

原子力規制庁 殿

令和2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
成果報告書

令和3年3月

日本エヌ・ユー・エス株式会社

目次

はじめに	1
1. 業務の概要	2
1.1. ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施	2
1.1.1. ICRP 刊行物の翻訳の継続	2
1.1.2. ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施	3
1.1.3. ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等	4
1.1.4. ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等	4
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	6
1.3. 本事業の理解促進活動	6
2. 事業の成果	7
2.1. ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施	7
2.1.1. ICRP 刊行物の翻訳の継続	7
2.1.2. ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施	10
2.1.3. ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等	10
2.1.4. ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等	11
2.2. 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	14
2.3. 本事業の理解促進活動	14
3. 添付資料	17
3.1. ICRP 刊行物の翻訳物	17
3.1.1. ICRP Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure (最終版)	17
3.1.2. ICRP Publication 124 Protection of the Environment under	

Different Exposure Situations (監修版)	60
3.1.3. ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (校閲版)	70
3.1.4. ICRP Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy (監修版)	163
3.1.5. ICRP Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations (最終版)	236
3.1.6. ICRP Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures (校閲版)	258
3.1.7. ICRP Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) (校閲版)	327
3.1.8. ICRP Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (校閲版)	410
3.1.9. ICRP Publication 142 Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes (翻訳版)	463
3.1.10. ICRP Publication 146 Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident (下訳 版)	500
3.2. 委員会議事録	600
3.2.1. 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	600
3.2.2. 第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	606
3.2.3. 第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	612
3.3. 理解促進活動	618
3.3.1. ICRP International Conference on Recovery After Nuclear Accidents Radiological Protection Lessons from Fukushima and Beyond のポスター発表	618
3.3.2. 令和 2 年度 放射線安全取扱部会年次大会のポスター発表	619
3.3.3. 日本放射線安全管理学会 第 19 回学術大会のポスター発表	621

はじめに

本報告書は、原子力規制庁殿の委託業務「令和2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」の成果を取りまとめたものである。

我が国は、放射線防護分野の基礎となる科学的知見を創出し、体系の構築・見直しのための議論に参加するとともに、国際放射線防護委員会（ICRP）や国際原子力機関（IAEA）等で国際的に合意された放射線防護の考え方を尊重し、放射線障害防止の技術的基準として規制に取り入れてきた。

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も、ICRPの知見を施策に活かすことがうたわれている。したがって、ICRPの動向を随時、的確に把握することが重要である。本事業は、ICRPの刊行物を調査したうえで、重要性の高いものについて翻訳を行うとともに、本事業に関する理解促進活動を行うことによって、ICRPの知見が規制当局を含む関係者に広く共有され、放射線障害防止に係る最新の知見を収集、整理し、評価する体制の構築に資することを目的とする。

1. 業務の概要

令和2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（以下、「本事業」とする）では、以下の調査を実施し、ICRP 刊行物の邦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

本事業における用語の定義は以下のとおりである。

- ・ 下訳版：翻訳会社等により下訳を実施した刊行物の翻訳物
- ・ 翻訳版：下訳版に対して翻訳者が作業した刊行物の翻訳物
- ・ 校閲版：翻訳版に対して校閲者が作業した刊行物の翻訳物
- ・ 監修版：校閲版に対して監修者が作業した刊行物の翻訳物
- ・ 最終版：監修版に対して委員会が最終確認を行った刊行物の翻訳物

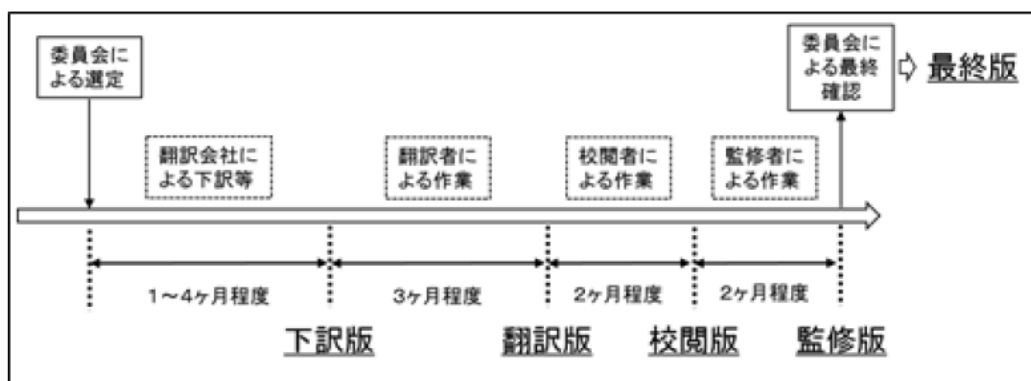


図 1 翻訳作業イメージ

本事業では 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選定し、専門的及び法令的観点から適切な用語を用いて高い品質の翻訳を作成した。翻訳作業においては、本業務で設置する委員会において翻訳文章を検討するとともに最終案について了解を得た。ただし、用語の適正さ等の質の担保のために翻訳者・校閲者・監修者を選定し作業を行った。翻訳者、校閲者、監修者の選定に当たっては、原子力規制庁殿の了承を得た。具体的な作業内容は次の 1.1.1.～1.1.4.に示す通りである。

1.1.1. ICRP 刊行物の翻訳の継続

令和元年度以前の本事業で着手している表 1 に示す ICRP 刊行物について、翻訳を継続

し、委託終了時の段階まで作業を進めた。

表 1 ICRP 刊行物の翻訳状況

Publ. No (翻訳開始時期)	タイトル	頁	委託開始時	委託終了時
Publ.121 (2017 年度)	Radiological Protection in Pediatric Diagnostic and Interventional Radiology	63	最終版	公開
Publ.130 (2017 年度)	Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1	188	監修版	公開
Publ.126 (2018 年度)	Radiological Protection against Radon Exposure	73	監修版	最終版
Publ.127 (2018 年度)	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy	113	翻訳版	監修版
Publ.135 (2018 年度)	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	143	校閲版	校閲版
Publ.138 (2018 年度)	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection	65	監修版	公開
Publ.139 (2018 年度)	Occupation Radiological Protection in Interventional Procedures	118	翻訳版	校閲版
Publ.107 (2019 年度)	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	58	校閲版	最終版
Publ.124 (2019 年度)	Protection of the Environment under Different Exposure Situations	134	翻訳版	監修版
Publ.129 (2019 年度)	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	96	翻訳版	校閲版
Publ.140 (2019 年度)	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	102	下訳版	校閲版

1.1.2. 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) 以降に発刊されて令和元年までに日本語に翻訳されていない刊行物及び令和 2 年中に新たに発刊された刊行物から、2 つの刊行物を新たに翻訳作

成対象として選定し、下訳版を作成した。そのうち 1 つの刊行物については翻訳版まで作業を進めた。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、翻訳作成対象の選定の際には原子力規制庁殿の了承を得た。

1.1.3. ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

令和元年度以前の本事業及び本委託業務期間内に最終版を作成した刊行物のうち 3 本を対象に、両面モノクロ印刷（ただし、原著においてカラー印刷のページはカラー印刷とする。）のアジロ綴じ・PP 貼りで製本（以下「製本版」という。）し、組版データを含む電子媒体及び製本版（50 部）を作成した。なお、製本版の作成を行う刊行物の選定については原子力規制庁殿の了承を得た。また、デザイン等についても原子力規制庁殿の了承を得た。

1.1.4. 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、ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施に係る事項の企画、運営、進捗等の総括的案件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取するため、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。ICRP 刊行物翻訳委員会は事業の継続性に留意しながら以下の専門性や経験を持つ 8 名の委員で構成し、委員の選定に当たっては、原子力規制庁殿の了承を得た。

- ・ ICRP の委員や事務局として活動した経験がある者
- ・ ICRP 以外の国際機関の委員等として活動した経験がある者
- ・ 放射線審議会等の国の放射線防護に関係する委員会で活動した経験がある者
- ・ 放射線計測・線量評価に関する知見を有する者
- ・ 放射線医学総合研究所等の原子力規制委員会の技術支援機関に所属し、放射線防護に関する知見を有する者

次頁に委員名簿を示す。

令和2年度ICRP刊行物翻訳委員会

委員名簿

令和3年3月現在（委員は五十音順・敬称略）

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
委員	小田 啓二	国立大学法人神戸大学 副学長
委員	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
委員	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
委員	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
委員	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

ICRP 刊行物翻訳委員会の会合は 3 回開催した。令和 2 年度は新型コロナウイルス感染症の蔓延状況や緊急事態宣言の発出状況を踏まえ、すべてオンライン会議の形態で開催した。なお、委員会は事前に原子力規制庁殿の了承を得た上で会合を開催し、会合においては原子力規制庁殿職員が意見を述べる機会を確保した。また、会合後には速やかに議事概要を作成した。それぞれの議事概要には翻訳に当たり用語の選定に関わる検討過程の記録を含めた。

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

刊行物の選定後、ICRP 事務局と以下の必要な調整を行った。

- ・ ICRP 刊行物の翻訳に係る許可の取得
- ・ 翻訳物の著作権について原子力規制庁殿に帰属することに係る許可の取得
- ・ ICRP のガイドライン¹に基づく所定の費用の支払い
- ・ その他必要な調整

1.3. 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、国民に対し本事業の理解促進を促した。実施内容は次のとおり。

- 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等に参加し、本事業について発表
- ③ 国内関連学会のホームページ及びメーリングリストでの周知

¹ ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP
(ICRPref 4834-4510-3435)

2. 事業の成果

2.1. ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施

2.1.1. ICRP 刊行物の翻訳の継続

令和元年度以前の事業で着手している下表に示す ICRP 刊行物について、翻訳を継続した。

各刊行物の翻訳状況を表 2 に示す。各刊行物の No.、原題、邦題、頁数（翻訳開始年度）、翻訳者、校閲者、監修者、および状況を示している。色付きの個所まで今年度は完了した。

表 2 各刊行物の翻訳状況（翻訳者、校閲者、監修者はいずれも敬称略）

121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology 小児の放射線診断と IVR における放射線防護 67 頁（2017 年度） 翻訳：盛武敬 校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴							
状況： 公開							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
130 Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1 放射性核種の職業上の摂取一第 1 部 192 頁（2017 年度） 翻訳：JAEA チーム（代表；吉澤道夫） 校閲：佐々木道也、木内伸幸、佐々木康人、鈴木元 監修：遠藤章							
状況： 公開							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection 放射線防護体系の倫理基盤 69 頁（2018 年度） 翻訳：杉浦紳之 校閲：佐々木康人 監修：甲斐倫明							
状況： 公開							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
126 Radiological Protection against Radon Exposure ラドン被ばくに対する放射線防護（仮） 77 頁（2018 年度） 翻訳：下道國 委員校閲：鈴木元 監修：本間俊充							

状況： 最終版

下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
-----	-----	-----	-----	------	-----	----	----

124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations

さまざまな被ばく状況における環境の防護（仮） 58 頁（2019 年度）

翻訳：川口勇生 校閲：木内伸幸 監修：酒井一夫

状況： 監修版

下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
-----	-----	-----	-----	------	-----	----	----

135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

医学用画像における診断参考レベル（仮） 143 頁（2018 年度）

翻訳：赤羽チーム（赤羽正章*、隈丸加奈子、前田恵理子、宮寄治） +

JIRA チーム（小田雄二、辻久男、早乙女滋、小川幸宏） *代表

校閲：大野和子 監修：米倉義晴

状況： 校閲版

下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
-----	-----	-----	-----	------	-----	----	----

127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy

粒子線治療における放射線防護（仮） 114 頁（2018 年度）

翻訳：QST チーム（赤羽恵一*、福田茂一、福村明史、松藤成弘、米内俊祐） *代表

校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴

状況： 監修版

下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
-----	-----	-----	-----	------	-----	----	----

107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations

線量計算のための壊変データ（仮） 96 頁（2019 年度）

翻訳：遠藤暁 校閲：小田啓二 監修：佐藤達彦

状況： 最終版

下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
-----	-----	-----	-----	------	-----	----	----

139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures

IVR における職業放射線防護（仮） 118 頁（2018 年度）

翻訳：チーム 139（赤羽正章*、隈丸加奈子、竹井泰孝、前田恵理子、松原孝祐） *代表

校閲：大野和子 監修：米倉義晴							
状況：校閲版							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) 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 (仮) 134 頁 (2019 年度) 翻訳：対馬義人 校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴							
状況：校閲版							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals 放射線医薬品治療における放射線防護 (仮) 95 頁 (2019 年度) 翻訳：織内昇 校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴							
状況：校閲版							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
142 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 (仮) 67 頁 (2020 年度) 翻訳：岩岡和輝 校閲：川口勇生 監修：本間俊充							
状況：翻訳版							
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	編集	公開
146 Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident 大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 (仮) 142 頁 (2020 年度) 翻訳：甲斐倫明、本間俊充 校閲：鈴木元 監修：—							
状況：下訳版							
下訳版	仮翻訳版	校閲版	承認投票	最終版	編集	公開	

2.1.2. ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施

本事業では、2019年12月21日に発刊された NORM に関する刊行物 Publication 142 と、2020年12月1日に発刊された原子力事故後の人と環境の放射線防護に関する刊行物 Publication 146 を新規の翻訳対象として選定した。

表 3 に、委員会にて承認された各刊行物の翻訳者、校閲者、監修者を示す。Publication 146 については、翻訳者が著者である ICRP 主委員会の甲斐倫明氏および第 4 委員会の本間俊充氏であるため、監修者を置かないことが委員会において決定された。

また ICRP のホームページ上で、印刷中となっている刊行物のうち、Publication 14X (Use of Dose Quantities in Radiological Protection) も、委員会で翻訳対象として承認され、令和 3 年度以降の事業において下訳版を作成することとなった。なお、当該 Publication 14X は、Publication 147 として、委員会承認後の 2021 年 3 月 2 日に ICRP から発刊されている。

表 3 各刊行物の翻訳者、校閲者、監修者

Publ. No	頁	タイトル	委託終了時
Publ.142	67	Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes 翻訳者；岩岡和輝氏（量子研）、校閲者；川口勇生委員、監修者：本間俊充氏（ICRPC4）	翻訳版
Publ.146	142	Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident 翻訳者；甲斐倫明氏（ICRPMC）・本間俊充氏（ICRPC4）、校閲者；鈴木元委員、監修者；なし	下訳版

2.1.3. ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

令和元年度以前の事業及び本委託業務期間内に最終版を作成した刊行物のうち、Publication 121、138、130 の 3 本を原子力規制庁殿との協議の上で選定し、組版、製本（50 部）を作成し、報告書別冊として提出する。

2.1.4. 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、ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施に係る事項の企画、運営、進捗等の総括的案件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取するため、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、下表のとおり 3 回の会合を開催した。議事録については添付資料 3.2 に示す。

表 4 会議の開催日時等

	開催日時	開催形態	議事
第 1 回 ICRP 刊行物翻訳 委員会	令和 2 年 8 月 3 日 14:00~16:00	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> ・委員会について ・現在までの進行確認 ・今年度の翻訳の流れ ・今年度の新規翻訳対象物の選定 ・理解促進活動実施案 ・今年度のスケジュール案
第 2 回 ICRP 刊行物翻訳 委員会	令和 2 年 12 月 7 日 14:00~16:00	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> ・現在までの進行状況確認 ・訳語検討 ・理解促進活動の状況 ・新規翻訳対象物の確認
第 3 回 ICRP 刊行物翻訳 委員会	令和 3 年 2 月 8 日 14:00~16:00	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> ・現在までの進行状況確認 ・訳語検討 ・理解促進活動の状況

第 2 回および第 3 回の ICRP 刊行物翻訳委員会にて検討された翻訳に関する事項を以下に抜粋する。なお、下記の内容は、2.1.3 における組版、製本作成の過程またその後の翻訳検討より変更の可能性がある。

● 邦訳版タイトル

令和 2 年度公開の刊行物について、邦訳版のタイトルを検討した。結果は以下の通り。

Publ. No	原題	邦訳版のタイトル
Publ. 121	Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and	小児の放射線診断と IVR における放

	Interventional Radiology	放射線防護
Publ. 130	Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1	放射性核種の職業上の摂取：第1部
Publ. 138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection	放射線防護体系の倫理基盤

● Publ.121、135 に共通する訳語の検討

	訳語検討結果	備考
Local DRL	ローカル DRL	初出にて訳注を付す。また Publ.121 の 38 項「local authorised body」地方行政という意味であるため既訳に合わせる。
Regional DRL	地域（国の集合体の DRL	初出にて訳注を付す。また Publ.121 では Regional が 2 つの意味で使われているため、訳を分ける。
National DRL	国の DRL	

● Publ.126

	検討結果
radon-prone areas	「ラドン濃度の高くなりがちな地域」など初出で訳注を付す。
prevailing circumstances	定訳としない。
prevailing economic and societal circumstances	定訳としない。
indoor atmosphere	屋内大気
porosity and permeability of the soil	「通気性」とする。
There is a large distribution of individual radon exposures,	「個人のラドン被ばく（濃度）は広く分散しており」とする。
In order to avoid severely inequitable outcomes of this optimisation procedure	「この最適化措置の結果が、大幅な不公平になるのを防ぐために」とする。
Graded approach	「段階的アプローチ」とする。

indoor air quality	「室内空気質」とする。
Mitigation	「緩和／緩和策／緩和措置／緩和対策」とする。
the dose conversion convention based on epidemiology	訳注を付す。

● Publ.138

	検討結果
ethical foundations / ethical basis	タイトルと本文との整合性をとる。Ethical Basis については「倫理的な基礎」とする。
practical implementation	「現場での実践」とする。
veterinary patients	「獣医から治療を受ける動物」または「診療対象となる動物」とする。
empowerment	「エンパワメント」とする。訳注を付ける。
the Fukushima accident	1 回目は「東京電力株式会社福島第一原子力発電所事故」、2 回目以降、福島第一事故と訳す。

● Publ.139

	検討結果
interventionalist /interventionist	インターベンショナリスト
interventions guided by radiological imaging	放射線画像ガイド下のインターベンション

● Publ.107

	検討結果
nuclear transformation	核変換
forbidden transition	禁制遷移

● Publ.124

	検討結果
transfer of radiation	核種の移行だけではなく、エネルギー付与なども含めるのかを ICRP へ確認。

● Publ.130、138

	検討結果
prevailing circumstances	GLOSSARY の Reference Level において、「prevailing circumstances」が出てきた場合、「遍在する状況」と訳す。

2.2. 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い、翻訳に係る著作権等について原子力規制庁殿に帰属することの許可を受けた。また ICRP 指定のガイドラインに基づき、所定の費用を支払った。

2.3. 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、国民に対し本事業の理解促進を促すため、下記①～③を実施した。

① ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開

令和 2 年度に 2.1.3 にて組版、製本の終了した刊行物を ICRP のホームページにて公開し、また原子力規制庁殿のホームページでも公開した。

② 放射線防護に係る国内の学会やシンポジウム等への参加、本事業に関する発表

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。本事業の紹介や翻訳の進行状況、各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 4 か所において活動を行った。

- ・ ICRP International Conference on Recovery After Nuclear Accidents Radiological Protection Lessons from Fukushima and Beyond

開催日 2020 年 12 月 1 日～4 日

開催形態 オンライン

発表タイトル ICRP 刊行物の翻訳に関する原子力規制庁事業の紹介

Introduction of Nuclear Regulation Authority of Japan's Project on
Japanese Translations of ICRP Publications

発表形態 ポスター発表

発表者 事務局

・ 令和 2 年度 放射線安全取扱部会年次大会

開催日 2020 年 11 月 2～30 日

開催形態 オンライン

発表タイトル 「ICRP Publication 130 放射性核種の職業上の摂取：第 1 部」の概要～原子力規制庁の ICRP 刊行物調査翻訳事業より～

発表形態 ポスター発表

発表者 Publication 130 の翻訳者（吉澤道夫、高橋聖）＋事務局

・ 第 19 回 日本放射線安全管理学会学術大会

開催日 2020 年 12 月 9 日～2021 年 1 月 8 日

開催形態 オンライン

発表タイトル ICRP 刊行物の翻訳に関する原子力規制庁事業の紹介—2020 年度までの翻訳状況—

発表形態 ポスター発表

発表者 事務局

・ 令和 2 年度 医療放射線防護連絡協議会年次大会

開催日 2020 年 12 月 12 日

Web 配信時期 2020 年 12 月 11 日～18 日

開催形態 オンライン

発表タイトル 医療分野における ICRP 日本語訳出版物の概略紹介

発表形態 オンライン

発表者 佐々木道也委員

③ 国内関連学会のホームページでの周知

本事業に関する翻訳物について、学会参加以外に、各刊行物のテーマに関連する学会のホームページやメールマガジン等で学会関係者に広く周知していただいた。

- Publication 121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology は以下の 10 の学会に周知を頂いた。

学会名
日本医学物理学会
日本医学放射線学会
日本 CT 検診学会
日本核医学会
日本放射線技術学会
日本放射線腫瘍学会
放射線看護学会
日本心血管インターベンション治療学会
日本 IVR 学会
IVR 認定技師機構

- Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1 および、Publication 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection は以下の 4 つの学会に周知を依頼した。

学会名
日本放射線安全管理学会
日本保健物理学会
日本原子力学会
日本放射線影響学会

3. 添付資料

3.1. ICRP 刊行物の翻訳物

以降の翻訳物は、今後さらに委員会等の検討を経て、翻訳が変更される場合がある。なお、Publication 121、130、138 は別冊にて納品した。

翻訳物は原子力規制庁が著作権者であり原子力規制庁の委託事業の成果物である。

3.1.1. ICRP Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure (最終版)

招待論説
ラドン
<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被ばく源であり、喫煙に次いで2番目の肺がんの原因と認識されている。ラドン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、多くの人にとってラドン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が委員会の勧告のリストに組み込まれたのは比較的遅かった。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、明らかに人工の被ばく源に対する防護に重点を置いていたことに、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源に対する防護の必要性に注目することを知らしめたのである。委員会はこのテーマを追及し、Publication 65（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布した。この刊行物は、ラドンに対する防護についていくつかの重要な戦略を策定した。それは、防護資源を有効に利用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・ガスの測定レベルの判断基準を使用するといったことを含んでいる。住宅への介入では、3～10 mSvの範囲の年実効線量に相当する測定レベルが勧告されている。しかし、職場の防護については、住宅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、ヒトの呼吸気道の線量評価モデルの使用を勧告しなかった。その代わりに、単位実効線量当たりの損害（デトリメント）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、ラドン被ばくは実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）から進展していて、規模や発生源に関係なく、あらゆる線源から発せら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、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況を区別している。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ない時点で被ばく線源が存在しているので、現存被ばく状況である。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>

2010年、*Publication 115*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値が更新された（ICRP, 2010）。それは、ラドン被ばくについて損害（デトリメント）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』が添付されていて、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が改訂されている。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。

このころには、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委員会のタスクグループが設立されていた。そのタスクグループの報告書が、*Annals of the ICRP*の本号で刊行された。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。ラドン被ばくの管理は、主に参考レベルによる最適化を基盤としたものである。実効線量で表した、およそ10 mSv/年という参考レベルの数值は過去の勧告と整合性があり、委員会は今後もこの数值を勧告していく。自然放射能のレベルの高い職場において被ばく管理を行う場合、その基本となる原則には特殊な問題が伴う。この報告書では、はじめに、その他の建物や場所で使われているのと同じ誘導参考レベルを使用して、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超えた状態が続く場合には、職業被ばくの防護体系の関連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、すべての線源や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が高いレベルでの被ばく状況という別の状況に対応するモデルとして適応できるし、また実際にそのようなモデルとして適応すべきである。

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係数を近々公表する。

前ICRP主委員会メンバー委員

John R. Cooper

論説

Annals of the ICRP への新しい共同編集者の歓迎

2012年1月、国際放射線防護委員会（ICRP）は、われわれにとって初めての科学秘書官補佐となる佐々木道也博士を迎え入れた。佐々木博士は費用負担のない専門家として、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。

佐々木博士を委員会に費用負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発生した事象に関して、委員会や放射線防護に関心を抱いているすべての組織が大きな関心を持っていたことを考えると、過去2年間、広い人脈を持った日本の科学秘書官補佐を迎えることができたのはきわめて幸運であった。ICRPの関与がきわめて重要になっていたときに、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叶うように、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、費用負担のない専門家をICRP事務局に派遣することに同意した。2014年3月、浜田信行博士は、まず、遠く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。

浜田博士は茨城県立医療大学で理学士号を、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、重イオン効果、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きた。論文審査のある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、米国放射線影響学会の2013年マイケルフライ賞や日本放射線影響学会の各種の賞など、有名な賞を多数受賞している。

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

ICRP 科学秘書官

編集長

Christopher H. Clement

ラドン被ばくに対する放射線防護

ICRP PUBLICATION 126

2014年4月 主委員会により承認

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、放射線防護体系に関するICRPの勧告、ラドンのリスクに関して利用できるすべての科学知識、そしてラドン被ばくの制御に関してさまざまな組織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、ラドンの線源と移動メカニズム、関連する健康リスク、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、建物の用途に関係なく、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沿いつつ、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ク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段階的アプ

ローチになっている。報告書には、作業者の被ばくが職業被ばくと考えられる場合のラドン被ばくの管理に関する勧告も記載されているので、適切な委員会の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，緩和，住宅，建物，職場

ICRP の代表としての著者

J-F. Lecomte, S.Solomon, J.Takala, T.Jung, P.Strand, C.m urith,
S. KISELEV, W.Zhuo, F.Shannoun, A.Janssens

序文

2009年11月のポルトガルのポルトにおける会合で、ICRPの主委員会は、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、この現存被ばく状況の特徴を示し、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くラドンリスクの管理方法だけでなく、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べきである。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)、放射線防護の最適化に関する *Publication 101, Part 2* (ICRP, 2006b)、ICRPの最新の全般的な勧告を示している *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、ラドン被ばくの制御に関してさまざまな組織や国が得た経験だけでなく、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った。

J-F. Lecomte (委員長) T. Jung C. Murith

J. Takala S. Solomon S. Kiselev

P. Strand W. Zhuo

通信メンバーは以下のとおりであった。

R. Czarwinski (2009～2012) A. Janssens B. Long

S. Niu F. Shannoun T. Colgan (2012～2013)

第4専門委員会の査読者は以下のとおりであった。

J. Simmonds W. Zeller S. Liu

主委員会の査読者は以下のとおりであった。

J. Cooper (2009～2012) A. Gonzalez (2009～2012)

J. Harrison (2013) E. Vañó (2013)

また、タスクグループの秘書を務める Céline Bataille と Sylvain Andresz からは有益な科学的支援を受けた。また、André Poffijn, Ludovic Vaillant, フランスのミラーグループ, イングランド公衆衛生庁の専門家数人から、そして ICRP のコンサルティングプロセス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、会合の開催中に提供して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'étude sur l'Évaluation de la Protection dans le domaine Nucleaire : 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、最初の科学秘書官補佐を務めた佐々木道也博士の貢献にも謝意を表す。

タスクグループの作業は、主に通信によって行い、フランスのフォントネ・オ・ローゼの CEPN で、2010年4月28～30日と2010年9月19～21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った。

(2009～2013年)

J. Lochard (委員長) M. Kai K. Mrabit

W. Weiss (副委員長) H. Liu S. Shinkarev

J-F. Lecomte (秘書) S. Liu J. Simmonds

P. Burns S. Magnusson A. Tsela

P. Carboneras G. Massera W. Zeller

D.A. Cool A. McGarry

(2013～2017年)

D.A. Cool (委員長) M. Doruff A. Nisbet

J-F. Lecomte (秘書) E. Gallego D. Oughton

F. Bochud T. Homma T. Pather

M. Boyd M. Kai S. Shinkarev

A. Canoba S. Liu J. Takala

K-W. Cho A. McGarry

総括

<p>(a) 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の適用を説明し、明らかにすることである。</p>
<p>(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の放射性壊変生成物である。ラドンは気体であるため、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壊変系列に属するラジウム-224の放射性壊変生成物であり、トリウム-232壊変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、建築材から屋内雰囲気放出される。屋内ラドン濃度は建物によって数桁異なる場合がある。この報告書の焦点はラドン-222である。</p>
<p>(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吐き出される。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。空気中の壊変生成物は、エアロゾルの拡散特性に応じて、鼻腔、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α粒子を放出し、このα粒子によって与えられたエネルギーが、健康への影響につながる可能性がある放射線被ばくの最大の要因である。</p>
<p>(d) 委員会は <i>Publication 115</i> (ICRP, 2010) で、肺がん和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した。地下鉱山と家庭の両方で、ラドンとその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、非喫煙者と喫煙者が混在した成人集団において、ラドン子孫核種と平衡状態にあるラドン-222ガスへの被ばくについて $8 \times 10^{-10} \text{ Bq h m}^{-3}$ [$5 \times 10^{-4} \text{ WLM}$]の損害 (デトリメント) で調整された肺がんの名目リスク係数を勧告した。これは、<i>Publication 65</i> (ICRP, 1993) で委員会が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生率の増大の一貫した証拠は存在しない。</p>
<p>(e) 放射線防護体系の中では、ラドン被ばくは、その線源が地殻中に広く存在する始原的な自然放射能そのままの濃度であるので、現存被ばく状況の特徴を持つ (ICRP, 2007)。ビル建設や鉱山の操業といった人間活動が、ラドンとその子孫核種への被ばくを増大させる経路をつくるか、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緩和対策によって制御することができる。しかし、線源そのものを修正することはできず、すでに線源が存在している状況で、制御の決定を下さなければならない。ただし、一部の職場では、ラドン被ばくの状況が最初から計画被ばく状況であると、国当局が見なす場合もある。このような職場としては、核燃料サイクルに関するウラン鉱山などが含まれる。</p>
<p>(f) ある場所できわめて高濃度のラドンが検知され、直ちに防護対策を実施する必要性が生じることもあるが、ラドンが緊急時被ばく状況を引き起こすことはありそうにない。</p>
<p>(g) <i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) と比べて、<i>Publication 103</i> (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勧告することにある。このアプローチは、適切な個人の線量制限、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。最適化には、最初の被ばくレベルに関係なく、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。</p>

<p>(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、個人の行動に大きく依存する。したがって、自助防護対策の役割がきわめて重要である。被ばく状況の把握は、その制御の前提条件である。国内におけるラドン被ばくの管理は、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）に対処しなければならない。</p>
<p>(i) 屋内ラドン被ばくの制御には多くの課題がある。個人は同じエリア内を行き来するので、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で実施しなければならない。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表するとされる濃度を大きく上回る可能性があるため、一般住民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、他の健康上の危険と適切に調整され、長期的なベースで支援と実施がなされ、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。</p>
<p>(j) 国のラドン防護戦略はまた、以下の観点、特に、住居者に対する個々の家屋所有者、買い手に対する建築業者又は販売業者、入居者に対する家主、従業員に対する雇用主、そして総括的に言えば、使用者に対するあらゆる建物の責任者の負う責任、そのような責任の観点から課題に対処しなければならない。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及ぼす。</p>
<p>(k) この責任の範囲があるため、有効性と現実性に基づくラドン戦略が必要になる。ラドン防護戦略は、屋内のラドンを完全に除去することは不可能であることを念頭において、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か、あるいはまた低減することを目指すべきである。</p>
<p>(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、放射線被ばくの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、たばこ規制や室内空気質といった他の公衆衛生政策に関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エリアの特定を含め、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、実施するために必要である。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。</p>
<p>(m) 被ばく状況を把握することは、最適化の原則の適用の前提条件である。この原則は、広く行き渡っている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となる。委員会は、他の放射線源の制御と同様に、防護の最適化と共に線源関連の個人線量制限の使用を勧告する。</p>
<p>(n) 他の線源と同様、国独自の線量の参考レベルおよび濃度の誘導参考レベルを設定し、国内で防護の最適化プロセスを適用することは、国の適切な当局の責任である。その目的は、一般住民に対する全体的なリスクを低減することと、公平性を期するために、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しなければならない。</p>

<p>(o) ラドン被ばくは、被ばく経路に対する対策によってのみ制御することができる。個人はその状況から便益を受け、線量を低減するために個人に支援が提供される。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るべきである (ICRP, 2007, 表 5)。委員会は、<i>Publication 65</i> (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なければならないと考える。</p>
<p>(p) ラドン制御のほとんどの対策が建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^{-3}) で表される測定可能な量である空气中濃度として、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、<i>Publication 103</i> (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^{-3} を、職場については 1500 Bq m^{-3} を勧告した。<i>Publication 115</i> (ICRP, 2010) におけるラドン疫学のレビューと、名目リスク係数の約 2 倍の引き上げに対応して、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^{-3} に引下げた。家庭における 300 Bq m^{-3} のラドン濃度は、改訂後の名目リスク係数に基づき、線量換算規約を使うと、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^{-3} に替えて 1000 Bq m^{-3} のレベルを参照している。</p>
<p>(q) 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摂取量を標準の体内動態モデル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も示した。新しい線量係数に基づくと、300 Bq m^{-3} はより大きな年線量に相当するが、家庭における 1~20 mSv の範囲内にある。</p>
<p>(r) 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^{-3} を使用することを引き続き勧告する。委員会は、広く行き渡っている経済的および社会的情勢を考慮に入れて、$100\sim 300 \text{ Bq m}^{-3}$ 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設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『屋内ラドンに関するハンドブック』 (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とすべきである。</p>
<p>(s) 簡単のために、日常生活において同じエリア内を行き来する個人は、場所にかかわらず同じベースで防護されるべきであると考え、委員会は、公衆と作業者の双方が利用する複合用途ビルにおいては、300 Bq m^{-3} という同じ上限値を両者に使用することを勧告する。</p>
<p>(t) 委員会は、ここで、ラドン被ばくの制御に段階的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、関係する意志決定者が測定および必要な場合に改善策を行うなどの、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るべきである。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正式な要求に基づいて実施することができる。このようなさまざまな対策を行うことや実施の程度は、状況に対する法的な責任の程度、および国のラドン防護戦略が望む程度に任されるべきである。</p>
<p>(u) 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^{-3} の導入レベルに換えて、特定の段階的アプローチを実施するべきである。作業者のラドン被ばくが職業被ばくではない (オフィスビルな</p>

ど)と考えられる場合、最初の段階は、住宅に対して設定されている誘導参考レベルより合理的に達成できる限り低いレベルに、ラドン濃度を低減することである。通常、対応する年線量は住宅の年線量よりも低くなるが、それは職場で過ごす時間は家庭で過ごす時間よりもいつも短いからである。最初の段階で困難が発生した場合は、第二段階として、より現実的なアプローチ、すなわち、滞在時間のような被ばく状況の実際のパラメータと 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。

(v) 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、作業者は職業的に被ばくしていると見なされるべきである。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, 5.4.1 節)。

(w) 委員会はまた、作業者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、同じ要件を適用することも勧告する。このような職場には、温泉や洞窟、他の地下の職場などが含まれるであろう。

(x) 作業者が、職業被ばくしていると見なされるか否かにかかわらず、その被ばくは、現存被ばく状況の範囲の上限値 (20 mSv/年) よりも低く維持するべきである。国の当局が、ラドンの被ばく状況は計画被ばく状況として管理するべきと考える場合は、職業上の線量限度を適用しなければならない。

(y) 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るべきである。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、特に新築の建物においては、支配的な環境下で合理的に達成できる限り低いレベルに被ばくを保つ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緩和策とを区別するべきと考える。

(z) したがって、ラドン防護戦略には、予防対策を盛り込まなければならない。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課題について考えることによって、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の建築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意味する。

(aa) 国のラドン防護戦略の緩和策の部分は、既存の建物および場所に対処する。このようなケースでは、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して、可能な限り被ばくの制御が確実になされるべきである。主な処置は測定であり、必要に応じて、被ばくを緩和するために是正対策も行う。

(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るべきである。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、国でラドンを扱う一連の手順を記載するべきである。被ばくの状態によって、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、および持続可能な条件を提供するべきである。

(cc) 国の行動計画は、ラドン測定技術と手順、ラドン高濃度エリアを特定することを目的としたラドン調査、ラドン被ばくを緩和する方法とさまざまな状況でのその適用性、情報、訓練およびステークホルダーの関与を含む支援の方針、そして有効性の評価についても対処するべきである。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段階的アプローチに基づいて対処するべきである。国の行動計画は、誘導参考レベルの数値を含めて評価し、定期的にレビューするべきである。

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、肺がんをもたらす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、その線源が地殻中でどこにでも広く存在する始原的な自然放射能であり、手を加えられていない濃度であるから現存被ばく状況である。制御できる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。ラドン被ばくの多くは家庭で発生するので、この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るべきであり、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て、そして、喫煙者と非喫煙者を区別するべきではない。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えるべきである。
- ラドン防護戦略には、新築の建物における予防対策と、既存の建物における緩和対策を含むべきである。
- 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の範囲に対応するべきである。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、引き続き年平均濃度で300 Bq m⁻³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、広く行き渡っている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⁻³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、作業員のラドン被ばくは付随的なものであり、職業被ばくとは見なされない。委員会は、職場における以下の手順による特定の段階的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、職業被ばくの関連する要件を適用する。

- 始めから、作業者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ている職場では、職業被ばくの関連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と国の当局が考える場合は、職業上の線量限度を適用するべきである。

用語解説

被ばくのカテゴリー [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。

誘導参考レベル [Derived reference level]

線量で設定される参考レベルに対応する、実用量または測定可能な量として表された数値。

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、作業者に対し、認知された責任、関与、および義務を負う、国の法律によって指定された組織、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 [Equilibrium 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・ガスの放射能濃度。

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、放射平衡の時に摘要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]

放射線や放射性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

段階的アプローチ [Graded approach]

国の体系や安全体系などの制御体系にとって、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]
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承知して受ける被ばく；および、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表すラドン濃度分布を決定するために行われる調査。
自然起源放射性物質 [Naturally occurring radioactive material]
自然起源の放射性核種以外の放射性核種を相当量含有しない放射性物質。自然起源放射性核種の放射能濃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]
操業 管理者に責任があることが当然と見なされ得る状況で、作業者が仕事に受けるあらゆる被ばく。
操業管理者 [Operating management]
組織の最高レベルにあつて、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定めるプロセス。
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操業を伴う状況である。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 の子孫核種から鉛-210 に、あるいはラドン-220 の子孫核種から鉛-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トロン 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^{-3} である。
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 の壊変生成物のことで、ここではポロニウム 216 からポロニウム 212 またはタリウム-208 に至る短寿命壊変生成物という、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]

