦には特別な考慮が必要である。治療が最も目的でない限り、放射性医薬品治療に妊婦は禁忌となる。女性患者には、放射性核種の治療的投与後には授乳も同時に禁忌であることを指示するべきである。

(239) 放射性医薬品治療を受けた患者は、被ばくのリスクがある人々には病院スタッフ、患者の家族 (小児を含む)、介助者、近隣の患者、及び一般市民が含まれる。このようリスクは、十分な訓練を受けたスタッフ、適切な施設、患者固有の放射線安全予防指示書を使用することで、効果的に管理して軽減することができる。

(240) 医療スタッフの被ばくを最小限に抑えるための放射線防護措置には、適切な装置と遮蔽の使用、放射線源の安全な取扱い、個人防護具・ツールの使用、及び安全な行為の認識とそれへの関与を改革するという責任のための訓練が含まれる。放射性医薬品治療患者を管理する際、並びに放射性医薬品の調製と投与の間は、作業者線量及び放射線被ばくは線量の個人モニタリングを確保する必要がある。

56

議を検討することで救命手術が妨げられたり、遅れたりしてはならない。患者が放射線被ばくの線源である可能性がある場合、スタッフに知らせるべきである。スタッフの訓練は、リスクの概念を正しい視点に変えることに役立つべきである。
(92) 治療後に患者を入院させるか解放するかは判断は、個人ごとに、患者の体内に残留する放射能及び既存のガンドランドリンや規則などの要素を検討して行うべきである。具体的な放射線防護の注意事項を、患者と介助者に提供すべきである。
(93) 放射性医薬品による医療過誤の防止は、設備及び施設設計と作業手順の中心とすべきである。

<b>用語解説</b>
吸収線量, $D$ [Absorbed dose] 電離放射線により一定質量の物質に与えられた平均エネルギーを、その質量で除した商。 $D = \frac{dE}{dm}$
吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量の単位は $J\ kg^{-1}$ 、その特別な名称はグレイ (Gy) である。
周辺線量当量, $H^*(10)$ [Ambient dose equivalent] 整列場の方向と反対の半径60cm以上の深さ 10mm における ICRU 線体内の対芯する広張場と整列場によって生成される放射線場内の 1 点における線量当量である。周辺線量当量の単位は $J\ kg^{-1}$ 、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。
生物学的実効線量 [Biologically effective dose : BED] 吸収線量が様々な分断法又は吸収線量率パターンで照射されるとき、同じ確率で特定の生物学的エンドポイントを生じさせるのに必要な様々な吸収線量を計算するために用いられる。直線・二次細胞生存モデル内の概念。理論的には、BED とは、無最小の線量分割又はごく低い線量率で線量が照射された場合に、特定の生物学的エンドポイントを生じさせるのに必要になるであろう吸収線量である。
介助者及び介助者 [Comforters and carers] スタッフ以外の、患者の介護及び介助をする者。これらの中には、両親や他の人たち、通常は家族メンバーである親しい友人で、診断手続中に子供を支える人たち、あるいは放射性医薬品投与後又は小線源治療中に患者に近づくことがある人たちが含まれる (ICRP, 2007a)。
確定的影響 [Deterministic effect] 線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる。細胞集団の傷害、組織反応とも呼ばれている。場合に

57

等価線量, $H_E$ [Equivalent dose] 次の式で与えられる組織又は臓器 T の線量： $H_E = \sum R_i D_i w_{R,i}$
ここで、 $D_{R,i}$ は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、 $w_{R,i}$ は放射線加重係数である。 $w_{R,i}$ は無次元量なので、等価線量の単位は吸収線量と同じ $J\ kg^{-1}$ である。
正当化 [Justification] 当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つ。(1) 放射線に關係する計画された活動が、総合的に見て有益であるかどうか (すなわち、その活動の導入又は継続が、活動の結果生じる害よりも大きな利益を個人と社会にもたらすかどうか)、あるいは (2) 緊急時被ばく状況は現存被ばく状況における被ばく管理のための判断が総合的に見て有益かどうか (すなわち、それによって個人及び社会にもたらされる利益が、その費用及びその管理に起因する何らかの害又は損傷を上回るかどうか) を決定するプロセス。
線エネルギー付与 (LET) [Linear energy transfer] 媒体中の荷電粒子放射線の平均線エネルギー損失。すなわち、ある物質中を通過する経路の単位長さ当たりにかかる放射線エネルギー。すなわち、 $dE/dl$ で割った商。ここで $dE$ は物質中の距離 $dl$ を移動中に、電子との衝突により荷電粒子が喪失する平均エネルギーである。すなわち、 $dE = dl$ で割った商。ここで $dE$ は物質中の距離 $dl$ を移動中に、電子との衝突により荷電粒子が喪失する平均エネルギーである。 $L = \frac{dE}{dl}$
$L$ の単位は $J\ m^{-1}$ 、また $keV\ mm^{-1}$ で表されることが多い。
職業被ばく [Occupational exposure] 次の項目を除く、作業がその作業の過程で受けるすべての被ばく。(1) 除外された被ばく、及び、放射線を含む除外された活動による又は免除された線源による被ばく；(2) すべての医療被ばく；及び、(3) 通常の地域の自然バックグラウンド放射線。
防護の最優先化 [Optimisation of protection] 放射線防護の最優先化の原則は、経済的及び社会的因子を考慮に入れて、個人線量の大きさ、被ばくする人の数及び潜在被ばくの可能性を合理的に達成可能な限り、適切な線量基準 (拘束値又は参考レベル) よりも低く保つことを目的とする線源管理プロセスである。
危険臓器 [Organ at risk] 放射線被ばくの間に関与する可能性がある臓器。放射線治療の間に放射線場にある健康な臓器を指すことが多い。
線量係数, $QF$ [Quality factor]

59

よって生体反応応答修飾を含む照射後の手順により変化しうる (ICRP, 2007a)。
線量拘束値 [Dose constraint] ある線源からの個人線量に対する予想的な線源間連の制限値。線源から最も高く被ばくする個人に対する防護の基本レベルを提供し、またその線源に対する防護の最優先化における線量の上限值としての役割を果たす。職業被ばくについては、線量拘束値は最優先化のプロセスで考察される複数の選択可能な範囲を制限するために使用される個人線量の値である。公衆被ばくについては、線量拘束値は、管理された線源の計画的線量から公衆構成員が受けるであろう年間線量の上限值である。
線量当量, $H$ [Dose equivalent] 組織中のある点における $D$ と $Q$ との積。ここで $D$ は吸収線量、また $Q$ はその点における特定の放射線の線量係数であり、次の式で表される： $H = D \cdot Q$
周辺線量当量の単位は $J\ kg^{-1}$ 、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。
線量限度 [Dose limit] 計画被ばく状況から一定期間内に個人が受ける、超えてはならない実効線量又は等価線量の値。線量制限は、当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。
実効線量, $E$ [Effective dose] 人体のすべての特定された組織及び臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される： $E = \sum w_T \sum R_i D_{i,R}$
ここで、 $D_{i,R}$ は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、 $w_T$ は組織加重係数、 $w_R$ は放射線加重係数である。実効線量の単位は吸収線量と同じ $J\ kg^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト (Sv) である。
実効半減期 [Effective half-life] 生存している生物体に在留した放射性核種の放射能が、放射性崩壊と生物学的排泄の両方により半分減少するために必要な時間。実効半減期 $T_{eff}$ は該当する生物学的半減期 $T_1$ 及び物理的半減期 $T_2$ から次のように算出することができる： $\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_1} + \frac{1}{T_2}$

58

組織内のイオンペアの飛跡に沿った電離密度に基づく、放射線の生物学的効果を特徴づける係数。 $Q$ は、水中のイオンペアの非限定線エネルギー付与 $L_e$ ( $L_e$ は LET と呼ばれることが多い) の係数として定義される： $Q(L_e) = \begin{cases} 0.3L_e - 2.2 & 10 \leq L_e \leq 100\ keV/\mu m \\ 300/\sqrt{L_e} & L_e > 100\ keV/\mu m \end{cases}$
実効線量の計算において、 $Q$ は放射線加重係数に差し替えられたが、モニタリングで使用される実用線量当量の計算では引き続き使用されている。
放射線損傷 [Radiation detriment] 身体各部の放射線被ばくの有害な健康影響を定量化するために用いられる概念。ICRP により、放射線関連のがん又は遺伝性影響の発生率、これらの疾患の致死率、生活の質 (QOL) 及び、これらの疾患により失われた寿命を含む、いくつかの要因の関数として定義される。放射線加重係数, $w_R$ [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線と比べ、高 LET 放射線の高い生物学的効果を反映させるために、臓器又は組織の吸収線量に乘じる無次元の係数。
生物効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness] 低 LET 基準放射線の吸収線量と同じ生物学的効果を与える対象放射線の吸収線量の比。RBE 値は、対象とされる線量、線量率、及び生物学的エンドポイントによって変わる。
リスク [Risk] リスクは不良な結果が生じる確率に關係する。相対リスクとは、被ばく集団における疾患発生率を、被ばくしていない集団における対応する疾患の発症率で割ったものである。絶対リスクとは、被ばく集団における疾患発生率を、被ばくしていない集団における疾患発症率で割り、1.0 を差し引いたものである。1シーベルトあたりの絶対相対リスクとして表されることが多い。
確率的影響 [Stochastic effect] 発生する効果の確率が、その重篤度ではなく、(放射線防護の目的として) 閾値なしの線量の関数とみなされるような、悪性疾患の誘発及び遺伝性影響。
組織加重係数, $w_T$ [Tissue weighting factor] 身体への均一照射の健康生じた健康被害全体に対する組織の相対的寄与を表現するために、組織又は臓器 T の等価線量に加重する係数 (ICRP, 2007b)。この係数は以下のように重み付けされる：

60

$\sum_{n=1}^{\infty} n^{-1}$
ボクセルファントム [Voxel phantom] 医学断面画像に基づく人体形状コンピュータファントム。ここで、解剖学的生体構造は、人体の種々の臓器・組織の密度と原子組成を特定した、小さな 3 次元体積素子 (ボクセル) で記述される。

## 謝辞

ICRP はこれまで放射性医薬品の使用に関して多数の刊行物を発表してきたが、本書は放射性医薬品治療に限定した初の刊行物である。2011 年、米国 Bethesda, MD で開催された第 3 専門委員会において、本件に関する出版の必要性について議論され、準備作業のために作業部会が設置された。2016 年、主委員会は、放射性医薬品を用いた治療における放射線防護に関するタスクグループ 101 を発足させた。

本書の作成に係ったすべての関係者に対し、長年にわたる多大な作業と献身に感謝申し上げる。

## タスクグループ 101 の委員 (2016-2019)

Y. Yonekura (委員長)	C. Divgi*	S. Palm*
S. Mattsson (共同委員長)	M. Dorfler*	P. Zanoni*
W.E. Bolch	D.R. Fisher*	
L.T. Dauer	M. Hosono*	
G. Flux	M. Lassmann*	
*通信会員 (Corresponding member)		
<b>ICRP 第 3 専門委員会・タスクグループ委員 (2011-2016)</b>		
Y. Yonekura (共同委員長)	C. Divgi*	M. Lassmann*
S. Mattsson (共同委員長)	D.R. Fisher*	S. Palm*
W.E. Bolch	G. Flux*	P. Zanoni*
L.T. Dauer	M. Hosono*	

K. Applegate	R. Loose
M. Bourguignon	C.-J. Martin
(2013~2017 年)	
D.A. Cool (委員長)	A. Nisbet
J.-F. Lescomte (書記)	D. Oughton
E. Bochud	T. Patcher
M. Boyd	S. Shinkarev
A. Canoba	M. Kai
K.W. Cho	S. Liu
	A. McGarry
(2017~2021)	
K. Applegate (委員長)	M.C. Cantone
C.-J. Martin (副委員長)	S. Demeter
M. Rehani (書記)	M. Hosono
J.S. Alsauwaidi	K. Kang
M. Bourguignon	R. Loose
	L. Van Bladel
<b>ICRP 第 3 専門委員会名譽メンバー</b>	
S. Mattsson	M. Rosenstein
<b>本書作成時の主たる委員会メンバー</b>	
委員長：C. Cousins, UK	
副委員長：J. Lechard, France	
事務局長：C.H. Clement, Canada; sci.sec@icrp.org	
K.E. Applegate, 米国 G.M. Larsson, オーストラリア 名譽メンバー	

\*通信会員 (Corresponding member)

## 第 3 専門委員会の重要レビューアー

K. Kang	C.-J. Martin
<b>主委員会の重要レビューアー</b>	
C. Cousins	J. Harrison

## 編訳委員

C.H. Clement (事務局長及び <i>Annals of the ICRP</i> 編集長)
H. Fujita (アシスタント事務局長及び <i>Annals of the ICRP</i> 編集長) (2015)
H. Ogino (アシスタント事務局長及び <i>Annals of the ICRP</i> 編集長) (2016-2018)

## 本書作成時の ICRP 第 3 専門委員会委員

(2009-2013)			
E. Vanó (委員長)	I. Gusev	H. Ringert	
J.-M. Casset (副委員長)	J.W. Hopewell	M. Rosenstein	
M. Rehani (書記)	P.-L. Khong	Y. Yonekura	
K. Ahlström Riklund	S. Mattsson	B. Yue	
M.R. Baeza	D.L. Miller		
L.T. Dauer	P. Ortiz López		
(2013-2017)			
E. Vanó (委員長)	L.T. Dauer	P. Ortiz López	
D.L. Miller (副委員長)	S. Demeter	P. Scalliet	
M. Rehani (書記)	K. Kang	Y. Yonekura	
K. Ahlström Riklund	P.-L. Khong	B. Yue	

S. Bouffler, 英国	D. Laurier, フランス	R.H. Clarke, 英国
K.W. Cho, 韓国	S. Liu, 中国	F.A. Mettler Jr, 米国
D.A. Cool, 英国	S. Romanov, ロシア	R.J. Pentreath, 英国
J.D. Harrison, 英国	W. Rühm, ドイツ	R.J. Preston, 米国
M. Kai, 日本	C. Streffer, ドイツ	E. Vanó, スペイン

1988 年以降正式にはメンバーではないが、事務局長は主委員会の中心メンバーである。

ICRP 及びタスクグループ 101 のメンバーは、本書への貴重な貢献に関し Katarina Sjö green Gleisner に感謝する。最後に、編訳プロセスにおいて本書の起草にご意見を寄せていただいたすべての組織及び個人に対して深く感謝する。



この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 140 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

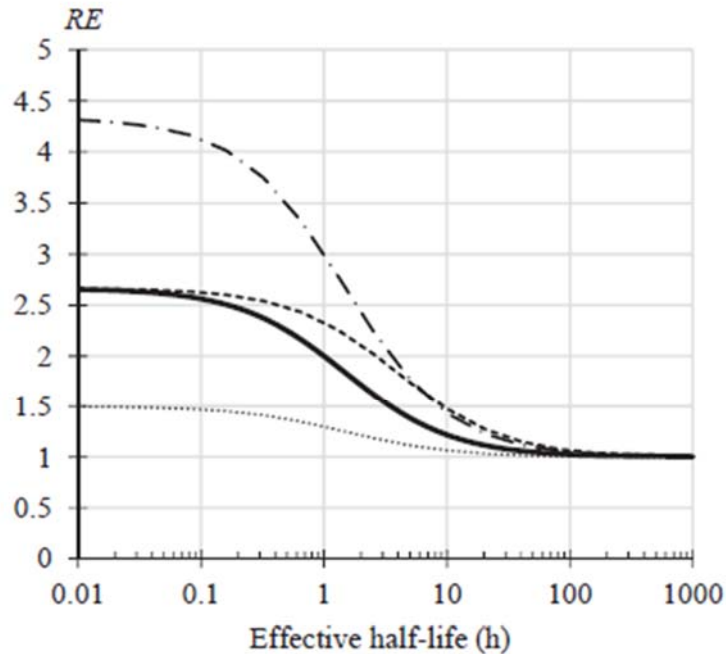


Fig. 4.1. Relative effectiveness ( $RE$ ) obtained from Eqs (4.14) and (4.13). As baseline values, shown by the solid line, parameters used are  $D=5$  Gy,  $\alpha/\beta=3$  Gy, and  $T_{rep}=1.5$  h. The dash-dotted line is obtained when the absorbed dose is changed to 10 Gy, and the dotted line is obtained when  $\alpha/\beta$  is changed to 10 Gy. The dashed line is obtained when the repair half-time is changed to 4 h.

#### 実効半減期 (h)

図 4.1. 式 (4.14) 及び (4.13) から得られた効果比 (RE)。ベースライン値 (実線で示す) として使用したパラメータは  $D=5$  Gy,  $\alpha/\beta=3$  Gy 及び  $T_{rep}=1.5$  h である。鎖線は吸収線量を 10 Gy に変更したとき、点線は  $\alpha/\beta$  を 10 Gy に変更したときである。また破線は半修復時間を 4 時間に変更したときである。

この翻訳物は、令和 2 年 3 月時点の ICRP Publication 140 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table 5.2. Periods for avoiding pregnancy after radiopharmaceutical therapy to ensure that the dose to the fetus will not exceed 1 mGy.\*

Radionuclide and form	Treatment of	All activities up to (MBq)	Avoid pregnancy (months)
<sup>131</sup> I-iodide	Hyperthyroidism	800	4
<sup>131</sup> I-iodide	Thyroid cancer	6000	4
<sup>131</sup> I-mIBG	Neuroendocrine tumours	7500	3
<sup>32</sup> P-phosphate	Myeloproliferative disease	200	3
<sup>89</sup> Sr-chloride	Bone metastases	150	24
<sup>90</sup> Y-colloid	Arthritic joints	400	0
<sup>90</sup> Y-colloid	Malignancies	4000	1

\*Selected data from Table 13.3 of *Publication 94* (ICRP, 2004).

表 5.2 胎児への線量が 1 mGy を超えないことを確実にする為に放射性医薬品治療後に妊娠を避ける期間\*

放射性核種と 物理・化学形	治療対象	最大放射能 (MBq)	避妊期間 (箇月)
<sup>131</sup> I-ヨード	甲状腺機能亢進症	800	4
<sup>131</sup> I-ヨード	甲状腺がん	6000	4
<sup>131</sup> I-mIBG	神経内分泌腫瘍	7500	3
<sup>32</sup> P-リン酸塩	骨髄増殖性疾患	200	3
<sup>89</sup> Sr-塩化物	骨転移	150	24
<sup>90</sup> Y-コロイド	関節炎	400	0
<sup>90</sup> Y-コロイド	悪性疾患	4000	1

\* Publication 94 の表 13.3 (ICRP, 2004) から一部データを引用。

Table 5.1. Typical shielding effectiveness values for  $^{131}\text{I}$  (CNSC, 2017).

	Half value layer*	Tenth value layer†
Lead	3.9 mm	12 mm
Steel	32 mm	64 mm
Concrete	118 mm	226 mm

\*The thickness of shielding material required to reduce the unshielded dose rate to one-half of the original.  
†The thickness of shielding material required to reduce the unshielded dose rate to one-tenth of the original.