<p>ラドン 222 の壊変生成物のことで、この報告書ではポロニウム 218 からポロニウム 214 に至る短寿命壊変生成物をいう、さらに限定的な意味で用いられる。ラドン子孫核種は「ラドン壊変生成物」とも呼ばれ、古くは「ラドン娘核種」とも呼ばれていた。</p>
<p>ラドン高濃度エリア [Radon-prone area]</p> <p>その国のほかのエリアと比較して、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。</p>
<p>参考レベル [Reference level]</p> <p>現存被ばく状況において、それを超えた被ばくの発生を認める計画は不適格と判断され、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る値は、考慮している被ばくのその時点で広く行き渡っている状況に依存する。</p>
<p>リスク [Risk]</p> <p>リスクは、ある結果（例えば肺がん）が起こる確率に関係している。リスクに関する用語を以下に列挙する。</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 相対リスク [Relative risk] <p>着目する疾患（例えば肺がん）の罹患率または死亡率についての、被ばくした集団の非被ばく集団に対する比。</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 過剰相対リスク [Excess relative risk] <p>相対リスク-1</p>
<ul style="list-style-type: none"> • リスク係数 [Risk coefficient] <p>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、Jh/m³ あたり、100 Bq/m³ 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。</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 損害（デトリメント） [Detriment] <p>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す。損害は、多次的概念である。その主要な構成要素は確率的な量、すなわち被ばくに起因する致死がんの確率、非致死がんの重み付け 確率、重篤な遺伝性影響の重み付け 確率、および害が生じた場合の寿命損失期間である。</p>
<p>作業員 [Worker]</p> <p>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。</p>
<p>ワーキングレベル [Working level]</p> <p>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 m³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、1.30×10⁸ MeV m⁻³のポテンシャル・アルファ・エネルギー（およそ 2.08×10⁻⁵ J m⁻³と等しい）が放出される組み合わせと定義される。</p>
<p>ワーキングレベルマンス [Working level month]</p> <p>1 作業月、すなわち 170 時間にわたって、1WL の濃度の空気を呼吸することによる累積被ばく量。</p>

1 序論
1.1 背景
(1) 委員会は、ラドン被ばくに対する防護に関する勧告を、過去に刊行している。 <i>Publication 65</i> (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年前に刊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) <i>Publication 101, Part 2</i> (ICRP, 2006b) 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。 <i>Publication 101, Part 2</i> (ICRP, 2006b) では、ラドン被ばくに関する具体的な規定を記載していなかったが、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でき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、そのプロセスを拡張することを勧告した。それと同時に、委員会は <i>Publication 103</i> (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る。この節では、 <i>Publication 65</i> (ICRP, 1993) の勧告を広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(デトリメント)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 <i>Publication 115</i> 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) <i>Publication 65</i> (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策を実施するなかで経験を積んでいる。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の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、国際基本安全基準および欧州基本安全基準 (IAEA; FAO; ILO; O ECD/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勧告を最新のものにし、その内容を改訂することである。また、この刊行物は、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、改訂された線量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 の放射性壊変生成物である。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壊変生成物である (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壊変生成物である (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、高齢者用の住宅、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、利用者、訪問者、生徒など）または作業員（職員、運搬作業員、店主、案内人、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 による被ばくの制御に適用できる。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 節を参照）。

(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の適用について、記述し、かつ詳らかにすることである。それは、公衆の構成員や職業被ばくをしているとは見なされない作業員を全般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。作業員が多くの場合、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 章では、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な課題の概略も示している。

(10) 3 章では、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節の後の 3 つの節では、防護戦略の正当化、防護の最適化、そして関連する場合の線量限度の適用に着目している。

(11) 4 章には、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の管理を取り扱う。4.2 節と 4.3 節では、それぞれ予防と緩和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係に着目している。

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確認されていた（Harting 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 Lorenzer, 1924）。

(13) このような最初の報告が、ラドンを測定する動機となった。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。

(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) , 注目を集めること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、低レベルの被ばくの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、より高いリスクで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の症例対照研究から得られた、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の放射性壊変生成物である。ラドン-222の半減期は3.82日であり、ラジウム-226の直接壊変生成物である。

(19) 放射性壊変の過程では、生成物は一般的には原子が壊変した岩石中に残存する。壊変生成物が気体の場合、原子は移動することができる。原子が岩の断面や裂け目の隣の空隙で生れた場合は、生成地点から移動することができる。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0.5～1 mの深さで測定した場合、 $2000 \sim 10^6 \text{ Bq m}^{-3}$ の濃度である (Cothorn と Smith, 1987, Winkle ら, 2001) 。空隙に存在するラドンは主に拡散によって運ばれ、その移動速度は土壌の空隙率や通気性によって異なる。また、割れ目や断層の存在による対流によっても運ばれる。水に溶けているラドンが地下水を媒介として移動するのは、もう一つの重要な移動メカニズムである。

(20) ラドンの中には、壊変する前に土壌から大気に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、(垂直温度勾配に関係する) 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、変動しやすい。地上での測定値は $1 \sim 100 \text{ Bq m}^{-3}$ の範囲で変化する。屋外でのラドン-222の典型的なレベルは 10 Bq m^{-3} のオーダーであり、海岸の近くや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 の放射性壊変生成物である。ラドン-220 の半減期はラドン-222 よりも大変短いため ($T_{1/2} = 55 \text{ s}$)、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殊なケースを除いて、ラドン-220 に被ばくしても、通常、放射線防護に関する問題は発生しない。

(22) 土壌から屋外の空気に放出されるラドンの濃度は、ただちに薄められるが、住宅のような囲われた建物に流れ込んだ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通気性と、床板の下に空間がある場合はその換気にも依存するが、ラドンを多く含んだ土壌空気の流れが高められる。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、ラドン通気性)；
- 土壌中のラドンの濃度；
- 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階の部屋との圧力差；
- 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に見られる、亀裂、パイプダクト、ケーブル管路などの存在を含め建物の外側部分の気密性。

(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；
- 床の高さと部屋の広さ；
- 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。放出される放射能強度は、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 $0.03 \sim 30 \text{ Bq m}^{-3}$ である (空気の平均入替わり速度が 0.7 h^{-1} の場合)。ラドンの濃度が 1000 Bq m^{-3} に達するようなケースも確実に存在する (コンクリートが高濃度のラジウムを含有している場合など)。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源の重要性は副次的なものである (EC, 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可溶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 (Skeppström と Olofsson, 2007)。

比較的高いラドン濃度が、いくつかの私設の井戸や試錐孔、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、ラドンが屋内空気に放出され、濃度が上昇する。公共の水道水に含まれるラドンの量は、配水中における壊変あるいは脱気によってラドンが減るため、一般的に比較的小さい。

(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、 $10\sim 70,000\text{ Bq m}^{-3}$ 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^{-3} 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、ワーキングレベルマンス (WLM) か、 Jh m^{-3} 、または Bq h m^{-3} で表された被ばく量当たりの相対リスクを算出することができる。Publication 65 (ICRP, 1993) では線量換算規約が定められた。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損害 (デトリメント) と、単位実効線量あたりの総損害 (デトリメント) との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、後者は主にガンマ線に被ばくした日本の原爆被爆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^{-3} 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ことができ、また Bq m^{-3} で表される対策レベルを導出することができる。その他のすべての放射性核種の実効線量は、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、指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性核種の中にも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。

- 疫学調査は、家庭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、ラドンに関係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、 $3\sim 14\%$ 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。ラドンが肺がん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がない人については、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しきい濃度については、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。委員会が達した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、説得力がある証拠や一貫した証拠は、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プール解析（欧州、北米、中国）では、類似の結果が得られている。欧州での住宅における症例対照研究に関するプール解析において、ラドンの放射能濃度測定値のランダムな不確かさを修正したあとでは、100 Bq m⁻³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（Darby 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、この値は家庭における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えられる。
- 生涯非喫煙者の75歳までの肺がんの累積リスクは、ラドン濃度が0 Bq m⁻³の場合は0.4%、100 Bq m⁻³の場合は0.5%、400 Bq m⁻³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⁻³の場合は10%、100 Bq m⁻³の場合は12%、400 Bq m⁻³の場合は16%に近い数値になると推定されている（Darby ら, 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肺損害（デトリメント）に対して、損害（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 5×10^{-4} （J h m⁻³当たり0.14）が採択された。この値は、成人期間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、損害（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⁻³当たり 8×10^{-10} 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に対する被ばくについて、すべての年齢の集団（非喫煙者と喫煙者が混在する成人集団）を対象としたものである（ICRP, 2010）。委員会の結論は、UNSCEAR (2009) が国連総会に提出したものを含み、その他広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、ヒト呼吸気道モデル（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が壊変すると、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壊変する。短寿命のラドン壊変生成物（ポロニウム-218、鉛-214、

ビスマス-214) は非付着放射性核種として、また、その場の条件によっては非付着放射性核種とともにエアロゾル粒子に付着した状態で空气中に存在する。これらは、物体表面への沈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すべてが吐き出される。しかし、吸入されたラドン子孫核種の大部分は肺気道に残留する。半減期が短いため、血中に吸収されたり、粒子移動によって消化管に運ばれたりして除去される前に、肺組織に線量を与える。ポロニウム-218 とポロニウム-214 の2つの短寿命子孫核種は α 粒子を放出し、それによって付与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、全身の器官や胃腸管領域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あとの実効線量の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、標準作業員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つの状況で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えられる。

(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^{-3} というラドンの年平均濃度は、現存被ばく状況を対象とした参考レベルの $1\sim 20 \text{ mSv}$ 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^{-3} は、*Publication 115* (ICRP, 2010) および Marsh ら (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規約 (27 項を参照) 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、鉱山での被ばくに対して WLM 当たり 11 mSv という線量係数が求められているが、これは基本的には線量換算規約で求めた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、滞在時間は場所によって異なるものの、統合的なアプローチを採用するべきである。

(39) WHOによると、ラドンに起因する肺がんによる推定死亡率を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とのことである (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、建物がきちん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所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。

(40) 家庭における子どもの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、統合的なアプローチに従い、また一生を通じてリスクが蓄積されることを考えて、子どもに対して特定の指標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、配慮を高めて予防と緩和の両対策を、優先事項として実施することについて議論するべきである。

(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。新築の建物では、ラドン被ばくを予防することが最も重要である。新築の建物やリフォームした建物において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、経験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、大きなラドン侵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よくある。

(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^{-3} を下回るレベルで肺がん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、および公平性を期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るべきである。しかし、ラドン被ばくを完全になくすことは不可能である。

(44) 集団に対するリスクの発生源は、ラドン被ばくだけではない。ラドン防護戦略は、その国において確認されているその他の健康上の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、禁煙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、有効性を向上させる努力をするべきである。

(45) ラドン被ばくはどこでも見られる現象であること、そしてその状況や意志決定者の多さと多様性を考えると、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ない。特に、個々の家屋所有者が住居者に対して負う責任、建築業者や土地・建物の販売業者が買い手に対して負う

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、主に住宅内の問題であるから、ラドン防護戦略の成功は、実際には（自助防護の場合は）家庭におけるリスクを低減するという個人の決断によってほとんどの場合決まる。特に、ラドン高濃度エリアでは、個人が責任を持てるように支援するために、一般住民がラドンに関するリスクをはっきりと意識することが必要である。現時点では、ラドン方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ので、意識を高めるべきであるということ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実施したりすることによって、状況を改善することができる。すぐれたインフラの提供と、情報、測定および改善策に関する支援が不可欠である。

(48) 必要な対策をどの程度実施するかは、その状況に対する法的な責任の度合いと密接に関係している。家の所有者がその家を貸したり売ったりする場合は、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）の管理者には、職員に対するのと同じように生徒についても、健康に関して法的な責任が伴うであろう。その他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させるべきである。

(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、段階的アプローチが必要であることを明確に示している。このような段階的アプローチは、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*¹ (ICRP, 2007) に記載されている。44 項には、「その大きさと起源にかかわらず、あらゆる線源からのすべての放射線被ばくに適用される」と記載されている。特に、45 項には、「委員会の勧告は自然線源と人工線源の両方の被ばくを取り扱っている。勧告は、被ばくの源か又は個人が受けた線量を生じ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。

¹*Publication 103* の「用語解説」の文言に不備や不整合性があったため、この刊行物の執筆時、委員会は其の改定に取り組んでいる最中であり、そういった理由で、この刊行物では当刊行物ではなく *Publication 103* の文言を参照している。

(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、あるいはそれに影響を及ぼしたりすることができるので、制御可能である。地表面レベルの屋外ラドン濃度は、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、ラドンの発散量がきわめて多い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^{-3} 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屋外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。

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もたらす放射線の移動を含む過程である。*Publication 103* (ICRP, 2007) の勧告では、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従って、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。被ばくは予測可能であり、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り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する被ばくも含まれる。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をいう。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、その線源が地殻内部において広く見られる自然の放射能に何も手を加えていないそのままの濃度であるから、現存被ばく状況の特徴がある。人間活動によって、屋外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な新しい経路が作られたり、経路を変えたりすることがある。このような経路は、予防対策や緩和対策によって変えることができる。しかし、線源そのものを修正することはできず、すでに線源が存在している状況で、制御に関する決定を下さなければならぬ。*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、作業者は職業上、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摂取によって、他の放射線源にも被ばくしているからである。作業者が関与するその他（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と見なすべきとするかは、国の当局が決めることである。

(55) ラドンは、緊急時被ばく状況を引き起こす可能性が小さいが、特定の場所できわめて高濃度のラドンが検知されることによって、特に、建物の意志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（線量拘束値または参考レベル）を下回るように、最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、仕事をした結果被る作業者の放射線被ばくのことである。しかし、放射線はどこにでも存在するため、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体制に従うことを意味することになろう。それゆえ委員会は、「職業被ばく」の使用を、操業管理者の責任であると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、ラドン被ばくは付随的なものである（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雇用主の敷地内に居合わせることにより単に起こるのである）。

(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る」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、ラドン被ばくが付随的に起こるような一般的な職場では、被ばくを区別して制御すること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実にするために建物や場所を制御することで、ラドンにうまく対処するのである。

(60) ラドン被ばくが、計画被ばく状況に付随して起こるようなケース（例えば、原子力施設や病院の放射線科でのラドン被ばく）では、委員会は実利的なアプローチを勧告する。3.3.5 節に記しているように、作業員のラドン被ばくが、もし職場の特定の段階的アプローチの範囲内で避けがたいのであれば、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は、場所の種類にも直接的に関係している。*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を考えると、委員会は今、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対する統合的で段階的アプローチを勧告するものである。また、委員会は、定量的判断基準としての参考レベル、または定性的判断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、これを超えたら職業被ばくの防護要件が職場のラドン被ばくに適用されるという濃度を記載するために、*Publication 103* (ICRP, 2007, 298 項) で採用された「導入ポイント」という用語をもちや使わないこととする。

3.2 防護戦略の正当化

(63) ICRP の防護体系では、正当化の原則は、線源に関連する 2 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、害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、現存被ばくを減じる、あるいは潜在被ばくのリスクを減じることによって、それがもたらす損害（デメリット）を相殺するのに十分な個人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。

(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、常に何らかの不利益が伴うが、それが害よりも便益を多くもたらすべきという意味で正当化すべきである (ICRP, 2007, 207 項)。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判断することは、政府や国の当局の責任である。国の当局が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高濃度エリアの特定といった状況把握が必要である。

(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。

- 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 2 番目の因子である。
- 屋内のラドン濃度が高くなることを防止し、また緩和することが可能な手法が存在するため、ラドン被ばくは制御できる。
- ラドン防護戦略は、室内空気質政策や禁煙政策といった、他の公衆衛生に関する方策に関してプラスの結果をもたらすことができる。ラドン濃度を低減することは、たばこの健康影響を緩和することにつながる。

(66) 生涯非喫煙者と比べて、喫煙者や過去に喫煙していた人の方が、ラドンが肺がんを引き起こす可能性は格段に高く、過去に一度も喫煙習慣がなかった人では、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、あるいは過去に喫煙習慣があった人に対して、個別にまたは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るが、個人の喫煙状態に基づいて建物への個人の立ち入りを制限することは、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と倫理的・社会的な問題が生じると思われるが、これは委員会の権限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。

3.3 防護の最適化

(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、これは線源関連であり、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、および個人線量の大きさすべてが、経済的および社会的要因を考慮に入れて合理的に達成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、害を上回る便益の幅を最大にすべきだということを意味している。この最適化手法の大幅な不公平な結果を回避するために、特定の線源からの個人に対する線量又はリスクの制限があつてしかるべきである (線量拘束値又はリスク拘束値、および参考レベル) (ICRP, 2007, 203 項および 211 項)。

(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欠かすことができないプロセスである。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ない。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)。

3.3.1 参考レベル

(69) *Publication 65* (ICRP, 1993) では、委員会は、継続的に 10 mSv の年間実効線量を超える住宅のラドンに対する改善策の中には、ほとんど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、いくらか低い数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 3~10 mSv の範囲を使用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。

(70) *Publication 103* (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、緊急時被ばく状況およ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、すべての線量を経済的・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と判断するレベルでもある。

(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た結果、最適化は、参考レベルを上回るときも下回るときも、該当する場合は適用すべきで、上回るときだけではない。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、あるいはそれに付随する個人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。

(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、考慮しているその時点で広くみられる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、適切な数値を選ぶためのガイダンスを示すことを目的として、リスクの連続性 (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 つのバンドに区分されているが、それは被ばく状況の特徴、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な便益、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、<1 mSv, 1~20 mSv, 20~100 mSv である。

(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る場合や、被ばくが線源で制御できるか、または被ばく経路における対策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に、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 (多少の例外は別にして) 線源で制御することはできないが、不均衡に混乱を招か

ない予防および緩和対策によって、多くの経路を通じて制御することが可能である。人は通常、屋内にいることにより明らか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動したりするよりも、建物を使い続けたり住み続けたりする方に便益がある。

(74) *Publication 103* (ICRP, 2007) において、委員会は、*Publication 65* (ICRP, 1993) で採用された実効線量の上限值 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/年 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^{-3}) 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。

3.3.2 ラドンの誘導参考レベル

(75) 委員会は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的検討に基づいて、住宅におけるラドンの誘導参考レベルを 600 Bq m^{-3} [2007 年の勧告で発表された数値] から 300 Bq m^{-3} 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值として、 300 Bq m^{-3} を勧告する。 300 Bq m^{-3} に関連付けられる唯一の年線量はないが、このレベルのラドンで被る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/年) に収まることは明らかである。

(76) WHO は、『屋内ラドンに関するハンドブック』のなかで、 100 Bq m^{-3} 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記しているが、このレベルが多くの国で実現不可能であることも認識していた (WHO, 2009)。 300 Bq m^{-3} という数値はすでに、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) などで、基準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、広く行き渡っている経済的 および社会的状況を考慮して、国独自の誘導参考レベルを設定すること、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 $100\sim 300 \text{ Bq m}^{-3}$ 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きわめて高いのであるが、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。

(77) 人々は同じエリア内をあちこち移動するため、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統合的な方法で実施するべきである。したがって、委員会は、まず、住宅の誘導参考レベルと、公衆の構成員と作業者の両方が出入りする複合用途ビル (学校、病院、店舗、映画館など) の誘導参考レベルに、同じ値を使用することを勧告しており、-そしてさらに拡張して、ラドン被ばくが職業被ばくではないと見なされていて一般住民が出入りしない職場 (例えば、オフィスビル、一般的な工場) に対しても、同様に対処することを勧告する。

3.3.3 最適化プロセス

(78) *Publication 101* のパート 2 (ICRP, 2006b, 22 項)には、「広く行き渡っている事情の下で (通常、緊急時あるいは現存の制御可能な状況で) 最良の防護を提供するためには、線量制限値未満の最適化プロセスは、継続的で循環するプロセス (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 (プロセスの組立て)、合理的に達成できる限り低く被ばくを保つための可能な防護選択肢の同定、現在の事情の下における最良選択肢の選択、効果的な最適化プログラムを通して選択された選択肢の履行、そして、現在の事情が是正の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。

(79) 委員会は、最適化に関連して、予防策と緩和策は区別する必要があると考えている。前者は、予想される被ばくをその時点で広く行き渡っている状況の下で、合理的に達成できる限り低いレベルに維持することを目的としており、後者は、残存線量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としているからである (図 3.1)。ラドン被ばくについて、予防策は、新築の建物の屋内ラドン濃度が高くなることを防止するために、建築基準を施行することに注意を注いでいるが、一方、緩和策は、換気管理といった手法を使用して、既存の建物内の高ラドン濃度を低減することに注意を注いでいる。

(80) 最適化プロセスの目的は、一般住民の全体的なリスクを低減すること、そして公平性を期するために最も被ばく程度が高い個人、つまり、個人被ばくの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も低くすべきである。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に、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、緩和システムの日常的な点検と保守、および定期的な監視を行うことであろう。

(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の防護の最適化は、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。特に被ばくが大変高く、継続している場合には、被ばくの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ない。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肺がん患者の推定数に関連する財政上の経費と、特定の集団を対象とした予防対策と防護対策の選択、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について、これらの比較がなされる (HPA, 2009; WHO, 2009)。このような分析は、既存の地所や新築の建物のラドンレベルを低減する措置の費用対効果決定に情報を与えるために、使用することができる。

3.3.4 国の誘導参考レベル

(83) すでに述べたように、広く行き渡っている経済的およ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^{-3}) 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源と同様に、その国の関係当局の責任である。3.2.2 節に記したように、委

員会は、100～300 Bq m³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、国の当局に対して強く奨励する。

(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、被ばくを緩和し、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、全般的な最適化のプロセスによって、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、適宜、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、ラドン被ばく的大幅な低減の実現に役立つように、予防および低減対策を実施するべきである。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、若干の改善をするだけでは十分でない。また、建物を新築する際は、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るべきである。

(86) ラドン被ばくの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るべきである。

3.3.5 段階的アプローチ

(87) 委員会は、ここで、ラドン被ばくの制御に段階的アプローチを適用するべきと勧告する。このアプローチでは、ラドン戦略は、関係する意志決定者が、測定および必要な場合は改善策などの自助防護策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るべきである。このプロセスは、情報、助言、インセンティブ、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。このようなさまざまな対策をどの程度実施するかは、状況に対する法的な責任の程度、および国のラドン防護戦略が望む程度に依存するべきである。

(88) ラドン防護戦略には、ラドンの挙動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を目的としたキャンペーン、濃度測定のキャンペーン、およ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）。このような対策は、ラドン高濃度エリアといった特定のエリアや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、しばしば住居として時間の大半を過ごす人が居合わせる建物も対象となるであろう。

(89) 法的な責任が伴う状況（雇用主と従業員、家主と借借人、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、何らかの義務的規定が必要になることもある。義務的規定がその時点で広くみられる状況で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義務的規定が、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、追跡性の良さ、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できる手段に見合ったものであり、またリスク低減の点で、便益が害を上回るように保証するべきである。たとえば、要件が、人々にラドンの初期測定を妨げたり、資産価値の減少を招いたり、あるいは過度な手順が必要となるようにするべきでない。建物

のラドン濃度が高い場合には、建物の利用者などの関連するステークホルダーの関与と、彼らとのコミュニケーションを含む対応を行うべきである。参考レベルをクリアしていない場合にも、結果を状況に適切させるべきである。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、改善策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、作業者のラドン被ばくは付随的なものであり、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ない。このような考えは、従業員に対する雇用主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) ラドン被ばくが付随的とみなされ、職業被ばくではないと考えられるすべての職場において、段階的アプローチの最初の段階は、国の誘導参考レベル（ 300 Bq m^{-3} 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主の法的責任は、規制要件や合意基準、あるいは国のラドン戦略実施の一環として、建物内でのラドン被ばくの制御のために制定され得る他の基準を適用することによって行使される。

(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段階的アプローチの第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るべきである。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和種類を決定するべきである。この段階での目的は、依然として特定の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 を超えている職場については、作業者は職業被ばくを受けていると見做されるべきで、職業被ばくを対象に策定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、被ばくした作業者の特定、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 $1\sim 20 \text{ mSv}$ 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、段階的アプローチの第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、国の当局が作業者のラドン被ばくを職業被ばくとみなすべきであると決定することがある。それは、作業者が必然的にかつ実質的にラドンに被ばくし、そのラドン被ばくがより密接に、又は明確に業務活動に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るべきである。

(97) 作業者のラドン被ばくが職業被ばくであると考えられる職場では、委員会は、該当する場所を明確にすることを勧告する。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限が確実となるであろう（3.4節）。

(98) 委員会の見解では、作業者のラドン被ばくを職業被ばくと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。

3.4 線量限度の適用

(99) *Publication 103* (ICRP, 2007, 203 項) 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、個人に関するものであり、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は、規制された線源から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ことを意味する。一貫性を持たせるために、国の当局が初めから計画被ばく状況であると決めたラドン被ばく状況、典型的には作業者が職業被ばくしていると思なされる場合に、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 5 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いている (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関与を得て、国の当局が策定すべきである。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、明確なインフラを有する枠組みを確立し、優先順位と責任を決定し、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。被ばくの状態に応じて、さまざまなステークホルダー、特に被ばく者と、支援を行ったり行動を起こしたりする人たちを明確にするべきである。また、行動計画は、倫理的問題—特に責任に関する問題—に目を向け、情報、ガイダンス、支援、そして持続可能性のための条件を提供するべきである。国のラドン行動計画は、できる限り、室内空気質や省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、相乗効果を実現し、矛盾を回避するためにそれらと統合するべきである。

(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）を管轄する国、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、医療の専門家など）、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の間の協力が必要である。

(104) 行動計画には、奨励に基づく規定と義務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実践することが期待できない個人に降りかかってくるのが往々にしてあることを考えると、行動計画は、自らの測定、適切な測定業務機関への紹介、建物の適正利用、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るべきである。

(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被ばくを代表するようなラドン濃度分布を決定するべきである。ラドン全国調査を実施する際に重要となる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の平均値と、被ばくの分布を推定すること。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調査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エリア（つまり、ラドン高濃度エリア）を特定すること。このようなエリアの選別は、選ばれた家庭で行われる長期的なラドン測定に結びつけて実施されるのが最善である。

(106) ラドンマップは、ラドン濃度が高い住宅や建物を探し出す最適な手段として、また、新しい建造物の計画および建築時に、特別な予防対策を必要とするエリアを特定する手段として使うことができる。しかし、このような調査から得られた推定値は、ラドン高濃度エリアと疑われるエリアで、選別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) ラドン高濃度エリアは、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中のラドン・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。地質情報をこのプロセスの一部として使用してもよい。しかし、ラドン高濃度エリアの定義は国によってさまざまである。ラドン高濃度エリアは、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ている建物の割合、また誘導参考レベルを超えてい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ができる。ラドン高濃度エリアの定義は、国のラドン行動計画で詳細に示すべきである。

(108) ラドン高濃度エリアとして確認されたエリアにおいても、建物内のラドン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、ラドン高濃度エリアに区分されていないエリアでも、可能性は低いですが、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、ラドン高濃度エリアの特定と同様に、高ラドン濃度と関連がありそうな建物の特性を明確にすることにも、ある程度取り組むべきである。

(109) 国のラドン行動計画は、特に法的な責任については、義務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、金銭的支援や財政措置とともに、測定活動を組織したり、住宅改善プログラムにラドン防護を入れるといった、インセンティブによる対策や支援策も適切な場合には含めるべきである。このような措置は定期的に繰り返し行われなければならない。

(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出入りする建物に配慮すべきである。これらの建物に居る人たちは、選択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、濃度が高くなったラドンに彼ら自身が被ばくしていることに気付いていない可能性があり、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、予防対策と緩和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しなければならない。

(113) 国の行動計画は、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段階的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カテゴリー、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、および建築段階で、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準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、特に地質条件が大きく違うことによって大きく変わる。地方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エリアでは、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、建物内や掘削井戸から供給される水中のラドン濃度データによって補完しなければならない。

(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を計画し、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エリアをつくる結果とならないようにしなければならない。

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、一般住民全体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。このような方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たり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、適宜、専門家レベルまたは法規レベルで実施するべきである。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るべきである。また、必要に応じて、建設後のラドン緩和アプローチを検討するべきである。

4.3 緩和措置

(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緩和対策も入っているべきである。被ばくの制御は、その中にいる人の区分に関係なしに、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々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目指すべきである。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、丸1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、検出器が移動されたり忘れ去れたり、といった問題が生じる可能性が

あるので、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かもしれない。測定は、低コスト、またはほどほどのコストで実施するべきである。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、容易に入手できるなければならない。緩和対策を実施したあと、緩和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、測定は定期的に繰り返し行うべきである。

(123) 住宅や一般的な職場において、ラドン-222の子孫核種の測定値を利用する場合、屋内におけるラドン・ガスとその子孫核種との間の平衡係数が、0.4でないことを示す根拠がある場合を除いて、平衡係数を一般的な既定値の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緩和する方法とその方法の適用性

(124) ラドン被ばくの緩和を達成する主な方法は、ラドンが居住空間に流れ込まないようにすることと、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) ラドンの緩和の基本的な手法は、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的としたものであり、主に以下の措置に着目する。

- 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、ラドン溜めを設置する、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屋外土壌との間の圧力差の逆転

(126) 外気で薄めることによって、屋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緩和手法である。緩和は、居住空間の換気を管理する受動的または能動的な手段で実現できる。屋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、屋内の空気圧を昇圧も減圧もしない。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屋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のラドンレベルには適していないものもある。いくつかのケースでは、これらの手法を組み合わせることによって、ラドン濃度の低減を最大にすることができる。

(127) 深掘りの井戸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混じった場合は、（特に散布時に）きわめて短期間の被ばくが起る。ラドンが水から周囲空気に流出することを緩和する主な手法には、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) さまざまな緩和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策定したものがある（WHO, 2009）。

4.4 建築材

(129) 建築材は、一般的に、ラドン被ばくにとって重要性は小さいが、ラドン-222が線源として無視す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、屋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（プラスターなど）のトリウム濃度を抑制することで、建物内のラドン-220のレベルが増大する可能性を下げるができる。建築材から受ける影響を防止し、最適化するには、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べきである。特定の建築材から放出されるガンマ線によるリスク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を目的にして、ベンチマークシステム（すなわち、放射能濃度の指標）が策定されている（EC, 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、誘導参考レベルよりも相当に高い屋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、正当化が必要になるであろう。

4.5 作業者の防護

(130) 作業者のラドン被ばくが、職業被ばくとは見なされない職場では、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、一般住民が職場に出入りできない場合（または一般住民の出入りがきわめて限られた時間である場合）は、防護に対する段階的アプローチを適用する一環として、最適化プロセスにおいて、若干の特定の規定や補完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、いくつかの建物での滞在時間の制限などによる）。
- 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) このような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、操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、またはポテンシャル・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。管理ないしは監督するエリアの分類がうまく適合しなくても、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適宜、規制することが重要であることは変わらない。
- 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。これには、具体的な作業場所における時間をたどる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。いずれにしても、線量が 20 mSv/年を超えてはならない。

4.6 ウラン採掘業界産業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産業である。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。長寿命の放射性塵埃は、採掘中および精錬の初期段階のウラン鉱や、あるいはまた、ウラン精製品、多くの場合は酸化ウラン粉末である。また、工程によっては、その他のウラン壊変系列放射性核種に被ばくする可能性もあり得る。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産業でラドン被ばくに対して作業者を防護することは、操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、線量拘束値を用いた最適化プロセスで制御するべきである。理想を言えば、線量拘束値は操作の設計段階で決定するべきである。放射性原鉱石を含んでいる鉱床の性質は、きわめて変化に富んでいるので、資源を首尾よく採掘するには、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様に、線量拘束値は鉱山によって異なり、場合によっては、同じ施設であっても時間が立つにつれ物理的条件が変わるに従い、（線量拘束値も）変え得るであろう。

(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制御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制御する適切な工学的制御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強度やほかの物理的な制約（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変化したり、高かったりすることが起こり得る。このような場合は、職場の条件と作業者の線量が適切に評価されるように、さらにモニタリングプログラムの詳細に注意を払う必要がある。ラドン濃度が高くかつ変化する状況では、リアルタイムのモニターや個人線量計を使用するといった戦略を検討するべきである。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、職場を定期的に監視すれば十分であろう。一般的に、職場の強制換気は、ラドン子孫核種による被ばくを評価する上で、平衡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（すなわちポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度）の測定値を使用するべきである。

(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、疫学調査に基づいていた。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評価モデルに基づいて算出することを提案している (ICRP, 2010)。このような線量係数が、疫学に基づいた線量換算規約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援する上で、まず行うことは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、いかにして密閉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、それを緩和する方法が、特に、選ばれた代表者、行政部局の公務員、自宅所有者、家主、雇用主、就学児などを通じて一般住民に周知されなければならない。

(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、作業者など) は、勧告される予防と緩和の措置が適正に設計され、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であろう。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欠かすことができず、このプログラムによって、誘導参考レベルを超えるまたはそれに近いラドン濃度にさらされる世帯主や家主は、ラドンの予防と緩和のためのインフラを利用することができるようになる。関係するその他の専門家 (健康や不動産の専門家など) 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実証されているので、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禁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、予防対策と緩和対策の両方の費用と、有効性に関する情報の条項を含むべきである。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されるべきである。

5 結論

(141) この報告書の目的は、放射線防護体系の進展 (ICRP, 2006b, 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、ラドン被ばくの放射線防護に関する最新のガイダンスを示すことである。

(142) 同じテーマに関する過去の勧告 (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とに最適化するという原則のを適用することに基づいている。委員会は、広く行き渡っている経済的・社会的情勢を考慮に入れて、100~300 Bq m⁻³の範囲内で合理的に達成できる限り低く誘導参考レベルを設定することを国の当局に奨励する。

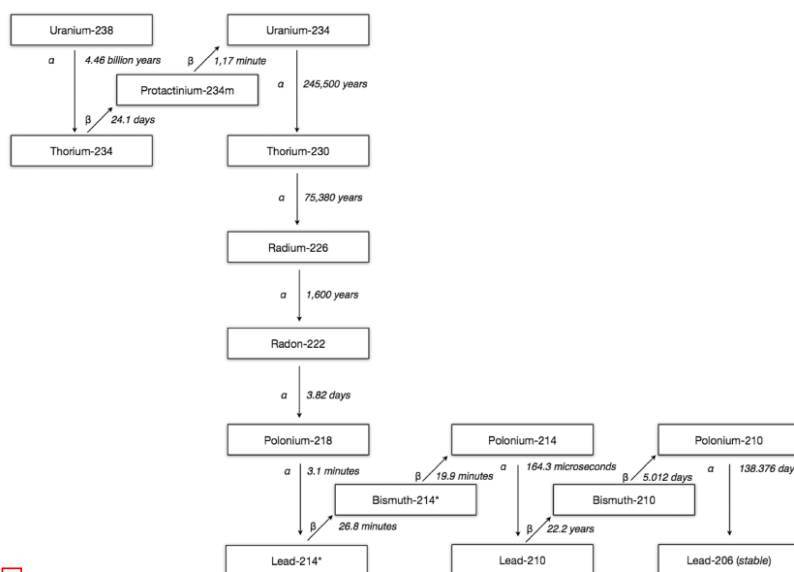
(143) 被ばく状況に応じて段階的にしたこの新しいアプローチの目的は、少なくともラドン高濃度エリアにおいては、公衆衛生という観点からすべての建物 (住宅、複合用途ビル、一般的な職場) をカバー

することにある。委員会は、あらゆる種類の建物において、主に建築基準に 基づく予防対策の役割を強調する。

(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要件に基づいている。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るべきであると見なす場合は、職業上の線量限度を適用しなければならない。

(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、公衆被ばくの主たる原因であるラドンによる被ばくを低減できると強く考えている。

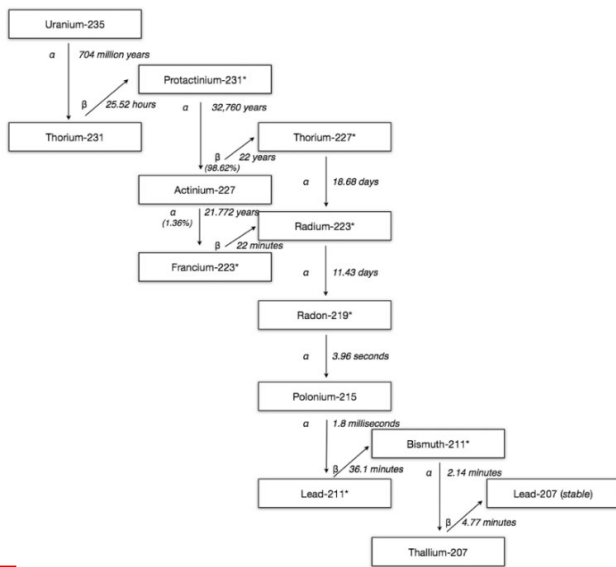
図表



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

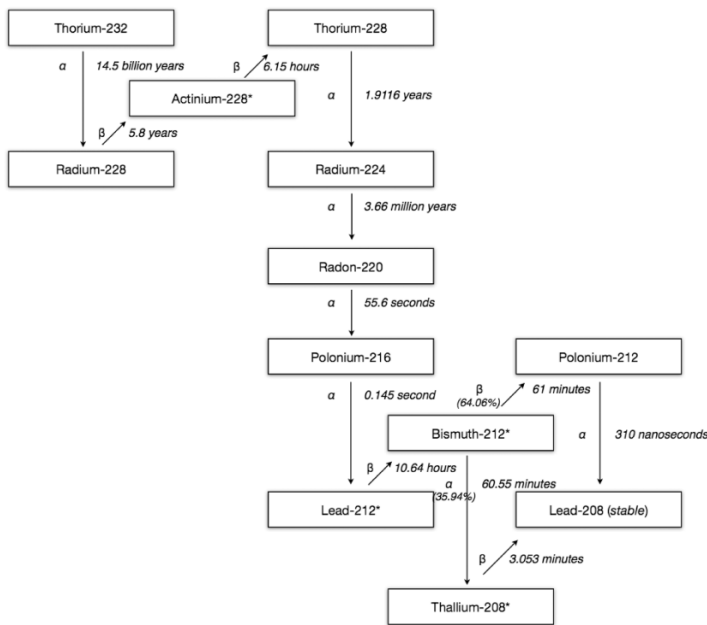
#1 図 1.1 ウラン-238 壊変生成物。*同位体も重要なガンマ線放出体である。



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。

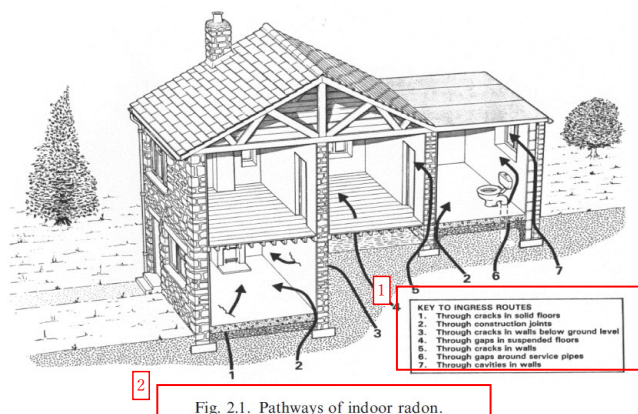


Fig. 2.1. Pathways of indoor radon.