表 5.1  $^{131}\text{I}$  の代表的な遮蔽効率（CNSC, 2017）。

	半価層*	1/10 価層†
鉛	3.9 mm	12 mm
鋼鉄	32 mm	64 mm
コンクリート	118 mm	226 mm

\*非遮蔽時の線量率を本来の半分の抑えるために必要な遮蔽材料の厚さ。

†非遮蔽時の線量率を本来の 10 分の 1 に抑えるために必要な遮蔽材料の厚さ。

# 平成 31 年度 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会 議事録

日 時：2019 年 6 月 12 日（水） 17:00－19:00

場 所：（公財）原子力安全研究協会 パークサイドビル 6 階会議室

出席者：（敬称略・委員は五十音順）

鈴木（国際医療福祉大学ク）、佐々木(道)（電中研）、大野（京都医療科学大）、  
小田（神戸大）、佐々木(康)（湘南鎌倉総合病院附臨床研究セ）、  
保田（広島大）、辻（規制庁）

原安協：杉浦、米原、事務局（野村、迫田、崔、本庄、河本）

## 【 資 料 】

- 31 ICRP 刊行物 1-1-1 平成 31 年度・ICRP 刊行物翻訳委員会要綱（案）
- 31 ICRP 刊行物 1-1-2 平成 31 年度・原子力規制庁業務委託仕様書
- 31 ICRP 刊行物 1-1-3 翻訳の流れ
- 31 ICRP 刊行物 1-1-4 平成 31 年度年間計画案
- 31 ICRP 刊行物 1-2-1 翻訳対象選定用書名リスト
- 31 ICRP 刊行物 1-2-2 翻訳適否検討用の原著概要
- 31 ICRP 刊行物 1-3-1 翻訳進捗状況
- 31 ICRP 刊行物 1-4-1 理解促進活動報告と実施案

※以下、資料番号の「31 ICRP 刊行物」は略

## 【 議 事 】 -----

### 1. 当委員会について（資料 1-1-1～1-1-4）

会議冒頭に、規制庁より本事業について以下の趣旨説明があった。また事業受託者として原安協杉浦氏から挨拶があった。

——当翻訳事業は今年度で 3 年目を迎えることになり、Publ.125、132 が最終版として製本に向けて作業が進んでいる。放射線審議会の関係省庁連絡協議会において翻訳事業について紹介した所、他省庁からの反応があった。今後は理解促進活動にもさらに期待している。今回は翻訳対象の選定が主な議題であるが専門家としての活発なご議論をお願いしたい（規制庁）。

——本事業は公共性の高い事業であることを認識しており、また委員の方々にも多くの作業をお願いしながら進めている。今年度も引き続きご協力をお願いしたい（杉浦氏）。

事務局より、資料 1-1-1、1-1-2 を用いて当翻訳事業の全体像と委員会活動に求められる

内容について説明があった。また資料 1-1-3、1-1-4 を用いて翻訳の流れと平成 31 年度計画案の説明があった。当事業に関して以下の発言があり、要綱案は承認された。

・今年度は製本版を 50 部作ることになっているが、これはどのような形で活用されるのか（鈴木委員長）。

——国会図書館に納品する以外の活用についてはまだ議論が進んでいないが、製本された形で残した方が良いという意見が庁内であった（規制庁）。

——翻訳に携わってくれた方々にも製本版が提供できれば良いと考える（事務局）。

## 2. 翻訳対象と翻訳者の選定（資料 1-2-1～1-2-2）

事務局より、資料 1-2-1 と 1-2-2 を用いて、翻訳選定対象となる書名リストと原著刊行情報について説明があった。

得票の多かったタイトルを中心に議論が行われ、翻訳対象とする刊行物が選定された。なお今年度も、年度始めにすべての翻訳対象を選定せず、まず下記 3 点を選定し着手することになった。残りの翻訳対象については、Publ.140 “Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals”の出版状況を ICRP 事務局に確認し、第 2 回翻訳委員会の時点におけるその出版状況や予算等を考慮して検討することとなった。

結果と主な議論は、以下のとおり。タイトル横の番号は、着手順。

### 【 選定されたもの 】

① Publ.124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations  
65pp.

○翻訳者候補：川口委員（量研機構）

○関連の意見：

- ・本書は環境の防護についてあまり踏み込んだ内容にまで触れていない。事故の場合や処分など具体的な状況には触れておらず大枠の内容であったと認識している。その他の第 5 専門委員会から出された文書を多く引用している（佐々木道副委員長）。
- ・本書は事前投票でも 5 票と多い。IAEA も最近環境の防護に関する基準を出しており、内容から判断して環境省は翻訳版が欲しいと考える（鈴木委員長）。
- ・Publ.124 を訳すべきと考える。2007 年勧告が出版された当時、「環境の防護」は 8 章に少し入っていた程度だが、各被ばく状況に関連する考え方については記載がなかった。これから詳しく検討されていく課題と考えるが、その入り口として訳すべきである（小田委員）。
- ・内容としては APPENDIX に REFERENCE とする動物と植物を選んでおり、それに対する Dose Rate をどう計算するか、Population への影響だけと考えている（鈴木委員長）。
- ・最近ニュースでチェルノブイリの記事を読んだ。事故の影響で人間がいなくなったことにより生態系は確実に豊かになっていたが、多少の突然変異があったようだ。人の環境の防護の考え方は大きく違うように思う。考え方の整理をする際、Publ.124 の

ような刊行物の翻訳は行政側に必要になると考える（保田委員）。

・パラメーターとしてはJAEAの福島グループが詳しいのではないかと（鈴木委員長）。

② Publ.129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography(CBCT)  
約 100pp.

○翻訳者候補：対馬義人氏（群馬大学）、または、櫻井孝氏（神奈川歯科大学）

○監修候補：米倉義晴氏（RI協会）

○関連の意見：

- ・CBCTはIVRの時に一緒に使うことでIVRがやりやすくなることで普及した方法であり、日本では歯科で広く使われている。いわゆるパノラマ撮影の代わりに歯科用CTとえばほぼこれになる。日本でもユーザーは多くいるが、ICRPのことはあまり知らないのではないかと（大野委員）。
- ・歯科では放射線防護はあまり意識されていないかもしれない（鈴木委員長）。
- ・CBCTの開発に携わったのは放医研の遠藤真広先生である。被ばく線量が大きくなる傾向があるので防護管理が重要である（佐々木康委員）。
- ・翻訳者の第2候補としては日本歯科放射線学会に所属されている人が適任と考える、櫻井先生の場合はグループでお願いしてもよい（大野委員）

③ Publ.107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations 33ppまで（ANNEXは翻訳しない）。

翻訳者候補：遠藤暁氏（広島大学）。もしくは、遠藤章氏に相談。

監修候補は、遠藤章氏（JAEA）。

関連の意見：

- ・これは「アイソトープ手帳」にある「おもな放射線同位元素の表」と深く関わる核データの評価に関する刊行物である（事務局）。
- ・この刊行物は基本的にはデータ集であるが、33ページまでに基礎的かつ重要な情報などがあるので、そこまでを訳したら良いと考える（佐々木道副委員長）。
- ・これはCDとセットでありデータがそのままPCで読み込めたように思う。そのデータは英語でもかまわないが翻訳版と一緒に配布できれば良い（保田委員）。
- ・翻訳は本文のみで良い（鈴木委員長）。
- ・Publ.107はデータしか見たことがない、内容を正しく理解する上で翻訳があった方が良い（大野委員）。
- ・本書は、現時点ではICRPが販売対象としている刊行物である。翻訳許可の取得において、販売中のデータ集のデータ公開はクリティカルな問題であり、データ公開の扱いについてはICRP事務局と慎重な打ち合わせが必要であろう（事務局）

【 選定議論継続の候補 】

Publ.134 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2 約 350pp. (翻訳対象は 230

ページ程度)

Publ.137 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3 約 490pp.

関連の意見：

- ・Part3の方がバリウムやセシウムといった工業の現場や事故があった場合に出てくる核種が含まれており、なじみがあるように考える。Part2には再処理で問題となってくる核種がある。OIRのシリーズを翻訳できるグループも限られており作業を遅らせて着手する必要がある(鈴木委員長)。
- ・Part1を翻訳して2をとばしてPart3を翻訳することになる。Part2でも研究現場ではよく知られた核種がある。Part2は本文が227ページまでで終わっており、その後は表かもしれないので確認して欲しい(保田委員)。
- ・必要な核種を訳すという形の場合は、一度規制庁内で持ち帰って議論することになると考える(規制庁)。
- ・核種を抽出して選んで訳すと研究目的でどれを選ぶのかという問題となるため、1冊訳すべきと考える(鈴木委員長)。

Publ.114 Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants

Publ.136 Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation

関連の意見：

- ・Publ.124を翻訳する場合、Publ.136と114も同じテーマの流れに繋がるものであり、併せて翻訳し、第5専門委員会\*の仕事の記録として残しておくことが望ましいのではないかと。川口委員に136や114を同時に翻訳する場合、どのような形で翻訳作業を進めるべきか確認し対応を検討する(136と114は福島で活動中のIAEAのグループで翻訳することも選択肢)(鈴木委員長)。

\*事務局注 ICRPの第5専門委員会は、「環境防護」を専門として2005年7月に新設され、2017年7月からは他の専門委員会に合流して活動している。

### 3. 進行状況報告と今年度の方針検討1——翻訳(資料1-1-4~1-3-1)

事務局より、資料1-1-4と1-3-1を用いて現在の翻訳状況について説明があった。

以下の議論があり、承認された。

- ・Publ.131(幹細胞)と121(小児の医療被ばくの防護)の承認投票を2チームに分かれて同時に行うか、時期をずらして全員で行うか決めないといけない(鈴木委員長)。
- Publ.131は全部読んだことがあり、担当してもよい(大野委員)。
- Publ.131を年度内に最終版にする必要があり、優先順位が高い。131は、幹細胞という社会的に注目度が高いがきわめて専門的な内容を扱っているため、専門でない方が日本語で読んだ時に引っかけられるのがポイントになる。そのため、当委員会でも「自分の専門ではない」読者としてそれぞれの立場で読むことが望ましい。可能であ

れば時期をずらして 131 と 121 も全員で承認投票をする（鈴木委員長）。

- ・米倉先生に監修が多いようだが、ご負担が過剰でないか気になる（鈴木委員長）。
- 第 3 専門委員会でドラフトを何度も読まれているため、本事業でも解釈の間違い等にもさっと読まれたら分かるのではないかと、問題ないように考える（佐々木康委員）。
- ・ Publ.130 の翻訳チームより、付属書において生理代謝モデルや解剖学的な内容も出てきているため医学系の方に助けてほしいと連絡があった。鈴木委員長や佐々木康人委員には別途確認作業をお願いしたい（事務局）。