#2 図 2.1 屋内ラドンの経路

#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

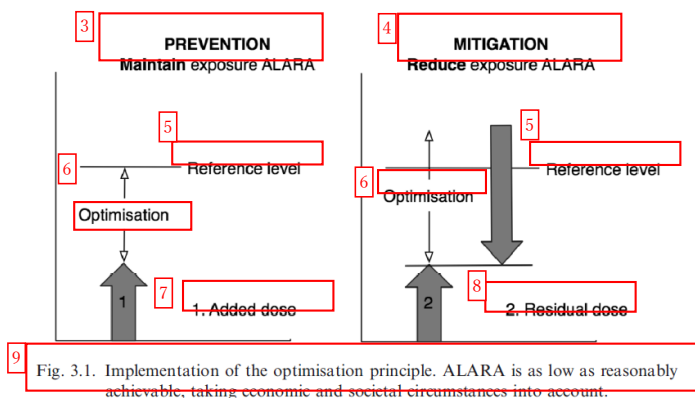


Fig. 3.1. Implementation of the optimisation principle. ALARA is as low as reasonably achievable, taking economic and societal circumstances into account.

#3 予防 ALARA で被ばくを維持

#4 軽減 ALARA で被ばくを低減

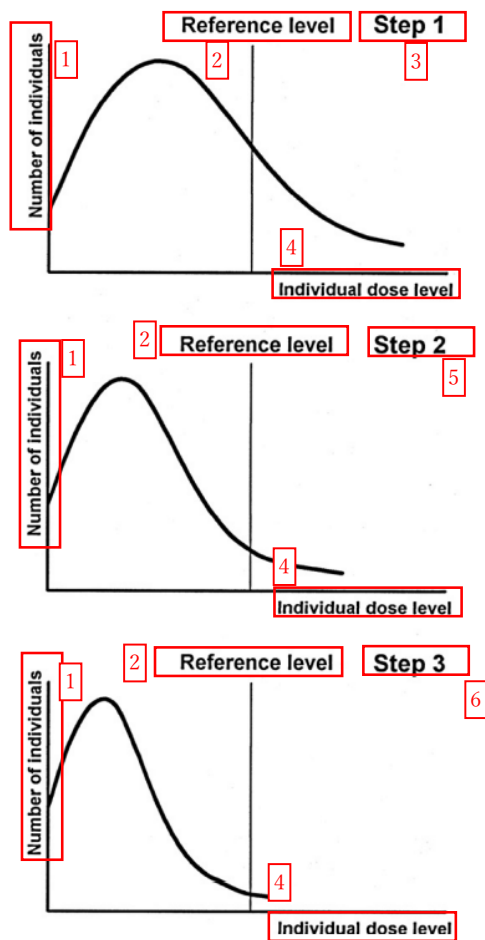
#5 参考レベル

#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

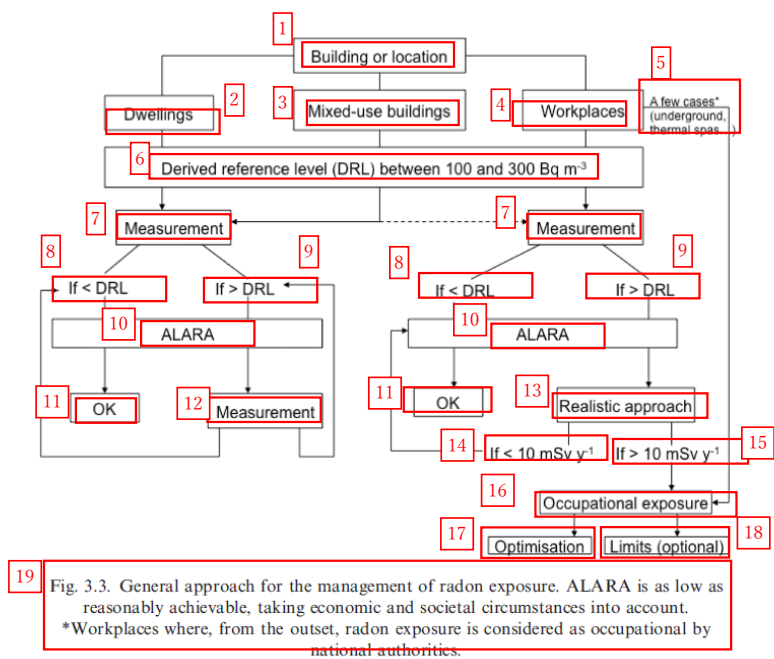
#3 ステップ 1

#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⁻³ 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/年よりも低い場合
- #15 10 mSv/年よりも高い場合
- #16 職業被ばく
- #17 最適化
- #18 限度 (任意)

3.1.2. ICRP Publication 124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations (監修版)

さまざまな被ばく状況における環境の防護
論説
環境の放射線防護の10年
<p>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 <i>Publication 91</i> (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、なんともいいタイミングだった。これはまた、2003 年にストックホルムで開催された「電離放射線の影響からの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、電離放射線に帰因する影響からの環境の防護について国際的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 年にわれわれがどれだけ長い道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は価値がある。</p> <p>同会議の主な結論は、環境への放射性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ティブを開始するべき時機が到来した (IAEA, 2003) 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な専門家集団は、ICRP を含むいくつかの国際機関に以下のような期待を表明した。</p> <ol style="list-style-type: none">1. 原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) は、環境の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、電離放射線の線源および影響に関する研究の成果を提供し続けるべきである。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合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。 <p>その後の期間に、UNSCEAR は電離放射線のヒト以外の生物相へ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もっと詳しく記述する。また IAEA は他の国際機関と共に、人間と環境を電離放射線の有害な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)。</p> <p>その他にも、特に国際放射線生態学連合が推進する作業 (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。欧州委員会の主導する FASSET (Larsson, 2004) と ERICA (Larsson, 2008)、米国エネルギー省の生物相線量評価委員会 (Biota Dose Assessment Committee) (US Department of Energy, 2002) も大いに貢献した。</p> <p>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環境管理の基準は他の生物種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 <i>Publication 91</i> (ICRP, 2003) の中で、この体系はヒトの生活圏を間</p>

接的に防護しているが、電離放射線によりあらゆる生命体が受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認めた。同刊行物はさらに環境防護の原則を特定し、標準植物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電離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示的に取り上げるために、防護体系を実質的に拡張した。これらの勧告は環境防護の目的を入念に検討し、提案された標準動物および標準植物(RAP)の基盤を説明している。これはさまざまな環境(陸域、淡水域、海水域)における代表的動植物の仮想的な実体の小さなセットで、電離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、同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つとして提案された。これらの値は、考慮の対象となる動植物の個体群の構成になん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率範囲(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。そして動植物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、最適化プロセスの一環として、最善の管理の選択肢を特定する上で環境を考慮に入れる仕組みを提供している。計画策定の段階では、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行う判断の材料とすることができる。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実証が可能となる。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現存被ばくの解決策を模索するために、動植物への影響を情報に基づく方法で評価し管理できる。さらにまた重大な緊急事態が動植物に与える影響の重大さを適宜評価できる。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に入れることを可能とし、環境資源をよりよく管理する客観的な基盤を提供する。

本報告書は環境の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、その発行が終着点ではないと指摘しておくべきだろう。ICRPの枠組みとその適用は科学界からの今後の新情報に対して開かれている。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いことを承知している。何といても、人間の放射線防護体系が現在の発展状態に達するには40年近くを要したのである。このアプローチは将来の科学研究活動に糸口を与え、課題の優先付けを助ける仕組みの提供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うることで、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しい舵取りをうまく行ってきた。外部の状況については、特に早い段階では、放射線防護関連学会のメンバーの間でも顕著に異なる

さまざまな意見ゆえに、慎重な立場がとられた。人間と環境は現行の安全水準によって既に適切に防護されており、既存の仮説は通常の被ばくの状況で行われた多くの研究により裏付けられてきたのだから、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等が確立されたことである。この流れの中で、ICRPは、環境への放射能の放出の潜在的影響を明確に評価できる方法は、一定の状況で意思決定を行うのに必要な要素だとする国際的コンセンサスの形成に応えたのである。

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が、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含め、環境防護の枠組みの複雑さ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している。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ストレス因子の影響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利用することを基本としつつ、今後も新しい情報を収集してアプローチに組み込めるような方法を開発することになった。

波乱万丈の10年間を経て発行される本報告書によって、国際・国内基準の整備を進める任務を負う諸機関は、より明確な形で環境を考慮に入れるための実践的ガイダンスと基準の整備の基盤を与えられ、これが最終的には放射線防護体系を強化するだろう。

話は全く変わるが、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1959年まで、ICRPの報告書は、ICRPの前身である「国際X線ラジウム防護委員会」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ていた。後に*Publication 1* (ICRP, 1959)として知られるようになったものは、ICRPによってPergamon Press社から書籍として出版された最初の巻である。最終的には、ICRPは1977年に定期刊行物形式に移行し、*Publication 24*をICRP刊行物の第1巻1号とした(ICRP, 1977)。2004年にPergamon Press社はElsevier社に買収されたが、同社が数年にわたり、*Publication 123* (ICRP, 2013)までのICRP年次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支障なく行われた。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。読者も本号を見れば、出版社が変わったからといって目立った形式の変更はないと気付かれるだろうし、今後予定される変更もない。僅か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くする斬新な方法を共に見つけていくことを期待している。

Diego M. Telleria

Carol A. Robinson

Christopher H. Clement

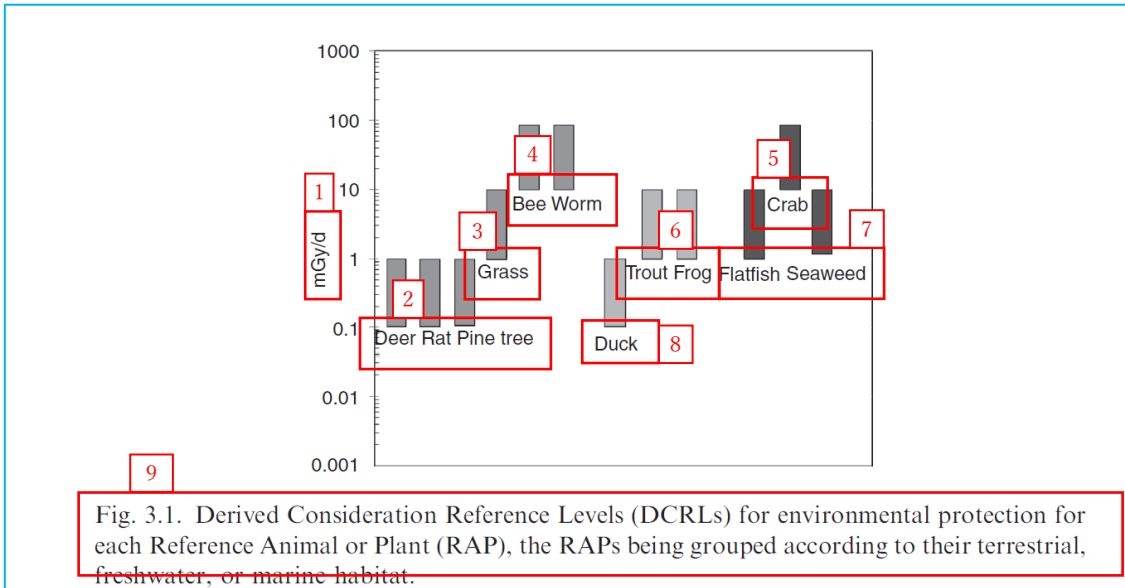
さまざまな被ばく状況における環境の防護

ICRP Publication 124

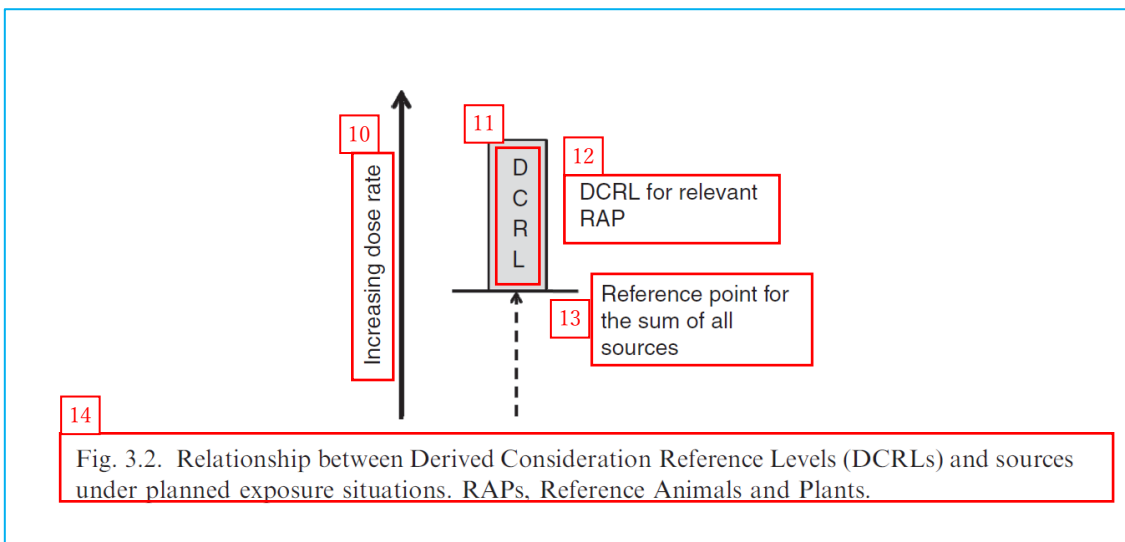
2013年4月に主委員会により承認

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べきかを説明する。本報告書は、自然環境中の動植物（生物相）の防護に的を絞った委員会の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おけ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かについて議論を展開する。報告書はその勧告が適用されるさまざまなタイプの被ばく状況、環境防護に関わる重要な原則、および、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ための DCRL に基づく参考値を使用について説明する。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の勧告を実践するには、地域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、特に他の関係当事者やステークホルダー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。遵守に関して生じうる問題も検討し、最終章では、今日までに委員会が全体としてこの分野に関わ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 は大型工業区域とその活動に関して現在適用されている各種の既存の環境防護法制の形式、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。

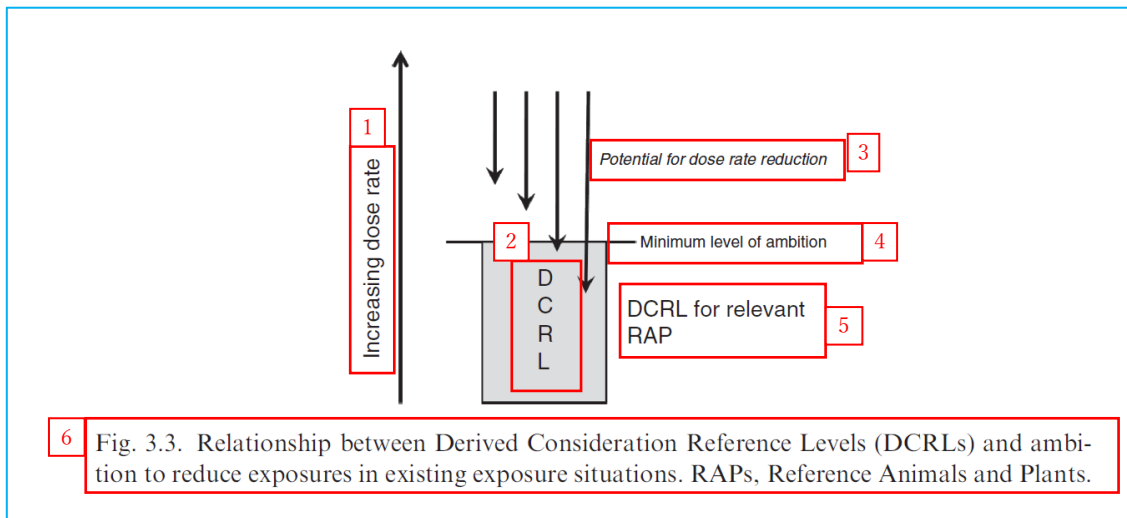
図表



- 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）



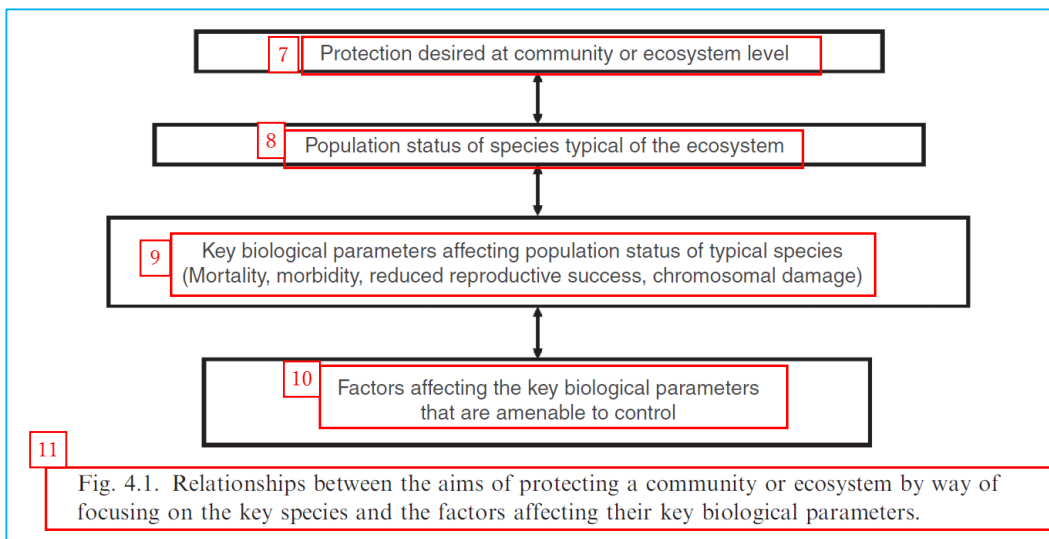
- 10 : 線量率の増加 11 : DCRL 12 : 関連する RAP の DCRL
 13 : 全線源合計値の参照点
 14 : 図 3.2 計画被ばく状況における誘導考慮参考レベル（DCRL）と線源の関係。RAP : 標準動物および標準植物



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



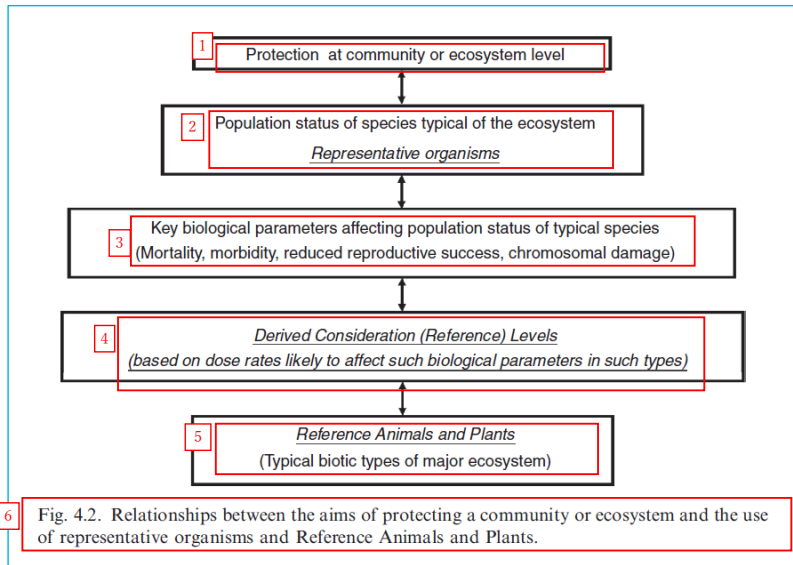
7 : 群集または生態系レベルで望ましい防護

8 : 当該生態系の典型的な生物種の個体群の状態

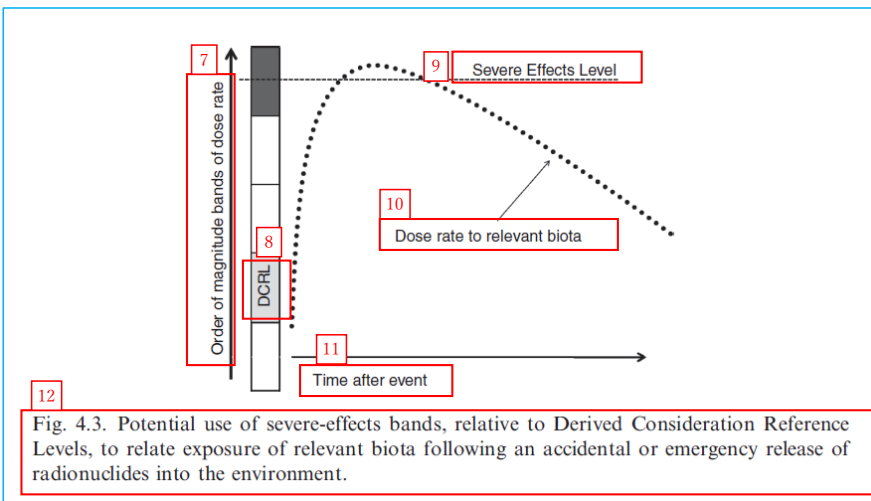
9 : 典型的な生物種の個体群の状態に影響する重要な生物学的パラメータ（個体死，罹患，繁殖成功率の低下，染色体異常）

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、その重要な生物学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
(個体死, 罹患, 繁殖成功率の低下, 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

付属書 A 標準動物や植物に対する線量率と影響

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 ⁻¹)	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 _{50/30} 1 から 8 Gy)	成体の造血性症候群による致死 (LD _{50/30} 6 から 10 Gy)	成体の致死 (LD _{50/30} 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。繁殖成功率の低下。	罹患増加。寿命短縮の可能性。繁殖成功率の低下。	罹患増加
1~10	成体の雄の不妊による繁殖成功率低下の可能性	雌雄の生殖力低下による繁殖成功率低下の可能性	孵化時の生存能力低下による繁殖成功率低下の可能性
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

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 ⁻¹)	標準カエル	標準マス	標準扁平魚
> 1000	成体の致死 (LD _{50/160} 19 Gy), オタマジャクシの致死 (LD _{50/30} 17 Gy)	胚の致死 (LD ₅₀ 0.3 から 19 Gy) 胚の発生段階により異なる,	成体の致死 (LD _{50/50} 30 Gy), 卵の致死 (LD ₅₀ 1 Gy)
100~1000	卵の致死 (LD _{50/40} 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
< 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

LD₅₀は、致死率 50%に必要な線量。LD_{50/30}は、30 日以内に致死率 50%となるのに必要な線量。

表 A.3 標準ハチ、カニ、ミミズ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 ⁻¹)	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 ₅₀), 幼虫の致死 (1 から 2 Gy で LD ₅₀)	成体の致死 (420 Gy で LD _{50/40})	成体の致死 (650 Gy で LD _{50/30})
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

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 ⁻¹)	標準マツ	標準イネ科草本	標準褐藻
> 1000	枯死 (LD ₅₀ 5 から 16 Gy)	枯死 (LD ₅₀ 16 から 22 GyLD ₅₀)	非常に高い線量率で有害な影響が予想される。LD ₅₀ 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。繁殖成功率の低下。	繁殖能力の低下	生長率および繁殖成功率への影響の可能性
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率の低下につながる。	情報なし	生長率への影響の可能性
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
< 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。

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

3.1.3. ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (校閲版)

論説

診断参考レベル –システムはシンプルに

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字）であり、頭字語（訳者註：単語として発音される略字）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、真っ先に出てくるのは「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 8 番目である。

放射線防護の専門家は、DRL が何の略か、またどのような意味かは皆知っているだろうと思いがちである。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用画像及び治療の発達は特に目覚ましい。したがって、医療従事者がそのような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 つの諮問機関として、医学を含む様々な分野に対して的確かつ最新のガイダンスを提供することを目指していることから、今回の、DRL に関する最新発表は時期に叶うものである。放射線防護の用語は複雑であり、時に、この分野の専門外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的な情報を提供し、用語を明確化することは、ICRP にとって重要である。

DRL に関してのいくつかの事実もまた、見落とされがちである。DRL は個々の患者に適用されるものではなく、線量限度として使用されるべきではない。患者の医療被ばくにおいては、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。種々の手法に関して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。というのも、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 量には施設の（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 の効果は、経時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。

より新しい医療技術と手法の導入により DRL の使用が広がり、診断だけでなく IVR でも DRL 値が制定された。たとえ同じ施設であっても、同じ手技に関する患者線量の分布は広いことから、IVR における DRL 値の制定は難しい課題である。しかし、多種多様な IVR に関してデータが収集され、データベースの確立が成功している。

DRL は「治療的」手法にはふさわしくなく、「診断的」手法に対して用いるのが適切であるという主張があるかもしれない。おそらく ICRP は「治療参考レベル（TRL：therapeutic reference level）」あるいは「IVR 参考レベル（IRL：interventional reference level）」を検討すべきであろう。インターネット上では、TRL について 42 の、また IRL について 31 の定義がみられる。特に IRL の導入は、類似した用語が既に様々な状況で使用されていることから、放射線防護において重大な問題を引き起こすと思われる。

現在、そして近い将来に ICRP が目指すものは、混乱をもたらすことではなく、明確化することである。

る。そのため委員会は、今後も引き続き「DRL」という用語を、診断手技と IVR の両方に用いるべきと勧告している。というのも、これらは最適化のツールを提供するという趣旨が同じであるため、また新たな名称を導入した場合に混乱が大きくなるだろうと思われるためである。

この議論は私に、最初の疑問、すなわち、名称や頭文字略語になんの意味があるのかを思い起こさせる。頭文字略語と頭字語の区別、さらには略語との区別にさえ苦勞している人々に対して、ICRP は今後も、周知の DRL という言葉を用いてシステムをシンプルにしたいと望んでいるのである。

CLAIRE COUSINS
ICRP 委員長

医用画像における診断参考レベル

ICRP 135

2017 年 5 月委員会承認

抄録— 1996 年、International Commission on Radiological Protection (ICRP) は初めて「診断参考レベル (DRL)」という用語を Publication 73 において導入した。この概念はその後さらに発展され、2001 年に実際のガイダンスが発表された。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。しかし、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。以下に関する問題が生じている：従来のガイダンスで使用された用語の定義/DRL の数値の決定/これらの数値の再評価及び更新のための適切な時間間隔/実地臨床における DRL の適切な使用/DRL の実践への適用法/より新しい画像撮影技術に対する 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、様々な画像撮影法に関して DRL として使用する線量を勧告し、IVR 及び小児画像撮影のための DRL の使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数量の自動的報告を活かした、DRL 用線量調査の実施方法の変更を提案し、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。本書の対象読者は国、地域 (国の集合体) 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

ICRP 代表著者

E. VANÓ, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K. KANG,
M. ROSENSTEIN, P. ORTIZ LÓPEZ, S. MATTSSON, R. PADOVANI, A. ROGERS

はじめに

電離放射線を用いた医用画像における、防護の最適化のための患者線量に関する数量の測定は、半世紀以上前に始まった。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国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、1980 年代になると英国の国立放射線防護委員会 [National Radiological Protection Board, 現在の

Public Health England (英国公衆衛生庁) の調査により、自由空气中又は患者に入射する入射表面被ばくが測定された。これらの結果及び同様の調査結果が、X線検査及び調査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、次いで英国で、その後欧州内で策定された。これらの勧告値は被ばくガイド、ガイドライン線量、指針レベル (国際原子力機関による)、基準線量など様々に呼ばれ、1996年以降は国際放射線防護委員会 (ICRP) の出版物において診断参考レベル (DRL) と呼ばれるに至った。欧州委員会はその1997年の医療被ばくの指令においてDRLを収載した。2001年、ICRPはIVRにまでDRLの適用を広げ、その選択と実践における柔軟性に関して追加の助言を与えたSupporting Guidanceを発表した。本勧告は、2011年10月22~28日に米国メリーランド州ベセスダで開催された年次総会中に設置されたICRP第3専門委員会の作業部会の成果である。デジタル技術とIVR、さらに陽電子放射断層撮影とコンピューター断層撮影が組み合わされた新たな画像技術も登場し、新たな助言の作成と助言の更新が必要となっている。ICRP第3専門委員会は、医学界におけるDRLの使用はまだ適切といえないことを理解していた。本書の対象読者は医学物理士、放射線科医、核医学専門医、放射線技師、業界関係者、医療及び規制当局である。

作業部会の構成メンバー：

E. Vañó (Chair)	C.J. Martin	M.M. Rehani
K. Kang	D.L. Miller	

通信メンバー (Corresponding member)：

S. Mattsson	R. Padovani	M. Rosenstein
P. Ortiz López	A. Rogers	

主委員会の重要レビューアー：

J. Boice	C. Cousins
----------	------------

本書作成期間のICRP第3専門委員会の構成メンバー：

(2009–2013)

E. Vañó (Chair)	I. Gusev	H. Ringertz
J-M. Cosset (Vice-Chair)	J.W. Hopewell	M. Rosenstein
M.M. Rehani (Secretary)	P-L. Khong	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	S. Mattsson	B. Yue
M.R. Baeza	D.L. Miller	
L.T. Dauer	P. Ortiz López	

(2013–2017)

E. Vañó (Chair)	L.T. Dauer	P. Ortiz López
D.L. Miller (Vice-Chair)	S. Demeter	P. Scalliet
M.M. Rehani (Secretary)	K. Kang	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	P-L. Khong	B. Yue
K. Applegate	R. Loose	
M. Bourguignon	C.J. Martin	

<p>総括</p>
<p>1 序論</p>
<p>(a) 委員会は <i>Publication 73</i> (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、<i>Supporting Guidance</i> (ICRP, 2001a) において実地的な助言が提供された。この策定内容と 2001 年の助言を付属書 A に要約している。</p>
<p>(b) <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) において委員会が述べているとおり、医療被ばく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、治療リハーサル、及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。</p>
<p>(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：従来のガイダンスに使用されていた一部の用語の定義/DRL の数値の決定/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 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 組合せ型ポジトロン CT 装置 (PET-CT), X 線 CT 組合せ型 SPECT 装置 (SPECT-CT), コーンビーム 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)。</p>
<p>(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)：</p> <p>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)。</p> <p>DRL 量 (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)。</p> <p>DRL 値 (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。調査又は他の方法で得られた DRL 量の分布の中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセンタイルで設定される)。</p> <p>DRL プロセス (DRL 値を制定し、DRL 値を最適化の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)</p>
<p>(e) 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 量を勧告し、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 値の決定と適用においてよくみられる間違いを取り上げ、線量に関連した数量の自動的報告を活かした DRL 値制定のための調査方法の変更を提案し、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。</p>
<p>(f) 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。</p>
<p>(g) 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。</p>
<p>2 診断参考レベル</p>

<p>(h) 防護の正当化と最適化の原則は、重要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、所定の体重範囲にある患者群又は特殊な事情では標準ファントムに対する、一般的な検査のための幅広い規定の各種装置に関して設定された、DRL 量である。DRL は個々の患者に適用されるものではない。これらは、各施設で取得し国又は地域で収集される放射線指標データに基づいて定められたしきい値である。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。</p>
<p>(i) 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く考慮しつつ、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、より一般的には検査により提供される診断情報（後処理の影響を含める）も評価される必要がある。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、最適化によって線量を増加することになる。</p>
<p>(j) DRL 値を下回る線量で使用された場合でも、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技が行われたことを示すものではない。そこで委員会は、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、線量に関連した数量の国内分布の中央値（50 パーセントイル）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ことを認めている。例えば各施設の DRL 量の中央値が国の中央値を下回っている場合、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、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いためである。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っている場合は、画質を十分にすることを優先する。</p>

3 DRL 量及び DRL 値

(k) DRL 量は以下のような必要がある：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た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。同一の手技に 2 種類の画像モダリティ（PET-CT、SPECT-CT など）を使用する場合は、両モダリティに関する DRL 値を個別に設定及び提示することが適切である。

(l) 最適化を促すツールとして、当局は DRL プロセスの実践を要求する場合があるが、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。委員会は、適切な患者サンプルについて行った方法の適切な DRL 量の調査に基づき、DRL 値を設定することを勧告する。ほとんどの場合、ファントムの使用は十分ではない。これは、ファントムを使用した場合には操作者の能力の影響が考慮されないためである。

(m) DRL 値は静的なものではない。検査の最適化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。新たな撮影技術を導入する際は、適切な DRL 量を測定し、できる限り速やかに DRL 値を設定するよう取り組むべきである。

(n) 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よい。また、より複雑な手

技の場合は、DRL 値の倍数が適切なこともある。

4 地方（ローカル）、国及び地域の DRL

(o) 患者の検査に使用される DRL 量に関するデータ照合及び DRL 値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（国の集合体）において特定する必要がある。DRL 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であるべきである。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 の設定を可能にするためには、動的プロセスが必要である。

(p) X 線を用いる手技に関する国の DRL 値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 量の数値は、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 量中央値の分布の 75 パーセンタイル値を、「国の DRL」として用いる。

(q) 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、入手できた国の数値の中央値を用いて地域の DRL 値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持た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。

(r) 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、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理の改善が得られた場合は、より高頻度に改定する。

(s) X 線手技に関する国の DRL を制定するためには、大規模な調査あるいはレジストリが必要であり、さらに実施と解析のための多大な努力を必要とする可能性もあるため、技術の変化に常には対応しない。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な場合、又は国の DRL 値が存在していない場合、最適化プロセスをさらに支援するため、調査に基づく「地方の DRL（ローカル DRL）又は代表値」を導入してもよい（表 2.2）。その使用例として、CT における逐次近似再構成法の適用、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、デジタル撮影用検出器の歯科 X 線撮影への導入によって達成しえる、大幅な線量低減に対応するためなどがある。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

(t) 特定の X 線室、又は放射線部門等の施設に関する、医用画像手技のための適切な DRL 量の中央値を、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上下していないかを確認する。

(u) 所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルにおいて、施設での 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、その施設では DRL 値を「一貫して超えている」と判断される。

(v) いかなる手技に関しても DRL 値を超えている場合は、原因を明らかにするため遅滞なく調査に取り組む。是正措置が必要な場合、計画を遅滞なく実行（かつ文書化）する。

<p>(w) 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 値は限度値ではない。</p>
<p>(x) いかなる診断検査におい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、必要な診断情報をすべて提供し、臨床目的が損なわないようにすることである。</p>

<p>6 小児検査に関する検討事項</p>
<p>(y) 小児の場合、患者の大きさと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、防護の最適化が必要である。</p>
<p>(z) 体幹の X 線検査に関する小児の DRL を制定するためには、体重による層別化（6 章参照）が推奨される。小児にはこれを促進すべきである。</p>

<p>用語解説</p>
<p>面積空気カーマ積算値 [Air kerma-area product : P_{KA}]</p> <p>ビーム軸に対して垂直な平面における、X 線ビームの面積全体の自由空气中（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 cm²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_{a,r}]</p> <p>X 線の手技全体から累積させた、焦点から一定の距離にある位置（「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_{a,r}」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 CAK 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>構造化レビ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ビュー。構造化レビューでは、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>ボリューム CT 線量指標 [Computed tomography dose index (volume) : CTDI_{vol}]</p> <p>ヘリカルピッチで正規化した重み付け CTDI (CTDI_w)。CTDI_wは、CT 測定用ファント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>一貫して超える [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:コンピュータ X 線撮影又は DR:デジタル X 線撮影) 上に表示される指標で、受像器の被ばくと、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であろう DDI の範囲が推奨される。線量指標 (exposure index) とも呼ばれる。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>「組織反応」参照。</p>
<p>損害 (デトリメント) [Detriment]</p> <p>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。損害は多次元の概念である。その主な構成要素は以下の確率量である。すなわち：致死がんの寄与確率、非致死がんの加重された寄与確率、重篤な遺伝性影響の加重された寄与確率、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、一種の調査レベルである。日常の条件において、ある特定の手法からの使用線量はその手法に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、投与放射エネルギー (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エネルギーを使用する。「DRL 量」も参照。</p>
<p>線量 (電離放射線) [Dose (ionising radiation)]</p> <p>電離放射線に対する個人の被ばくと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) をもつコンピ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の、代替指標として用いられるパラメータ。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 ($K_{a,e}$, $K_{a,i}$, $CTDI_{vol}$, DLP, P_{KA}, $K_{a,r}$, D_G, 投与放射エネルギーなど)。選定する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像撮影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撮影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、その後に新たな 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 パーセンタイルで設定される。(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 : $K_{a,e}$]</p> <p>患者又はファントムに 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 : $K_{a,i}$]</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まない）。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> <p>質量 dm 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_{tr} の総和を、その物質の質量 dm で割った商。</p> $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$ <p>カーマの単位は 1 キログラム当たりのジュール ($J\ kg^{-1}$) 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 (<u>K</u>inetic <u>e</u>nergy <u>r</u>elaxed in <u>a</u> <u>m</u>ass)」の頭字語である。</p>
<p>地方の DRL (ローカル DRL)</p> <p>選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 量を、それほど多くない数 (10~20 ヲ所) の X 線室から集め、その分布の 75 パーセンタ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 よりも低い数値を実施できる場合に、ローカル DRL を設定してもよい。</p>
<p>平均乳腺線量 [Mean glandular dose : D_G]</p> <p>マンモグラフィでは、D_G 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_G 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 ($K_{a,i}$) 又は入射表面空気カーマ ($K_{a,e}$) のいずれかから算出する。$K_{a,i}$ から D_G への換算は、線質（すなわち半価層）、陽極の材質、ろ過、乳房厚及び乳房組成の関数である。$K_{a,e}$ から D_G 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_G は平均乳腺線量 (average glandular dose: AGD) とも呼ばれる（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。</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く、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 パーセンタイル）として定義される。</p>
<p>注意喚起値 [Notification value]</p> <p>米国電機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。特定のスキャンプロトコルに関して、施設が規定するボリューム CT 線量指標（CTDI_{vol}）又は長さ線量積（DLP）の数値（いずれの指標を使用するかは施設が選択してよい）を推定線量指標が超えた場合、この基準に準拠する CT 装置は、スキャ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、操作者のコンソール上に、放射線技師がスキャンの設定を見直してから検査を進め、それらが正しいことを確認するか、又は変更するよう促す警告が表示される。</p>
<p>患者入射基準点 [Patient entrance reference point]</p> <p>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 線透視装置（C-アーム）の場合、患者入射基準点は、アイソセンタから焦点方向に 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）。</p>
<p>皮膚のピーク線量 [Peak skin dose : D_{skin,max}]</p> <p>皮膚で最も強い照射を受ける局所領域（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_{skin,local} 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値吸収線量について、NCRP により使用されている表記は D_{skin,max} 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）。</p>
<p>品質管理試験 [Quality control testing]</p> <p>許容値をはずれ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質の状況を遅れずに定期的に評価する測定のこと。</p>
<p>放射線障害 [Radiation detriment]</p> <p>障害（Detriment）参照。</p>
<p>標準ファントム [Reference phantom]</p> <p>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。</p>
<p>基準値 [Reference value]</p> <p>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 刊行物に示された線量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、既知の実験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指定されることがある。</p>