#### 4. 進行状況報告と今年度の方針検討 1 ——理解促進活動（資料 1-4-1）

事務局より資料 1-4-1 を用いて理解促進活動報告と実施案の説明があった。結果と主な議論は以下のとおり。

##### 【 終了 】

- ① 第 78 回日本医学放射線学会総会（2019 年 4 月 11 日～14 日）  
手 法：教育講演「必須講習 医療安全・放射線防護」の中で大野委員が本事業を紹介
- ② 第 19 回日本核医学会春季大会（2019 年 4 月 27 日～28 日）  
手 法：教育講演「必須講習 医療安全・放射線防護」の中で大野委員が本事業を紹介
- ③ 第 322 回日本医学放射線学会関西・地方会（2019 年 6 月 8 日）  
手 法：共通講習会（医療安全・放射線防護）の中で大野委員が本事業を紹介

##### 【 計画／検討中 】

- ① 第 56 回アイソトープ・放射線研究発表会（7 月 3 日～5 日）  
・発表申込が終了しているが、フライヤーなどの設置は間に合うのか、もっと事前に準備をすべきである（佐々木康委員）。  
——7 月開催で直前となっており、これからの対応は厳しいと考える。秋の放射線安全取扱部会ではフライヤー等の対応が可能であるかもしれない（事務局）。
- ② 第 28 回日本心血管インターベンション治療学会（9 月 19 日～9 月 21 日）  
講演者として参加予定の大野委員にスライドを用いて紹介頂く予定。
- ③ 日本放射線影響学会第 62 回大会（11 月 14 日～16 日）。  
鈴木委員長より鈴木啓司先生に連絡済み。今年は幹細胞に関するセッションを企画しており、スライドを用いた事業紹介を検討中。
- ④ 日本宇宙航空環境医学会第 65 回大会（11 月 29 日～12 月 1 日）  
・学会に知り合いがいるので事業紹介が可能か確認してみる（保田委員）
- ⑤ 日本保健物理学会第 52 回研究発表会/日本放射線安全管理学会第 18 回学術大会（12 月 5～7 日）  
・この大会で主査を務める専門委員会の報告をすることになっている、実用量の合同ドラフトの件である。その流れで紹介が可能かもしれない（小田委員）。
- ⑥ 日本原子力学会 2020 年春の大会（2020 年 3 月 16 日～18 日）  
・福島大学で開催であれば、原安協の福島事務所からポスター発表で参加も可能と考



える（杉浦氏）

⑦ その他

- ・紹介スライドについて、テンプレートがあれば紹介する刊行物を変えるだけよくなるので検討して欲しい（鈴木委員長）。
- ・日本非破壊検査協会に所属しており、協会で興味がある人がいるか声をかけてみる（小田委員）。
- ・日本原子力産業協会は現在も活動を行っているのか（佐々木康委員）。

——毎年4月頃に年次大会がある、参加者が原子力学会と重なっているかもしれない（杉浦氏）。

- ・その他に医療放射線防護連絡協議会や放射線防護アンブレラ事業報告会がある、後者の国際動向報告会ではICRPから甲斐先生に紹介ができるのではないかと（杉浦氏）。

——何かフライヤーがあれば良い、また専門的でない人も参加しているかもしれないので、内容について要点がまとまっていると有難い（大野委員）。

——フライヤーを作る場合は、内容の案を作って次回でも委員会で出して欲しい。それぞれの学会等の対象を意識して内容を絞って紹介するフライヤーであることが望ましい（鈴木委員長）。

#### 4. その他

- ・第2回委員会の開催については、10月後半から12月前半とし幅広く日程調整を行うこととした。

以上

# 平成 31 年度 第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会 議事録

日 時：2019 年 11 月 11 日（月） 13:30－15:30

場 所：（公財）原子力安全研究協会 本館地下会議室

出席者：（敬称略・委員は五十音順）

鈴木（国際医療福祉大ク）、佐々木(道)（電中研）、大野（京都医療科学大）、  
川口（放医研）、木内（JAEA）、佐々木(康)（湘南鎌倉総合病院附臨床研究セ）、  
保田（広島大）、小林、辻（規制庁）

原安協：杉浦、米原、事務局（野村、迫田、崔、本庄、河本）

## 【 資 料 】

- 31 ICRP 刊行物 2-1 前回議事録
- 31 ICRP 刊行物 2-2-1① 年間計画案
- 31 ICRP 刊行物 2-2-1② 現在進行状況
- 31 ICRP 刊行物 2-2-2 翻訳対象追加選定用書名リスト
- 31 ICRP 刊行物 2-2-3 追加翻訳適否検討用の原著概要
- 31 ICRP 刊行物 2-3-1 訳語検討リスト（130,135,131）と別紙
- 31 ICRP 刊行物 2-3-2① 訳語検討（130 監修版付属書）
- 31 ICRP 刊行物 2-3-2② 訳語検討（135 校閲版全文）
- 31 ICRP 刊行物 2-3-2③ 訳語検討（131 用語抜粋）
- 31 ICRP 刊行物 2-4 理解促進活動報告と今後の予定について
- 31 ICRP 刊行物 2-5 ICRP ウェブサイトの最新情報と参考資料

※以下、資料番号の「31 ICRP 刊行物」は略

## 【 議 事 】

### 1. 翻訳進捗状況報告（資料 2-2-1）

事務局より翻訳進捗状況報告があった。Publ 107 の翻訳が予定より早く進んでいること、Publ 131 の最終版に向けた作業中であることの説明があった。

### 2. 翻訳対象と翻訳者の追加選定（資料 2-2-2～2-2-3）

事務局より、資料 2-2-2 と 2-2-3、さらに 6 月の予備選定における検討経緯等の説明があり、その後、今年度 4 本目となる翻訳選定対象と翻訳者について検討が行われた。

結果と主な議論は、以下のとおり。

## 【 選定されたもの 】

④ Publ.140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals 約 100pp.

○翻訳者候補：織内昇氏（福島県立医大）

○関連の意見：

- ・予算の観点から、ページ数で 300 や 400 を超えるものは、選択肢から消える。得票数から翻訳の必要性が認められておりページ数も妥当ではないか（鈴木委員長）。
- ・Publ. 140 は前回委員会でも近刊として候補となっていた。前回委員会以降に出版されたものは 140 のみである（事務局）。
- ・個人として放射線内用療法はこの分野の花形になってくると考える。Publ. 140 はこの内用療法における防護を扱っており、日本語版があると非常に有難い（大野委員）。

● Publ.124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations

○委員校閲担当：木内委員

● Publ.129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

○委員校閲担当：佐々木康人委員

● Publ.107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations

○監修担当：遠藤章氏（JAEA）。次の候補として、佐藤達彦氏（JAEA）

**3. 翻訳および校閲関連の検討**（資料 2-3-1、別紙、2-3-2①～③）

資料 2-3-1、別紙と 2-3-2①～③を用いて訳語の検討を行った。検討結果と主な議論は、以下のとおり。

● Publ.130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1（監修版）

**【 訳語全般 】**

- ・“independent” ……「個別の」と訳しているが、日本語から考えると“individual”や“specific”といった訳語との対応が必要になってくる。文脈の中で訳について検討してほしい（保田委員）。
- ・“yield” ……「収率」で慣れている。「放出率」に変えると違和感がある。最終の承認投票の際に、コメントにあるとおり「生成量分析でない文脈において」に該当する前後の文章を含めて、確認してほしい。また、このような訳語変更は、使い分けの基準が共有しやすいよう用例ごと記録に残す必要がある（鈴木委員長）。
- “yield” が使用されている具体的な文脈を含めて記録する（事務局）。

**【 解剖学関連の用語 】**

- ・「絨毛気道」や「前鼻腔」の方が、解剖学的に使われている（鈴木委員長）。
- ・“distal trachea” ……distal は「末端」の意味が強い。器官の 1 番最後ということである（鈴木委員長）。
- 「遠位気管」という用語がある（佐々木康人委員）。

- “magnetpneumography” …… 「肺磁図」としている（佐々木康人委員）。
- “bone volume” …… “bone surface, bone volume, and bone marrow” のように、骨の表面・骨髄と並べて使われている。“bone volume” は骨髄以外の骨本体のことを指しており、解剖学的には「海綿骨」のことだろう。「骨体積」は間違いである。「骨そのもの（海綿骨）」としても良い。臨床の立場からはどの訳語がわかりやすいだろうか（鈴木委員長）。
  - 今の議論に違和感はない。「骨本体（海綿骨）」とした方が良い。“distal trachea” は「遠位気管」が良いと考える（大野委員）。
- “bound” …… もともと「束縛」としていたものを、監修で「結合」と変えているが、一部に訳語のばらつきがあるため統一が必要である（鈴木委員長）。
  - 全て “bound state” という用語であり、統一した方が良い（佐々木康人委員）。
  - 決め事として統一すべきである（佐々木道也副委員長）。
- “mineral bone” …… 海綿骨に相当する、堅い部分のことではないか。一般に言う「軟骨」の反対として「ミネラル」を使っているようだが、さらに用例を見て検討したい（鈴木委員長）。
  - “mineral bone” が出てくる箇所を確認し、再度確認依頼をする（事務局）。

用語	130監修時	修正案	結論
distal trachea	末梢気管	気管末端ないし 遠い気管	遠位気管
bone volume	骨体積	骨本体	骨本体（海綿骨）
bound	束縛、結合		結合

● Publ 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging（校閲版）

【 DRL における “local” “regional” “national” 】

- “local” は病院内の DRL ではないか（佐々木康人委員）。
  - 1 病院の場合はその病院だけの数値のためそのようには言わない。Publ 135 では小さい地域の中の DRL としているが、日本では小児病院の集まりで合意した DRL やある医療法人に属する複数病院における DRL など、様々な背景による「ローカル DRL」が存在し、その意味で使われすぎている感もあり、わかりにくくなっている。
    - 135 ではほぼ「地方の」DRL という使われ方である。“regional” は Glossary の語彙説明では「いくつかの国の集合体」とある。例えば EU や、医療圏ではアジアでもミャンマー、カンボジアやベトナムなどが同じ医療圏となるが、そのような集まりを指していると考えられる。国の集合体であるのだが、135 では “local” “regional” “national” として “national” の前に “regional” が来る使い方が多いため、“regional” に「国の集合体」として付けないとその部分だけを読んだ人が勘違いをしてしまう（大野委員）。
  - 最近読んだ DRL 関連の文献で、“local” “national” “regional” の順番で使って

- いる文章があった。著者がどちらを念頭に置いたか判断できない（鈴木委員長）。
- ICRP 事務局の藤田氏に確認してもよい（佐々木康人委員）。
- 大まかには“local” “national” “regional” の順番であると認識している（佐々木道也副委員長）。
- Publ 135 の中に用語集があり、“regional” は国の集合体と明確に定義しているので、繰り返し書かなくてもよいのではないか。（保田委員）
- 用語解説を読まずに本文だけを読む読者もいるかもしれないため、本文中の主な箇所訳に1つずつ（国の集合体）としても良いと考える（大野委員）。

### 【 日本と海外で異なる資格の訳出 】

- “radiographer” ……もともとは「放射線技師」となっていたが日本国内では「診療放射線技師」に相当する。“radiographer” と “x-ray technologist” を合わせて「診療放射線技師」としても内容としては意識にはならない。“radiographer” はスイッチを押すだけの技師のことである。日本と欧米では放射線技師の国家資格に大きく違いがある（大野委員）。
- 日本の診療放射線技師では「診療」まで含まれてしまう。“radiographer” とは少し違うのではないか（佐々木康人委員）。
- “radiographer” は「画像撮影」のみで「診療」は入ってこない。必ずしも日本の国家資格に合わせる必要はない。訳注を入れて最初に説明を加えても良い（鈴木委員長）。
- “radiographer” はポジショニングのみを行う技師のことである（大野委員）。
- 「撮影担当技師」だと分かり易い（佐々木康人委員）。
- 1 番最初に訳注で国毎に資格制度が異なる旨を説明してもよい（鈴木委員長）。
- “Nurse practitioner” ……これも日本にない資格だが、「家庭医」のように医師と同じようなことまでできる。国内の「看護師」ではそこまでの権限はない（大野委員）。
- “qualified medical physicist” ……直訳すると「診断専門の医学物理士」となるが、日本では「治療」の医学物理士はいるが「診断」の医学物理士はいない。役割として診療放射線技師が担っているため、訳注で対応することを検討したい（大野委員）。
- 日本では診療放射線技師がそれを行うことができると訳注すれば良い。原文は原文のまま、書いた方が良い。
- “Radiographers” “x-ray technologists” “Nurse practitioner” については、国内制度と違う旨、訳注で対応する。委員の方に説明文作成に協力願う（事務局）。
- 今後の方針
  - 海外と日本の制度上の違い等を含む表現については、訳語ではコンセプトのみを伝え、訳注を活用して、読者が背景事情を理解できるよう配慮する（鈴木委員長）。

### 【 その他 】

- “the cumulative DLP” ……「累積 DLP」と訳されていたが、臨床の現場で日常的には

「積算 DLP」という言い方が多い（大野委員）。

——「積算 DRL」と一般に使われている用語にした方が良い。“cumulative”を無理に全て統一することもない（佐々木道也副委員長）。

- ・“storage-phosphor techniques (often referred to as ‘computed radiography’)”は初出を「CR 撮影（輝尽性蛍光体法）」、以後は「CR 撮影」とすれば良い（大野委員）。
- ・77 項は、本文中の URL が変わっているが、新 URL で対応すべきか（大野委員）。
  - 脚注で対応してはどうか。今後もまた URL が変わると思う。脚注でいつ時点ではこの URL と説明すれば良い（保田委員）。
  - 変更後の URL を脚注に記載する（事務局）。
- ・7 章冒頭のまとめ（下から 3 番目の●）で、DRL の 50 パーセントの説明は、「達成できていること」ではなく「達成できている」というニュアンスである（鈴木委員長）。
  - 「達成できる分布を示す」ではどうか（大野委員）。
  - これは 2 つ文章があり、上の文章は、普通の努力で達成できる分布を示す。下はそれぞれの技師の分布がわかるということである。「中央値と分布を示す」とすれば良い。大野委員に修正案の作成をお願いする（鈴木委員長）。
- ・GLOSSARY の“Radiation detriment”は「障害」ではなく「損害」である（佐々木道也副委員長）。
- ・GLOSSARY の“Tomosynthesis”で、「用いる」と動詞で終わっている。「方法」や「手法」で終えるのが良いのではないか（保田委員）。
  - そのとおりで、「手法」が良い（大野委員）。

用語	135翻訳時	135委員校閲案	結論
local DRL	地方の DRL（ローカル DRL）	地方の DRL	地方の DRL
national	国の DRL		国の DRL
regional	地域（国の集合体）の DRL		地域（国の集合体）の DRL
Radiographers	放射線技師	診療放射線技師	撮影担当技師 （訳注で説明追加）
x-ray technologists	X 線検査技師	診療放射線技師	X 線検査技師 （訳注で説明追加）
Nurse practitioner	ナース・プラクティショナー		ナース・プラクティショナー （訳注で説明追加）
the cumulative DLP	累積 DRL	積算 DRL	積算 DRL

- Publ 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection (承認投票版)
- ・“stemness”は、専門書では「幹細胞能」と「ステムネス」の両方を使っている。最近では「ステムネス」としているものが多い(鈴木委員長)。
- ・GLOSSARYに説明があるため、脚注は不要と思われる(川口委員)。

#### 4. 理解促進活動の実施報告と今後予定(資料2-4)

事務局より資料2-4を用いて理解促進活動報告と今後の予定の説明があった。

【終了】 ※すでに実施方向済の①、②は省略

- ③ 第56回アイソトープ・放射線研究発表会(2019年7月3日～5日)  
手 法：フライヤーの設置配布
- ④ 第28回日本心血管インターベンション治療学会学術集会(2019年9月19日～21日)  
手 法：放射線防護講習会講演の中で大野委員が本事業を紹介
- ⑤ 第55回日本医学放射線学会秋季臨床大会(2019年10月18日～20日)  
手 法：特別企画「レジェンドに学ぶ」「ICRPの放射線防護体系変遷」講演の中で紹介  
佐々木康人委員が本事業を紹介
- ⑥ 第59回日本核医学会学術総会(2019年11月1日～3日)  
手 法：合同シンポジウム「LNT仮説と低線量被曝を学び直す」  
「国際的な動向」講演の中で紹介佐々木康人委員が本事業を紹介

【計画/検討中】

- ⑦ 日本非破壊検査協会2019年度秋季講演大会(11月12日～13日)  
会場にフライヤーを150部設置して頂く予定。
- ⑧ 日本放射線影響学会第62回大会(11月14日～16日)  
セッション前に鈴木啓司先生にスライドを用いて紹介頂く予定。
- ⑨ 放射線防護に関する国際動向報告会(12月24日)。  
甲斐先生の講演の中で紹介して頂くよう依頼予定。
- ⑩ 日本原子力学会2020年春の大会(2020年3月16日～18日)  
原子力学会はテクニカルな発表が主体となるため、事業紹介としての参加は厳しいのではないかと(佐々木道也副委員長)

【その他】

- ・12月16日と来年の1月21日に放影協のICRPセミナーや意見交換でフライヤーの設置などは対応可能である(佐々木康人委員)。
- ・医療系の学会は、多くが春先に予定されており、現時点で参加を検討しなければならない。来年度の予定についてどう考えたらよいか(大野委員ほか)。
- ・今年度は125と132の完成版が公開されたが、完成版の存在や内容について、その刊行

物に関わる分野の関係者（放射線審議会委員など）との確実な情報共有を図っていただきたい（保田委員）

- ・今後もフライヤー設置、メーリングリストによる発信等を、理解促進活動として続けていきたい。また、委員の先生方に発表をしていただく際に追加してもらう形で事業紹介を行っていきたい（事務局）。

## 5. その他（資料 2-5）

佐々木道也副委員長より資料 2-5 を用いて、ICRP web 情報から ICRU Report 92 と “Free the Annals” の紹介があった。コメントは以下のとおり。

- ・ ICRU Reports についても、テーマによっては ICRP Publications と同列に当委員会で扱う翻訳対象として検討しても良いかもしれない（鈴木委員長）。
- 実用量のレポートでは ICRP と ICRU と両名になっていた。もし次年度に向けて翻訳候補となるものがあれば提案して欲しい（規制庁）。

\*事務局注 ICRU は設立の経緯から ICRP の兄弟組織であり、単位と測定を扱う活動内容のため、特に ICRP 第 2 専門委員会とのつながりが強い。検討テーマによりジョイントチームが生まれ、共著として成果が発表されることもある。

第 3 回委員会の開催については、2020 年 2 月下旬から 3 月上旬とし日程調整を行うこととした。

以上



# 平成 31 年度 第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会

## 議事録

日 時：2020 年 2 月 17 日（月） 13:30～15:30

場 所：（公財）原子力安全研究協会 新橋パークサイドビル 6 階会議室

出席者：（敬称略・委員は五十音順）

鈴木（国際医療福祉大学ク）、佐々木（道）（電中研）、大野（京都医療科学大）、小田（神戸大）、川口（量研機構）、木内（JAEA）、佐々木（康）（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究セ）、保田（広島大）、辻（規制庁）

原安協：米原主任研究員、事務局（野村、迫田、崔、本庄、河本）

### 【 資 料 】

31 ICRP 刊行物 3-1	前回議事録
31 ICRP 刊行物 3-2	ICRP ウェブサイトの最新情報と別紙
31 ICRP 刊行物 3-3-1①	年間計画案
31 ICRP 刊行物 3-3-1②	現在進行状況
31 ICRP 刊行物 3-3-2①	訳語検討リスト（138,126）
31 ICRP 刊行物 3-3-2②	訳語検討（138 監修版一部抜粋）
31 ICRP 刊行物 3-3-2③	訳語検討（126 校閲版全文）
31 ICRP 刊行物 3-4	当事業理解促進活動の実施について
参考資料①	刊行物に関する問合せ対応について（案）