<p>トモシンセシス（乳房デジタルトモシンセシス）[Tomosynthesis (breast digital tomosynthesis)]</p> <p>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送付し、その処理により乳房全体の三次元画像を得る。</p>
<p>代表値 [Typical value]</p> <p>臨床的画像手法に関する、DRL 量データ分布の中央値。この分布には、複数の X 線室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 値が決定できないほど X 線室数（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。</p>
<p>ボクセルファントム [Voxel phantom]</p> <p>「標準ファントム」参照。</p>

<p>1 序文</p> <p>診断参考レベル（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調査レベルを意味する、委員会が定めた用語である。</p> <p>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。—DRL 量（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 量の数値。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）。</p> <p>DRL は、防護の最適化に取り組むべき電離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確認されている。</p> <p>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。</p> <p>DRL の適用だけでは、防護の最適化に十分ではない。対応する画像の診断的画質も評価する必要がある。</p> <p>委員会は、国における DRL 量の分布（国の DRL 値を求めるために用いられる同様の分布）の中央値の使用は、最適化改善のためのもう 1 つの有用なツールになると考えている。</p> <p>DRL 量として用いられる放射線指標は、容易に測定又は入手されるものでなければならない。例えば、放射線診断には面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) 及び入射表面空気カーマ ($K_{a,e}$)、CT にはボリュームコンピュータ断層撮影 (CT) 線量指標 ($CTDI_{vol}$) 及び長さ線量積 (DLP)、さらに核医学診断には投与放射線量又はなるべく体重あたりの投与放射線量を用いる。</p> <p>DRL 量として実効線量は不適切である。これは、実効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使用する電離放射線量を評価するものではないためである。これを使用した場合、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おそれがある。</p> <p>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。</p> <p>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 量は</p>

DRL 値と比較すべきではない。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標準の患者に基づくためである。

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し、その後適切な時間をおいた後、プロセス全体を繰り返すという、品質保証 (QA) の連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際的な使用に関するガイダンスを示し、DRL 値の決定方法を検討し、DRL 値の定期的な改定に関して助言を与え、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 (Hesse et al., 2005; ICRP, 2007b; Lassmann et al., 2007; Padovani et al., 2008a; Botros et al., 2009; Hart et al., 2009, 2012; Miller et al., 2009, 2012a; Etard et al., 2012; Foley et al., 2012; NCRP, 2012; Samara et al., 2012; ARSAC, 2014; Lassmann and Treves, 2014; Sa´nchez 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察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、委員会の勧告を示す。

(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 には数量の名称、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) その数値を超えたら何らかの措置又は決定をするべきという測定量の数値として、特定の参考レベルを記述した。これらには記録レベル (そのレベルを超えたら結果を記録し、下回った数値は無視する)、調査レベル (そのレベルを超えたら、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 (そのレベルを超えたら、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いて防護の最適化が必要となるであろう状況を特定するために用いられる、1 つの調査レベルのための用語として導入された (ICRP, 1996)。本書において委員会は、次の 2 つの新しい用語を使用することを勧告している。「DRL 量」(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 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数集めて、その分布の 75 パーセンタイルで設定される)。

(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国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, 自由空气中又は患者に入射する入射表面被ばくが測定された (Shrimpton et al., 1986)。これらの結果や同様の調査結果が, X 線検査及び調査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策定され (Jensen and Butler, 1978; CRCPD/CDRH, 1992), 次いで英国 (Shrimpton et al., 1989; NRPB/RCR, 1990), さらに欧州で策定された (EC, 1996a,b, 1999a,b; Neofotistou et al., 2003; Padovani et al., 2008a)。これらの勧告は被ばくのガイド, ガイドライン線量, ガイダンスレベル (IAEA, 1996), 基準線量として様々に引用され, また *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から無料でダウンロードできるようになっている (www.icrp.org) (ICRP, 2001a)。*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/EURATOM (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) でも繰り返し述べられ, DRL の制定, 定期的な検討及び使用に関する要件が求められた。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遅滞なく行うと述べられている。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収集し, 成人及び小児の X 線撮影及び 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早々に示したものは, 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, 熟練した評価調査者が, 不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勧告した。1 年後の追跡調査において, 平均入射線量は大幅に抑制され, 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約半分であった (Hart et al., 2009, 2012)。このツールの価値は, 欧州委員会の 1997 Medical Exposure Directive (EC, 1997) において認められた。

(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し, その後適切な時間をおいた後, 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あるとき、及び同じ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。・画質の特性評価に関する問題。小児の X 線撮影についても、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試験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関して追加ガイダンスが必要であることが、時と共に明らかになってきた。以下について明確にする必要がある。・従来のガイダンスに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。・実地臨床における DRL プロセスの適切な使用。・このツールの実践への適用法。・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 組合せ型ポジトロン CT 装置 (PET-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して勧告を示している。

1.5.1 DRL 値は個々の患者を意図したものではない

(13) 個々の患者の適切かつ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見積られる。核医学では、投与放射線量は場合によっては体重に基づく。

(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 装置の製造業者はその製品のこの機能を実践し始めた。本基準に従った CT 装置は、推定量 (CTDI_{vol} 又は DLP) が 2 つの規定値のいずれか 1 つを超えた場合に、撮影の開始前に操作者にこれを伝え、警告することになる。規定値の 1 つは「注意喚起値 (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はいない。米国医学物理学学会 (AAPM, 2011b) は注意喚起値について数値を提案しているものの、一部の施設は代わりに DRL 値を用いることにしている。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、規制された線源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,c)」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が重要である。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のように定義されている：「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, 2007c)。

(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, 2007c)。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 値は実地臨床に基づくべきである

(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、患者検査の調査に基づき 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調査のそれぞれを使用することが適切か、また患者調査ではなくファントムを使用することで課せられる制約について論じている。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、データサンプルが限られる場合の 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、あるいは単純な標準ファントムや代表的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、核医学では投与放射エネルギーである」(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する電離放射線量を評価しなくてはならない。選定する数量は、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。

(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「実効線量」を、DRL として使用することが提案されてきた。しかし、実効線量は、医用画像検査を行うために使用する電離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適切でもない無関係な要素が導入されるため、この目的にはふさわしくない。また、実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（同じ検査について）必ずしも実効線量の比較とはみなされない。これは、線質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 量の値で、適切な画質が得られると考えられる。技術的進歩又は変化により、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 に対する逐次近似再構成の導入である。これらの再構成アルゴリズムにより、より低い患者線量での CT 撮影が可能となる。この場合、フィルタ逆投影法を用いた CT に基づく DRL 値は、逐次近似再構成を用いたときに DRL 量の数値が異常に高いかを示す手掛かりとしては、適切ではない。

<p>(22) 委員会は <i>Publication 73</i> 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て十分良い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。なぜならば、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。</p>
<p>(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。例えば腎結石を除外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関する 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、臨床適応が示されていない DRL の設定は、ほとんど価値がない。臨床目的と関連した線量及び必要な画質条件について、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。</p>
<p>(24) 特に注意すべき領域は、フォローアップ検査の最適化である。多くの場合このような検査の Protokol では診断確定のための初回検査と同じ診断情報を必要とせず、したがって初回検査で必要な線量と同等の線量を必要としない。フォローアップ検査はその目的に合わせ適切に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。</p>
<p>(25) IVR での場合、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、腎盂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瘻造設では、尿管の漏出又は結石摘出のために行われる同じ手技 (腎盂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ない (Miller et al., 2003)。</p>

<p>1.5.5 画質は無視してはならない</p>
<p>(26) 画像診断撮影で最も優先すべきことは、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よう、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され使用される場合は、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ー、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様である。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、連続撮像した、又は再帰的フィルタリングと組み合わせた複数の画像を評価することで、情報の内容という点で十分になるかもしれない。</p>
<p>(27) 欧州では特定の成人及び小児の X 線撮影について、画質の特性評価のための基準が規定され、合意されている (EC, 1996a,b)。CT についても同様の方針に沿った基準が設定されたが (EC, 1999a)、今では 17 年以上経過しており、最近の発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策定されていない。これは再考すべき部分である。</p>
<p>(28) 本書において委員会は、患者に適用される線量と画質との関連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、「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) と言い表す</p>

のが一番合っている。線量又は線量率を過度に下げる、又は十分な枚数の画像を取得しないことで、医療的に不十分なレベルにまで画質又は診断情報が線量を下げた場合、最適化は達成されなくなる。

1.6 本書の根拠

(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 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こと、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。大きい変化といえば、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推定量である。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なかった。本書では、これらの用語（地方（ローカル）、国、地域の DRL、「一貫して超えている」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混乱があった。本書において委員会は、ローカル DRL の使用に関して勧告を示している。さらに、異なる種類又はレベルの技術を使用する施設における、「代表値」という概念も導入している。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視下 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 (EC, 2016) を利用している。

(32) 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、絶対量又は体重補正量の投与放射線量が用いられる。核医学において通常、DRL 値は調査レベルではなく、代表的な値又は最適化された値を表すものであった。画像モダリティの中には、1 回の検査において、複数の方法で患者に放射線を当てるものがある (PET-CT, SPECT-CT など)。本書において委員会は、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。

(33) 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 (EC, 2013)。本書において委員会は、これら改定の実施時期基準を提案している。また本書は、自動データ収集及びレジストリを用いて、DRL 値の制定及び改定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、十分な画質を損なうことなしに達成可能な」DRL 量のレベ

ル、として定義されていた (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しに、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)。

(35) 2012 年、米国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 パーセントイル) に設定すべきと提案した (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 (国の DRL 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] 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な役割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なしに達成することができる。しかし患者線量の低減は、画像が非診断レベルになるほどのものであってはならない。委員会 (ICRP, 1996) 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は、適切な医用画像を達成するの十分としないという線量) が原理的にあるだろうと述べていた。使用されている装置は幅広いことから特定の値を規定することには問題があるが、DRL 値の導出に使用される分布中央値は、それを下回ったときは、追加の最適化の取組として線量よりも画質を最優先と考える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 四分位数 (25 パーセントイル) にある施設の場合、特に画質に注意する。

(37) 委員会は DRL を、透視下 IVR における確率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、と指摘していた (ICRP, 2007c)。残念ながら、透視下 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は非常に幅広いためである (Vañó 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 量について収集されたデータの 75 パーセントイルに基づいている (Neofotistou et al., 2003; Padovani et al., 2008a; Hart et al., 2009, 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。経皮的冠動脈形成術 (Bernardi et al., 2000) 及びいくつかの IVR (Ruiz-Cruces 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) は、適用した放射線量を標準化するために手技の複雑性を用い、特定の心臓インターベンションに関する DRL 値制定の実現可能性を検討した (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を必要とするが、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た。それは、確率的影響に適用できるよう、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; Balter et al., 2011; Miller et al., 2012a)。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、数量に関する勧告を示している (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傷害) というリスクの管理には適用できない。委員会は、このリスク管理のための他の方法について記述している (ICRP, 2013a)。

1.7 対象読者

(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、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。理想的なアプローチは、放射線科医、放射線技師、医学物理士及びその他の関係スタッフから構成される、線量・画質最適化チームを設置することであるが、多くの施設ではこれが不可能であると認識されている。

(41) 本書の対象読者は国、地域及び地方の規制当局、学術研究機関、医学界、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。特に放射線科医、循環器内科医、及び放射線を使用するその他の臨床医の専門学会は、適用される線量の DRL プロセスを用いた評価を含め、QA 及び品質改善プログラムを促進すべきである。

1.8 まとめ

(42) DRL は、患者の医療被ばく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精緻化し、混乱や誤使用がある分野に対応した追加勧告を示している。これらの勧告は、DRL の適切な使用の明確化に役立ち、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ずである。さらにこれは、限度値として DRL 値を扱ったり、個々の患者に対して DRL 値を適用したり、又は容易で直接的な測定ができない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ずである。

2 DRL を設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、国又は州はその法律において、責任ある組織を明記し、DRL 量に関するデータ収集及び DRL 設定という作業の様々な要素にあたらせるべきである。

DRL の設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、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優先する。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。

記録される主要変数は、容易に評価できる数量とし、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_{KA} 、 $K_{a,e}$ 、DLP、 $CTDI_{vol}$ 、投与放射エネルギーなど)。さらに、照射線量又は投与放射エネルギーを示すものとする。

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大規模又は中規模施設から構成する。サンプルを選択する際は、様々な医療機関を含める。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 量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 50 例以上が好ましい）。

全ての画像撮影施設のごく一部をランダムに抽出する調査により、良い出発点が得られる可能性がある。第一段階は、20～30 施設からの結果で十分と考えられる。施設が 50 ヶ所よりも少ない小国では、その 30～50% の調査で十分と考えられる。

病院情報システム (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提供でき、

レジストリのための収集に適している。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を除き、調査に含まれる患者の体重を標準化する必要がある。

患者の線量計測に使用する面積線量計など全ての線量計は定期的に校正され、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。X線機器により生成、転送されたDRL量データの正確さは、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、各国の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後処理法が得られた場合に改定する必要がある。

DRL値を公表する際は、患者データを収集した地方、国あるいは地域グループからの意見を同時に示し、データが収集された「標準」的患者の体格、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。

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や代表値を使用してもよい。

構造化されたデジタル形式の線量構造化レポート（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) 本章では、診断用X線検査、透視検査、マンモグラフィ、歯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5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（又はその他の体格の指標）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章にて別途扱う。

(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殊な事情では標準ファントムに対する、一般的な検査用の各種装置に対して規定される。これは分布中の任意のしきい値から求められるものであり、科学的定義ではない。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境界線を示すものではない。

(45) DRLは「DRL量」を利用する。DRL量とは、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、 $K_{a,e}$ 、入射空気カーマ ($K_{a,i}$)、 $CTDI_{vol}$ 、DLP、 P_{KA} 、患者照射基準点における空気カーマ ($K_{a,r}$)、平均乳腺線量 (D_G)、

<p>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関するものであり、患者の組織・臓器における実際の吸収線量ではない。</p>
<p>(46) 選定する数量は、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、その手法にしては異常に高いか又は低いかを評価するために用いられる。</p>
<p>(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ない。国によっては、いくつかの病院又は保健当局が自前の、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、各施設の患者調査に基づいて設定されることもある。</p>
<p>(48) 「DRL 値」は、DRL 量の選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べきである。新たな撮影技術を導入する際は、適切な DRL 量を測定し、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るべきである。線量関連データの収集及び管理のためのソフトウェアツールにより、DRL 値の制定及び更新のプロセスを単純化できるかもしれない。</p>
<p>(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 を使用するための実務は、放射線診断におけるそれとは異なるものの、「適切な検査の必要条件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 章に詳述する。</p>
<p>(50) 放射線部門又は医療施設の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。</p>
<p>(51) 特定の X 線室における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)、施設による内部調査を遅滞なく行う必要がある。この調査によって、適切な線量を用いた撮影行為の改善法を特定するか、又はそのように高い (低い) 線量の使用を臨床的に正当化する。</p>
<p>(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、又は検査が適切な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ない。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、画質の評価に最初に注意を向けるべきときを示すことにより、最適化にも役立つと考えられる (2.6.2 章)。</p>

2.2 DRL 値設定のアプローチ

<p>(53) 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、ある状況について選定された数値は臨床的及び技術的要件が違っている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。</p>
<p>(54) 一般論として、また大半の種類検査について、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ために、どのような DRL 量の数値であれば十分に低いものなのか、またどのような画質であれば十分に適切なのかは、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 量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。</p>
<p>(55) ファントムは、自動露出制御 (AEC) を用いて撮影された様々な X 線装置の一般的な曝射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は有効と考えられるが、ファ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。ファントムのデータは、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、ファントムのデータには操作者の能力は含まれず、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。ファントムを使用する場合は、患者の測定値に基づく、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るべきである。</p>
<p>(56) DRL 値設定の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、歯の撮影に同じ標準被ばく設定が用いられることから、適切な設定でのコーン先端での出力測定(K_{ai})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ることができる。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。</p>
<p>(57) 各種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概ね低いか、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ることは適切でない。</p>
<p>(58) 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 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質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ときに適切であると考えられる。</p>
<p>(59) 国や地域ごとに撮影行為と装置は異なることから、国及び地域の 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 DRL 量の数値が異なる 2 つの検査手順がある場合、2 つの DRL 値を設定し、その検査と手順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、移行期間を可能にするために、当てはまることである。</p>
<p>(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最初の事例としたり、比較したりするために用いることができる。</p>

<p>(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, 1996a,b, 1999a,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例が得られる。</p>
<p>(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; 典型的な病態を含め、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。</p>

<p>2.3 調査に関する検討事項</p>
<p>2.3.1 調査の実施と DRL 制定の責任</p>
<p>(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。</p>
<p>(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。</p>
<p>(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、より確実なデータセットに基づく DRL 値が得られる。地域 DRL 値の制定は、本書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制当局間で事前に取り決められる必要がある。</p>
<p>(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が調整役となる。またこのためには、必要な資源の提供が求められる。</p>
<p>(67) 適切な撮影行為を促すためには、DRL 値の設定、DRL の適用、及び医療被ばくに対する防護の最適化に関する規制要件が推奨される。患者線量の管理には、世界の様々な場所において多彩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グラムの実施には柔軟性が必要である。</p>
<p>(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、実際の患者データの測定及び収集は、多種多様なグループが行うことができる。</p>
<p>(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える。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。</p>
<p>(70) 1 国の中の地理的領域 (州、県、群など) 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行い、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。</p>
<p>(71) 複数の放射線部門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</p>

<p>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、評価、検討及び改定に、より長時間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、既に労力をつぎ込んでいるかもしれない。この場合にグループは、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 値を設定することを、選択することができる。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の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。</p>
<p>(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 3 四分位の数値を設定することで、より注意が必要な X 線装置の特定に役立つかもしれない。</p>
<p>(73) X 線撮影室数が少ないか単一施設の場合、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 カ所の大規模施設からのデータに基づくこともある。</p>
<p>(74) ローカル DRL 値又は代表値は、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なった新たな技術について制定することができる。こうした事例は、CT 画像のためにフィルタ逆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タ 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。</p>
<p>(75) 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する際に役立つことがある。</p>
<p>(76) 一部の国では過去に、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、データ収集の正確さと一貫性並びに X 線施設に偏りのない把握を保証するためには、協調と監視が必要である。</p>
<p>(77) 一部の国では、専門学会が線量データの記録及び普及のための継続的なレジストリ登録制度を制定している。その 1 例が米国放射線医学会の Dose Index Registry である (http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry)。そのようなレジストリにより、きわめて多数の検査に関するデータ収集が可能となっている (BhargavanChatfield and Morin, 2013)。このため、これらは特に、実施頻度の低い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)。</p>
<p>(78) 国全体のレジストリは、大量のデータの自動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、及び経時的な変化を比較解析できることなどがすべて、時折実施される調査に比べて大きい利点であるが、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。</p>
<p>(79) 最適化のためには装置の撮影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り、また資格をもった医学物理士がその結果を評価する必要がある。これは規制によって義務付けられてもよい。英国では長年、最適化プロセスにおいて 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。</p>

(80) DRL 値の設定により医療被ばくの防護の最適化が導かれることを保証するため、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共働する必要がある。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 設定の第一段階は、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より、良い出発点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 ヶ所よりも少ない小国では、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、データ収集のインフラが改善されてくれば、含まれる施設数が増え、より代表的なデータを把握できる可能性がある。患者線量データの継続的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 Morin, 2013)。

(82) 英国の経験から明らかであるように、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、指針となる線量 (DRL 値) の最初のセットは、任意に選択した 20 病院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) 含める施設は、患者集団を代表できるデータを得ることができるよう、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の患者コホートでは、現実的な期限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、医療機関についても代表的な選抜集団がカバーされるべきである。大半の国々では、これら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、最適化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少ない施設では、国全体で広く使用されているものを反映しない、通常でない撮影行為を適応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 線施設に広げ、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、線量の認識を得るため、最終的には調査プロセスを経る必要がある。

(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必要があるだろう。放射線診断に係る医学物理士が数名に過ぎない場合は、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 の先行指標) を導入し (Shrimpton et al., 1989), この 25 年間でこの概念の適用を開発してきた。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 四分位数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、提案される DRL を超えていた。ただし、外れ値である少数のデータポイントが、病院の平均値に顕著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集積する際に照合すべき数値と

して、各 X 線施設に関する DRL 量の各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量である。また電子データ収集法から多数の患者線量を入手できる状況では、中央値は患者集団をより適切に代表する数量を提供しているとみなされる。

(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合、又は自動データ収集という形をとってもよい。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、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異なる。あるスペインの大学病院において、Vaño et al. (2007) は自動収集システムを用いて 204,660 のデータポイントからなるデータベースを作成し、フィルム・スクリーン系からデジタル 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る際には、高頻度に患者監査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 6 か月ごとという高頻度で更新できる (Bhargavan-Chatfield and Morin, 2013)。

(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。最適化が開始されると、患者に投与される線量は低下すると考えられるため、改善の機運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) 本章の考察の大半は、個々の患者の DRL 量に関するデータ収集、並びにこれらのデータに基づく DRL 値の決定に当てられている。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。これには歯科 X 線撮影、マンモグラフィ、またある程度は 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用いるべきではない。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ない組織量に応じることから、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。患者の体型の標準化は通常、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）。英国では、その当時国内の平均であったことから、70 ±5 kg という平均体重が基準体重として選択された (IPSM/NRPB/CoR, 1992)。この平均体重は、国内の集団の体重分布が異なる他の国には必ずしも適切ではなく、また現在の英国内の集団の体重傾向をみると、将来的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 (Goenka et al., 2015; MacGregor et al., 2015)。自動登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 Morin, 2013)。このように調査が実施される場合、体重に関する制限の緩和が可能と考えられる。結果はデータ入力の正確さに依存し、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が影響されないよう、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 つの病院内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 (IPSM/NRPB/CoR, 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。透視診断及び 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 (IPSM/NRPB/CoR, 1992)。IVR にはより多くの患者数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、乳房厚の範囲をすることを含め、何らかの標準化が適切であると考えられる。

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法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り、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に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、これらの検査の実施に関与する専門家の全職種、すなわち放射線技師、放射線科医、循環器内科医、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るべきである。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意図していないが、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おいて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 量の測定が比較的単純であるため、また防護の最適化が比較的簡単なためである。あるいは CT を選択してもよいかもしれない。これは、CT が高頻度実施されるため、また比較的高い患者線量を伴うためである。CT の場合、防護の最適化に関する助言を与えるために、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) 単一の数量ではなく複数の数量に 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ることで、1 施設での撮影行為の調査を単純化できる。これは、個人の技能と熟達度の改善を促すための、最適化プログラムにおいて有用な役割を担う。

(99) 患者調査のために収集するデータは、なるべくなら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、また調査対象とする検査の種類に適切で、かつ入手可能であれば、 P_{KA} 及びその他の DRL 量 ($CTDI_{vol}$, DLP , $K_{a,e}$, $K_{a,r}$ など)。読者の便宜のため、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量は表 2.4 に示す。透視撮影及び CT については、示した全数量を記録すべきである（入手できる場合）。選択する数量は、容易に測定又は入手でき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なら体重あたりの放射線量である。選定する DRL 量（CTDI_{vol}, DLP, 投与放射線量, 体重あたりの放射線量など）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ない、（マンモグラフィに用いる D_Gを除き）身体の組織・臓器中の吸収線量ではない。

(100) 計器及び表示の校正を、なるべくなら 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_{vol} 及び DLP の表示、並びに患者線量計測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行われ、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、歯科用コーンビーム CT 装置は含まれない。

2.4 手技の選択

(101) DRL が目的に叶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収集する際、すべてのデータが、参加する全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。これには 2 つの側面がある。第一に、通常の撮影に含まれる二つの撮影方向（胸部単純撮影の後前像及び側面像など）を詳細に明記することが重要である。第二に、手技に関連する検査目的を明記する。このことは、様々な臨床適応に対して異なる曝射設定、撮影方向、又は撮影方向数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のか、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、専用の固定された 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区別をつけるか否かも検討する必要がある。可動式の場合、照射される線量と、そのためにおそらくは DRL にも影響するであろう特有の課題が放射線技師に生じる。可動式の X 線撮影装置に関する 1 つの選択肢は、線源から検出器までの適切な距離で使用される標準の曝射設定について K_{a,i}を測定すること、及び適切な DRL 値との比較のために K_{a,e}の数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は種々の選択肢がある。自動記録のためのデータベース施設に限りがある場合は、検査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後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 の出現により、患者検査データの遡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撮影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

技および手技のバリエーションに対し標準検査コード用いて、検査の種類の不正確な区分により間違いが生じないようにする (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して、データ入力の正確さと一貫性によっても左右される。またこれには患者の体重は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。線量計測量が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。

(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 ; IHE の放射線被ばくモニタリング (REM; http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring) プロファイルでは、RDSR が使用されている。現在のところ、データへのアクセスは簡単ではないが、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トリとしてのデータベースの構築が促されている (Cook et al., 2011; Ikuta et al., 2012; Sodickson et al., 2012; Charnock et al., 2013; Vaño 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 軸に沿った線量調節により得られた $CTDI_{vol}$ の変化を追跡することができる。これは RDSR データのみでは行うことができない。RDSR は、シリーズ全体の放射線事象の平均 $CTDI_{vol}$ 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事象に関するデータが含まれる。透視下 IVR 手技による線量が、取得した DICOM 画像からのみ抽出された場合 (入手できた場合)、透視撮影からの線量寄与が欠落する。これらの手技の中には、透視撮影による線量が X 線検査からの線量を上回ることもある。DICOM は放射性医薬品に関する RDSR テンプレートも作成し (DICOM, 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_for_Nuclear_Medicine)。これにより、あらゆる核医学的手法で照射された線量を、また PET-CT 検査において放射性医薬品による線量部分の標準化された記録も、把握することが可能となる。

(108) モダリティ実施済手続きステップ (Modality performed procedure step : 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終了時に HIS/RIS サーバーに送信する一部のシステムに使用されているが、今後は DICOM RDSR により差し替えられる予定である (Vaño 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、検査に添付するために広く使用されている、もう 1 つの選択肢である。さらなる解析のためには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 委員会により撤回されている

<p>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須である。</p>
<p>(109) 患者線量マネジメントの確立が進むに従い、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ジストリの蓄積が可能になる。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、照合及び解析のため英国公衆衛生庁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165,000回分の$K_{a,e}$測定値、X線撮影に関する185,000回分のP_{KA}測定値、及び透視撮影に関する221,000回分のP_{KA}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 (Bhargavan-Chatfield and Morin, 2013)。患者線量管理システムも、クリニカルオーディットのために線量結果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、欧州連合の要件などの法的要件を満たすのに役立つ。どのようなデータソースを使用するかに関わらず、線量計測指標の妥当性を医学物理学の専門家が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る前に修正されなければならない。</p>

<p>2.6 DRL値の特定</p>
<p>2.6.1 DRL量の分布</p>
<p>(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量のデータが収集された後、国又は地域のDRL値をどのように設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。</p>
<p>(111) 電子データ収集システムから多数の患者が含まれた場合、この分布をまず、DRL量についてナンセンスな数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べきである。データの誤入力又は並外れて体型が大きい患者からの少数の高値は、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。この操作専用のソフトウェアを利用できない場合は、分布の上側及び下側の裾に含まれる異常な結果は、スプレッドシートで順番に並べた分布又はグラフを見て特定することができる (図 2.1)。分布の上位5%及び下位5%に含まれるデータを除外してもよいが、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、施設に関連した中央値の分布に含めることができる。</p>
<p>(112) 複数の施設から得られたDRL量の数値の典型的な分布は対数正規分布をとり、これにはしばしば、並外れて高値をもつ数施設からのデータも含まれる。英国の病院を対象とした初期の調査で、20病院の患者で2種類のX線検査を行ったときの、画像あたりの個々の$K_{a,e}$値の分布を、図 2.2に示す。非常に低い又は非常に高い$K_{a,e}$値が得られた2病院からのデータを、強調して示してある。最適化プログラムの初期では、これらの病院及びクリニックを特定し、最適化の対象とする。</p>
<p>(113) DRL量の分布の歪曲パターンが、世界中の調査で多種類の検査と多くのDRL量について繰り返し確認されている (Shrimpton et al., 1986; Kwon et al., 2011; Miller et al., 2009)。というのも、これらは最適化が完全に実施されていない数施設が、必然的に必ず存在するためである。</p>
<p>(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なる国レベルでは、容易に理解できることである。この75パーセンタイルは、許容可能な数値と過度の数値を区別する最初の区切りとして選択されていたが、これ</p>

はそのように決めただけであって科学的根拠をもたない。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にくことから、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勧告している。

(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) の英国調査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に従い、DRL 値は定期的に更新される必要がある。DRL 値を公表する際は、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、必要に応じてその検査の詳細、および調査実施日を記載する。

(116) スコットランド中の病院の CT 線量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様々なパターンがあったこと、さらに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 検査の最適化に携わる放射線診断物理士の方が多い。CT スキャン法は比較的高線量が用いられる画像撮影であるため、最適化の取り組みが優先された。その結果、最新のスコットランド調査における線量計測値の大半は、国の DRL を僅かに下回る値に集まり始めた (Sutton et al., 2014)。これにより分布の高い裾部分が消失した。これは、最適化のために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 最適化のための国の中央値の使用

(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、完全に満足がいくものではない。またそれにより、DRL を僅かに下回る線量調査結果の数値が蓄積されるかもしれないが、それは真の最適化を表していないかもしれない (Sutton et al., 2014)。必要な画質レベルを確保し、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) の制定が、最適化を助けるもう 1 つのツールになりえる。DRL 値は分布の第 3 四分位数であることから、この第 2 のレベルは、最適化の試みが続けられる際に、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、画質や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を有するスタッフが存在している可能性もある。委員会は、(国の DRL 用線量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 量の中央値を国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)。そのような線量低減戦略を実施

する際に最も重要な点は、検査の臨床目的に見合う画質を確保することである (2.7 章)。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) が不十分になることがある。

(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。この勧告の根拠は、国の中央値とは多数施設の調査から決定された DRL 量データの中点であるためであり、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い。各施設の検査状況によって、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に画質を落としてはならない。

2.6.3 地域 DRL 値の制定

(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和させようとしている。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 値の設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 値設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くか、又は国の DRL 値に基づくかに応じて異なる。

(123) ある地域内の多く又はほとんどの国々で国の DRL 値が存在している場合、地域 DRL 値を制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、地域の患者調査で予想される 75 パーセンタイルに近似しているはずである。得られている国の DRL 値の平均値は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 値が制定されている国がかなり少ない場合、地域 DRL 値は、地域の規制当局の合意を通じて導いてもよいことがある。この過程では、既存の国の DRL 値を考慮に入れる必要があり、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少な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、大国、及び調査した施設と患者数が比較的多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 回調査することで得られることになる。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、そこまでの正確さが必要とは考えにくい。

<p>2.7 画質</p>
<p>(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に、最も多く使用されるアプローチは、その検査の DRL 値との整合性を達成する、というものである。しかし DRL 量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。画質評価のために国の DRL 値との整合性を代用することは、不適切である。</p>
<p>(127) いかなる画像診断検査にとっても最も優先すべきことは、手技全体からの画像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、すべての画像の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（例えば透視撮影など）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。</p>
<p>(128) 画質が不十分になるほどの低すぎる線量は、高すぎる線量と同様に忍容できない。臨床目的に対して画質が不十分なとき、放射線は臨床的便益をもたらさず、再検査が必要になり、したがって患者は再検査によってさらに放射線を受けることになる。患者調査からのデータが臨床施設から集められるに従い、DRL 量に関するデータを集めることで、大半の放射線科医が臨床目的に十分な画像が得られると同意する線量に関する情報が得られると想定されるようになった。</p>
<p>(129) 画質の基準なしに DRL 量にのみ注目すると、DRL の数値は下がり続け、どこかの段階で画質が損なわれると考えられる。画像プロトコルを改良する際には、診断目的にふさわしい画質を確保することが不可欠である。したがって、最適化には画質と患者線量のバランスをとる必要がある。線量を下げる際、画質は適切なレベルに維持する必要がある。</p>
<p>(130) DRL データを収集する前には、評価調査者は目的の線量計測量の正確さ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認できる程度機能しており、しかも、検査目的にふさわしい質の医用画像が得られることを保証する必要がある。可能な限り、画質の判定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、基準はほとんどない。現在までに、放射線科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。欧州委員会はガイドラインを作成し、その診断能力の判断時に、画像のスコア化に使用できる基準を示している (EC, 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の評価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、放射線科医の関与が不可欠である。</p>
<p>(131) 様々な検査のために、適切な画質に関してさらなる実質的データが必要である。ここしばらく、画像のコントラスト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を必要とし、また大半の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、徐々に広く利用され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、系移行係数 (system transfer factor) 及びノイズパワースペクトル (ICRU, 1995) 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の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を、医学物理士に提供するはずである。これらの定量的指標は、画像検出器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性評価をするものではない。</p>
<p>(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 Crop et al., 2015)。このプロセスを助けるためには、</p>

CT の許容できる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単に線量ではなく、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こと、また医用の画像撮影と関連する客観的画質変数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) 高低両方の減衰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) のテーマでもある。

(134) X 線撮影に関するフィルム-スクリーン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速度クラスに関する勧告から、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、過度の被ばくが明らかになり、過剰被ばくが阻止されていた。デジタル X 線撮影や CT スキャン法には同様の制限は存在しない。したがって、デジタル X 線撮影における被ばく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バランスは不可欠である。適切な後処理により、低被ばく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、画質に寄与する様々な因子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) 表示画像の空間分解能。CT における画質と線量評価に関する報告書が、ICRU により作成されている (ICRU, 2012)。

(136) 画像撮影装置のベンダーは、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、ハーフスキャンでの画像撮影、CT における逐次近似再構成など)、これらの技術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; Ardenfors et al., 2015)。そのような技術の実地臨床への導入時には、画質の適切性を評価・対処する必要がある。線量低減のためにベンダー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沿わない場合、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 (例えば尿路結石など)、最初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、その診断が陽性であった場合、引き続き直ちに問われるのは、その病変の正確な部位、大きさ及び重症度などである (Niemann et al., 2008)。一方、もし最初の診断が陰性であった場合、引き続き直ちに問われるのは「患者のその症状を引き起こしているものは何か」ということだろう。いずれの追加の問いも想定内のものであるから、追加の問い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。これにより、検査の患者線量は高くなるが、追加の画像撮影が不要になることから合計患者線量は低下する。このようなばらつきは検査記録に記録し、単一の目的のための検査に関する 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

DRL 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 $K_{a,e}$ のいずれかを用いても良い。 P_{KA} には X 線の絞り量も考慮されている。マンモグラフィに推奨される DRL 量は、 $K_{a,i}$ 、 $K_{a,e}$ 又は D_G 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規制に応じる。

X線透視で推奨される DRL 量は、 P_{KA} 及び $K_{a,r}$ である。透視時間及びシネ撮影又はデジタルサブトラクション血管造影 (DSA) 撮影に関する DRL 値を設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、これを患者線量の調査の代わりに用いるべきではない。

歯科口内法 X線撮影のための DRL 値の便利な設定方法は、臨床診療に使用す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 $K_{a,i}$ 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。

歯科パノラマ X線撮影では、 P_{KA} は電離箱を用いて測定するか、又は受光スリット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のみ、妥当かつ十分なデータを得ることが实际的である。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 DRL 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技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に行われている X線検査は、胸部 X線撮影である (EC, 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複数の臓器が被ばくすることから、X線撮影の調査に含めるべきである。腹部、骨盤及び脊椎の検査は、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線撮影の調査に含めるべきである。

(141) 頭蓋 X線撮影では眼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、これらを含めることを推奨する。ただし、これらの検査には様々な手技が用いられるため、使用される設定は必ずしもその他の手技の設定を反映するとは限らない。

(142) 上肢・下肢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 DRL 値の設定は優先順位が低い、それでも最適化は必要である。

(143) X線透視診断における DRL 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技を表 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も異なることから、DRL のプロセスが適用される国/地域/施設にとって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 DRL 量

(144) DRL 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 $K_{a,e}$ のいずれを用いてもよいが (表 2.4)、可能ならば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

<p>ていると仮定して), X線撮影及びX線透視には理想的である。P_{KA}は、空気カーマと照射領域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。面積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}を利用しやすい。患者に入射する前にX線ビームが撮影台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。</p>
<p>(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ヘッダーに記録されたP_{KA}値はかなり正確と思われるが、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期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。面積線量計の校正、並びに、X線装置により算出・表示されDICOMヘッダーに記録された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。</p>
<p>(147) P_{KA}値が得られない場合、$K_{a,e}$(後方散乱を含む)をX線撮影のDRL値として用いる。X線透過性の熱ルミネッセンス線量計のような線量計を用い、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$K_{a,e}$を測定することができる。または、曝射設定(kVp, mAs)と線源皮膚間距離から、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、$K_{a,e}$を算出することができる。装置の追加が不要なため、おそらく最も簡易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がある。</p>
<p>(148) 資源が限られている国々に対しては、適切な管電圧での1 mAsあたりの出力表に基づき$K_{a,e}$を算出することが可能であるが、この場合は正確さが20~30%低下する。これは、管電圧波形、陽極角、ろ過、及び陽極の劣化によって出力が変化するためであり、これらをすべて推定する必要がある(Le Heron, 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。</p>
<p>(149) $K_{a,e}$を算出するには、kV, mAs及び線源皮膚間距離(又はこれを導く何らかの方法)が必要である。デジタルシステム上に表示される蛍光体から発生する光量に関連する線量指数も記録されるべきである。画像の取得方法(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AECの下か否かを、可能な限りで各検査室/検査の種類について記録し、最適化に使用するための情報を記録する。</p>

<p>3.3 X線透視診断のDRL量</p>
<p>(150) X線透視検査では、可能な限りP_{KA}をDRL量として用いる(表2.4)。多くの透視装置では、$K_{a,r}$(IEC, 2010)とP_{KA}が表示される。X線ビームのコリメーションが適性かどうかの判断に、$K_{a,r}$とP_{KA}値の比較が有用なことから、$K_{a,r}$が得られるならばこれを特定の画像診断検査のDRL量として用いる。</p>
<p>(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、これらの数量の数値を表示/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線透視に関するパルスレート、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。</p>

<p>3.4 X線撮影及びX線透視におけるファントムの使用</p>
<p>(152) X線撮影において、線量計測の性能測定にAECを使用するときは、組織と類似した特性をも</p>

<p>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 DRL 量の数値を評価するために、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、又は水を張ったプラスチック容器を用いることができる。これらは現実的には患者の代わりではないが、曝射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 $K_{a,e}$ を推定するのは有用と思われる。$K_{a,e}$（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た平板の電離箱を用いて測定することができ、照射後の mAs を記録する。</p>
<p>(153) 標準的な胸部、腹部及び腰椎検査を模擬するために、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（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ができるように、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なされている。これらの標準ファントムは、異なる X 線装置間での AEC 設定の比較と評価に使用できる。</p>
<p>(154) ファントムは、AEC モードで操作される 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 DRL 量の数値を決定する唯一の方法は、検査した患者のデータである。</p>
<p>(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 $K_{a,e}$ 率を測定して装置の性能に関する情報を得ることができるが、これにも平板ファントムを用いることができる。（Martin et al., 1998）。この結果は性能基準との比較には使用できるが、これらの $K_{a,e}$ 率は DRL 量ではない。これらの測定は品質保証の試験中に行うことができ、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高い値が得られた場合、原因の推定にも有用である。</p>

<p>3.5 マンモグラフィ</p>
<p>(156) マンモグラフィにおいて高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 線管陽極及びフィルタには他の 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、ロジウム、銀のほか、タングステン及びアルミニウムなど）のものが用いられている。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、専用に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所定の較正が必要である。</p>
<p>(157) 乳房に対するマンモグラフィの放射線線量は、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、患者群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 例の患者でデータを収集すべきである。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厚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ろう。</p>
<p>(158) マンモグラフィには、$K_{a,e}$、$K_{a,i}$ 及び D_G という 3 つの DRL 量が用いられている。通常撮影のマンモグラフィと乳房トモシンセシスでの両方について、委員会は DRL 量として $K_{a,e}$、$K_{a,i}$ 又は D_G のうち 1 つ以上を使用すること、またどの数量を選択するかは各施設の検査状況及び規制に応じることを推奨している。D_G は医用画像検査を行うために用いる電離放射線量というより臓器線量の指標であるが、$K_{a,e}$ 及び $K_{a,i}$ は同じ乳房厚であっても kV 及び陽極／フィルタの組合せにより大きく変わることから、委員会は、DRL 量として D_G を使用することを勧告する。</p>

<p>(159) $K_{a,e}$は当初 DRL 量として用いられていた。$K_{a,e}$の測定は単純で、補正係数も不要である。$K_{a,e}$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 吸収端フィルタに様々な材料が用いられており、$K_{a,e}$と D_G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。</p>
<p>(160) 1 mAs あたりの $K_{a,i}$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 1mAs あたりの $K_{a,i}$に用いられた mAs を乗じることにより、それぞれの検査における $K_{a,i}$を得ることができる。$K_{a,i}$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）を含めることを推奨する。</p>
<p>(161) D_Gを用いれば装置間のリスク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採用されている。$K_{a,i}$と D_G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 ($K_{a,i}$及び $K_{a,e}$) 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_Gを使用している国々にとって、説得力のある論拠であった。</p>
<p>(162) D_Gは、圧迫された乳房厚での検査に対する $K_{a,i}$から算出される。$K_{a,i}$及び D_G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、標準のマンモグラフィ検査で用いられている頭尾方向 (CC) と内外斜方向 (MLO) の撮影方向にも依存する。</p>
<p>(163) 幅広い線質に関して、モンテカルロ計算から導かれる $K_{a,i}$から D_G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)。</p>
<p>(164) DRL 量として $K_{a,e}$又は $K_{a,i}$を使用する際は、乳房厚と D_Gの相違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勧告に基づいて評価プログラムの検討を行う必要がある。ファントムは、DRL 値を決定するために便利なツールである。しかし、ファントムは、検査を行う全ての範囲の乳房の評価を可能にするものでなく、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。</p>
<p>(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ァントムを使用する。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 プレート撮影し、それぞれの厚さについて D_G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ァントムは、直径 160 mm、厚さ 45 mm の半円状の PMMA ファントムであり、その D_G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 乳房ファントムは 53 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。D_Gは、適切に校正された検出器によりファントム表面で測定される $K_{a,i}$から、標準的な計算数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として採用された D_Gの DRL 値は、2.5 mGy である。</p>
<p>(166) 米国においてマンモグラフィを実施している施設の認定に用いられている標準ファントムは、PMMA ブロックの内部に、模擬信号が埋め込まれたワックスが配置され、ファントムの上部に PMMA の円盤ディスクが取り付けられている。このファントムは脂肪 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、このファントムに対する D_Gが 1 画像あたり 3 mGy 以下になる様に制限している。2006 年、フィルム・スクリーンマンモグラフィの平均 D_G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 (Spelic et al., 2007)。</p>

(167) 同じ撮影方向（すなわち頭尾方向，内外方向）に対して，健常者に対する検診でも，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) 患者の体格に比較的依存しない検査がある。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 の固定値と，歯科画像撮影のためにプログラミングされた照射時間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最善の選択肢である。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って調査を行ってもよい。

(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固定されていることが多く，調査する歯の種類に対して曝射時間を調節することで，照射量を変化させる。曝射時間は，フィルム濃度を調整するダイヤルの設定，又は曝射時間の選択により手動で選択する。 $K_{a,i}$ の測定は，X 線セットのコーン先端に適切な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，歯科医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，情報を入手する必要がある。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う簡単な質問票を送付し，歯科 X 線撮影に関する他のデータ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感度と検出器の感度設定のままて用いられる。しかし，そのような装置のテストでは，これが実際に用いられる設定であることを，測定を行う前に歯科医が確認しておくべきである。

(172) 各歯科施設への訪問を必要としない別の調査方法は，一連のフィルタで覆われたフィルムを組み込んだ校正済みの試験パックを使用することであり，これは中央検査機関から歯科診療所に送られる。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の開発および校正，ならびに歯科医に対して十分な使用方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，歯科医は 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。標準の 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離箱を用いることにより， P_{KA} を測定することができる。あるいは，DWP（ビームの平均 $K_{a,i}$ × ビーム幅）について校正され受光スリットにおかれた，小型の検出器（ただし X 線ビームよりは広い）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 線ビーム長を

乗じることで、 P_{KA} に変換することができる。ビーム中の空気カーマの測定に、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。

4 IVR

患者線量は、患者の体格に加え様々な要因に依存しているため、IVRについてDRLを実践することは困難である。

DRLは、IVRの最適化のためのツールとして評価され、使用されるべきである。

IVRに関しては、すべての適切なDRL量に関するデータを（可能な場合）追跡するべきであると委員会は勧告している。これは最適化プロセスに役立つことになる。

委員会は、DRLのプロセスをX線透視下のIVR及びIVR-CTの両方に適用すべきと勧告している。

IVRの場合、複雑性が患者線量を決定する因子である。理想としては、各症例について複雑さを個別に評価すべきである。より複雑な症例の手技には、DRL値に係数を乗ずることが適切なことがある。

別の方法としては、地域又は国における数多くの施設の全ての手技に関する線量計測データと、対象とする施設における同じ手技に関する全ての線量計測データを揃える。

患者のDRL量の数値が予想より高かった場合は調査を行う必要があるが、まずは装置を評価し、その後手技のプロトコルの評価を行い、最後に操作者の技術の評価する。装置の不良、又は誤設定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線透視の累積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、被ばくの最適化の助けとなる。

4.1 序論

(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（又はその他の体格の指標）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少ない、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」の検査が適さないIVRには、DRLの実施は比較的困難となる。

(177) X線透視ガイド下のIVR(FGI)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, 2007c)。透視ガイド下手技に使用される線量は、患者の解剖学的構造、病変の特徴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(Vehmas, 1997; Bernardi et al., 2000; Peterzol et al., 2005; IAEA, 2009)。IVRのためのDRLは、他の画像モダリティのDRLとは別の方法で作成しなければならない。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する)ことから、また異なる名称を導入し

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、患者の体型及び体重の差を補償して P_{KA} 及び $K_{a,r}$ データを正規化することが望ましい。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、そのような正規化は必要ではない (Miller et al., 2009)。しかし、体重に関係なくすべての患者から公表されているデータを用いた FDG 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の解析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)。

(179) 透視ガイド下手技における DRL 値の設定にファント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トムを使用してもよく、また、使用すべきである。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得られるためである (Martin et al., 1998; Vañó et al., 2008b, 2009b; NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。

4.2 複雑性の解析

(180) 患者間及び治療箇所の違いにより、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な因子であり、それらは使用する X 線条件に影響をあたえる。例えば、体型、血管走行の解剖学的な変形、正常血管の直径、動脈痙攣しやすい傾向などは、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。病変間の差異とは、治療する病変部の差 (例えば狭窄か塞栓か、石灰化の有無、胃腸の出血部位の場所など) 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には、患者、術者、材料の種類 (カテーテル、ステントなど) 及び装置の要因に起因するかなりのばらつきがある (Wall, 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, 2007c)。特定の心血管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 量を正規化し DRL 値を制定する可能性を検討している研究が複数ある (Bernardi et al., 2000; Peterzol et al., 2005; Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。経皮的冠動脈形成術に関する複雑性の要因 (治療血管数、米国心臓病学会/米国心臓協会の複雑度基準で B2 よりも高い病変数、複雑に蛇行する血管数、分枝付きステント数) 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できるようになっている (Ryan et al., 1988; Bernardi et al., 2000; Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。

(182) 他の心血管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、心房粗動、結節性頻拍、心室性頻脈及びウォルフ・パーキンソン・ホワイト症候群) の治療に行われる高周波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'Ercole ら (2012) は、神経血管造影を行う診断手技及び IVR (脳血管撮影、頭蓋内動脈瘤及び動静脈奇形の塞栓術など) に関して、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、一部の一般的な IVR (経頸静脈的肝生検、胆汁ドレナージ、子宮筋腫塞栓術、結腸内部人工器官留置、大腿膝窩動脈血行再建、腸骨動脈ステント留置、肝動脈化学塞栓術) について、複雑性を 3

つのレベルに分類し、スペ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組む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。適用すべき線量の差を少数の因子によって説明できるならば、この方法は実際的かもしれない。例えば、経皮的冠動脈形成術に関する英国の HPA 研究では、植え込むステント数が、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要するが、それは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 (Neofotistou et al., 2003; Peterzol et al., 2005; Balter et al., 2008; Miller et al., 2009; Vañó et al., 2009a)。

4.3 X線透視下 IVR に関するデータ

(184) 通常では収集が難しい臨床データ (病理に関する情報、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使用する線量を特性評価し解析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)。この場合は、画像診断 (例えば X 線撮影など) 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解析を必要とする。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をセットの形で、指標が示される (Smans et al., 2008; IAEA, 2009; Vañó et al., 2009a; Balter et al., 2011; Sánchez 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要約された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査を実施する場合、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、各施設で実施された、同じ手技に関するすべての症例の線量計測データから構成される各施設のデータセット [ときにこれは施設データセットと呼ばれる] の両方が必要である (NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。この方法では、これら手順の DRL 量の数値の大きいばらつきを補償するため、少数のサンプルの症例ではなく、DRL 量の分布を成す 1 手順のすべての症例からのデータを利用する (Padovani and Quai, 2005)。

(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である (すなわち、各施設の中央値をベンチマークデータの 75 パーセンタイルと比較し、各施設の中央値がベンチマークデータの 75 パーセンタイルを超えた場合に調査を行う)。各施設の平均値は、分布の高い裾部分により強く影響される可能性があるため使用してはならない (Wall, 2001)。高い線量が認められた場合、装置の機能の不良や装置の設定の間違い、手技を行う能力の低さ、術者の経験不足、又は高い臨床的な複雑性を表している可能性がある。各施設の中央値が ADS の 10 パーセンタイルを下回った場合 (IAEA, 2009)、又は 25 パーセンタ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、低い線量で使用されていた場合の原因は、完遂しなかった透視ガイド下手技、不十分な画質、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 パーセンタイル及び 75 パーセンタイルを、ベンチマークデータの対応するパーセンタイル

と比較することが推奨されている (NCRP, 2010)。

4.4 X線透視下 IVR のための複数の DRL 量の使用

(187) 使用する数量は、容易に測定できる (ICRP, 2007c) か入手が可能なものでなければならない。累積透視時間は容易に入手できるが、皮膚のピーク線量 ($D_{\text{skin,max}}$) との相関性は低いことが明らかになっている (Fletcher et al., 2002)。透視ガイド下手技では、 $K_{a,r}$ 、および P_{KA} が、それぞれ放射線に起因する組織的影響および確率的影響のリスクの推定量として開発されている。

(188) P_{KA} は患者に照射されるエネルギー量の代用となる指標であり、確率的影響のリスクの合理的な指標である (Miller et al., 2003, 2012b; Hirshfeld et al., 2004; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011)。 $K_{a,r}$ は $D_{\text{skin,max}}$ 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 (Hirshfeld et al., 2004; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011; Miller et al., 2012b; Jones et al., 2014)。

(189) 欧州では P_{KA} が広く使用されている。米国では $K_{a,r}$ 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 年中頃以降に製造されたすべての X 線透視装置に $K_{a,r}$ を表示するよう義務付けた一方、 P_{KA} の表示は義務付け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、透視下 IVR システム上に $K_{a,r}$ と P_{KA} 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、両方の数量が許容される (ICRP, 2007c; NCRP, 2010)。

(190) 数名の著者らが透視ガイド下手技の DRL 値として、 P_{KA} 、 $K_{a,r}$ 、透過時間及び取得画像数といった複数の数量を用いることを提案している (Vaño 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、また調査を単純化できると考えられる。例えば、 P_{KA} が DRL 値を超えたが $K_{a,r}$ は許容範囲にあった場合、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、特定の施設において P_{KA} 及び/又は $K_{a,r}$ 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 量に関する入手可能なデータを追跡するべきと委員会は勧告している。

(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 $K_{a,r}$ 、 P_{KA} 及び透視時間のデータが含まれているが、小児検査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 フェントムは、 $K_{a,e}$ 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; Vaño 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、手技のプロトコル及び操作者の技術を検討する (NRPB/RCR, 1990; Vaño and Gonzalez, 2001; Wall, 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や修正は最も容易であるが、操作者の能力は分析および与える影響が最も困難なプロセスとなる (Vaño and Gonzalez, 2001; Balter et al., 2011)。

(193) 一部の X 線透視下 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 のコーンビーム CT に関して、入手可能な場合に P_{KA}

及び $K_{a,r}$ 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あてはまる (Corredoira et al., 2015)。

4.5 IVR-CT

(194) CT ガイド下で IVR が行われている。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 ガイド下で実施された画像ガイド下経皮的肺生検の割合は (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 (Minot et al., 2012)。超音波又は X 線透視ではよく見ることができない、胸部、腹部及び骨盤の小病変又は深部の病変の生検のガイドに CT が主に用いられる。CT では高解像度の画像が得られ、また腸及び骨を描出することができる。

(195) CT ガイド下の IVR は、医師が撮影室外にいる間に行われる間欠的 CT スキャンを使用するか、又は CT 透視 (針や装置の操作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 CT 曝射) を用いて行われる。CT 透視は 1 種の CT 撮影法で、X 線透視下の画像撮影法ではない。CT 透視では、皮膚の侵入から標的ポイントまでの針の刺入軌道が可視化されることにより、CT ガイド下の生検手技を容易に行うことができる。標準的な CT ガイドに比べて CT 透視の主なメリットは、リアルタイムでモニタリングが行えることであり、患者の呼吸や他の運動が原因で動く病変にアクセスできる点である。この使用により、手技をより迅速かつ効率的に行うことができるため (Gianfelice et al., 2000b)、ますます広く行われるようになっている。

(196) CT 透視は様々な非血管 IVR に用いられる (Daly and Templeton, 1999)。これは体液貯留のドレナージ中の穿刺誘導、脊椎痛の管理手技、腫瘍焼灼、及び胸部、脊椎、腹部、骨盤の経皮的針生検に用いられている (Buls 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、また急勾配の学習曲線も存在する (Gianfelice et al., 2000a; Saidatul 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。これらの手技が多数行われる施設では、X 線透視下の IVR の DRL 設定を記述する枠組みに従って DRL 量の数値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、実施する全手技の評価) 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確立されておらず、DRL 値を制定するためのデータは僅かである。

(198) CT ガイド下の IVR の場合、DLP は適切な DRL 量ではないと思われる。これは、必要とされる CT 撮影は通常、狭い範囲のスキャ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 DLP の値になる可能性があるためである。委員会は、 $CTDI_{vol}$ 、入手する CT スキャンシリーズ数及び 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, 核医学及びマルチモダリティ手技

別に規定する場合を除き、2 章に記載の一般項目を全モダリティに適用する。

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、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_{vol}及びDLPを用いる。検査におけるスキャンシリーズ数も役立つことがある。最適化のもう1つの段階として、(被写体)サイズ対応推定CT線量指標(SSDE)(AAPM, 2011)を用いることができる。

CTの場合、使用するDLPの値は検査全体の累積DLPである。使用するCTDI_{vol}値は、各スキャンシリーズ毎に表示されるCTDI_{vol}である。個々のスキャンシリーズ毎のDLPの値も有用な可能性があり、累積DLPに加えて使用してもよい。

核医学の場合、委員会は、DRL値を投与放射エネルギーに関して、又はなるべくなら体重あたりの投与放射エネルギーに関して制定するべきと勧告している。

放射性医薬品が主に単一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)には、体重に基づく投与放射エネルギーは適切でないことがある。

正当な医学的な理由がある場合は、個々の患者の検査への投与放射エネルギーは増やしても良い。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は、種々の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量が用いられるため、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。

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め、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、輝尽性蛍光体法(別名「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ンカウンティング検出器が含まれる。

(200) 輝尽性蛍光体法はデジタル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、壁又は机に備え付けられたブッキーシステムの交換は不要である。しかし、蛍光体の光子エネルギー感度は様々であることから、使用するAEC装置に対して調整する必要がある(Doyle and Martin, 2006)。ベッドサ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被ばくを決定する。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、これらのシステムの適切なDRL量を得ることができる。

(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にフォトン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していることと対照的に、これらの検出器ではフォトン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、組織の識別など高度な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（ひいては患者線量）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の劣化がないということは、患者線量は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、デジタル検出器をフィルムシステムに置き換えて設置する場合は、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 93* (ICRP, 2004) の2章では、スクリーン-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述の問題を、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値を策定するべきという勧告も含まれている。また、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、本書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を策定する際に、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よって判断する。勧告内容は2章に示す。どの数量を選択するかは、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値の規定に使用する数量は、当該のデジタル検出器のシステムによって異なるが、 P_{KA} 、 $K_{a,i}$ 及び $K_{a,e}$ を含める（ACR, 2013）。X線撮影システムにて P_{KA} を測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う、 P_{KA} 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単にするため、可能であれば、DRLの設定には P_{KA} に加えて $K_{a,e}$ 又は $K_{a,i}$ という2つの数量を用いることを委員会は勧告している。

(209) $K_{a,e}$ について利用できる過去のデータは多数あるが、評価には計算又は手間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。 $K_{a,e}$ の算出において、日常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、異常な照射又は過特性を持つ装置が特定されず、全ての装置の調査を行

え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進化したことで、高度な X 線撮影技術が多数利用できるようになってきている。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、共通して複数回の低線量 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へインプットすることで、組織の識別や断面（スライス）など付加的な情報をもつ最終画像を生成する。したがって、これらの技術のために策定される DRL は、一連の複数画像を用いるという側面を考慮する必要があり、このような手法を標準的な手法と区別すべきである。例えば、乳房トモシンセシスと標準的な 2 方向マンモグラム（頭尾方向と内外斜方向）では、DRL 値が異なるものになる（EU, 2006）。

5.3 コンピュータ断層撮影

5.3.1 コンピュータ断層撮影における 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）。本書において、「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歯学的な被ばくの集団的な実効線量の約 50% を占めている（NCRP, 2009）。この寄与率も増しつつある。例えば英国では、医療及び歯科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（HPA, 2010）。

(213) CT デジタル検出器システムはすべて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（及び患者線量）と画質の間には直接的な関係があり、フィルムベースの撮影技術にはみられる飽和をみることなく、高線量による高画質が得られる。したがって、デジタル X 線撮影と同様、患者線量はその検査目的に最適化され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 値を策定するための患者線量調査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、フィルタ逆投影法か逐次近似再構成法かなど）に対しては、部分群として別の DRL 値を策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 用線量調査時の検討事項

(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、決定しておかねばならない特定の問題がある。

(216) DRL の設定には患者の選定が重要となる。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、患者の体厚の範囲（しばしば体重範囲として規定される）を設定する

<p>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利用するか、という選択肢がある（患者の側面又は前方方向の寸法は、放射線技師が患者の体厚測定用に設計された標準キャリパー（ノギス）を用いて容易に測定できる）。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、少数の患者からで済む（IPeM, 2004）。</p>
<p>(217) DRL 値の設定において、もう 1 つの重要な点は、数量の選択である。選択肢は CTDI (CTDI_w 又は CTDI_{vol}) 及び DLP である。CTDI は <i>Publication 102</i> (ICRP, 2007b) に規定され、詳述されている。DLP は、CTDI と患者のスキャン長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離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。</p>
<p>(218) DRL の策定に使用するための精度の高い量は、DRL を設定する組織によって決定される。しかし、他の文献に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賢明であろう。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_{vol} と DLP の両方を評価するべきと委員会は勧告している（Roch and Aubert, 2013; Shrimpton et al., 2014）。最新の 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追加の改良点と考えるべきである（第 6 節）。</p>
<p>(219) 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。現時点では、SSDE 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_{vol} ほどは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が得られる可能性がある。2 つの標準的な CTDI ファントムのうち、ひとつにより不合理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 を設定するような場合、将来的には、SSDE は適切な DRL 量になるかもしれない。</p>
<p>(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と（全スキャンシリーズ）、各シリーズとして個々に考えることが必要である（例えば、非造影、造影、遅延造影など）。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離放射線の総量を適切に表しているためである。個々のスキャンシリーズ毎の DLP の値も価値があると考えられ、累積 DLP に加えて使用してもよい。</p>
<p>(221) 管電流変調の適用により、患者線量を 1 スキャンシリーズあたり 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、個々のスキャンにおける CTDI_{vol} は一定ではない。通常、この設定では、スキャンシリーズの実施後に表示される CTDI_{vol} はスキャンの長さ全体における平均 CTDI_{vol} である。毎回異なることも多いため、スキャンシリーズごとに表示される CTDI_{vol} を記録する。ただし、使用者は、記録された CTDI_{vol} 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（スキャン中の最大 CTDI_{vol} など）を使用しているためである。累積 DLP の差の説明に役立つこともあるため、検査のスキャンシリーズ数を記録することも有用と考えられる。</p>
<p>(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 値を超えていたが、各スキャンシリーズの CTDI_{vol} 中央値は超えていないという場合、これはスキャン長とスキャンシリーズ数に注意を向けるべきであることを示唆している。</p>

(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。これには 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臨床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、検査の種類の記事又は命名について、施設間の基準がないということがある。すなわち同じ検査（例えば静脈内造影剤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い (Morin et al., 2011)。

(224) 手技と関連した検査目的及びスキャ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、腎結石のための腎臓のスキャンでは、がんを発見するための腎臓のスキャンに比べて、線量ははるかに低いと考えられる。がんの発見には、減衰量の差が小さい物体同士を区別できるより高い放射線が必要である。スキャンプロトコルを明記することが理想的である。このプロトコルの記載には、複数のスキャンシリーズを使用する場合はスキャンシリーズ毎に、開始時及び終了時の位置、管電圧、固定 mAs か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) 収集するデータの種類には、解剖学的グループ分けとプロトコルタイプ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、腎結石の特定など）。

(226) 各患者について CT 装置に表示される $CTDI_{vol}$ と DLP 値を記録するが、校正を確認することが重要である。 $CTDI_{vol}$ が表示されない場合は、 $CTDI_w$ とピッチから算出する必要がある。検査全体の DLP は、個々のスキャンシリーズ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、可能ならば患者の体格に関する情報を記録するか、あるいは、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、患者の数は問題にならない。

(228) X 線撮影及び 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の操作の違いが患者線量と体格の関わりに様々に影響することから、スキャンのプロトコルにある管電流変調の設定を CT 装置間で移すことは容易ではない (McKenney et al., 2014; Martin and Sookpeng, 2016)。CT 装置の管電流の自動調整システムは、その調整のベースとなる画質パラメータがベンダーによって異なることから、DRL 量と患者の体格との関係は CT 装置ごとに異なる。画質の基準としてノイズを使用している一部の CT 装置で、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ことがある。したがって、データが適切な患者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（寸法又は体重のいずれかに基づく）、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 コーンビーム断層撮影

(229) コーンビーム CT には通常、歯・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、及び放射線治療検証システムが含まれる。歯・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被ばくで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適用には、軟組織構造の可視化が必要であり、したがって通常の CT に比べて著しく高い被ばくとなる。

(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 P_{KA} 、 $K_{a,r}$ 、 $CTDI_{vol}$ 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)。 P_{KA} 及び $K_{a,r}$ は入手しやすく、X 線透視装置及び歯科用コーンビーム CT システムに有用であるが (HPA, 2010)、 $CTDI_{vol}$ 及び DLP は放射線治療イメージングシステム及び一部の歯科用コーンビーム CT システムに使用される。

(231) 2017 年時点で、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 の歯・顎顔面コーンビーム CT 装置に関する P_{KA} 値の予備的監査に基づき、HPA (2010) は標準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「達成可能線量」と呼んでいた) を 250 mGy cm^2 と提案した (回転中心で $4 \times 4 \text{ cm}$ に相当する面積に正規化)。この数値は SEDENTEXCT Consortium (EC, 2012) において採択され、さらに「種々の歯・顎顔面コーンビーム CT の用途に関する堅牢な DRL を制定するためには、大規模な監査を行うさらなる研究が必要である」との所見が加えられた。この所見は、他のコーンビーム CT の用途にも関係している。歯・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 撮影の線量を超えてはならない (通常は $CTDI_{vol} < 10 \text{ mGy}$)。

(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抑え、命中枢率を改善することができる (Abi-Jaoudeh et al., 2016)。透視下 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; Corredoira et al., 2015)。これにより、術中にその他では得られないような情報及び手掛かりを得ることができ、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。Corredoira ら (2015) は、小児の心血管インターベンション手技で測定した総 P_{KA} 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 撮像における 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撮像は、放射性医薬品を投与された患者の二次元撮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、多様な種類のコリメータを備えたガンマカメラ (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順として、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生するガンマ線を用いて機能画像を得る、核医学断層撮像法である。従来のプラナー撮像と類似しているが、1 つ以上の回転型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、患者の断面画像として表示される。これらの画像は、自由な断面に切り直したり表示したりできる。近年、固体検出器 (例えば、テルル化亜鉛カドミウム [CZT] など) を基材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 を検討することが望ましい。

(235) 多くの放射性医薬品に対して、標準的な体格の患者や、標準的な体内動態を示す患者に対する線量計算は、放射性医薬品から患者への放射線量に関する委員会による刊行物 (ICRP, 1987a, 1987b,

<p>1998, 2008) に示されている。委員会は、高頻度で使用されている物質に関連する全ての最新情報を要約した概要書を最近公表した (ICRP, 2015)。</p>
<p>(236) プラナー撮像については、DRL が調査され、投与放射エネルギー (MBq) (EC, 1999b) 又は可能な限り体重あたりの投与放射エネルギー (MBq kg⁻¹) によって設定されている。後者のアプローチの方が実用的で、採用しやすい (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、センチネルリンパ節イメージング、肺換気及び肺灌流検査など) では、全ての成人患者に対して標準の放射エネルギーを投与できるだろう。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エネルギー (MBq kg⁻¹) が理想的であろう。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考慮すべきことを、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エネルギー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。</p>
<p>(237) SPECT 撮像に対する DRL 値は、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、適切であると思われる体重に基づいた投与放射エネルギー (MBq kg⁻¹) の制定である。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撮像に使われるものよりも僅かに高い。</p>
<p>(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、最大の投与放射エネルギーが勧告されており、太り過ぎの患者に対する放射エネルギーのガイダンスも含まれている (CRCPD, 2003; ARSAC, 2006; NCRP, 2012; ACR-AAPM, 2015; J-RIME, 2015; Watanabe et al., 2016)。欧州では、投与放射エネルギーは各放射性医薬品に関する販売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。</p>
<p>(239) 平均的な成人患者に関して、当局又は各国の核医学会 (ARSAC, 2006; Alessio et al., 2015; EANM, 2015; SNMMI, 2015) が推奨する投与放射エネルギーは、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、大半の核医学施設は、これらの推奨値に非常に近い投与放射エネルギーで運用されていた。大半の病院及びクリニックでは、推奨される投与放射エネルギー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施設間のばらつきは小さい。装置又はソフトウェアが許す、あるいは得られる画質で十分に診断できれば、医師は投与放射エネルギーをより減らすことが求められる。</p>
<p>(240) 正当性を示すしっかりした医学的理由があるなら、個々の患者に対する投与放射エネルギーを増加調整してもよい。例えば、痛みが強いため通常の検査時間に耐えられない患者に対して、より短時間で検査できるようにする、又は肥満患者に対してである。DRL を日常的に調整する、例えば心筋灌流イメージング画像検査など (Notghi 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リスクにおける潜在的な変化 (即ち、投与放射エネルギーの相対的な増加) は、それに対応する便益の変化 (例えば、患者の不快感、検査の正確さなど) に常に照らして勘案することが望ましい。</p>
<p>(241) 核医学では、投与放射エネルギー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投与放射エネルギーを減らすことができる。ただし、患者が静止状態を維持できず、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実用的ではない。一方で、放射線防護の観点からも、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。</p>

5.5 核医学における DRL 用線量調査時の検討事項

(242) 核医学撮像に対する DRL 値は、本書に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。品質保証及び認定プロセスからも有用なデータを入手することができる (Becker et al., 2016)。逐次近似再構成や 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 (Gunalp, 2015; Piccinelli and Garcia, 2015)。

(243) 核医学撮像に対する DRL 値を設定する前に、決めて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、CZT カメラなどの特定の装置を除いて、必要とする放射能にはほとんど差はない。しかし、一部の核医学検査の場合、投与放射エネルギーは意図された手法に大きく左右される。例えば心臓検査では、負荷時と安静時の撮像のために 1~2 日間用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、投与放射エネルギー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エネルギーを決めるため、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 ± 10 kg) に対する投与放射エネルギー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^{-1}) 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。

(245) X 線撮影に関する放射線量構造化レポートの概念と同様に、放射性医薬品の放射線量構造化レポートのテンプレートを作成するための作業が進められている

(ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup159_ft.pdf;

<https://www.ihe.net/uploadedFiles/Documents/Radiology/>

IHE_RAD_Suppl_REMNM.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エネルギー、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組入れが単純化される。

5.6 ハイブリッドイメージング (PET-CT, SPECT-CT 及び PET-MRI)

(246) 体の機能画像及び形態画像両方の提供により、診断の正確さが向上するため、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いる。

(247) 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のは、この複合モダリティ (ハイブリッドイメージング) 装置の強みである。PET 及び SPECT のエミッションデータを減弱補正できるのが、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医用イメージングモダリティのひとつとなっている。

(248) 本書において、「PET-CT」及び「SPECT-CT」という用語は、核医学カメラと CT 装置の組み合わせられた撮像装置が、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 検査による放射線被ばくを組み合わせたものである。PET-MRI

<p>装置の MRI 装置部分は患者線量を増やさないので、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。</p>
<p>(249) 核医学検査及び CT 検査に対する DRL 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 量が用いられるため、各モダリティに関する DRL 値は、個別に設定して提示することが適切である。DRL を策定する際には、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、検出器種類間の差を正しく識別することが重要である。ハイブリッドイメージングにおける PET 装置、SPECT 装置及び CT 装置に対する検討事項は以下で考察する。</p>
<p>(250) 核医学撮像には、診断レベルの質が要求される CT 撮影は不要なことが多く、減弱補正及び局在診断には低線量な CT 検査で十分である。しかし場合によっては、PET-CT 検査又は SPECT-CT 検査で得られた CT 画像は、後から診断用 CT 画像の代わりに使われることもあり、それによって患者に対する被ばくを低減し、核医学スキャンの解釈に役立つ追加情報が得られることがある。DRL を設定する際にはこの点を考慮する必要がある。</p>

<p>5.6.1 PET 撮像</p>
<p>(251) PET 撮像は、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断層撮像手法の 1 つである。これらの対消滅光子は、患者を取り囲んだ静止したリング状検出器で検出され、体内放射能濃度の三次元画像が構築される。</p>
<p>(252) PET 撮像には、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 (¹⁸FDG) 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進展範囲の判断に用いられる。心筋灌流の評価には ¹³N-アンモニア又は ⁸²Rb-塩化ルビジウムが用いられる。⁶⁸Ga-DOTATATE 及び DOTA-TOC は、種々の神経内分泌腫瘍におけるソマトスタチン受容体の状態を反映する。放射性核種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 ¹⁸FDG を使用していることから、本章では ¹⁸FDG PET 検査及び PET-CT 検査についてのみ論じる。</p>
<p>(253) 投与放射エネルギーは患者の体重にあわせて調整するのが理想的であり、これを考慮することが望ましい。細身の人では、肥満の人に比べてガンマ線光子の減弱及び散乱効果が小さいことから、低い放射能でも十分良い画質が得られる。米国のガイドラインのみが、成人患者に対して 370~740 MBq の範囲を推奨している (ACR-SPR, 2014)。欧州のガイドラインは、体重、収集モード (二次元又は三次元)、スキャン速度 (分/テーブルポジション)、及び連続した PET 収集中のテーブルオーバーラップ (≤30% 又は >30%) に応じた計算システムを提供している (Boellaard et al., 2015)。</p>
<p>(254) 投与放射エネルギーの増加によって、画質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エネルギーを用いるのが適切かも知れない。90kg を超える肥満患者に対しては、画質改善のために投与放射エネルギーを増やすよりも、スキャン時間 (1 テーブルポジションあたりの時間) を長くす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、¹⁸FDG の投与放射エネルギーを 530 MBq 未満に留めることが望ましい (Boellaard et al., 2015)。</p>
<p>(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、体軸コリメータ</p>

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エネルギーを削減できる。欧州核医学会は、「標準的な」成人患者(75±5 kg)の場合、二次元収集モードでは380 MBq、三次元収集モードでは190 MBqの投与放射エネルギーを推奨している(Boellaard 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微弱な信号の検出に役立つ飛行時間(TOF)技術を提供している。TOF装置は、2つの対消滅光子の検出間の時間差を正確に測定する。これにより、画像コントラストが改善し、感度が向上する。TOF技術を利用することで、画質を損なうことなく平均投与放射エネルギーを約20%減らすこと(4.3 MBq kg⁻¹から3.5 MBq kg⁻¹に減少)ができています(Etard 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(Etard et al., 2012)。¹⁸F¹⁸FDGの平均投与量は4.3 MBq kg⁻¹であり、現在の欧州の勧告と一致していた(Boellaard 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検査体制において、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値が適切であるが、CT撮影が減弱補正及び解剖学的な局在診断のみ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。減弱補正及び局在確認のためにだけにCT撮影する場合、患者の放射線被ばく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(Jallow et al., 2016)。

(259) 診断用造影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撮影で十分である。減弱補正及び局在診断に対してのみにCT撮影する場合、体幹部の診断用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(CTDI_{vol}について4倍のばらつき)があるものの、全身PET-CT撮像に対して8 mGy (CTDI_{vol})及び750 mGy cm (DLP)のDRL値が提案されている(Etard 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で100倍の違いが生じる。小児画像撮影のDRL値を規定するためには、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い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る。患者の体重により患者線量を変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目的に合わせられないことで患者線量を変えることは適切でない。

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くぐる可能性が高いため、精密なコリメーションが重要でありまた困難でもある。一般X

線撮影、透視及び透視下 IVR 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。そのため体重別のカテゴリが好ましく、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。このアプローチを図るべきである。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–<50 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 値の設定のため（体重ではなく）年齢によるグループ分けを推奨する。

もともと少ない小児画像撮影の患者線量計測データを体重で層別化すると、十分なデータの収集に問題が生じる場合は、体重による層別化を示す代わりに、患者の体重の関数として DRL 量を示すことができると提案されている。この選択肢は今後検討の必要がある。

CT の場合の DRL 量は、身体検査用の 32 cm 径のファントム、頭部検査については 16 cm 径のファントムを用いた校正に基づく $CTDI_{vol}$ 及び DLP とする。これらの数量の値は、患者検査から入手する。

最新の 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。小児の DRL 値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。最適化のための追加情報源として、推奨されている DRL 量に加え SSDE を用いてもよい。

核医学画像撮影の場合、DRL 量及び DRL 値は投与放射エネルギー (MBq) 又は体重あたりの投与放射エネルギー ($MBq\ kg^{-1}$) として設定する。これは、このアプローチが実際的かつ単純なためである。投与する放射エネルギーは、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。

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 値は乏しいことから、この点は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、それらの影響が発現するかもしれない平均余命が長いためである。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、一次ビームの中又はその付近に主要臓器がくる可能性が高いため、精密なコリメーションの重要性が高く、また困難でもある (ICRP, 2013b)。AEC システムの 3 つのセンサ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、小児患者に対して AEC 制御下の照射の適用を制限している。非常に小さい患者の体幹及び大半の小児患者の四肢のサイズは小さく、AEC 制御下の照射ではなくマニュアルの制御が必要である。これは、小さい体格では個々の AEC 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) 新生児から成人の体型の青年まで、患者の体格と体重に大きい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る。患者に対するこのような線量のばらつきは妥当である。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、同じ臨床適応である場合に患者