※ 以下、資料番号「31 ICRP 刊行物」は略

### 【 議 事 】

#### 1. ICRP の最新情報の紹介（資料 3-2, 別紙①～⑥）

佐々木副委員長より、資料 3-2 及び別紙①～⑥を用いて、ICRP ウェブサイトの更新情報について以下のとおり紹介があった。

- ・“ICRP Strategic Priorities 2020-2024” の公開
- ・ICRP 主催 “International Conference on Recovery After Nuclear Accidents”（2020 年福島にて開催）情報
- ・長崎大学主催の “International Advanced Training Course” について
- ・新刊（Publ.141 及び 142）リリース情報について
- ・若手研究者向けの “ICRP Mentorship Program” について
- ・既刊分（～Publ.137）の完全無償化について

## 2. 翻訳進捗状況の報告（資料 3-3-1①②）

事務局より翻訳状況の報告があった。Publ.131 については現在再校刷りの翻訳者確認段階あること、Publ.107 については、原著者の遠藤章氏（JAEA）に監修依頼するも辞退の意向を示されており、第 2 候補である現 ICRP 第 2 専門委員会委員の佐藤達彦氏（JAEA）に依頼する予定である旨説明があった。あわせて、Publ.130 の承認投票開始時期について事務局より委員に都合を伺い、今年度中の実施が決定した。

## 3. Publ. 138 及び Publ. 126 訳語の検討（資料 3-3-2①②③）

資料 3-3-2①～③を用いて、Publ.138 及び Publ.126 の訳語について検討された。Publ.138 については、2019 年 3 月開催の委員会ですでに検討されたが、監修を終え、改めて検討の必要が生じた旨、事務局より説明があった。検討結果と主な議論は以下のとおり。

### ● Publ. 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection（監修版）

#### 1) “informed” 訳語関連

##### “informed” の訳語選択の経緯（事務局により説明）

翻訳版においては「情報に基づいて」と訳されていたが、2019 年 3 月開催の委員会で「説明を受けて」と訳す方向で承認された。その後、甲斐氏が監修し、その結果を杉浦氏が確認した（訳語に関するコメントは以下のとおり）。

- ・監修者（甲斐氏）：「説明を受けて」は医療現場などに限定されるので「情報に基づいて」と訳した方がよい。コンテキストによっては「説明を受けて」と訳した方がよい箇所もある。
- ・翻訳者（杉浦氏）：“informed consent” のような場合は「説明を受けて」として日本語としても浸透しているので、内容としても全く問題はないが、場所によって「説明を受けて」と「情報に基づいて」に訳し分けすることについては良くない考える。また、「説明を受けて」という訳を考える上で、受け身でなく『自分で』情報を取りに行く場合が含まれるのかどうかも考慮のポイントであるが、その点が判断しかねる。

##### 主な議論（「説明を受けて」と「情報に基づいて」）

- ・伝えるというよりも理解してもらおうという意味合いが強いように思うので、「説明を受けた上での同意」という意味から「説明を受ける」と訳す方が良いと思う（保田委員）。
- ・医療現場での“informed consent” は情報提供だけではなく、ある程度付加価値を教えた上で判断させることを意味しているといえる。医療における“informed consent” は意味が異なることを明記した上で「情報に基づいて」と訳すのが良いように思う（大野委員）。
- ・日本語で考えると「情報」よりも「説明」の方がさらに付随した情報が入っているように感じるので、全体を読んで「並べられているだけの情報」と「付加価値の入った情報」のどちらに該当するかを判断して使い分けるのが良いように思う（川口委員）。
- ・「説明を受けて」の方が分かりやすいように感じる（小田委員）。

- “action” や “decision” (資料 3-3-2②, p2, p3) については、「説明」よりも自ら情報を取りに行く意味が強いと思うので、「情報に基づく」の方が良いのではないかと思う(木内委員)。
- “informed consent” については、「説明を受けて」という医療におけるスタンダードの訳が良いと思うが、それ以外で “informed” が使われている場合は、「情報に基づいて」の方がより一般的な意味になると思う(佐々木道也副委員長)。
- 訳し分け自体は悪くはないと思うが、翻訳者と委員会で判断することになるので訳にぶれが生じることが懸念される。これを避けるには「説明を受けて(／情報に基づき)」と併記するような妥協案を用いるのはどうか(鈴木委員長)。
- 「説明(情報)に基づき」としてはどうか(佐々木康人委員)。
- “informed” のニュアンスの判断であるが、“informed consent” として使うときには同意すべき対象が明確に特定されている印象がある。一方、監修の甲斐先生が引いておられるような用例では “inform” の内容が限定されずより広範であり、「情報」と訳す方が適切であるように思われる(事務局)。
- “informed consent” については、一つの単語扱いで「説明を受けて」と訳を固定し、それ以外の “informed” については、「説明(情報)に基づき」と訳すことを提案する。例えば “...making informed and carefully considered... (MAIN POINTS)” において、「十分説明を受けて」と書くと説明者が存在することが前提となるが、ここでは「自ら情報を集めて理解して」という意となっている(鈴木委員長)。—— 満場一致で鈴木委員長の提案が採用

#### 【結論】

- “informed consent” …… 説明を受けて
- “informed consent” 以外で使用される場合 …… 説明(情報)に基づいて

#### 2) “stakeholder” 訳語関連

- “stakeholder” は Publ.111 から「ステークホルダー」と訳語変更がなされている(それ以前は、「利害関係者」)。Publ.101 や 103 などの既刊からの引用部分については、引用元の表記に則り、訳語の違いについて訳注で説明すればよい(鈴木委員長)。

#### 【結論】

- 既刊引用文に “stakeholder” が含まれている場合には、事務局で訳注対応をする。

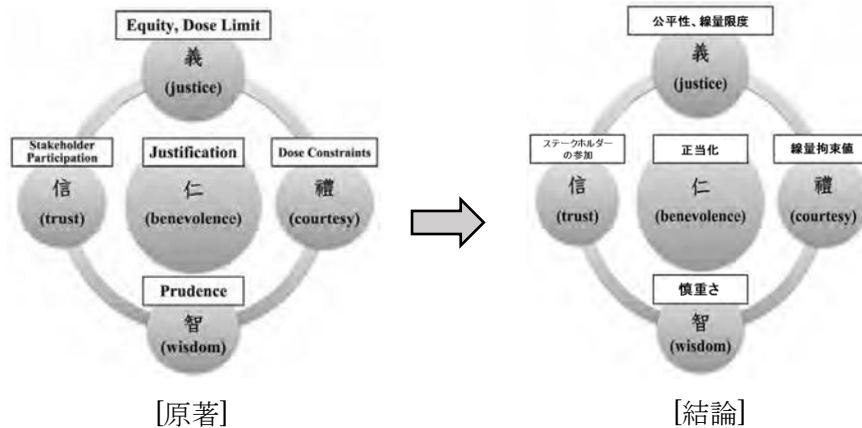
#### 3) 図 C.1.の儒教価値体系の和訳について

- 「義」と「正義」(「正義」:「義」の英語訳 “justice” に対する日本語訳) が同列のように見えるので、どちらも括弧表記 ((justice)、(正義)) にしてはどうか(小田委員)。
- 「正義」や「礼儀」(「礼儀」:「禮」の英語訳 “courtesy” に対する日本語訳) は訳さずに口内(放射線防護体系関連語)のみを訳してはどうか。誤解が生じないでよい(木内委員)。

- ・同じ漢字であっても中国と日本では意味するものが異なると思われるので、元の図をそのまま使用し、□内のみを訳せばよい（鈴木委員長）。

【結論】

- □内（放射線防護体系関連語）のみを翻訳し、他は原著の英語をあえて訳さず、そのまま使用する。



● Publ.126 Radiological Protection against Radon Exposure（校閲版）

1) “detriment” の訳語

- ・「損害」という日本語は一般的には異なる意味を持っているので、「デトリメント」とした方がよいと思い、校閲コメントを入れた（鈴木委員長）。
  - “detriment” を「損害」と訳すことに違和感を持ちながら使用してきたが、“stakeholder”（「利害関係者」から「ステークホルダー」へ変換）の例と同様に、カタカナで「デトリメント」と訳して誤解なく通じるのであれば、カタカナ語を使用してもよいのではないか。今までできるだけ日本語に訳そうと努力してきたが、社会的にカタカナ語の使用が増えていることを勘案すると、カタカナ語を使用してもよいと思う（佐々木康人委員）。
  - 現在、「損害」から「デトリメント」への移行期間であるように思うので、両方記載しても問題ないと思う（佐々木道也副委員長）。
  - 両方記載するのであれば、従来使用している「損害」が最初に来るべきであるので「損害（デトリメント）」という表記となる。しばらくは、「損害（デトリメント）」という訳を使用してほしい（鈴木委員長）。

【結論】

- “detriment” …… 損害（デトリメント）

用語	Publ.103 の訳	翻訳時	校閲時	結論
detriment	損害	損害	デトリメント	損害（デトリメント）

## 2) “prevailing (circumstances)” 関連

- ・“prevailing” のような単語は、一つの訳語で統一する必要はなくその都度どのように訳出するかを考えればよいが、引用されている箇所については原著翻訳時の訳と一致させる必要があり、Publ.101 原著に合わせることにする（鈴木委員長）。
- ・Publ.101 原著と Publ.126 内引用において、1 箇所、重要なテクニカルタームに相違がある（101 原著：“constraint”、Publ.126 での引用：“dose restriction”）。この違いに関しては、ICRP での用語選択が関わっている可能性があるため委員会で議論すべきことではなく、まずは翻訳事務局から ICRP 事務局へ用語相違の背景について確認が必要である（鈴木委員長）。

### 【結論】

- Publ.126 内の Publ.101 引用文における単語の相違については、ICRP 事務局に内容確認を行う。回答によって訳注表記を検討し、その上で引用は Publ.101 の既訳によるが、該当箇所については Publ.126 での用語と一致させることにする。

## 3) Publ. 126 校閲版（資料 3-3-2③）のコメント部分等について

### a) “radonprone areas（ラドン高濃度地域）” [p1]

—実際の環境測定でラドン濃度の高い場所を意味しているのではなく、ある条件下において建物を建てた場合に高くなる場所を意味しているが、説明は加えないこととする（鈴木委員長）。