<p>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、小児疾患と小児患者の体格に見合う画像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 値は最適化に役立つものとして特に重要である。小児疾患及び患者の体格に対応するために、単純に成人の画像プロトコルを適応させることは許容されない。</p>
<p>(262) 小児用の DRL 値の策定を検討する際には、多数の因子を考察する必要がある。一部の因子は成人と小児で共通である。例えば、DRL 量の選択、DRL 量の分布のパーセンタイル、及びデータを患者検査から収集するかそれともファントムの測定から収集するか、といったことである。固有の設計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、所定の製造業者の透視撮影装置では、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。</p>
<p>(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ことから単一の標準患者を考えることはできない。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 倍以上の違いがありえる。一般的な新生児の体重は、生後 6 か月間に 2 倍に、1 年以内に 3 倍になる。AAPM は、小児の画像撮影の最適化を助けるため、様々な標準小児ファントムを複数使用している (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) までで 5 つ以上の体格の範囲を設定することが理想的である。</p>
<p>(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ダンスを提供していなかった。以前は、小児の DRL を設定することを目的に、患者の年齢を用いて小児のグループを規定していた。一般には入手できる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)。患者の体重が不明なとき、かなり正確な結果を確保するためには、各年齢群で 30 例以上の患者に関するデータを収集する (2.3.3 章)。過去にはしばしば、4 つの年齢群 (<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、これらの年齢群の中でもばらつきが大きく、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あったとしても、個々の患者の体格は患者の年齢とよく相関するものではないことを実証していた。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診断手技を行う前には、個々の患者について体格を確認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とは別に、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、小児疾患の精通、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。</p>
<p>(265) 体重は年齢よりも、DRL 量につなげるための信頼性の高い因子である (Watson and Coakley, 2010; Jaä rvinen et al., 2015)。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。しかしこの同等性は、世界の場所ごとに大きく異なるであろう。</p>
<p>(266) 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。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収集し、DRL 値を体重により層別化して提示できるようにする。</p>
<p>(267) 将来の DRL 用線量調査においても、過去のデータとの比較を円滑に行えるという点で、患者</p>

<p>の年齢に基づく DRL 値に価値はあるだろう。ただし、体重ベースのデータを過去のデータと比較できるよう、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経験的な同等性が検討されていることに注意する (AAPM, 2011; Seidenbusch and Schneider, 2014)。</p>
<p>(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。</p>
<p>(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策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 AEC 又は管電流変調を備えている。被ばく量は、X 線ビームの光路における実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ヤ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策定するために、将来的には調査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。(すなわち、患者体厚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 線の総減衰量の違いが小さくなるようにする)</p>
<p>(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スキヤン長の精密な指示が極めて重要である。</p>
<p>(271) X 線撮影及び透視撮影では、DRL 値の決定及び各施設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応じて受像器に的確な入射空気カーマを伝えることが困難になる。単純な測定 (例えば患者の体厚の測定など) 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ち、患者の体格に応じた DRL 値のより正確な策定が可能になる。</p>
<p>(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 3-1 歳, 1-6 歳, ≥6 歳) を用いることとされている (EC, 2017)。</p>
<p>(273) 既存の小児の DRL 値の更新速度は、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。ほんの数ヶ国しか、DRL 量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。</p>
<p>(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、体重又は体格グループについてほんの数検査しか行われられないかもしれない。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。</p>
<p>(275) もともと少ない小児画像撮影の DRL 量のデータを、複数の患者グループへ分割すると、十分なデータの収集に問題が生じる場合は、体重による層別化を示す代わりに、患者の体重の関数として DRL 量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 量-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)。この曲線と各施設の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</p>

入手し（例えば 10 連続症例など）、これらのデータポイントを DRL 量-体重曲線上に重ねる。ポイントのほとんどが DRL 量-体重曲線の下にきた場合、又はデータにフィットさせた曲線が DRL 曲線の下にきた場合は、DRL 値は超えていなかったことになる。パラメータとして患者の体厚を用いる小児の胸部 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 (Kiljunen 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、今日までの経験は浅い。

6.2 コンピュータ断層撮影の小児の DRL 値

(276) 患者検査の $CTDI_{vol}$ 及び DLP は、特定の標準ファントム（頭部には 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 スキャンでは、CT コンソール上に、装置が選択した標準ファントムに関する $CTDI_{vol}$ 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ャンプロトコルを用いる検査では、16 cm 径のファ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ャンプロトコルを用いる検査では、32 cm 径のファ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 $CTDI_{vol}$ 及び DLP を算出する際の基準として 16 cm 径ファントムを用い、また一部の製造業者は 32 cm 径ファントムを使用していた。2012 年、IEC は CT 基準を改定し、小児と成人の両方で、あらゆる身体検査には 32 cm ファントムを使用すべきと明記した (IEC, 2012)。

(277) 特定の CT 装置の $CTDI_{vol}$ 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ァ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、使用するファントム径が $CTDI_{vol}$ 及び DLP とともに使用者のコンソールに表示されるか、又は DICOM 報告に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る場所に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、ファ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、 $CTDI_{vol}$ 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、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 $CTDI_{vol}$ である。この作業は AAPM Report 220 で拡大され、ここでは患者の体格の推奨指標として水等価直径 (water equivalent diameter) が提案されている (AAPM, 2014; Gabusi et al., 2016)。

(279) 画像化する身体領域の体厚（側面方向は標準キャリパー(ノギス)で容易に測定される）は、小児患者の体格を最も正確に分類する一方、患者の現在の体重は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厚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から、SSDE が自動計算され、CT 装置のディスプレイ上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、 $CTDI_{vol}$ 及び DLP データの解釈に若干の注意を要する。参照となる $CTDI_{vol}$ を決定するために 32 cm 径ではなく 16 cm 径のファ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 はファントム径の違いによる影響を考慮して計算されるので、ファントム径が確認できれば（できるべきだが）、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 レジストリに非常に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

<p>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）パーセントイル値の決定が可能となっている（http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/NRDR/DIR/DIR%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、これは初期の 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_{vol}が 16 cm 径のファントムか 32 cm 径のファントムのどちらに基づいたかが明確でない。また、初期の DRL 値決定には自動管電流変調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 スキャンプロトコルに管電流変調を用いることで患者線量を低減できるかもしれない。同様に、逐次近似再構成が利用でき、また所定の強度で操作者が使用する場合、適切に改定された CT スキャンプロトコルにより患者線量を軽減できる。</p>
<p>(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寸法から導かれる（有効径＝前後及び側面寸法の積の平方根）。この両方の寸法が確認された場合、2つの径の積を有効径の推定に用いることができる。</p>
<p>(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 値の測定の精緻化に容易に利用できるようにすることを目的に、DRL 量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。</p>
<p>(284) ICRU Report 74 には、患者の有効径と年齢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が得られる場合にはこれを用いる（AAPM, 2011）。</p>

<p>6.3 X線撮影，核医学及びIVRに関する小児のDRL</p>
<p>(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量が小児のDRL値にも同様に適用される。成人のDRLに関連するその他の検討事項も小児のDRL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。</p>
<p>(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。英国でさえも、小児のDRL値はほんの数種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。</p>
<p>(287) 透視診断に関しては、欧州諸国における現行の国のDRL値は、排尿時膀胱尿路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値はすべて、DRL量としてP_{KA}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、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、多数の国々で行われており、欧州が主だがアジアと中南米でも行われている（Tsapaki et al., 2008; IAEA, 2009; Vitta et al., 2009; Kloeckner et al., 2012; Ubeda et al., 2015）。</p>
<p>(288) 核医学画像撮影の場合、検査を調査し、DRL量として投与放射エネルギー（MBq）又は体重あたりの投与放射エネルギー（MBq kg⁻¹）を用いてDRL値を設定する。これは、このアプローチが実際のかつ単純</p>

なためである。小児に投与する放射エネルギーは、体格又は体重と関連づけ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、投与放射エネルギーを標準化し、投与放射エネルギー/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エネルギーのばらつきが生じることが判明しているためである。

(289) 体重に基づく放射性医薬品の合意値が、欧州核医学会 (www.eanm.org) 及び核医学/PET 画像撮影に関する Image Gently (www.imagegently.org) によって策定されている。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エネルギーを入手できる (Fahey et al., 2015, 2016; Grant et al., 2015; Lassmann and Treves, 2014)。これらは小児病院において検討され、放射線防護を最適化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。高頻度で使用される放射性医薬品に関する現在の情報を要約した概要書が 2015 年に発行されている (ICRP, 2015)。ただし、投与放射エネルギーは、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 実地臨床における 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 量に関する各施設の調査は、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の DRL 量の各施設の調査を、より高頻度に (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合を通じて、DRL 量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討する形で線量管理プロセスを行ってもよい。

特定の X 線室又は放射線部門等の施設に関する、診断手技のための DRL 量の中央値を 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、放射線防護又は画質の管理を見直し、必要に応じて最適化するようにする。

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、遅滞なく調査を実施し、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。問題点の有力候補は、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 パーセントイル）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、放射線作業により達成することができる。これらの中央値によって、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。

7.1 X 線検査に関する DRL 量の品質保証の検討

(290) 電離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 線診断及び透視診断検査について約 3 年間という間隔が適切である。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合を通じて、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、受入検査を実施する。その後、各施設の DRL 量の中央値が変化し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開始点に過ぎない。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む。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取り決めにより異なるが、医療機関により雇用された、又は医療機関と契約した医学物理士、放射線技師、医学物理学の検査技師や放射線科医が含まれるうるだろう（Martin et al., 2013）。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討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検査を特定する際は、以下の基準を考慮すべきである：

- (a) 検査は、その施設にて少なからぬ頻度で実施されていないとすればならず、あらゆる装置を代表しているべきである。

<p>(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歯科画像撮影に電離放射線が使用されるあらゆるエリアが含まれるべきである。</p> <p>(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。</p> <p>(d) データ収集が実施可能でなければならない。</p> <p>(e) 理想的には、部門の仕事量に大きく寄与する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。</p>
<p>(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：</p> <p>(a) 検査は、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（例えば循環器内科医、外科医など）、その他である。</p> <p>(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。</p> <p>(c) 透視については、最も複雑な検査がプロトコルの策定に適しているはずであるが、その他の多くの検査も同様に、ローカル DRL 又は代表値の設定に適するだろう。</p>
<p>(295) 含めるべき検査を具体的に決定した後、次の段階は、監査を行う部屋、その部屋で行う手技、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。</p>
<p>(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、また透視診断検査には 30 例以上を (IPSM/NRPB/CoR, 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 が目標とする平均体重になるように、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 $70 \pm 5 \text{ kg}$ を目標とした、$70 \pm 10 \text{ kg}$ 又は $70 \pm 20 \text{ kg}$ という体重基準であるが、地方（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。多数の検査について RIS 又は PACS から入手したデータを解析する場合は、体重の選択基準を緩和することができる。</p>
<p>(297) 大半の病院では小児の検査の頻度が低く、どの年齢／体重範囲に入る患者数も少ない可能性が高いため、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。小規模病院における DRL 量の施設内調査は、放射線部門の撮影条件表（exposure chart）に記されている、様々な体重／年齢の小児の画像撮影のため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を特定するために役立つので、操作者は撮影条件表の内容を検討し、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。</p>
<p>(298) 次に、各検査に関する全 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な部門内の手技を特定する（図 7.1）。</p>
<p>(299) IVR の場合、その施設における手技の全症例についてデータを収集することが理想的である。当該する DRL 値との比較には（可能であれば）、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。</p>
<p>(300) 少数の患者しかデータ収集できない場合、中央値又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</p>

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、平均値の標準誤差＝標準偏差／ \sqrt{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。結果の 95% の平均値は、真の平均値の 2 標準誤差に入る。これは中央値の誤差ではないが、比較の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 線撮影に関する品質保証の検討

(301) 歯科 X 線撮影に 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、より感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かったためである（例えば、D・スピードフィルムの代わりに E/F・スピードフィルムを使用したとき、又はデジタル X 線撮影の受像器を使用したとき）。成人及び小児検査のための国又は地域の DRL 値にはそれぞれ単一の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。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な要素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 Spelic, 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るべきである。特定の検査には、DRL 量として $K_{a,i}$ を用いて歯科用 DRL 値を設定する。口腔内 X 線撮影の線量を、歯の種類に応じて選定された X 線装置の設定ごとに、曝射時間と関連させて決定する。より感度の高い画像検出器に変更することで線量の低下を実現させるため、X 線装置の設定を調節して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、装置設定の変更及び調節を勧めることができる。

(304) 歯科 X 線装置の定期的な検査と 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、実現可能である。Martin (2016) は、このアプローチにより、歯科線量の削減を達成したスコットランド西部における 1 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 線装置のかなりの割合は、感度の低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。

7.1.3 是正措置

(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、遅滞なく

調査に取り組み、適切な是正措置を行う (EC, 2013)。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 (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評価する。

(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。

(307) QA レビュープロセスは 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行い、適切な時間間隔をおいた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、より高頻度に (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。

(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。

7.2 DRL 値を超えた場合の検討事項

(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践を通じて患者ケアの向上を求める、品質改善プロセスである。適切な DRL 量の調査及び DRL 値との比較が、最適化すべき対象の特定に役立つと考えられる。

(310) 上記の通り、DRL 値 (国の DRL 値であれば特に) を上回った場合、これを遅滞なく検討する (図 7.1)。調査の成果は、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：

- (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)
- (b) 装置の性能 (撮像装置、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)
- (c) 手技のプロトコル (施設で使用する撮影条件と関連して)
- (d) 操作者の技能 (個々の技術、操作者の訓練を含む)
- (e) 手技の複雑性及び患者構成 (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)

(311) 上記のそれぞれを、以下に詳述する。DRL プロセスは、個々の患者線量が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もはるかに大きい。

7.3 調査方法

(312) 施設の DRL 量の中央値が DRL 値を超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。

- (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？
- (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？
- (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、撮影台及びマットレス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、適切な撮影台の減弱係数を P_{KA} の測定値に適用する必要がある。CT 装置の場合、CTDI_{vol} 又は mAs の数値が、真の数値又は（管電流変調では）平均 mAs セットを表していたか？
- (d) 表示された CT の撮影条件（例えば kVp, スライス厚, CTDI_{vol} など）が正しく校正されていたか？
- (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？
- (f) そのグループの条件を満たさない患者のデータが誤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）

7.4 装置の性能

(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、関連する線量低減技術を意識し、その使用の訓練を受ける必要がある。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。

(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。これについて考えられる理由を、各種装置に関連して以下に示す。

7.4.1 X線撮影と透視

(315) X線撮影（全般）

- (a) 必要以上に低い管電圧を使用した（Martin et al., 1993）。
- (b) 不適切なグリッドを使用した。
- (c) 間違った焦点-検出器間距離で収束グリッドを使用した。
- (d) 短い焦点受像器間距離を使用した。
- (e) X線画像撮影用に設計されていない、又は減衰が大きい旧型設計の患者撮影台を使用した。

(316) フィルム式 X線撮影

- (a) 感度が低いフィルム-スクリーン系（class ≤ 200）。
- (b) フィルム-スクリーンの組合せ違い。
- (c) フィルムがカセット内の増感紙に対応していない。
- (d) 現像処理の不良。

<p>(317) 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</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) AEC が正しく設定されていない。 (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。 (c) グリッド使用の有無の違い。 (d) 不適切なデジタル画像処理。
<p>(318) マンモグラフィ</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) 感度の低いフィルム-スクリーンの組合せ。 (b) 適切でない現像処理。 (c) 乳房の圧迫が不十分。 (d) 不要な場面でのグリッドの使用。 (e) AEC 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。 (f) AEC の代わりにマニュアルの曝射設定を用いている。 (g) 検出器の不良。
<p>(319) 歯科 X 線撮影</p> <ul style="list-style-type: none"> (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）。 (b) 低感度のフィルムを使用した（E/F-スピードではなく D-スピード） (c) 十分な頻度で交換されていない現像液 (d) 不適切な現像温度。
<p>(320) 透視及び透視ガイド下手技</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) 旧式又は時代遅れの透視装置。 (b) 異なる製造業者製の画像検出器。 (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，高すぎる透視パルスレート，又は高すぎる画像収集レートを含めた，機器の使用者またはサービスエン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）。 (d) 銅フィルタ又はスペクトルフィルタの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。 (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。 (f) コリメーションが不十分。 (g) 半透明フィルタ（三角フィルタ又はウェッジフィルタ）の使用が不十分。 (h) 必要以上に大きなガントリ傾斜を用いた撮影。
<p>7.4.2 コンピュータ断層撮影</p>
<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ない。最適化には，それぞ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</p>

<p>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記する必要がある。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 (Fuchs 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面のノイズが大きくなるが、その他の装置は、薄めのスライスを撮影したとき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増えることで) 同じ画質を維持できる。その動態は、どの段階で画像厚を選択するかによって異なると考えられる。このため、必要な厚さより薄い画像スライスを選択することで、患者線量が増える可能性がある。</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。したがって、その装置の性能及びそれらが実際どのように機能するかをスタッフが適切に理解しておくことが重要である。1例は、ヘリカルスキャンのピッチの選択である。一部の製造業者 (GE 及び東芝 (現キヤノン) の多数モデル) は同じ管電流 (mAs/回転) を維持していることから、ピッチを大きくすることで線量は下がり、ピッチを小さくすることで線量上がる。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で、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、若い小児患者の小さい体幹又は頭部、又は小児や成人の体格の患者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わるべきである。</p>
<p>(325) 現在、CT装置の全ての製造業者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、身体のz軸(長さ)に沿っても、また身体の楕円断面をX線管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離が (脂肪組織が挿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忍容できる (Sookpeng et al., 2014; Martin and Sookpeng, 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肝要である。</p>
<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ン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、ノイズは増加する。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、画像の様相は変化するが、線量は比較的変わらない (Sookpeng et al.,</p>

2015)。
(328) 新型の CT 装置は、逐次近似画像再構成の手法を用いることができる。この手法は、従来型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。また関連するスキャン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は常に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。
(329) 利用者にとっては、設置時に製造業者のアプリケーションスペシャリストから、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ッフにとっては、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能を確認する検査に取り組むことが重要である。
(330) 管電流変調の操作方法は 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 (5.3.2 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収集するか、又は DLP と体重の関係に指数方程式をフィットすることで行うことができる (Järvinen et al., 2015)。あるいは、患者の身体の直径又は断面積 (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 (Sookpeng 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評価が自動化されている場合、患者の体格の因子に対して $CTDI_{vol}$ 、DLP 又は SSDE などの DRL 量をプロットすることが有用と考えられる (Samei and Christianson, 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、評価に有用な可能性がある。

7.4.3 核医学
(331) 核医学の DRL は投与される放射能の量に基づくことから、最適化のためのアプローチは、本書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。
(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はなく、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、装置を更新できるか、あるいは更新すべきかということには、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リスクといった問題が関係してくる。
(333) ハイブリッドイメージング (PET-CT 及び SPECT-CT) の CT 部分に関する $CTDI_{vol}$ 又は DLP の数値が、DRL 値を上回っている場合、画像撮影の目的 (それが主に診断検査なのか、減弱補正又は体位設定のためなのか) を考察する。

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線量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線撮影と透視撮影のプロトコル

(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 線撮影においてローカル DRL 値又は国の DRL 値を超えた原因のほうではない。とはいえ、DRL 量の数値がなぜそれほど高いの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べきである。例えば、脊椎の検査に非常に低い管電圧を使用していた、などである。推奨されている撮影条件及び曝射設定と比較することができる (EC, 1996a,b)。胸部 X 線撮影では、肺という低吸収領域と、縦隔という高吸収領域の両方を画像撮影する必要がある。適切な曝射設定は何かかが、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) で受像器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。特に透視下 IVR では、皮膚線量を下げたための銅フィルタ (スペクトルフィルタ) の使用という選択肢も、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善する必要性を特定することができる。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 値が高すぎるのかの適切な理由ではなく、ローカル DRL 又は代表値が高くなる理由のほうもない。所定のプロトコルによって、1 つ以上の DRL 量 (例えば PKA 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。

7.5.2 コンピュータ断層撮影のプロトコル

(338) CT の DRL 量の中央値が高すぎる又は低すぎる場合、それには多数の原因があることから、臨床プロトコル及び装置の設定の慎重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がど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; Cody 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いる同一モデルである場合は除く。

(339) 第一に、DRL 値が判断された臨床画像撮影が、そのスキャン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 $CTDI_{vol}$ の両方が非常に高いか否かを確認する。DLP が高いが $CTDI_{vol}$ は基準範囲内であるという場合、スキャン領域が必要よりも長い、又はスキャンシリーズ数が多すぎる可能性がある。DRL 量の数値が高くなる一般的な理由には、初め造影剤を用いずにスキャンシリーズを撮影し、次いで造影剤を用いて撮影するような場合がある。取り掛けている検査目的に、これらのスキャンシリーズすべてが必要であるか否か、検討すべきである。

(340) DLP と $CTDI_{vol}$ の両方が非常に高い場合、以下のスキャンパラメータを検討する。

- (a) スライス厚。
- (b) ビームのコリメーション及び幾何学的効率。
- (c) 管電圧。

<p>(d) ビーム成形フィルタ。</p> <p>(e) ヘリカルピッチは、設定された mAs にふさわしいか？</p> <p>(f) ヘリカルピッチと mAs の指標との関係を理解しているか？</p> <p>(g) 設定された管電流変調の画像ノイズ指標が、スライス厚にふさわしいか？</p>
<p>(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、プロセスでは、設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。小さい及び標準の体格の成人の 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、仮定するべきでない。通常、小児の画像撮影では量子モトルを減らす必要がある。特に体格が非常に小さい患者では、患者の体格の関数としての画質指標を、個別に設定する必要がある。</p>
<p>(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キャンでは痩せた患者に比べて、内臓の描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、特定のスキャンプロトコルを確立する。</p> <p>(a) 小児患者：体重、断面積又は年齢。</p> <p>(b) 様々な体重範囲にある成人患者：体重、等価直径又は断面積。</p> <p>(c) 肥満患者：等価直径又は断面積。</p>
<p>(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ない場合、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、小児患者の普遍的プロトコルが、患者の体格に応じた基準の CTDI_{vol}、DLP 又は SSDE の制定に役立つ (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製造業者から派遣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。</p>
<p>(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。これは複雑な多元的作業であり、以下に示すような一部因子が関係している。</p> <p>(a) 画像の表示 (FOV, ウィンドウレベル, 幅)。</p> <p>(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)</p> <p>(c) 時間分解能 (回転時間, 再構成モード)。</p> <p>(d) 造影剤急速静注の実施時期 (スキャンディレイ, 回転時間, ピッチ)。</p>
<p>7.5.3 核医学のプロトコル</p>
<p>(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 値を超える放射能の使用の妥当性は、責任を有する臨床医との協議を必要とする問題である。</p>

7.6 操作者／術者の技能
<p>(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、技能及び訓練により左右される。個々の操作者の熟達度は様々であると考えられ、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ぶ。</p>
<p>(347) 操作者の技能にばらつきがあれば、同じ手技であっても DRL 量 (例えば P_{KA}, $K_{a,r}$, $CTDI_{vol}$, 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、透視時間及び撮影画像数 (例えばデジタルサブトラクション血管造影など) が明らかな比較対照値となりえるが、$K_{a,r}$ 及び P_{KA} の相対値の検討によっても、様々な操作者によるビームのコリメーションの程度に関する情報が加えられる。同様に CT では、$CTDI_{vol}$ 及び DLP 双方の比較が有用かもしれない。</p>
<p>(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、適切に訓練されたナース・プラクティショナーに限られた IVR 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。</p>
<p>(349) 操作者/術者が経験を重ねるに従い、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、スタッフへの助言や手法改善への貢献のため、適度に用いられるべきである。検査が高度化するに従い、基づくべき根拠は乏しくなる。同様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。</p>
<p>(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た場合にも、必要になることがある。</p>

7.7 手技の複雑性と患者構成
<p>(351) 患者構成は、ある施設の検査が DRL 値を超える原因となりえる。つまり、特定の患者集団内で行われた手技の 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。</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) より複雑な病状をもつ患者、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に搬送されることがあり、それによりその科内での検査が長引き、患者線量が高くなる。 (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 量の数値は高くなる。 (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適応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。
<p>(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 又は代表値をその</p>

環境に対して個別に設定することができる。この DRL や代表値は、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、ど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、予想された結果が確固たるものとなり、装置を交換する場合の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ス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生じる。
- (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、手法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設定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。
- (e) 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 又は代表値を設定する妥当な理由がある。

(355) 線量低減措置の多くは、画像に悪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画質を落としてはならない。画像の診断可能性を損なう疑いや恐れがある変更を加える場合は、診断可能性が損なわれてい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。

(356) 防護の最適化に取り組んだ後、再調査を行い、DRL 量が適切なレベルまで落ちているか否かを判断する。

7.9 患者線量調査結果の国による照合

(357) 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 値が導かれることになる）の改定のための、貴重な結果となると考えられる。国の線量登録レジストリを確立し、その仕組みとして、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
8.1 全般
(358) 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手法に適用される電離放射線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プロセスにより、線量レベルが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むことができる。
(359) 所定の体重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の概念の実践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値による各施設の検査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効果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に、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る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、これにはD _G 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こと。
(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、

<p>$K_{a,e}$ (又は $K_{a,i}$) 及び P_{KA} という 2 つの DRL 量が推奨されている。</p>
<p>(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, 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, これらの技術をより標準的な手技と区別する必要がある。</p>
<p>(371) マンモグラフィの場合に推奨される DRL 量は $K_{a,i}$, $K_{a,e}$ 及び D_G 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。</p>
<p>(372) マンモグラフィの場合, 単純なアプローチとしては, $5.0 \pm 0.5 \text{ cm}$ 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 プロセスをより精緻にするためには, 様々な乳房厚に対する DRL 値を設定するやり方が, より複雑だが優れている。</p>
<p>(373) IVR の場合, 以下の DRL 量が (可能ならば) すべて推奨される: P_{KA}, $K_{a,r}$, 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)。</p>
<p>(374) CT で推奨される DRL 量は $CTDI_{vol}$ 及び DLP である。検査におけるスキャンシリーズ数も同様に役立つことがある。小児患者では, $CTDI_{vol}$ や DLP よりも SSDE の方が正確な線量推定値となる。$CTDI_{vol}$ 及び DLP はいずれも, 標準ファント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。</p>
<p>(375) 使用が推奨される $CTDI_{vol}$ は, 各スキャンシリーズの $CTDI_{vol}$ である。推奨される DLP 値は検査全体の累積 DLP である。個々のスキャンシリーズ毎の DLP 値も有用な可能性があり, 累積 DLP に加えて使用してもよい。</p>
<p>(376) 核医学の場合, 理想的な 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エネルギーであろう。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。極度の肥満患者には, 最大投与放射エネルギーを固定して設定することを検討してもよい。多くの国々における成人患者に対する実地臨床では, 体重によらず標準の投与量が使用されているものとみられている。</p>
<p>(377) 放射性医薬品が主に単一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エネルギーは適切でないことがある。</p>
<p>(378) 核医学的及び CT に対する DRL 値は, 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 量が用いられるため, 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。</p>

<p>8.3 全国調査の分布の中央値の使用</p>
<p>(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 値の設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認識している。</p>
<p>(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な使用に近い状況であることを示すものである。</p>

(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）が悪影響を受けている恐れがある。追加の最適化に取り組む際は、画質を重点的に検討する。

8.4 DRL 用線量調査とレジストリ
(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、ファントムの使用は十分でない。ファント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の影響が考慮されない。
(383) ファントムの使用は、X 線装置の性能の調査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ていなければならない。
(386) X 線システムにより生成され転送された DRL 量データの正確さは、医学物理士が定期的を確認する。
(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設定検証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規模又は大規模な医療施設を含める。サンプルには、多岐にわたる医療機関を含める。
(390) 大きい国では、国のレジストリ又は自動データ収集法がない場合、国内の全医療施設のごく一部をランダムに抽出して調査することが、国の DRL 値の設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) 1 施設の特定の検査に関する調査では、通常、20 例以上の患者の DRL 量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 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、入手可能かつ適切なすべてのデータを使用する。
(392) 50 例未満のデータを収集する場合、診断手技の調査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提供できるが、これには患者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 of 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、特定の手技の全症例に関するデータを入手し、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節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、異なる画像フィルタの使用が必要になることがあり、それによって被ばく量は変化する。

(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、異なる臨床適応に応じて、様々な曝射設定又は様々な撮影方向（あるいはしは撮影方向数）が用いられる場合に、必要となると考えられる。

(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て、また特定の時点で利用できる技術（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) 最適化が既に行われていた場合、複数の放射線部門を集めたグループで設定した地方の DRL 値が役立つことがある。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 値よりも低値となる。施設数又は X 線室数が少

ない場合、DRL 量の数値の分布の中央値を「代表値」として推奨する。代表値は、同レベルの画質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 値に係数を乗ずるのが適切なこともある。

(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。

8.7 小児の DRL

(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 を規定するためには、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い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対応するため、画像検査プロトコルを成人用から変更して小児に適用するやり方の誤りや失敗によって、患者線量にばらつきが生じることは妥当ではない。

(413) 体幹の検査に関する小児の DRL 値を制定するためには体重による層別化が推奨され、小児にはこれを促進すべきである。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 値の制定には、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 32 cm 径のファントム、頭部検査については 16 cm 径のファントムを用いた校正に基づく $CTDI_{vol}$ 及び DLP とする。これらの数量の値は、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価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を調整することを検討すべきである。小児検査にも調整を行う。

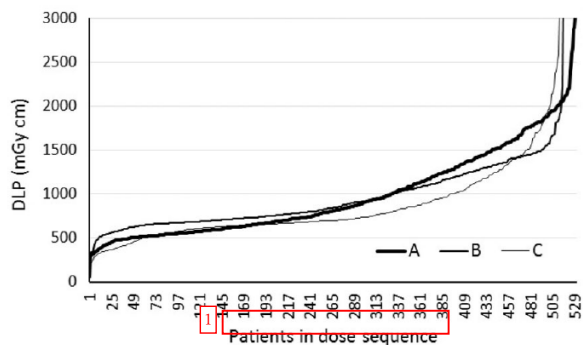
8.8 実地臨床における DRL の適用

(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、より高頻度に改定する。

(419) 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ころの、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

<p>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あるいは低すぎないかを確認する。</p>
<p>(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。</p>
<p>(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。</p>
<p>(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。問題点の有力候補は、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。</p>
<p>(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。</p>
<p>(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。</p>
<p>(425) DRL 監査プロセスは、1 回の評価だけでは終わらない。最適化後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。</p>
<p>(426) 各施設における DRL 量の調査は、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。</p>
<p>(427) CT 及び IVR の場合、各施設における DRL 量の調査は、通常は QA プログラムの一環とし年 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年 1 回行うべきである。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。</p>
<p>(428) レジストリ又はデータベース自動照合を通じて、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、悪い傾向がないかを確認することができる。</p>
<p>(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）の変更及び調節を勧めることができる。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、新たな技術と関連した防護の改善では実現可能である。</p>

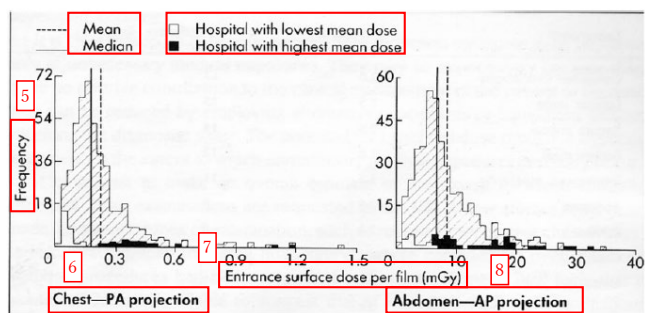
図表



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

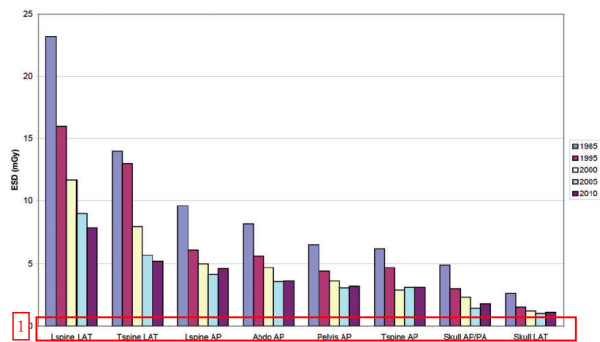
⑤頻度

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。

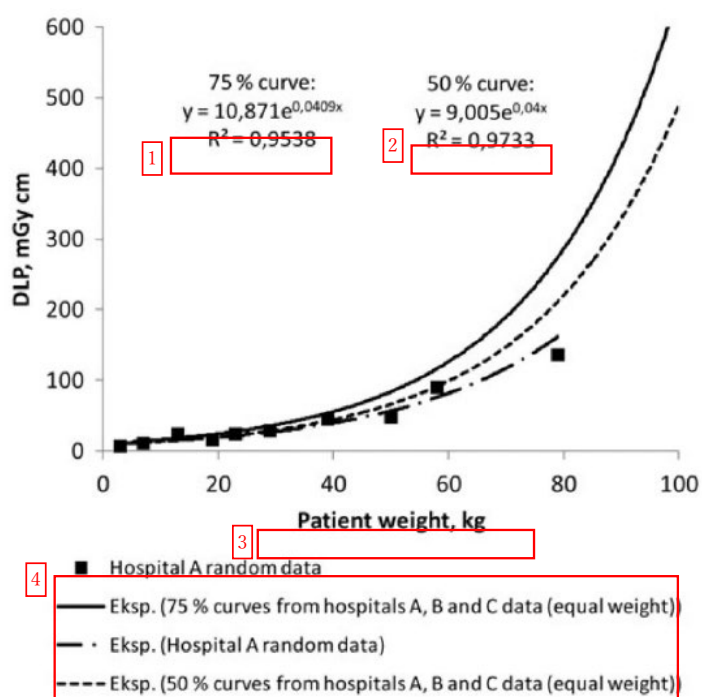
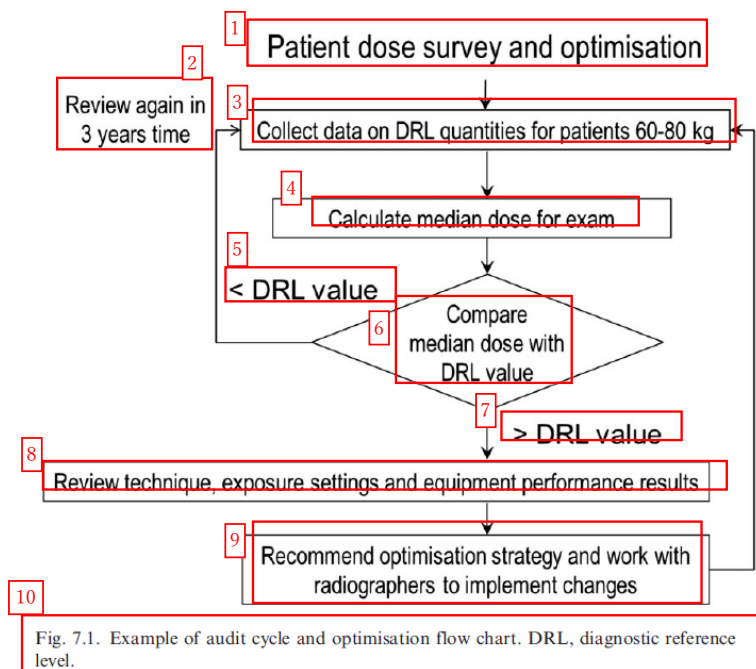


Fig. 6.1. An example of diagnostic reference level (DRL) quantity-weight curves for computed tomography (CT) of the chest, with dose-length product (DLP) as the DRL quantity. The DLP values relate to the 32-cm-diameter CT dosimetry phantom. The lowest curve shows an example of using this methodology 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, kg④A 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。

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	投与放射線量又は（なるべくなら）体重あたりの投与放射線量に基づく
核医学—小児	推奨	投与放射線量に基づき，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 パーセンタイル	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 _{vol}	ボリウム CT 線量指標 [CT dose index (volume)]	
DLP	長さ線量積 [Dose-length product]	
K _{a,i}	入射空気カーマ	IAK
K _{a,e}	入射表面空気カーマ	ESAK, ESD
K _{a,r}	患者入射基準点での空気カーマ	CAK
D _G	平均乳腺線量	MGD, AGD
P _{KA}	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 ²
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 ² (mGy cm)
透視診断, 透視下 IVR	PKA	Gy cm ²
	$K_{a,r}$	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 _{vol}	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 ²
	CTDI _{vol}	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 ⁻¹

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_{vol}, 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け。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⁻¹) 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⁻¹) 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 (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

A.1. 緒 論

(430) これまでに、放射線診断と核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, 2001a)。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上の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施状況や、地域、国あるいは地方で選好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 ガイダンスを簡単に概説し、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, 2001)。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、その選定と使用にはより柔軟性をもたせていた。説明に役立つ実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。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) 項に次の勧告が記載されていた：

「いくつかの日常的な診断手法に適用するために、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が許されるよう、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 の (S34) 項に記載された勧告を拡張してより詳細に論じた [Publication 73 の (99) ~ (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、

患者の線量が異常に高い状況を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が求められる。

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て適切な医用画像を得られない）も原理的にはあり得る。

(c) DRL は専門家の判断を補うものであり、よい医療と悪い医療の境界線を提供するものではない。

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。

(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装置）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ーセンタイル点を用いて、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、あるいは単純な標準ファントムや代表的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、核医学では投与放射エネルギーである。

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、いくつかのアプローチが行われてきた。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ていた。しかし診断参考レベルの概念を実際に取り入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、参考レベルが抽出されてきた。通常は上限値のみが設定され、下限値は規定されていなかった。核医学では通常、許容されている慣行と医療行為に基づく投与放射エネルギーの実際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、放射線防護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った目的を有してきた。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条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、分布におけるその頻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。および

(c) 特定の医用画像プロトコルのための値を最適な範囲にするように促す。

(438) 多くの異なった量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）のいずれであるかにより異なった。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。

(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、それ以前にいくつかの当局に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かった。

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要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個別のものがあり得る。

(b) 特定の医用画像撮影を受ける患者間では、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、個々の組織線量の比例的かつ一様な変化率に対応するであろう。照射野の大きさ、照射野の位置、線質または内部線量分布の変化をもたらすその他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、適切な標準的患者群または適切な標準ファントムで実際に観察された平均値または他の適切な値を比較することにより達成される。

標準的患者群とは通常、身体的パラメータ（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。

A.5.2 診断参考レベルの使用

(442) 診断参考レベルは次のために使用できる：

(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頻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。

(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、

(c) 特定の医用画像プロトコルのための値を最適な範囲にするように促すため。

「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は限定されていない胸部X線写真正面像)。

「より特殊な医療画像撮影」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ック(高 kVp など)が明記されているが、詳細なテクニック要素は明記されていない胸部 X 線写真正面像)。

「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)において準拠するか、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、手順の技術的処理、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)。

(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仕様をどの程度明確化するかにより違いが出てくる。

(443) 実際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のレベルから常に逸脱する場合、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ち、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。

A.5.3 定義と実例

(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 勧告を構成するものではなく、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。様々な医用画像モダリティにおける望ましい 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。