### b) “Task group” [p3]

—現在はカタカナで「タスクグループ」と表記されている（事務局）。

### c) “taking the prevailing economic” [m, p14]

—「広く行き渡った」という意味だと思うが、「支配的な」と訳すと間違っ解釈される可能性がある（米原主任研究員）。

—Publ.101 引用文での訳と合わせて、「広く存在している」という訳とする（鈴木委員長）。

### d) “land planning” [z, p18]

—「国土計画」ではなく「土地利用計画」が良い（鈴木委員長）。

### e) “graded approach” [cc, p19]

—Publ.132 の翻訳時に「グレード別」に決定したが、あまり訳語が採用されていない印象がある（事務局）。

—「段階別」は様々なステップを踏んでいくイメージで、対象者によって異なる（鈴木委員長）。

—「等級別」が普及しており IAEA 文書などでは採用されているが、以前委員会において「等級」ではないという意見があり不採用になった（米原主任研究員）。

—しばらく「グレード別」と訳して周りへの浸透を待つのでよいのではないかと（鈴木委員長）。

### f) “review” [1 項, p28]

—新しい知見も増えてきているので、それらを通してもう一度全体的に見ることであり、「見

直す」では「直す」の意味が強くなってしまふ。“Review”の結果は前回と全く同じで、エビデンスが強くなることもある（鈴木委員長）。

—「論評」はどうか（佐々木康人委員）。

—「評」が入ると“critical review”の意になるのではないか（保田委員）。

—「再調査」は一度調査があることを意味すると思うが、「調査」なしに“Review”する場合もある（米原主任研究員）。

—再度、新しいものを含めて古いものから関連文献を見るという意味である（鈴木委員長）。

—IRRSの資料などでは「レビュー」とカタカナ表記にしている（米原主任研究員）。

—自分が関連する業務では「レビュー」が良く使用される（木内委員）。

—「レビュー」を採用することとする（鈴木委員長）。

g) “boreholes” [26 項, p36]

—廃棄物関係では、カタカナ語の「ボアホール」が使用されている（米原主任研究員）。

—「試し掘り」を意味していると思われるが、（この分野に精通した委員がいないので）どのような訳語にするかは事務局に判断を任せる（鈴木委員長）。

h) “springs” [26 項, p36]

—「温泉」ではなく「泉」ではないか。「温泉」ならば“hot springs”である（佐々木康人委員）。

—「泉」に修正する（鈴木委員長）。

i) “The reference level represents, in emergency and existing controllable exposure situations,” [70 項, p53]

—Publ.103の翻訳の訳文と齟齬がないか事務局で確認はなされているか（鈴木委員長）。

—今後、確認をする（事務局）。

—「制御可能な緊急時被ばく状況や現存被ばく状況において」ではなく「緊急時被ばく状況や、現存の制御可能な被ばく状況において」という訳になるのではないか（佐々木道也副委員長）。

j) “mandatory provisions” [89 項, p61]

—「強制的規定」と訳されているが、「義務的規定」ではないか（鈴木委員長）。

—選択の余地なしに実行しなければならないという意味である（小田委員）。

—実際には、販売業者が建物を転売する際に、ラドン濃度の測定結果の添付が必要であることを意味すると思われるので、「強制的」と訳すと意味が非常に強いように思われる。他の関連文書の訳で使用されている表現を確認する必要がある（鈴木委員長）。

—規制側と業者側で「強制」、「義務」と使われ方が異なるように思う（米原主任研究員）。

k) “radiological protection culture” [132 項, p76]

—「放射線防護文化」でよいと考える（佐々木康人委員）。

l) “... on application of the optimization principle below a derived reference level...” [142 項, p80]

—「低いレベルに最適化する」ではなく「低いレベルで最適化する」がよい（保田委員）。

m) “the role of preventive actions” [143 項, p80]

—「予防対策の規準」ではなく「予防対策の役割」である（保田委員）。

用語	翻訳時	校閲時	結論
Task group	課題グループ	—	タスクグループ
land planning	国土計画	土地利用計画	土地利用計画
graded approach	等級別アプローチ	グレード別アプローチ	グレード別アプローチ
review	評価	レビュー, (再調査)	レビュー
borehole	鑿井	試削孔	☆事務局判断
springs	温泉	—	泉
mandatory provision	強制的規定	(義務的?)	☆他の法律関係の文書から判断
radiological protection culture	放射線防護という考え方	(“culture” : 文化)	放射線防護文化

#### 4) Publ. 126 訳語表（資料 3-3-2①）

- ・“primordial”

—「原始的」は違う意味が入ってしまうので、「始原的」で特に違和感はない（鈴木委員長）。

- ・“breathing rate”

—医学的には1分間の呼吸のことを「呼吸数」と言っている（佐々木康人委員）。

—原文を読むと“volume”を表しているように思う（小田委員）。内容的には“volume”を表しているようなので、「呼吸量」とする（鈴木委員長）。

—「換気量」としてはどうか（大野委員）。

—“ventilation rate”の訳として、建物の「換気量」がよく使われているので、「呼吸量」がよい（鈴木委員長）。

- ・“permeability”

—「透気性」ではなく「通気性」ではないか（佐々木康人委員）。

—「気」という漢字を使うのであれば「通気性」だと思うが、「透過性」でよい（鈴木委員長）。

用語	翻訳時／校閲時	結論
primordial	始原的	始原的
decay	壊変	壊変
breathing rate	呼吸量	呼吸量
permeability	透気性	透過性

#### 4. 当事業理解促進活動の実施について（資料 3-4）

事務局より、資料 3-4 に基づいて今年度の理解促進活動の実施について報告した。主なコメントは以下のとおり。

- ・日本非破壊検査協会 2019 年度秋期講演大会の反響について
  - 事業紹介フライヤー150部を協会に送付し、多くの方が手に取ったと聞いている(事務局)。
  - 何らかの形でレスポンスが分かれば、特に普段関係性の低い分野の方々が相手の場合はフォローアップを考えられる。次年度の予定リストに記載がないが、次年度も開催されるのであれば、再度フライヤーを出すことを考えてもよいと思う(鈴木委員長)。
  - 大会での反響については、事務局から大会担当者に確認を入れるのが良いと思う。場合によっては紹介した先生を通して(小田委員から)プッシュしてもよい(小田委員)。事務局から非破壊検査協会に連絡してみる(事務局)。
- ・日本宇宙航空環境医学会について
  - 学会の会員でないと事業紹介は難しいようである(保田委員)。
  - いつもターゲットにしている人たち以外にも情報を普及させることが重要なので、会員と知り合い、学会で紹介してもらえよう説得するのが一番実践的である(鈴木委員長)。
  - 航空機安全のグループであれば聞いてみることはできる(大野委員)。

## 5. その他(参考資料①)

事務局より、参考資料①を用いて ICRP ウェブサイトに公開された刊行物翻訳版について問い合わせがあった際の手順案について説明があった。コメントは以下のとおり。

- ・基本的には、原著の内容に関しては責任を持たないが、翻訳に関しては責任を持つことになる。問い合わせのあった段階で、委員に内容の相談をすることもあると思う(鈴木委員長)。

以上

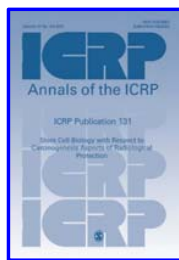


## ICRPの日本語版は無料になりました！

- ▶ Publ.103以降のICRP刊行物を調査  
( 2017.04～原子力規制庁が担当 )

ICRP web に PDF公開！

- ▶ 安全規制上 重要、緊急性高いものを選択



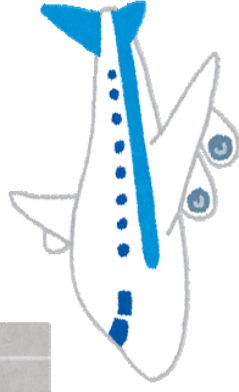
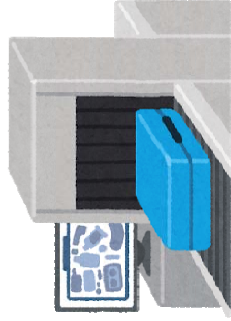
**Publ. 121 小児科の放射線診断とIVR**

**Publ. 131 放射線防護から見た幹細胞生物学**

## 日本語版PDFの入手方法

- 検索エンジンで「ICRP Publications」と検索
- ① ICRPのHP <http://www.icrp.org/> より「WORK」→「PUBLICATIONS」
- ② Annals of the ICRPの中からICRP Publication **125**又は**132**を選択
- ③ Translationsの **日本語 (Japanese)** を選択し、PDFをダウンロード

413



- 平成31年度事業についてお問い合わせ  
原子力安全研究協会 国際研究部  
ICRP刊行物翻訳委員会 事務局  
Tel 03-5470-1983 (代表)  
E-mail [icrp-translation@nsra.or.jp](mailto:icrp-translation@nsra.or.jp)

## ICRP刊行物翻訳事業のご案内

ICRP Publication 125

セキュリティ検査における放射線防護

ICRP Publication 132

航空飛行時の宇宙放射線からの防護

- 2017年4月からICRP Publicationsの翻訳は原子力規制庁の委託事業となりました
- ICRP Publication **125**と**132**の日本語版がPDFで公開されました



紹介フライヤー

## ICRP刊行物の翻訳事業の紹介

- **ICRP刊行物の翻訳事業は、**  
 平成29年度から原子力規制庁の委託事業になりました  
 今年度の業務受託者は(公財)原子力安全研究協会です
- **事業の目的は、**  
**放射線防護の安全規制に役立てるため**  
 世界の規制基準の基礎であるICRP刊行物を調査します  
 重要性の高いものについて翻訳版を作成します  
**翻訳成果公開などにより ICRPの知見を広く共有します**  
 放射線障害防止に係る最新の知見を収集し、整理し、評  
 価する体制の構築に資することを旨とします

414

- ✓ **翻訳対象の選定は、**  
 Publ.103<2007年勧告>以降で日本語訳がないもの(右  
 リスト)から選定  
**国内の安全規制に関係が深く重要性又は緊急性の高い  
 ものを選定**  
 翻訳の選定及び翻訳の実施のため、学識経験者等で構  
 成するICRP刊行物翻訳委員会を設置します
- **翻訳対象の刊行物(125と132が公開)**  
 ✓ Publ.121、125、130、131、132(平成29年度選定)  
 ✓ Publ.126、127、135、138、139(平成30年度選定)  
 ✓ Publ.107、124、129、140(平成31年度選定)