(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。

(a) $K_{a,i}$ または $K_{a,e}$ (いずれも mGy 単位) : 所定の X 線撮影(例えば、胸部撮影正面像)に使用

(b) P_{KA} : 臨床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

腸バリウム) に使用
(c) 投与放射エネルギー (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, ^{99m}Tc -MAA を用いた肺血流イメージング)
(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ように促すことを目的とした良好な実践例を以下に示す。 (a) $K_{a,i}$ または $K_{a,e}$ (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質判断基準には施設間で差異があってもよい。 (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, 画質判断基準および 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。 (c) P_{KA} : 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, 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予想されるので, P_{KA} 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。
(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。 (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。 (b) 単光子放射型コンピュータ断層撮影法 (SPECT) の特定の撮影プロトコルに対する MBq 単位の投与放射エネルギー (A) : 臨床目的, 装置の種類, 技術的要素および患者特性が定められている。

A.5.4 透視ガイド下の IVR に関する留意点
(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るであろう。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あって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は, 2 種類以上の量 (すなわち複数の診断参考レベル) が必要な場合があり得る。
(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, 特定の患者に行う実際の手技による線量が確定的影響のしきい線量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 (ICRP,2000)。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量のモニターを行う。

ICRP はその後、皮膚の最大累積吸収量（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）。

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

(450) 診断参考レベルは、臨床上の目的に見合うよう患者に用いる放射線量を管理する際に役立つものとして、当局が使用すべきである。

(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、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。

(a) 医用画像撮影の際の臨床上および技術的条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。

(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。

(c) DRL に使用する量は、実践的な方法で入手することができる。

(d) DRL に使用する量は、患者の組織線量の相対的变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变化の適切な指標となるものである；

そして

(e) DRL を実践的に適用する方法を明示する。

(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、国あるいは地方にとって一貫するよう、診断参考レベルを設定することを勧められている。

3.1.4. ICRP Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy (監修版)

論説

ICRP 勧告 過去、現在そして未来：医学における放射線防護を中心に

本号は、SAGE から発行された *Annals of the ICRP* の「巻」を締めくくる「号」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により刊行された各種報告の適切な代表例である。*Publication 124* (ICRP, 2014a) は環境の防護に関するものであり、*Publications 125* (ICRP, 2014b) 及び *126* (ICRP, 2014c) は特定の状況に対する放射線防護体系の適用（具体的にはラドンのセキュリティ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。

ICRPにより発行されている報告の数と種類の詳細は、2007年勧告 (ICRP, 2007) 以降の発行物を見ることで確認できる。

この7年間に26冊の刊行物が（その多くは複数の号に分けて）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)。

これらの刊行物の4分の1以上 (26冊中7冊) は医学分野に関するものである。ICRPが本来医学の分野で、旧名・国際X線・ラジウム防護委員会 (IXRPC) として1928年に設立されたことを考えると、意外なことではない。医学における放射線防護は今日でも、主要な焦点であり続けている。

6冊の刊行物は線量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に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。今後数年間で引き続き、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。

そのうち3冊は、ほぼ10年前からICRP第5専門委員会を設置して本格的にICRPが取り組み始めた分野である環境の放射線防護を取り上げているが、それ以前の取組みの成果も明らかである [例えば *Publication 91* に発表されているものなど (ICRP, 2003)]。

7冊の刊行物は、放射線防護体系の原則が医学を超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。

2本の広範囲にわたる報告書では、科学の最新分野を総括し、このような新たな知識の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経験）。放射線防護体系は今後も、これら3つの柱の全てに基づく確かなものへと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、アラブ首長国連邦のアブダビにて開催された。本シンポジウムの議事録はまもなく発表される予定であり、本論説の執筆時点では既に、印刷前の記事が電子版で閲覧可能である。ICRPによる第3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、その後の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 による隔年の催しは、より開かれて透明性の高い組織となるという我々の取り組みの基礎となっている。今日までの毎回の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、今後も引き続きそのようになる予定である。

本書は、約 90 年にわたって ICRP が重視してきた医学における放射線防護をさらに継承するものである。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、関連する便益を過度に制限せずに、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、このような基本レベルでさえも、1928 年の勧告と現在の勧告には重大な違いがいくつかある。IXRPC の最初の勧告 (IXRPC, 1928) は、「十分な防護と適切な作業条件」を通じた医療専門家及び研究者の安全に関連するものであった。興味深いことに、この勧告には新鮮な空気と日光を提供することと、「X 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ること」が含まれていた。しかし、より明確な勧告もあった。例えば、「X 線のオペレータは、決して不必要な X 線の直接線に自ら被ばくしてはならない」ことや、「X 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 年の勧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、放射線を扱う者から、患者、及び公衆の構成員以外にも広げている。本書の第 6 章では、例えば、放射化した装置と治療室の空気及びその排出の管理、固形廃棄物の管理、及び患者の退出を考慮した、従事者と公衆の防護を扱っている。また第 7 章では、粒子線治療による偶発的被ばくの防止を通じた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検討は、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、これらのあらゆる側面を記載するよう努めてきた。

勿論、防護のみでは十分でない。粒子線治療の発展は、腫瘍治療の改善により示されてきたその便益が動機となった。これらの便益は本書の重点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、粒子線治療の成功がなければ本書は不要であったかもしれない。ICRP の業務は放射線の負の作用からの防護である一方で、粒子線治療のような発展は全般的なヒトの状態を改善するため、大いに歓迎されるものである。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。

Christopher H. Clement

ICRP 事務局長

編集長

粒子線治療における放射線防護

ICRP PUBLICATION 127

2014 年 10 月 委員会承認

抄録 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、周辺の正常組織に及ぼす障害を最小限に留めることである。陽子及び炭素線のようなイオンビームは、主にその有限な飛程のために優れた線量分布を示し、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

効率を最大限にして正常組織への線量を最小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慎重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、粒子破砕片、並びに放射化物からの光子により生じる。このような不可避な線量は、患者の放射線防護の観点から考慮すべきである。粒子線治療施設で働く医療スタッフの放射線防護には、特別な注意が必要である。粒子線及びその二次粒子によって放射化される可能性がある、治療装置並びに治療室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、規制要件に従っている必要がある。光子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粒子線治療に適用される。しかし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。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。

© 2014 ICRP. 出版：SAGE。

キーワード：放射線治療，イオンビーム，陽子，炭素線

ICRP 代表著者

Y. Yonekura, H. Tsujii, J.W. Hopewell, P. Ortiz López, J-M. Cosset,
H. Paganetti, A. Montelius, D. Schardt, B. Jones, T. Nakamura

序文

国際放射線防護委員会 (ICRP) は長年にわたり、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, 2007d)。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これら原則の適用についての助言を示している。

これらの報告書の多くは一般的な内容であり、委員会は、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与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実にするよう、あらゆる努力がされるべきである。

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載し、患者におけるそのような偶発的被ばくの防止のための勧告を示している。*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。

粒子線治療は最近導入された技術であり、周辺の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。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、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、粒子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。

作業部会の構成委員：

Y. Yonekura (委員長) J-M. Cosset J.W. Hopewell

P. Ortiz López H. Tsujii

通信会員 (Corresponding member)：

B. Jones A. Montelius T. Nakamura

H. Paganetti D. Schardt

第3 専門委員会の重要レビュアー：

M.R. Baeza L.T. Dauer

主委員会の重要レビュアー：

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. Vañó (委員長) J-M. Cosset (副委員長) M. Rehani (書記)

M.R.Baeza L.T.Dauer I. Gusev

J.W. Hopewell P-L. Khong P. Ortiz López

S. Mattson D.L. Miller K.Å. Riklund

H. Ringertz M. Rosenstein Y. Yonekura

B. Yue

(2013-2017)

E. Vañó (委員長) D.L. Miller (副委員長) M. Rehani (書記)

K. Applegate M. Bourguignon L.T. Dauer

S. Demeter K. Kang P-L. Khong

R. Loose P. Ortiz López C. Martin

K.Å. Riklund P. Scalliet Y. Yonekura

B. Yue

要点

- 外部照射放射線治療は、周辺の正常組織の損傷を最小限に抑えながら、標的の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。

- 陽子や炭素線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。腫瘍体積中のそのような正確なエネルギー付与により、病巣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値は高エネルギーX線のそれに非常に近い。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深さ近くで最大となる。
- 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ニング法）又は拡大したビーム（ブロードビーム法）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イオン構造を通過又はヒットすると、中性子を含む二次放射線が生成される。この構造中の粒子の一部は放射性となり、ビームの自己放射性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、及び患者に最適な便益を与えるため、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、治療法及び標的腫瘍に応じて作成する。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、重要臓器又は標的近くの組織への損傷を避けるために、十分に正確でなければならない。
- 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ニ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撮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になる。
- 放射化される治療装置及び治療室内の空気には、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]

次式で与えられる基本的な線量：

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

ここで,

$d\bar{\epsilon}$

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 ($J kg^{-1}$) 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、照射ファントム又は患者の深さに対して吸収線量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（「拡大ブラッグピーク」も参照）。

ブロードビーム [Broad beam]

比較的大きい径の空間の、ほぼ円錐状又は円筒状の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)]

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軸に沿ってまっすぐに進み、側方分布のボケ (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。

コーンビームコンピュータ断層撮影 (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トモグラフィー」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しうる。

損害 [Detriment]

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。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量である。すなわち：致死がんの寄与確率、非致死がんの加重された寄与確率、重篤な遺伝性影響の加重された寄与確率、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）がその手法に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質係数であり、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^{-1})、またその特別な名称はシーベルト (Sv) 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：

$$E = \sum_{\text{T}} w_{\text{T}} \sum_{\text{R}} w_{\text{R}} D_{\text{T,R}}$$

又は

$$E = \sum_{\text{T}} w_{\text{T}} \sum_{\text{R}} H_{\text{T}}$$

ここで、 H_{T} 又は $w_{\text{R}} D_{\text{T,R}}$ 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：

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ 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_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 $J kg^{-1}$ 、また特別の名称はシーベルト (Sv) である。

フルエンス、 Φ [Fluence]

dN を da で割った商。ここで、 dN は断面積が da の小球上に入射する粒子の数である。

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

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 [Lineal energy]

線エネルギー、 y は ϵ_s を \bar{l} で割った商である。ここで ϵ_s 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、

$$\bar{l}$$

$$y = \frac{\epsilon_s}{\bar{l}}$$

y 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に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 n^{-1}

<p>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 n⁻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 n⁻¹ 値を共有する粒子の $\beta=v/c$ は等しい (ここで c は光速である)。</p>
<p>ミリバーン (mb) [Millibarn]</p> <p>バーンは面積の単位で、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、10⁻²⁸m²と定義される。1 mb は 10⁻³¹ m²と等しい。</p>
<p>危険臓器 (OAR) [Organ at risk]</p> <p>放射線被ばくの際に障害を受け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。</p>
<p>酸素効果比 (OER) [Oxygen enhancement ratio]</p> <p>正常酸素状態で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、低酸素状態で必要な吸収線量の割合。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。</p>
<p>ペンシルビーム [Pencil beam]</p> <p>比較的小さい径の空間の、ほぼ円錐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。</p>
<p>ペンシルビーム (アルゴリズム) [Pencil beam (algorithm)]</p> <p>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。任意の着目点での線量は、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。</p>
<p>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)]</p> <p>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」を標的に重ね合わせて線量を照射する。</p>
<p>線質係数, $Q(L)$ [Quality factor]</p> <p>組織内の荷電粒子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の特徴づける係数。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。(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 :</p> $Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0.32L - 2.2 & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{cases}$ <p>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続き使用されている。</p>
<p>放射線損害 [Radiation detriment]</p>

<p>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。</p>
<p>放射線誘発二次がん [Radiation-induced second cancer]</p> <p>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員、原爆生存者、並びに放射線治療後の生存患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。</p>
<p>放射線加重係数, w_R [Radiation weighting factor]</p> <p>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わた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。</p>
<p>生物効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness]</p> <p>低 LET 基準放射線の線量の、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。</p>
<p>二次放射線 [Secondary radiation]</p> <p>一次ビームと物質の間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。</p>
<p>拡大ブラッグピーク (SOBP) [Spread-out Bragg peak]</p> <p>様々なエネルギーをもつ元々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。</p>
<p>確率的影響 [Stochastic effect]</p> <p>発生する効果の重篤度ではなく確率が、(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、悪性疾患の及び遺伝性影響の誘発。</p>
<p>4次元 CT (4DCT) [Time-resolved computed tomography]</p> <p>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に取得できる 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。</p>
<p>組織反応 [Tissue reaction]</p> <p>「確定的影響」参照。</p>
<p>組織加重係数, w_T [Tissue weighting factor]</p> <p>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, 2007b)。それは次式のように加重される：</p> $\sum_T w_T = 1$
<p>ボクセルファントム [Voxel phantom]</p>

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。

1 序論

(1) 適用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に著しい進歩をみせてきた。最も注目すべきは、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。

(2) 外部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、周辺の正常組織に及ぼす障害を最小限に留めることである。治療の成否は主に、放射線腫瘍医による標的腫瘍体積の正確な輪郭描出及び患者位置決めに加え、加速器の性能と処理能力、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、高エネルギー光子が治療成績の改善に著しく寄与することが広く認められたことで、特に明確となった。現代放射線治療の幕開けは1950年代、コバル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）。粒子線治療の特徴は、組織深部の最大電離密度（「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できる。さらに、陽子と、比較的重いイオンビームを使用することで、光子を用いる手法に比べて患者のエネルギー総沈着量が減少する。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、入射領域に比べてブラッグピークでの線エネルギー付与（LET）の大幅な増加を示す。がんの放射線治療では、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に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粒子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粒子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、粒子線治療を行っている病院は世界で約20カ所であった^a。そして本著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る。潜在的需要は、現在見込まれている施設の増加分を上回ると予想される。

^a Particle Therapy Co-operative Group ウェブサイトから引用: <http://ptcog.web.psi.ch/>

(5) 粒子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広まった結果、若年患者の良性疾患及び悪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癒できなかった局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、より長期間生存していることから、遅発性の放射線の影響について一層注目すべきである。

(7) 過去には、放射線腫瘍医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いなかった。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いう点で優れたものであり、周辺の正常組織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粒子線治療は、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、絶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かもしれない。

(8) 本報告書では放射線防護及び安全性という観点から、粒子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 粒子線治療の概要

2.1 粒子線治療の臨床目標

(9) 放射線治療において新規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合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。粒子線治療が適している患者を選択することが、治療の第一段階である。粒子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。このような非侵襲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。多くのがんに関して、陽子線放射線治療は従来の光子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., 2005）。

(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。このよう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、ネオンイオンなど重イオンビームが使われることとなった。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、腺癌、腺様嚢胞癌及び脊索腫など非扁平上皮細胞腫瘍において実証されている（Tsuji and Kamada, 2012）。

(11) 複数の研究から、新たな技術によっても大半の患者の長期成績に実質的な改善は得られないことが示唆されている（Soarers 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) イオンビームの特徴は、上記のとおり、組織深部での線量集中性と高い生物学的効果である。その臨床的利点は、線量吸収の急激な上昇（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病変を標的にすることで、より優れた線量集中性が達成される。この優位性は、陽子と炭素線で同程度である。

(13) 大半の細胞及び組織について、生物効果比（RBE）値はエンドポイントごとに異なるが、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線のそれに非常に近い。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、データの範囲が限られること（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は組織の深さに伴って増加し、粒子の飛程の終端で最大値に達する。炭素線は陽子に比べて高いRBE値をもつが、組織の深さとエネルギーに伴う変化は十分明確にされていない。

(14) 現在得られているデータから、酸素効果比（OER：正常酸素状態で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、低酸素状態で必要な線量の割合）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関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。粒子線治療の場合、X線コンピュータ断層撮影（CT）、磁気共鳴画像、及び陽電子放射断層撮影（PET）による最新の画像診断が、治療計画の作成の手順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貴重な診断情報が提供されている。粒子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ャニング法、ウォプリング法又は一様スキャニング法によりイオンビームが標的に一致するよう拡げられる。このように高精度ビーム輸送システムによって、設計した拡散ビームによりミリメートル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、単散乱及び二重散乱を含む受動的なビーム散乱法であった。呼吸に合わ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。

2.2.4 粒子線治療の手順

(17) 粒子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) 陽子線治療では回転ガントリーが利用されるようになったが (Slater, 1995) , 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, 粒子線治療は数週間かけて分割照射する。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が重要である。まず最初に, 治療部位及び利用できるビーム方向の判定のために診断画像を検討することが重要となる。固定具は, その治療期間内に変化せず, 患者の照射体位を完全に再現できるように十分に強固である必要がある。場合によっては, 生理的因子を積極的にコントロールする (例えば前立腺がんの患者では膀胱を充満させるなど)。固定具作成には, 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する必要がある。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, (モールドケア等の) 患者個対応固定具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) 粒子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ない。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, 息止め CT, は磁気共鳴画像及び PET 画像などその他の診断画像も, 治療条件下で撮影された場合には, 標的の輪郭描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, 1999; Osaka et al., 1997) , 及び設定誤差を考慮する。イオンビームは計画標的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) 。

患者の位置決め

(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 線で患者の位置を合わせて検証する。基準となる計画時の画像の代わりに, 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 撮影前に部位近くに植え込んだ基準マーカーが, 患者位置決め基準点としてしばしば用いられる。

ビーム照射

(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型機器を目視又は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

オンビーム輸送システムは複雑であることから、線量計の校正には、それぞれのビームに基づいた特定の条件下における測定が必要になることがある。

2.3 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、加速器システム、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。加速器から出射された元々のナロービーム（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体積に対して拡大する。この方法は「ブロードビーム法」と呼ばれ、「受動的的方法」と分類される（図 2.1）。

(24) 積層原体照射法は、マルチリーフコリメータ（MLC）を用いた高度なブロードビーム法であり、これにより標準的なブロードビーム法に比べて標的体積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ブロードビーム法とは異なり、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）。この積層原体照射法とスキャニング法は「能動的的方法」と分類される。

2.3.1 ブロードビーム法

(25) ブロードビーム法では、加速器から出射された細いペンシルビームを横方向と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体積に一致するように、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、二重散乱体法及びワブラー法である。手術的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。

(26) 二重散乱体法（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（Grusell 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クーロン散乱により拡大される。このビームの分布は、小さい裾のあるガウス分布様の形状をとる。第 1 散乱体から下流に設置される第 2 散乱体は、ビーム中心までの距離に応じて薄くなる高い Z 成分と、ビーム中心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。

(27) 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ることで均一な照射野を作る（Torikoshi et al., 2007）、このワブラー磁石システムは、その磁場方向が相互に直交するように設置される一対の偏向磁石である。2 つの磁石に位相が互いに 90 度異なる交流電流を印加することで、加速器から出射されたペンシルビームを円軌道で回転させる。ワブラー磁石システムに供給される実効電流を変化させることで、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。

(28) 深さ方向へのビームの均一な広がり、SOBP の形成に相当する。SOBP は、多数の様々な素のブラッグピークを重ね合わせることで形成される。言い換えれば、SOBP とは単一エネルギービームのエネルギーの変調に相当する。ビームエネルギーの調節とブラッグピークを重ね合わせには2つの方法がある。1つはリッジフィルタという装置を使用する方法 (Larsson, 1961; Kostjuchenko et al., 2001) , そしてもう1つは回転レンジモジュレータ (Koehler et al., 1975) を使用する方法である。リッジフィルタは、非常に正確な処理技術で製造された、多数の均一な柵状のリッジ (畝) (bar-ridges) から構成され、これらが平面上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が作成されることが多い。柵状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、柵状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荷重線量が照射される。

(29) 回転レンジモジュレータは、異なる中心角の部位ごとに水等価厚が異なる環状部分をもつ、車輪の構造をしている。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を用いて形成された深度線量分布は、モジュレータの回転数に相当する時間構造をもつ。

(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て整形される。均一ビームを2次元整形するためには、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、腫瘍投影像の形状のアーチャー (開口部) をもつブロックである。このブロック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毎に作成する必要があるが、患者コリメータは患者の体表面の近くに設置できるため、側方フォールオフ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、適切な位置にシフトする。MLC デバイスを使用した場合、個々の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、コストも抑制され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 はブロックコリメータ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、側方フォールオフのシャープさが損なわれる。したがって正確な照射野の形成が必要な場合は、MLC はあまり使用されない。

(32) レンジシフタは、患者体内の残留飛程の調整のために用いられる。レンジシフタは異なる厚さをもつ数枚のエネルギー吸収体から構成され、適切な吸収体を選択することでシステム全体の厚さを変えることができる。レンジシフタを用いることでビーム飛程を調整することができる。シンクロトロンは目的のエネルギーのビームを輸送でき、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デグレダを用いて照射室に目的のエネルギーを送ることができるため、レンジシフタは通常は (微調整用以外には) 照射ヘッド内で使用されない。

(33) 患者補償フィルタは、標的体積の末端表面の形状に刻まれた窪みをもつブロックである。彫り込みやすく、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がある。

(34) 患者の放射線被ばくに関しては、ブロードビーム法は、患者に達するまでにイオン粒子が喪失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。

2.3.2 積層原体照射法 (layer stacking method)

(35) ブロードビーム法ではレンジモジュレータによって照射野に一定の幅の SOBP が形成されるため、標的近傍の正常組織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積層原体照射法が開発された。この方法は、深さ方向に沿って複数のミニ SOBP を積み重ね、標的腫瘍体積の相当する深さで断面表面の輪郭を描出するように、MLC の開口部を変える方法である。患者の放射線被ばくに関しては、積層原体照射法の場合もビーム利用効率が低い。

2.3.3 ペンシルビーム法

(36) ペンシルビームスキャンニングとは、加速器から射出されたペンシルビームを標的腫瘍体積内で 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ンニングは、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。陽子ペンシルビームスキャンニング法により深在性腫瘍を治療する新たなプロジェクトが、1992 年、Paul Scherrer Institute (PSI) にて開始された (Pedroni et al., 1995)。PSI とほぼ並行して、ドイツの Gesellschaft für Schwerionenforschung (GSI) は、頭蓋底部の腫瘍治療のために水平の固定ビームラインを用いた炭素線のペンシルビームスキャンニング法を開発した。GSI のこのスキャンシステムはラスタースキャンニング法に基づいている。これは二つの磁気スキャン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., 1993)。

(38) ペンシルビームは、通常は直行するスキャン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。一方向の走査速度は、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、遅い走査軸に沿った機械的なシフトシステムを使用することができる (例えば PSI で Gantry I 上で用いられたもの)。次に、レンジシフタにより、又は加速器によって段階的にエネルギーを変化させることにより縦方向に走査する。ペンシルビームスキャンニング法は、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。

2.3.4 回転ガントリーシステム

(39) 回転ガントリーシステムでは、固定ポート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、ビームは水平方向か垂直方向かに限られることから、患者を仰臥位、腹臥位又は座位に固定する必要がある。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、患者を回転することで体内の構造と臓器が移動する可能性があるため、ビーム照射の精度を制限する。患者の周囲を 360 度回転できる回転ガントリーシステムの場合、これらの問題の多くを解決できる。これは従来の X 線遠隔治療システムの標準である。粒子線治療の回転ガントリーは、陽子のそれよりもはるかに大きい。市販の陽子線治療システムの場合ガントリーの直径は通常 10 m である。

2.3.5 呼吸同期照射

(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、患者が腹臥位の場合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制御方法が提案されてきた (Wong et al., 1999)。放射線被ばくの呼吸同期によっても、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示す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。これらの臓器は通常、呼気終末で比較的安定することから、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、迅速で堅牢な同期ロジック、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。

2.3.6 身体の自己放射化における線量分布の検証

(41) 粒子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)。このような反応は ^{15}O や ^{11}C など β^+ 崩壊核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 γ 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証できる。第一に、体内で入射イオンにより生じた β^+ 崩壊核の分布を、治療計画の作成データ及び核反応データを組み合わせて算出する。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、ウォッシュアウト効果を考慮して線量分布を評価する (Mizuno et al., 2003)。自己放射化及び飛程検証による 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て線質にも依存し、またこれらは照射体積内で大きく変化することがある。本項では、粒子線治療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。

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量は、「阻止能 (dE/dx)」と呼ばれる。粒

子速度が速いとき、媒質との相互作用時間が短いことから、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、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速な増加によって、「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) に編纂されている。

3.1.2 多重散乱とストラグリング

(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一回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同じエネルギーをもつ入射粒子であっても、相互作用の統計的揺らぎのためにふれの程度は同一ではない。そのような揺らぎは、粒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揺らぎは「エネルギーストラグリング」と呼ばれる。入射粒子の質量が増加するほど、多重散乱と飛程のストラグリングは顕著でなくなる。このことは、粒子線治療でラテラルペナンプラの小ささと優れた線量集中が得られる理由の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) 粒子線治療において一次粒子は $150\sim 500\text{ MeV n}^{-1}$ まで加速される。これは光速の約 $60\sim 80\%$ に相当し、体深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粒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、入射粒子（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に碎けることがある。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速く、この過程は participant-spectator model を用いて記述することができる。入射核と標的核の重複する領域内の核子、「反応関与部 (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^{-22} 秒以内）、直接過程によって反応傍観部 (spectator) が放出される。これは入射核又は標的核のいずれかに由来し、それぞれのもともとの速度を保持する。言い換えれば、入射核（入射核破砕片）から生じた反応傍観部は、比較的高エネルギーをもって前方向に放射され、一次粒子の残りと共に、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付与する領域は、「フラグメントテール fragment tail」と呼ばれる。この入射核の破砕と、それによって生じるフラグメントテールの形成は、入射イオンが陽子よりも重い場合にのみ生じることに留意する必要がある。

3.2.2 不安定な残留核の崩壊

(46) 残留した破砕核が不安定なとき、それ固有の物理的半減期に従って崩壊し、安定形となる。標的破砕片はさほど早く移動しないため、この不安定な破砕粒子を含む物質は放射性物質として扱うべきで

ある。このような不安定原子核の生成は「放射化」と呼ばれる。放射化で生じる不安定原子核は患者と作業員の二次被ばくの線源になり得るため、一般に迷惑なものである。しかし、自己放射化として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、 β^+ 崩壊核から放射される一対の消滅 γ 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 σ により表される。一次近似として、破碎反応の断面積は、入射核の幾何学的大きさによって決まる (Sihver et al., 1993)。断面積データは例えば Chadwick (1998) により編纂されている。

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。分かりやすくするため、イオンビームの空間線量分布は、線量の程度及び線質に基づいて 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体積。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体積。線量照射には二次粒子が重要な役割を果たす。

3.3.1 照射野内体積 (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、陽子及び炭素線の水中深部線量分布の計算結果 (Iwase et al., 2002; Niita et al., 2006) を図 3.1 に示す。核破碎とストラグリングの影響により、入射エネルギーの増加に従い深部線量分布のピーク/プラトー比は低下する。ストラグリングはまた、distal falloff (Bragg ピーク後の急峻な線量低下領域) の広がりにも影響する。

(50) 全ての一次粒子のうち約半数が、破碎反応を生じることなく飛程の終端まで到達できる (Matsufuji et al., 2005) が、残りは破碎粒子に砕ける。これらのうち、水素及びヘリウムのフルエンス率は、飛程終端付近の一次炭素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、飛程終端のごく近傍で生物学的効果の増大を引き起こす (Paganetti, 2003)。粒子線治療では、その生物学的又は臨床的效果を推定する際に、線質のこのような線質の変化を考慮するべきである。

(51) コリメータを通過した後のビームスポットのシャープさを示すための指標として、しばしばペナンブラが用いられる (Kanematsu 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ナンブラの幅は「P80-20」と表される。ペナンブラの大きさには、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 に示すように単一ガウス関数として取り扱われる (Pedroni et al., 2005)。低線量のハロー構造は、単一又は少数回のクーロン散乱に起因する。非弾性散乱は実際、ごくわずかである。炭素線の場合にはペナンブラは 3 つのガウス分布により近似される (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、照射野内の線質に変化を生じさせる (Nose et al., 2009)。

<p>3.3.2 照射野外体積 (out-of-field volume) : 二次放射線</p>
<p>(52) 照射野外体積は、フラグメントテール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く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、治療ビームには粒子破砕片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、二次粒子の影響は、一次粒子が存在しないときに顕著になる。炭素線治療の治療計画においては、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、炭素線治療の治療計画の作成に使用するビームのカーネルには、フラグメントテールを含める。</p>
<p>(53) フラグメントテール以外では、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。中性子は電氣的に中性であることから広範に散乱し、低いエネルギー密度となる。したがって、一次近傍として、中性子の影響は腫瘍制御又は正常組織の急性放射線反応についてはごくわずかであると考えられる。中性子の影響としては、版発影響を引き起こすことが懸念される。二次中性子の分布は、入射粒子が陽子と炭素線で大きく異なっている。炭素線の場合、中性子は反応関与部と反応傍観部の両方から放出される。陽子線の場合、反応傍観部からは中性子は放出されない。反応傍観部は反応点直前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。</p>
<p>(54) 標的核破砕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破砕片よりも低い。陽子線では二次中性子として入射核破砕片は存在しないことから、中性子は準等方性の分布を特徴とするが、炭素線の場合は、準等方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屋全体に散乱することから、中性子の分布は機器の構成や部屋の設計に大きく影響されることに留意するべきである。(Silari, 2001; Mesoloras et al., 2006; Tayama et al., 2006; Yonai et al., 2008; Zacharatou Jarlskog et al., 2008)。</p>
<p>(55) 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 Heilbronn (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標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メータやリッジフィルタなどのビームライン装置は、中性子の主な生成源となる。</p>
<p>4 放射線生物学的意義</p>
<p>(56) 電離放射線の影響は、吸収線量、線量率及び線質により異なる (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。</p>
<p>4.1 放射線と DNA の相互作用</p>
<p>(57) 細胞に対する電離放射線の生物学的影響に関する重要な標的は 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反応を生じさせる。1 Gy</p>

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、おおよその事象の発生件数を表 4.1 に示す。いずれの線質の放射線も核内に 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染色体異常の数は著しく異なる。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導されるおそれがある。

4.2 電離放射線の健康への影響

(58) 放射線被ばくの健康への影響は、組織反応 (確定的影響) 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性影響である。これらは遺伝的变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想定されている。

4.2.1 組織反応 (確定的影響)

(59) 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 (数ヵ月から数年) に分類される。正常組織損傷の発生率及び重症度に影響する主な要因は、総線量、1 回線量、分割照射線量、分割照射間隔、全治療時間、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遅く、(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は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で、赤血球では 100 日を超える。

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。原爆被爆者の研究から、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)。肺は線維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。線維化は、大量の胸部体積が照射されたときの線量制限病変である。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、皮膚組織の菲薄化、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を 1%の発生率で誘発する線量は、過去には急性被ばくについて 5 Gy と考えられていたが、この数値は ICRP により 0.5 Gy と改訂された (2012)。
(63) 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 により提唱されている (2012)。
体積効果
(64) 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。正常組織の障害は、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 (腸管、脊髄など) 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関連した影響が、体積効果のより重要な決定因子であると考えている (Hopewell and Trott, 2004)。
4.2.2 確率的影響
(65) 単一細胞に対する 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モデルは、確率的影響のリスクはしきい値をもたずに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ヒトでは実証されていない。
がん
(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、白血病には直線・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。分割照射の放射線治療後に認められる二次がんは主に、累積線量が数十グレイ以上で発現する (Sachs 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、肺及び結腸につい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 $5.5\% \text{ Sv}^{-1}$ 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。このような遺伝性疾患を有する場合に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)。

<p>遺伝性影響</p> <p>(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性影響を誘発するエビデンスがある。<i>Publication 103</i> (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%上昇すると記載されている。</p>
<p>4.3 胚、胎児及び小児に及ぼす影響</p> <p>(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)。出生前の発達段階は、着床前期 (受精後10日以内)、器官形成期 (受精後3~7週間) 及び胎児期の3期に分けられる。発達段階での生物の死亡リスクは、着床期に最も高い。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 (Pampfer and Streffer, 1988)。引き続き胎児発達に伴って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。脳の発達初期段階 (受精後8~15週) での被ばくにより、重度精神遅滞及び知能指数 (IQ) の低下につながる可能性がある。重度精神遅滞のしきい線量は300 mGy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 Cancers 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リスクを増大させることが明らかになっている (Bithell and Stewart, 1975)。しかし数件のコホート研究では、放射線誘発性の小児がん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, 1999; Schulze-Rath et al., 2008; Schonfeld et al., 2012)。近年の原爆被爆者の報告から、子宮内被ばくによる成人期発症型がんのリスクは、早期小児期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)。</p> <p>(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、ホルモン欠乏、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度である (UNSCEAR, 1993, Annex I, p. 903)。白内障の有病率は、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。全固形がんのリスク増加は、被ばく時の年齢が10歳高くなるごとに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)。</p>
<p>4.4 放射線生物学的要因</p> <p>(73) 電離放射線の生物学的影響は、LET、飛跡構造、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、及び線量分割様式を含む、様々な要因に依存する。</p>
<p>4.4.1 LET及びエネルギー</p> <p>(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、イオン種に応じ約100~200 keV μm^{-1}のLET値で最大値に達する。より高いLETでは「無駄な (wasted)」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、</p>

DNA 損傷のクラスタ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、単一の粒子により付与されるエネルギー量が、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（最大値まで）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さえある。LET はエネルギー付与イベントの微細構造、いわゆるトラック構造について大まかな近似を与えるに過ぎず、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抵抗性が 2.5~3 倍高い。OER は、「正常酸素状態で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 μm^{-1} を超える放射線の場合、OER は「1」に近い (Barendsen, 1968)。

4.4.4 線量率及び線量分割

(78) 低 LET 放射線の場合、ある線量下での影響は、線量率の低下又は線量の多分割照射によって減少する。これは、亜致死損傷の効率的な修復及び細胞の回復による。多数のがんに対して低 LET 放射線の分割照射が治療上成功を収めてきた理由は、腫瘍細胞と健康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効果比

(79) 高 LET 放射線は、修復が困難な複雑な形式の DNA 二重鎖切断を誘発し、細胞の傷害のほか、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_R) 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_R の概要を報告している (ICRP, 2003b)。

<p>4.5.1 確定的影響における粒子線の RBE 値</p>
<p>(80) RBE 値は対象とする放射線の線量付与特性に依存している。細胞死については、コロニー形成アッセイで決定した 10%細胞生存線量でのヘリウム及び炭素粒子の RBE は、約 $100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$ 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)。50~2300 MeV の陽子では、増殖性細胞の生存率、LD50/30 及び腸陰窩細胞の生存率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 (Niemer-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、鉄の RBE ($190 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$) 及びアルゴン ($88 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$) 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)。</p>
<p>4.5.2 確率的影響における粒子線の RBE</p>
<p>(81) RBE の値はエンドポイントや線量、影響レベルに従って定まる。一方、放射線防護に使用される放射線加重係数 (w_R) 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 値は仮想上の線量 0 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_R はその最大 RBE 値と関連している。w_R 値は、放射線防護の実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を注意する必要がある (ICRP, 2003b, p. 30)。</p>
<p>(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、高い一致性がみられる。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 LQ に従い、高 LET 放射線では線形関係を示す傾向がある。50~70 $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$ 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)。</p>
<p>(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 $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$ 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 $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$ の炭素線に関する RBE 値は、それぞれ 1.0, 2.5 及び 12 である (Bettega et al., 2009)。</p>
<p>(84) イオンビームの確率的影響について、ヒトで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 $1.5 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$ である 60-MeV の陽子に関する RBE 値は、300 kV の X 線と比べて低く、1.0 を超えない (Clapp et al., 1974)。陽子の w_R 値は 2.0 とすることが推奨される (ICRP, 2007b)。ハーダー腺腫瘍の誘発に関して、LET が $193 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$ 及び $253 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}$ の鉄イオンに関する RBE 値は、それぞれ 40 及び 20 である (Alpen et al., 1993)。このことは、重イオンについて単一の w_R 値を設定することは適当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応じて異なり、低線量ほど高くなる (Fry et al., 1985; Imaoka et al., 2007)。RBE 値は組織にも依存し、白血病についての値は小さい (IARC, 2000, p. 430)。ICRP は、単一の w_R 値は過度の単純化と考えるところであるが、α 粒子、破砕片及び重イオンには $w_R=20$ とすることを推奨する。</p>
<p>4.5.3 確率的影響に関する中性子の RBE</p>

(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}Co γ 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_R の推奨値は 1 MeV で 20 を最大値とする連続関数として表される。

(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_R 値を表 4.3 に示す。 w_R の数値は、外部から身体への放射線入射、又は体内に取り込まれた放射性核種からの放射について与えられ、検討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、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 粒子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たとき、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、その物理的深部線量特性 (ブラッグピーク) によって入射線量が大幅に減少する。さらに炭素線は、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、粒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癒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 (確定的影響) 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) に記述している。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、腫瘍局所制御のために標的体積に必要な線量増加や高い線量集中性と、線量又は線量・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 (Marucci 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、臨床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グピーク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 は線量依存的であるため (重いイオンの方が顕著)、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)。とはい

<p>え、炭素線を用いたときのピーク／プラトー比が低いという潜在的な利点には、核破砕片の生成により、ブラッグピーク後に残存線量を生じさせるという代償がある。この現象は、陽子の場合にはほとんどない。</p>
<p>(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性及び線量分布に関して比較検討した。さらに彼らは、照射野外線量分布に関する既報の測定結果及びモンテカルロ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実証した。IMRT と陽子線治療は標的体積における線量分布の改善能力について類似しており、この改善は、線量集中性と同様に腫瘍制御率も従来の放射線治療に比べて高めると考えられる。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、ペナンブラの大きさが、標的内の線量集中性、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い影響を及ぼすことに言及した。このことは、炭素線の散乱能の低さのため、炭素線治療によって 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。</p>
<p>(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（シアン色の線）は 95% 等線量線（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におけるこのような低下は、OAR における副作用の抑制につながると考えられる。照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、ブロードビーム法を用いた場合でも、上述の結論に従う。</p>
<p>5.1.2 照射野外体積</p>
<p>(93) 粒子線治療は、他の身体部分の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（ブロードビーム かスキャニングビームか）は、少し離れた標的体積外への線量に影響する（Hall, 2006）。</p>
<p>どの種類の放射線が、照射野外体積の線量に影響するのか？</p>
<p>(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、Clasie らがルサイトファントムを用いたシミュレーションにより明らかにしている（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、一次陽子のために陽子が大きい。またブロードビーム法では、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、スキャニング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、中性子がもつ高い生物学的効果を考えると、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。</p>
<p>(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治療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、ブロードビーム法でもスキャニング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の</p>

一次荷電粒子との核反応により生成する。二重散乱体法による陽子線治療で前立腺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束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。そのような依存性を以下に詳細に論ずる。

(96) 前立腺及び肺がん治療のためブロード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; Zacharatou Jarlskog et al., 2008; Taddei 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。