完成版の電子ファイルはICRPのホームページにPDFを公開します！

## 本事業で翻訳する/したICRP Publications

Publication No	Title
106	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53
107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations 翻訳中
110	Adult Reference Computational Phantoms
114	Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants
119	Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60
121	Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space
124	Protection of the Environment under Different Exposure Situations
125	Radiological Protection in Security Screening 翻訳済
126	Radiological Protection against Radon Exposure
127	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy
128	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances
129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)
130	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1
131	Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection
132	Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation
133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions 現時点では 翻訳対象外
134	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2
135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging
136	Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation
137	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3
138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection
139	Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures
140	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals 翻訳予定

## セキュリティ検査における放射線防護

さまざまな「人の意図的な被ばく」とは医療診断や治療または研究に関係するものであったが、自身の便益以外の目的のために意図的に被ばくする状況はこれまでも存在していた。セキュリティイメージング技術の発展に従い、そのような技術の利用による被ばく(空港や国境等でのセキュリティ検査等)が増大する可能性が高まっている。

これらの被ばくは、これまでは「医療以外の」イメージング被ばくという範疇であったものであるが、9.11テロ事件の影響もあり、個人の直接被ばくを伴うセキュリティ検査システムがますます焦点となっている。

本報告書は、セキュリティ用途に関係する特定の連続の事例に対する委員会勧告の適用について、助言を提供するために作成されたものである。

● 防護の最適化は、検査システムの設計時および運用時に適用すべきであり、検査を受けている個人、検査を受けているのが検査場の近くにいるかもしれない個人、ならびに検査システムの操作と保守を行う個人の被ばくを考慮すべきである。この個人の各グループに対する防護の最適化においては、線量拘束値を定めて用いるべきである。

● セキュリティシステムを操作する個人に対する職業上の個人モニタリングは、そのシステムが設計どおりに機能していることを確認するための継続的な品質管理プログラムの一環として行われるもの以外には必須とすべきではない。

● オペレータの訓練、再訓練および能力に対して、また、運用時の最適化された安全を確実にするためのマネジメントシステムに対して、適切な規制上の期待事項が定められ、実行される必要がある。

● 正当化と最適化を含めた防護の枠組みの適切な適用は、放射線に対する感受性の高い集団を含めて、セキュリティ検査システムによって被ばくするいかなる人に対しても適正な防護をもたらすことにならう。したがって、本報告書における勧告に適合するのであれば、子どもまたは妊婦のセキュリティ検査の場合に特別な防護対策を講じる必要はないであろう。

● 貨物と資材の検査は、貨物コンテナに潜んでいる個人を被ばくさせざるべきでない。この可能性は、そのような検査の正当化を検討する決定および防護の最適化に要因として組み入れなければならない。

● ステークホルダーとの対話の活用と個人の知る権利に応えるための情報提供は、電離放射線を用いるセキュリティ検査の最適化と実施における重要な手段である。コミュニケーションは、正確であり、有益な情報を提供し、ステークホルダーの懸念に応えるものであることが必要である。

委員会は以下のように勧告する。

● 検査技術の採用の決定が下される前に、検査の正当化を慎重に検討すべきである。潜在的な脅威および検査のために利用可能な技術の急速な進歩を考慮して、検査の正当化を定期的にレビューすべきである。

● 電離放射線を用いるセキュリティ検査は、計画被ばく状況とみなされるべきである。セキュリティ目的で検査を受ける個人の被ばくは、公衆被ばくとみなされるべきである。検査が正当と認められたならば、運用中の放射線安全を確実にするために、防護の最適化、認可および査察に関する適切な規制上の枠組みに検査は従うべきである。検査が正当とされないならば、それは実施されるべきではない。

● さまざまな種類のセキュリティ検査装置には、国際電気標準会議(IEC)、国際標準化機構(ISO)や米国家標準協会(ANSI)などの合意された基準における設計仕様を達成するシステムが用いられるべきである。

● ステークホルダーとの交流を促進するために、重要なメッセージ、質問および回答を作成し、運用時に容易に利用できるようにすべきである。

● セキュリティ検査を受ける物品の運搬に関わる運転手などは、極めて異例な状況を除いて、検査時に車両等の輸送機器内に留まることは許されるべきでない。そのような個人の被ばくを運用上の便宜の問題とすべきではない。

● 貨物コンテナに潜んでいる個人の被ばくの影響の評価には、公衆の構成員に対する線量限度で規定されるのと同等の防護が用いられるべきである。

### 【本報告書の「要点」】

● セキュリティ目的で個人を検査するための電離放射線の利用は、慎重な正当化を必要とする例外的な状況である。セキュリティ検査のための電離放射線の利用は、一般的に正当化される、または容認できると見なしてはならない。

● 電離放射線を用いるセキュリティ検査を正当とすべきか否かに関する決定においては、検査目的(脅威、脆弱性および影響)の明確化、その技術が検査目的を達成する程度、検査時の放射線被ばく、被ばくを低減するために利用できるかもしれない代替案、一部の個人が年にかねりの回数の検査を受ける可能性など、あらゆる関連の要因を考慮すべきである。

● ほとんどの場合、特定のセキュリティ検査技術を用いるための正当化の決定には、放射線防護以外の多くの要因が含まれることにならう。

● セキュリティ目的で検査を受けることになる個人の被ばくは、公衆被ばくとみなされる。これは、個人の選択の結果として、あるいは職務の結果として検査を受けるのかにかかわらず当てはまる。

● 検査を受けることになる個人に対する防護の最適化では、検査目的を果すために必要な被ばくの数、1回の被ばくあたりの線量、および追加(または反復)被ばくの回避を考慮すべきである。

## 航空飛行時の宇宙放射線からの防護

航空機の黎明期に宇宙放射線の存在を承知していたのは一部の科学者だけであったが、航空旅客数が大幅に増加した現在では、航空機乗務員および乗客の宇宙放射線による個人と集団の被ばく量が顕著に増える可能性が大きい。

航空飛行時の宇宙放射線被ばくに対する放射線防護に関するガイダンスを作成するために、ICRP第4専門委員会直属のタスクグループが設置された。

本報告書は、航空飛行時の被ばくの管理と関連する被ばく状況のタイプ、ならびに履行されるべき適切な放射線防護原則について論じたものである。

### 【本報告書の「要点」】

- 宇宙放射線は、宇宙と太陽に由来する高エネルギー粒子からなる。基本的に、高度と緯度が高いほど線量率は高くなる。線量率の急増は、太陽フレアとの関連で起こりうる。結果として、航空機による飛行は宇宙放射線被ばくを増大させる。
- 乗客の数は増加し続けること、航空機技術は航空機がより長時間より高い高度で飛行するのを可能にすることを考えると、航空機乗務員と乗客の宇宙放射線への累積被ばくは増大すると思われる。したがって、委員会は、防護の戦略を策定し履行するのが重要であると考えている。
- 委員会は、太陽フレアによって引き起こされるものを含めて、宇宙放射線被ばくを現存被ばく状況とみなしている。
- 委員会は引き続き、航空機のあらゆる乗客、すなわち、低頻度旅客と私的な理由または職務に因る高頻度旅客のいずれの被ばくも公衆被ばくとみなされるべきであり、航空機乗務員の被ばくは職業被ばくとして扱われるべきであると考えている。
- 委員会は、特定の事情において特別な注意を要するような最も高い被ばくをする個人の被ばくレベルを考慮に入れて選択された線量参考レベルを、典型的には1年あたり5 ~ 10 mSvの範囲で設け、被ばくが合理的に達成可能な限り低く保たれるよう勧告する。

- 防護戦略の現実的な履行にあたり、委員会は、個人の飛行頻度に基づくグレード別アプローチを勧告する。

▶ 航空機のほとんどの乗客は低頻度旅客であり、その宇宙放射線被ばくは放射線被ばくの総量との関係で見れば取るに足らない量とみなされる。しかしながら、委員会は、宇宙放射線に関する一般的事項の情報をあらゆる乗客が入手できるよ

うに勧告する。

▶ 私的な理由または職務のための高頻度旅客の場合、一般的事項の情報を提供すべきという勧告に加えて、委員会は、その必要を感じた場合に個人が飛行頻度の調整を考慮することを可能にするために、線量の自主的評価を奨励する。

▶ 被ばくが航空機乗務員に匹敵する、職務によるごく一部の高頻度旅客のために、当委員会は、そのような航空機利用客に関する要件が、支配的な状況に応じて、当該個人とその組織の間の対話によってケースバイケースで決定されるよう勧告する。

▶ 航空機乗務員の場合、委員会は、業務管理者が以下のようにするよう勧告する。

- i 教育プログラムを通じて、宇宙放射線について航空機乗務員に個人的に知らせる。
- ii 航空機乗務員の線量を評価する。
- iii 航空機乗務員の年間線量と累積線量を記録する。これらのデータは当該個人が入手できるようにするべきであり、少なくとも当該個人の平均余命に匹敵する合理的な期間にわたって保存されるべきである。
- iv しかるべき場合には、選択された線量参考レベルを考慮し、当該航空機乗務員との協議を経て、飛行勤務表を調整する。

● ほとんどの目的では、航空機乗務員と乗客に対する線量の評価には、適切に検証された計算プログラムの1つを用いれば十分であるとみなされる。

● 私的な理由または職務のための高頻度旅客のうち、妊娠している乗客は、被ばくの自主的評価に基づいて、胚/胎児の宇宙放射線被ばくを低減するために飛行頻度を調整することを望むかもしれない。航空会社の管理者は、妊娠した航空機乗務員のために、委員会の勧告と整合するよう、妊娠の届け出後の残りの期間における職務を調整するための対策を用意すべきである。

● 委員会はまた、国の当局または航空会社が、宇宙放射線に対する意識を高め、関係するあらゆるステークホルダーによる情報に基づく決定を支援するために関連情報を広く発信するとともに、職業被ばくを受ける個人ののための放射線防護文化を育むよう勧告する。