(97) Fontenot ら (2008) は MD アンダーソン陽子線治療センターで用いられている拡大ビームノズルのビーム特性を仮定し、Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) シミュレーション (Pelowitz, 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、膀胱、直腸及び生殖腺など治療体積付近の臓器では、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のサイズに依存する (Zacharatou Jarlskog et al., 2008; Athar and Paganetti, 2009)。

(98) Yonai ら (2009) は、重粒子線がん治療装置 (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ァントムで生成される中性子の、治療寝台上の周辺線量当量に対する寄与比率を、PHITS コードを用いて算出した (Iwase et al., 2002; Niita et al., 2006)。主線源は外部中性子 (水ファ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、粒子線治療における中性子被ばくは、スキヤニング法の方がブロードビーム法に比べて低いことが明らかとなった。これは、スキヤニング法の方がブロードビーム法に比べて、生成される外部中性子数が少ないためである。

(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破砕荷電粒子も、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 項で論じる。現在の TPS では、フラグメントテール領域の線量は考慮されている。一方、陽子など軽い核破砕粒子の側方分布は、正確にはシミュレートされない。これは核破砕片の生成時点での側方「キック」を含め、散乱能が比較的高いためである (Kanai et al., 2004; Matsufuji et al., 2005; Kusano et al., 2007)。この線量は一次粒子からのものに比べて著しく低いものの、炭素線治療における照射野外体積への線量評価には、側方に分布した核破砕荷電粒子を含める必要がある。

二次中性子の生成に影響するものは何か？

(i) ビームライン装置

<p>(101) イオンビームによる核反応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（ビーム輸送システムのデザイン）に依存している。</p>
<p>(102) ブロード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）。</p>
<p>(103) プレコリメータの据付は、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、ビーム輸送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ど治療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る。Brenner ら（2009）及び Yonai ら（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できることを明らかにした。</p>
<p>(104) 二次中性子の生成に影響するその他の構成部品は、レンジシフタ及び飛程調整装置である。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仮定して、Lucite 回転ホイール（range modulation wheel : RMW）、最終の真鍮コリメータ、及びアイソセンタからビーム軸に沿って 50 cm 下流のルサイトファントムにより生成される中性子による線量当量の割合を、RMW ステップを厚くして（RMW を想定したルサイトスラブの厚さ）算出した。本研究から、レンジシフタが厚い及び／又は SOBP 幅が大きいほど、レンジシフタ及び飛程調整装置により生成される中性子が、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輸送システムは、その高い散乱能のために炭素線治療のシステムよりも短いことから、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て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、Taddei ら（2008）及び Yonai ら（2009）により提案されている。</p>
<p>(ii) ビームパラメータ</p>
<p>(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; Mesoloras et al., 2006; Zheng et al., 2007; Yonai et al., 2008; Zacharatou Jarlskog et al., 2008; Athar and Paganetti, 2009; Shin et al., 2009; Hecksel et al., 2010）。ブロード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。</p> <ul style="list-style-type: none"> • ビームエネルギー：エネルギーが高いほど総中性子数は確実に増加する。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するためである。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：モジュレータが厚いほど外部中性子数は増加する。これは、一次粒子の核反応が多く、レンジモジュレータ内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、標的体積へ処方

線量を与えるために必要な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センタまでの距離）：スノートの位置が患者から遠いほど、中性子線源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（二重散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成分は、コリメータの開口部が一定のとき、ビームサイズが大きいくほど多くなる。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（二重散乱体法かワブラー法か）を問わず認められる。これは主として、ビームサイズが大きいくとき、標的体積に処方線量を照射するために必要な一次粒子数が多いためである。
- 開口径（コリメータの開口径により規定される。ビームの発散を除外したとき、患者に照射されるビームサイズにほぼ等しい）：ビームサイズが一定のとき、開口径が大きいくほど外部中性子数は減少し内部中性子数が増加する。これは最終コリメータに入る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。したがってブロード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を最大限にすること）である。Yonaiら（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セットを管理する必要があること、二重散乱体法を用いる場合は数多くの散乱体を取り付ける必要があることから、各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、大など複数用いるといった、実用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い影響をもつものは、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、ブロードビーム法に比べてはるかに少ないためである。

照射野外体積に対する線量はどの程度か？

(108) 陽子線治療に関する照射野外線量の測定及び計算が複数報告されている（Xu et al., 2008）。陽子線治療に関する照射野辺縁からの距離に応じた中性子の線量当量を、図 5.3 に示す。3 研究 [Yan et al. (2002)（ボナー球を用いた測定）、Polf and Newhauser (2005)（MCNPX によるモンテカルロシミュレーション）及び Zheng et al. (2007)（MCNPX によるモンテカルロシミュレーション）] において、ブロードビーム法を用いた陽子線治療に関する空気中の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陽子線治療に関して、レムカウンターを用いて空気中中性子線量当量を測定した。ただし、照射野辺縁付近の 1 点の測定点については、水ファントムで CR-39 を用いて測定した。その他の 3 研究はファントム内の線量のみを検討した。空気中で測定した中性子の周辺線量当量は、ファントム内で測定した中性子線量当量と比較して高い数値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ものの、スキャニング法

を用いた粒子線治療における中性子線量は、外部中性子数が少ない又はわずかであるために、ブロードビーム法を用いた場合に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、日本国内 4 ヶ所の陽子線治療施設において、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、患者の位置での中性子周辺線量当量を測定した (図 5.5)。本研究から、均一な照射野の作成に使用した方法 (二重散乱体法かワブラー法か) を問わず、施設依存性の変動はファクター3 以内であることが確認された。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) の違いという、2 つの構成要素によるものであった。また、ブロードビーム法の場合、ビームパラメータが同一であるとき、炭素線治療における中性子線量は陽子線治療のそれよりも低いことも明らかとなった。

(110) GSI の Gunzert-Marx ら (2008) は、200 MeV $n^{-1} {}^{12}\text{C}$ 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速中性子の、エネルギースペクトル、角度分布、及び生成量を測定した。治療体積外の中性子による吸収線量は、治療線量の 1%未満と推定された。陽子線治療における中性子線量のレベルは、炭素線治療のそれと同程度であったが、中性子の生成量は炭素線の方がはるかに高かった。これは、同じ標的体積線量を生成するために必要な陽子数は、炭素線に比べてはるかに多いという事実により説明できる。

(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臓器別の情報が不可欠である。これは、照射野外線量には二次中性子が主要な成分であり、また、望ましくない線量が人体内で均一には分布しないためである。しかし現在、この問題に関連した研究は、空中線量評価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エネルギー分布を得るための、微小線量測定法 (マイクロドジメトリ) を用いて行われた (Wroe et al., 2007, 2009; Yonai et al., 2010)。計算は、人体形状の数値ファントム、並びに Geant4 (Agostinelli et al., 2003), FLUKA (Fasso et al., 2005), MCNPX (Pelowitz, 2008), PHITS (Iwase 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) Wroe ら (2007, 2009) は Loma Linda University Medical Center にて、種々の臨床治療のためにブロードビーム法を用いて得られた陽子線照射野において、シリコン・オン・インシュレータのマイクロドジメトリと、ルサイト又はポリスチレン製の人体形状ファントム又はブロックファントムを使用し、線量平均線質係数 (Q_D) 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ブロードビーム法を用い、陽子線における Q_D 及び H を測定した。このために組織等価比例計数管及び水ファントムを使用した。235-MeV の陽子線で測定された治療吸収線量当たりの H 及び Q_D について、Wroe ら (2007, 2009) による結果と Yonai ら (2010) による結果を図 5.4 に比較する。中性子だけでなくその他の全ての種類の放射線が、これらの線量当量及び線質係数に寄与していることを留意するべきである。 H は、測定部位がビーム軸から離れるに従い、又はファントムの上流側で低い。Yonai ら (2010) が測定した H は、Wroe ら (2007, 2009) が得た結果の 2~3 倍高かった。これは上述の通り、施設依存性に起因するはずである。水等価深が小さいほど Q_D は高い。これは、ビームライン装置で生成された、高い線質係数をもつ二次中性子の寄与が大きいためである。照射野辺縁に近い位置になると (照射野辺縁から 20 cm 以内)、主に散乱した入射陽子のために Q_D は 2 まで減少する。これ

らの結果から、235-MeVの陽子線について以下の結論が導かれる： Q_D は、照射野辺縁から約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) HIMACにおいて400-MeV n^+ の炭素線に対して測定された H （治療吸収線量当たり）及び Q_D 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るに従い、又はファントムの上流側で低い。 Q_D は、測定部位がビーム軸に近づくに従い低下するが、軸外距離には依存しない。患者で生成された核破砕荷電粒子（特に陽子）は、照射野辺縁近くの部位の H 及び Q_D に強く影響する。 Q_D は、照射野辺縁から50 cm以内で2~4、その他の部位では比較的一定して4~5である。陽子及び炭素線の両方で、入射ビームのエネルギーが高いほど H は高く、 Q_D は一定又は僅かに低下する（Wroe et al., 2009; Yonai et al., 2010）。

(114) 複数の研究が、人体形状の数値ファントム及びモンテカルロシミュレーションを用いて、陽子線治療に関する臓器線量を算出している。Jiang ら（2005）は肺及び副鼻腔がんに対する陽子線治療の2つの治療計画を用いて、Geant4 コードにより、成人男性モデルVIP Man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 60に基づき、中性子の平均放射線加重係数の算出に使用するため、各臓器表面での中性子のフルエンス及びエネルギーを保存した（ICRP, 1991）。

(115) Mesoloras ら（2006）はパブルディテクタと人体形状ファントムを用い、ブロードビーム法を用いて陽子線治療を受けた母親の胎児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。パブルディテクタは実際には、生物学的実効線量ではなく吸収線量のみ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質係数を用いた。

(116) Zacharatou Jarlskog 及びPaganetti（2008）らは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、若い患者ほど身体のサイズが小さいため、小児は成人に比べ、照射ヘッドで生成された中性子からの高い臓器等価線量を受けようであった。ファントムの年齢（すなわち患者の年齢）に応じた、15の臓器に対する全照射野で平均化した等価線量を、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、臓器別線量やビームパラメータによる線量の変化を評価するために必要なツールである。しかし、上記の通り実験データはほとんど得ら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) 二次中性子の線量は施設に応じて異なることから、各施設は、患者に対する二次中性子の線量を測定することが望ましい。この目的のためには、レムカウンターを用いた周辺線量当量の測定が便利である。その数値は、ファントム内の最大二次被ばく線量を示すと考えられる（図5.4）。

(119) パルスビームの場合は特に、測定中のデッドタイム及びシグナルのパイルアップを慎重に検討する必要がある。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、診断手技のための線量参考レベルに類似した、陽子及び炭素線治療のための臨界レベルが必要である。規制や臨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。

陽子及び炭素線治療における照射野外線量は、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) 外部光子線治療〔例えば従来の放射線治療、3次元原体放射線治療(3D CRT)、IMRT、トモセラピー及び定位放射線治療など〕を受けた患者の照射野外被ばくを、陽子及び炭素線治療のそれと比較検討するため、多数の研究が実施されている。数本のレビュー論文も線量評価データを集計している(Stovall et al., 1995; Palm and Johansson, 2007; Xu et al., 2008)。

(121) 外部光子線治療における照射野外被ばくを検討するとき、比較的低い一次光子エネルギーでは、コリメータ及び患者で散乱した光子(stray photons)と照射ヘッドからの漏洩光子は、二次中性子よりも重要である。10 MeVを上回る場合、光核反応で生成される二次中性子は、一次光子のエネルギーの増加に伴って増加する。散乱光子は照射野付近で優位を占める一方、漏洩光子は比較的等方性である。中性子の線量寄与は、照射野辺縁からの距離にはあまり依存していないが、深さとビームエネルギーに依存している。外部光子放射線治療における照射野外線量も、コリメータ角度と遮蔽装置を含む設計のため、治療計画〔例えば照射野サイズとモニターユニット(MU)、加速器の種類など〕全体に強く依存する(Van der Giessen, 1996; Kry et al., 2005a)。近年、多くの研究グループにより、IMRT中の被ばくが3D CRTと共に検討されている。これは、IMRTとトモセラピーが、腫瘍に対して同じ処方線量を照射するために、より多くのMUを必要とするためである(Followill et al., 1997; d'Errico et al., 2001; Vanhavere et al., 2004; Howell et al., 2005, 2006; Kry et al., 2005a,b, 2007)。

(122) Atharら(2010)は種々の治療計画及び患者の年齢群に関して、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、より低い積算線量のために陽子線の方が明らかに優れていると結論付けられた。照射野外では、20 cmの距離内では、IMRTの方が優れていたが、さらに離れた部位では、陽子線治療による中性子等価線量は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、ブロードビーム法を用いた陽子及び炭素線治療による照射野外線量を、Kryら(2007)がIMRTによって得たデータと比較した。治療線量を、400-MeV n¹炭素線で66 Gy (RBE)^b、235-MeV陽子線で74 Gy (RBE)と仮定したとき(これは前立腺がん治療の一般的な条件である)、水ファントムのビーム軸から13 cmの距離で深さ20 cmの総線量当量は、両ビームとも最大190 mSvであった。同様に、水ファントムのビーム軸から25 cmの距離で深さ5 cmの線量当量は、2本の対向ビームを想定したとき、炭素線について57 mSv、陽子線について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がんで認められる数値と同程度、又はそれらより低いものであった。

^bGy (RBE)、RBEで加重された吸収線量(ICRU, 2007)。GyEは、過去の文献ではしばしば使用されていたが、現在では推奨されない。適切な用語については現在議論が進められている(IAEA, 2008; Wambersie et al., 2011; Bentzen et al., 2012)。

5.1.3 確率的影響(特に二次がん)のリスク評価

(124) 放射線治療の使用が広がったことは、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観察して評価するための、一定の持続調査が必要で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体積に左右される。上述のとおり、陽子及び炭素線治療は標的体積に対する最善の線量分布を達成し、さらに明らかに、OAR の副作用を軽減するのみならず、照射野内又はその付近の二次がんリスクを最小限にも抑える。低線量領域 (全身被ばく) における二次がんのリスクは、未だに議論が分かれる問題である。5.1.2 項に示したとおり、この被ばくは治療標的体積付近に比べて著しく低い、特に若年患者では、リスク評価のためには無視してはならない。

(125) Fontenot ら (2009) は、前立腺がんに対するブロード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踏まえて評価した。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ンテカルロシミュレーションそれぞれから求めた。リスクの推定は、BEIR VII 報告 (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事ができると結論付けられた。しかし、両方のモダリティについて一次ビームは二次がんリスクの主な寄与因子であり、また、陽子線治療において生成される中性子の影響は二次的に重要である。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値は、きわめてよく一致している。

(126) Newhauser ら (2009) は脳脊髄陽子線治療後に二次がんが発症する絶対生涯リスクを、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) が過去に行った一次ビームのリスク評価と組合せて検討した。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、並びにブロード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。

(127) Zacharatou Jarlskog 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。

- 中性子誘発性リスクに対する主な (>80%) 寄与因子は、照射ヘッド内で生成される中性子であった。
- 治療標的体積の変化は、リスクを最大 2 倍変化させる。若年患者は成人患者に比べ、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。
- 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、非常に若い患者に当てはまる。

(128) Athar 及び Paganetti (2009) は、(男女別、年齢別の) 計算全身ボクセルファントムを用い、2 つのリスクモデルに基づいて、患者の年齢及び照射野サイズに応じた種々の臓器の二次がんリスクを解析した。例えば、脊髄照射野に陽子線治療を受けた 8 歳女児では、乳房、肺及び直腸の放射線誘発性の生涯発がんリスクが最大であった。これらはそれぞれ 0.71%、1.05%及び 0.60%と推定された。男女患者のリスクは、治療時の年齢が増加するほど低下した。

(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、前立腺横紋筋肉腫の生後 14 ヶ月の小児患者 1 例について、臓器等価線量 (Schneider et al., 2005) の概念を用いてそのリスクを検討した。ブロードビーム法を用いた陽子線治療は、スキャ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、実際リスクに変化はないか、又は低下さえ認められた。彼らは以下のように結論付けた：

- 小児における累積リスクは、成人におけるその 10~15 倍にもなりえる。
- 2 Gy 未満の線量を受ける体積の、2 Gy を超える線量を受ける体積に対する比率は、成人では 10~20、小児では 7~9 であり、したがって、散乱及び漏洩放射線の影響は小児の方が一層顕著である。
- 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。

(130) これらの結果は、スキャニングビーム法を用いる、又は遮蔽法を追加することにより、照射野外体積への望ましくない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。

(131) 残念ながら、炭素線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と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のはずである。しかし、がんの誘発における高い RBE に関する疑問への回答は得られていない (ICRP, 2003b)。情報及びデータ、特に、既に炭素線を臨床業務に使用している治療機関からの情報及びデータが必要である。また、治療機関のためには二次がんリスクに関する疫学研究も必要である。

(132) リスク評価には、線量評価の大きい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、光子放射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施設に応じて異なることを覚えておくべきである。

(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、粒子線治療後には外部光子放射線治療後に比べて二次がんのリスクが高いというエビデンスは得られていない。

5.2 イメージング法による患者の医療被ばく

(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線量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 [時間分解 CT (4DCT) など] が含まれる。これらのイメージング法は粒子線治療に有意義な情報を提供するものの、患者に対する線量の増加をもたらすことにもなる。近年、イメージング法に起因する総線量に関する懸念が論じられている (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^①を、医療スタッフが推定できるようデータを提供する。

^①実地臨床では、例えば入射表面線量や面積線量積のように空気吸収線量として表される数量が広く使用されている。しかし、現在の線量測定装置で実際に測定される数量は空気カーマである。ICRU Report 74 (ICRU, 2005b) 及び IAEA 実施規準 (IAEA, 2007) は、以下のような照射野に関連した数量の使用を勧告している：入射空気カーマ ($K_{a,i}$)、入射表面空気カーマ (K_e)、空気カーマ面積線量積 (P_{KA})、及びコンピュータ断層撮影空気カーマ指標 (C_k)。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量は、文献中に示された通りに与えられる。

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

通常の CT

(135) CT は、画像診断法の一つであるとともに、放射線治療の計画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 線写真技術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。

(136) CT に使用される主要な線量計測量は、CT 線量指標 (CTDI) 及び長さ線量積 (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、回転軸に平行な直線に沿った積分値を、名目上の 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 のペンシル型電離箱を使用して、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) の均質で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 5 つの基準点の、加重された CT 線量指標 (CTDI_w) として表される。今日市販されているほぼすべてのスキャナは、らせんスキャン様式のマルチディテクター CT システムであり、今日の標準線量パラメータはピッチで除した CTDI_w で、CTDI_{vol} (mGy) と表される。DLP は一定のスキャンプロトコルにより投与される全体のエネルギーを表し、スキャン長にわたり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、*Publication 87* 及び *102* に記載されている (ICRP, 2001, 2007a)。

(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、熱ルミネッセンス線量計 (TLD) 及び蛍光ガラス線量計 (RGD) 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、その測定値に基づく方法である。もう 1 つの方法は、人体形状の数値ファントム内で光子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。シングルスライス 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く、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 スキャナの特長、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。したがって線量は施設間で異なるだろうし、また、同じ施設内であっても異なる装置間及び技法間でさえも異なることになる。小児に対しては、小児の物理ファントム又は計算ファントムを用いて CT 検査における臓器線量が評価されている。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 Jarlskog ら (2008) は、脳病変に対する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 スキャン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、肺及び胃に対する等価線量は、多数回 CT スキャンによる線量と同程度であった。

(138) 高速ダイナミック CT (しばしば 4DCT と呼ばれる) により、呼吸周期中の 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質低下を最小限に抑え、腫瘍の標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 つのデータ取得法は、連続ヘリカルスキャンを行い、生理学的シグナル又はタイムスタンプに応じて超音波画像データを分類する方法である。もう 1 つの方法はシネモードで 4DCT を実施する方法である。この際、スキャナは寝台を動かさずに操作し、各寝台位置で 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。Keall ら (2004) は、胸部 4DCT を連続ヘリカルスキャンモード、ピッチファクタ 0.125 で行ったとき、自由空気中の空気カーマが 250~400 mGy の範囲になることを明らかにした。Mori ら (2009) はシネモードの 4DCT における臓器線量を報告している (表 5.1)。

X 線撮影と透視

(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、イメージインテンシファイア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、前後像及び側面像の直角 2 方向 X 線撮影で行われる。

(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) 及び面積線量積 (DAP) に関して表される。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 あたりの平均臓器線量を報告した。医用 X 線検査における臓器線量は、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 (Tapiovaara and Siiskonen, 2008)。臓器線量は、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臓器線量でも、施設間で大きな変動があり、2~3 桁の違いにもなる。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きであると報告している。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ためである。

(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、ビームの同期及び動的追跡を含め、呼吸性移動の管理が必要である。イメージインテンシファイアを搭載した典型

的な透視装置では、管電圧や管電流など透視の技術的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り、また患者の体重にも従うことから、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^{-1} であろうと報告している。

コーンビーム CT

(143) コーンビーム 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、カップリングアーチファクト及び不正確なハウンスフィールド数が生じることになる。

(144) 異なるスキャン部位に対し、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 径の円筒状水ファントム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 330 回投影し、線源-検出器間を 154 cm としたとき、体幹ファントムの中心及び表面での典型的なファントム線量は、それぞれ 16 mGy 及び 23 mGy であった。頭部ファントムの場合、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、成人の人体形状ファントムを用いて評価した臓器線量を報告している (Endo et al., 1999; Kan et al., 2008; Sawyer et al., 2009)。CBCT において一般的な技術的パラメータ及び臓器線量を、表 5.3 に要約する。CBCT 検査における臓器線量は、X 線 CT のその 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かなりの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げることが可能であることを示した。

核医学的手法

(145) ガンマカメラを用いたプランナーイメージング、SPECT、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係数を用いることである。これら線量係数は、体内動態モデル及び各放射性医薬品の体内動態データの推定値に基づいて推定され、成人及び 1, 5, 10 及び 15 歳の小児に関して与えられている。組織・臓器の平均吸収線量は、投与される放射能 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 粒子線治療の総撮影線量

(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撮影線量を記述する。以下は、HIMAC の炭素線治療における、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、炭素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 での、前立腺がんの炭素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結腸線量を、図 5.8 に要約する。手順 1 (治療前の診断検査) では、患者が骨盤部 CT スキャンを受けたとき、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 検査を単回受けたとき、結腸線量は約 15~20 mGy である。手順 3 (治療リハーサル) では、患者は直角 2 方向の X 線撮影を受けるとき、モンテカルロプログラム (PCXMC) を用いて推定されたその結腸線量は一枚の X 線写真で約 0.4~0.5 mGy であった。患者に X 線撮影手順が行われたとき、総結腸線量は 3~4 mGy と推定できる。手順 4 では、毎回の分割照射開始時の日々の患者設定検証のために、患者は X 線撮影を受ける。前立腺がん治療の 4 週間あたり 16 分割照射を行い、1 回の分割照射につき直角 2 方向撮影を 4 枚の X 線写真で行ったとき、合計 64 回の直角 2 方向撮影による結腸線量は、約 25~35 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、患者が診断的骨盤部 CT スキャ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結腸線量は、約 100 mGy に達すると考えられた。この数値は、粒子線治療の施設が採用している治療分割数及び X 線画像撮影の頻度に比例して変わり得る。

5.2.3 介助者と介護者の被ばく

(148) 陽子又は炭素線といった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。患者の家族の被ばくを評価するため、「患者は照射終了 2 分後に照射室を出て、家族が 2 時間付き添う」というシナリオを想定した。患者の粒子線治療は、最大で 20~30 回の分割照射で行うこととした。30 回分割の炭素線治療の場合、家族の被ばく量は HIMAC で 23.5 μ Gy、HIBMC で 20.8 μ Gy と算出された。30 回分割の陽子線治療の場合、この被ばく量は HIBMC で約 130 μ Gy と算出された。陽子線治療における放射化による線量は、炭素線治療のそれよりも高かったが、これは一部には、陽子線治療では炭素線治療に比べて、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、照射室内の空中の原子核、患者の体、及びビームライン装置の間で相互作用が生じ、ビームがそのイオン種、エネルギー及び照射領域に応じて物質を放射化する。施設内の放射線業務従事者の職業被ばくの線源は、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である。誘導放射能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着実に低下する。

(151) 粒子線治療の施設には、医師、放射線技師^a、医学物理士、看護師及びオペレータ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て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。照射後には、患者の補償フィルタ及び患者コリメータを保管庫に移動させる。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、ビームデリバリーシステム及び装置の保守のために、放射線治療を行わない間に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。

^d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)」という用語も、その国の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員の職業被ばくは、ビームデリバリーシステム及び装置の誘導放射能レベル、医療スタッフ及び保守要員が照射室に滞在した場所と時間、及び放射化物との接触又はそこからの距離に依存する。照射システム及び照射室の遮蔽能力も、作業員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、誘導放射能の職業被ばくレベルが最も高いものは、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能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、有意義な情報が得られている。

(153) 直線加速器を用いた放射線治療について、Almen ら (1991) は、放射線治療のために加速器の作業をしていた放射線技師 24 名に関する、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るものであった。加速器内の誘導放射能は、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能のうち、治療直後には ²⁸Al (物理的半減期 2.3 分) 及び ⁶²Cu (9.7 分) が主であり、後半には ¹⁸⁷W (24 時間) 及び ⁵⁷Ni (36 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センタ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。ガンマ線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 分から 5.3 年という、21 種類の物理的半減期を確認した。これらの誘導放射性核種のうち、²⁸Al, ⁶²Cu, ⁵⁶Mn, ⁶⁴Cu, ¹⁸⁷W, ⁵⁷Ni, ¹⁹⁶Au, ⁵⁴Mn, ⁶⁰Co 及び ¹²⁴Sb が、アイソセンタで誘導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 直線加速器周囲の誘導された線量率を算出するためのモデルを導出した。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⁻¹について 2.5 mSv と推定された。

(154) ペンシルバニア大学の陽子線治療施設における中性子の遮蔽状況を検討するため、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率を推定した。遮蔽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両方に対して遮蔽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エリア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ができた。Moyers 及び Lesyna (2009) は、Loma Linda 大学の陽子線治療施設でシンクロトロンがシャットダウン

ンした後の残留放射性核種による保守要員の被ばくを、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 離れた場所の平均照射線量率は全て 1.7×10^{-2} mSv h^{-1} を下回った。2006 年における 7 名の保守要員の身体の平均年間線量当量は、 $2.0 \times 10^{-2} \sim 2.1 \times 10^{-1}$ mSv であった。

(155) 炭素線治療について、Yashima ら (2002, 2003, 2004a,b) は HIMAC 施設にて 230 及び 100 MeV n^{-1} 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破砕生成物を得た (実際には放射線治療に 400 MeV n^{-1} のイオンも使用する)。その結果、他の実験データとの一致性及び反応収率のエネルギー依存性を認めた。また彼らは、PHITS コードを用いて銅内の残留放射能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。

(156) 粒子線治療の適切な放射線防護を検討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化レベルは、ブロードビーム法を用いている日本国内の 2 ヶ所の炭素線治療と 4 ヶ所の陽子線治療施設において実際に測定されていた。放射線技師に対する実際の最大線量は、誘導放射能の測定データに基づいて評価されていた。放射線技師に対する線量当量を、患者固定具、患者コリメータ及び患者補償フィルタを外し (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フィルタを保管する (保管庫に移動させる) という、連続プロセスについて推定した。この際、放射線技師はこの流れを 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^{-1} 及び 400 MeV n^{-1} 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、HIBMC 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 ヶ所の陽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)。陽子線治療の放射化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フルエンスが概ね炭素線のそれよりも高いためであった。陽子及び炭素線の両方について、ブロードビーム法ではなくペンシルビーム法を用いることで、放射化線量を引き下げることができる。

(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 *Publication 60* 及び *103* (ICRP, 1991, 2007b) において勧告している。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。上述の放射線技師に対する推定線量と、これらの職業被ばくの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た。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法を、職業被ばくにも適用できる。計画被ばく状況における職業被ばくについて、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、と勧告していた (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一般的に考えられるものは、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、放射線業務従事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勧告している新たな線量限度を超えることはないと考えられる。

5.4 公衆被ばく

(158) 放射線治療における公衆被ばくの線源は、職業被ばくのそれとは異なる。主な放射線源は、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。被ばくの線源には、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得る。ただし、公衆被ばくに対する線源の放射化レベルは、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。

(159) Tsujii ら (2009) は国立がん研究センター東病院において、職業及び公衆被ばくの線源を考慮し、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濃度が含まれた。その放射化レベルは、ICRP の勧告に基づく日本の規制レベルを下回っていた。尿を介して患者から排水中に移動した濃度レベルをモンテカルロシミュレーション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が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た。

6 粒子線治療施設に関する放射線安全管理

6.1 粒子線治療施設に関する放射線安全管理

(160) 粒子線治療が既に行われている国々では、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規定するためのアプローチに関する各国当局への勧告が *Publication 104* (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、「電離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、放射線防護の最適化のための要件のみならず、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教訓が、*Publication 86* と *112* (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、これら施設の最適化を確保し、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。偶発的被ばくの防止策は 7 項に示す。

<p>6.2 装置の放射化による被ばくの管理</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問題とは、高エネルギーイオンビームの直接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線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。これらには患者の固定具、コリメータ、患者の補償フィルタ、リッジフィルタ、レンジシフタ及び線量計が含まれる。これらの装置の操作により受ける線量レベルを、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>6.3 放射化核種による放射能の管理</p>
<p>6.3.1 照射室内の空中放射能濃度</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能濃度が推定されている (Tsuji et al., 2009)。イオンビームにより誘導された核種の空中放射能 A_{1i} (Bq) は、次式により計算できる。</p> $A_{1i} = \lambda_i \sigma_{iLN} = \lambda_i \sigma_{iL} \frac{V_{tr} \times \rho \times D \times 10^{-3}}{E \times 1.6 \times 10^{-13}}$ <p>ここで λ_i (s^{-1}) は核種 i の崩壊定数であり、σ は核種 i を生成する反応の断面積 (空気断面積: cm^{-1}) 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跡長、D (Gy) は体積 V_{tr} (cm^3) の水吸収線量、ρ は水密度 ($g\ cm^{-3}$)、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がある放射性核種とその属性を表 6.1 に示す (Tsuji 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。二次的な速中性子により誘導される各種の空中放射能 A_{2i} (Bq) は、次式により計算することができる：</p> $A_{2i} = \lambda_i \sigma_i N R_n L_N$ <p>ここで R_n は 20 MeV を超えるエネルギーをもつ中性子の数であり、L_N は照射室内の速中性子の実効飛行距離 (effective flight path) である。</p> <p>(165) 二次的な熱中性子により誘導される各種の空中放射能 A_{3i} (Bq) は、次式により計算することができる：</p> $A_{3i} = \lambda_i \sigma_i \Phi V$ <p>ここで λ_i (s^{-1}) は核種 i の崩壊定数であり、Φ (cm^{-2}) は照射室内の熱中性子のフルエンス、V (cm^3) は照射室の体積である。主要核種である ^{41}Ar は ^{40}Ar (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 660 mb である。</p>

(166) 時間 T (s) で平均化した、照射室の空気中に存在する核種 i の放射能濃度 C_{Ri} (Bq cm^{-3}) は次式により計算できる：

$$C_{Ri} = \frac{A_{1i} + A_{2i} + A_{3i}}{VT(\lambda_i + v/V)} [1 - e^{-(\lambda_i + v/V)T}]$$

ここで照射室の換気速度は v ($\text{cm}^3 \text{s}^{-1}$) である。

(167) 照射室での作業中の作業者の、内部被ばくによる年間実効線量 (E_{in}) は次式により評価できる：

$$E_{in} = \sum_i (e_{inhi} \cdot C_{Ri} \cdot B \times 10^6 \times O \times 2000)$$

ここで e_{inhi} は核種の吸入に関する線量係数、 B ($\text{m}^3 \text{h}^{-1}$) は呼吸率、 O 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 ^3H , ^{11}C , ^{13}N 及び ^{15}O の大半は、気体の形で存在することになる。*Publication 68* (ICRP, 1994) によれば、線量の推定にはこれら気体の挙動（特に e_{inhi} ）を考慮するべきである。

6.3.2 放射線治療施設からの排気

(168) 照射室内で放射化された空気中の放射能濃度の推定（6.3.1 項）に加え、施設的设计段階では、周辺地域に住む公衆に対する線量を評価するために規制当局が承認している放出限度の遵守を確認するため、排気中濃度も推定するべきである。さらに空気中放射能濃度が規制当局の定める最高濃度を超えると推定された場合、その操作段階でも適切な管理システムにより濃度をモニターする必要がある。

(169) 時間 T (s) で平均化した、排気中に存在する核種 i の放射能濃度 (C_{xi}) は次式により計算できる：

$$C_{xi} = \frac{vAi}{v_T VT(\lambda_i + v/V)} [1 - e^{-(\lambda_i + v/V)T}]$$

ここで施設全体の換気速度は v_T ($\text{cm}^3 \text{s}^{-1}$) である。

6.3.3 固形廃棄物の管理

(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候補と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泄物の管理

(172) 粒子線治療を受けた患者の退出に要する時間、並びにその排泄物の管理の必要性を、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評価のための、適切なモニタ装置の提供を含める。γ 線及び中性子の外部被ばく線量は、エリアモニタ又はサーベイモニタによってモニターする必要がある。核種の放射能濃度は、照射室に備え付けた適切なガスモニタ及びダストモニタによりモニターできる。濃度をモニターしない場合は、計算によって評価する必要がある。

6.5 粒子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) 関連する手法及び結果の記録の保管、 (ii) 照射機器、遮蔽具、ビーム形成用装置及び計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の、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 粒子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とえ些細であったとしても、容易に厳し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的として、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が必要である (ICRP, 2009)。

7.1 放射線治療を受ける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な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。
- 患者は正しいが、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)。
- 患者と身体部分は正しいが、計画外の体積に照射してしまった場合。
- 患者、部位及び体積は正しいが、間違った線量が与えられた場合。

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めることは、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癒又は緩和のために非常に高い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) 粒子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。粒子線治療による偶発的被ばくの防止にも、従来の外部ビーム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解析から学んだ教訓の遡及的集積が、公表されている (IAEA, 2000; ICRP, 2000, 2009; WHO, 2008)。これらは、所定の粒子線治療施設が、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重複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。

7.2 粒子線治療における潜在的な偶発的被ばく

(179) 第 2 章に記しているように、粒子線治療の特長の 1 つは、ブラッグピーク、シャープな distal falloff 及びラテラルペナンプラを特徴とする線量の集中度である。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。患者への粒子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、粒子線治療では標的の位置がより成否を決定づける。粒子線治療に合わせてカスタマイズされた TPS により、OAR を避けるための精密なコリメータと、飛程補償フィルタ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、スキャン照射の場合では走査磁石とフルエンス分布の大規模なデータセットも作成することができる。このような TPS の機能は粒子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教訓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生じ得る事象に加え、粒子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極める必要がある。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、粒子線治療では遡及的アプローチは十分ではない。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を注意深く考察する必要がある。Cantone ら (2013) は先頃、陽子線治療における前向きアプローチの 1 例を報告した。表 7.1 は粒子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 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下させることができる (ICRP, 2000)。粒子線治療特定の包括的 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粒子線治療の QA に関する文書を作成している。例えば QA ガイドライン (JSMP, 2005) が現在更新されており、国際安全基準が開発され (IEC, 2014) , さらに ICRU は粒子線治療の実施規準を準備している (ICRU, 2007) 。これらは粒子線治療施設における包括的 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 QA プログラムの一環として、独立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プログラム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、放射線治療に係わ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績のほか、外部サービスプロバイダー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起こりうるギャップの特定がなされる。粒子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、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 年に 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; Moyers 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 (Fukumura et al., 1998, 2008) , また多施設共同研究グループが、粒子線治療に関する包括的 QA プログラムのガイドラインを協議し、線量測定の相互比較を行っている (Ozawa et al., 2013) 。全ての粒子線治療施設には、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 (理想的には毎年だが、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) 粒子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、数年に弥、円滑、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 結論及び勧告

- 放射線治療における陽子又は炭素線などのイオンビームは、主にその有限な飛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、粒子線治療の第一段階は正当化である。患者に最適な便益を与えるため、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、個別の治療法及び個別の標的腫瘍に応じて作成する。理論的には、

従来の放射線治療に比べ、粒子線治療は正常組織への望ましくない被ばくを抑えながら、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ない。

- イオンビームデリバリーシステムは、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破砕片及び光子が生成されることがある。
- 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。
- 他の最新の放射線治療と同様、標的腫瘍の輪郭描出、適切な治療計画、標的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、患者に対して僅かな線量が追加照射されることになる。
- 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粒子線治療にも同様に適用される。
- 粒子線治療を受けた患者は、自身が放射線源となる。しかし、家族又は公衆の放射線被ばくは僅かであり、特別な注意は不要である。粒子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、患者の偶発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、過去の偶発的被ばくからの教訓を訓練に取り入れることが重要である。粒子線治療には、光子放射線治療における多数の一般的な教訓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、この遡及的アプローチを前向きのアプローチで補う必要がある。

付属書 A 線量測定及びモデル

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 (ΔE) として定義される：

$$D = \frac{\Delta E}{m} [\text{J kg}^{-1}, \text{Gy}]$$

ICRU Report 85 (ICRU, 2011) によれば、吸収線量、 D は

$d\bar{\epsilon}$

を dm で割った商であり、ここで

$d\bar{\epsilon}$

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なになる：

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

吸収線量の SI 単位は J kg^{-1} 、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

(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験的方法は、電離箱内の一定の空気量において生成される電荷量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 外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 dQ と、 w 値を介して以下のように関係している：

$$\frac{dQ}{dm} = \frac{D_{air}}{(\bar{w}/e)}$$

ここで w 値は、1 イオン対の生成に消費されると予想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气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、ブラッグ・グレイの空洞原理の条件が満たされている場合にのみ有効である。この空洞原理では、空洞 (電離箱) が空洞内外のフルエンスに攪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、水中と空气中の吸収線量は次式のようになる：

$$D_{air} = \left(\frac{dE}{dx} \cdot \frac{1}{\rho} \right) \cdot \Phi_{air}$$

$$D_{water} = \left(\frac{dE}{dx} \cdot \frac{1}{\rho} \right)_{water} \cdot \Phi_{water}$$

これは次のようにまとめられる：

$$D_{water} = \left(\frac{dE}{dx} \cdot \frac{1}{\rho} \right)_{air}^{water} \cdot D_{air}$$

(A5) 空洞理論により与えられる $\Phi_{water} = \Phi_{air}$ という近似の下では、水中と空气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 つの様式、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 つの放射線の飛跡に沿って生成されたイオン対が陽極又は陰極に到達する前に結合し電氣的に中性となる。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勾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 熱量測定

(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絶対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量測定であろう。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、最終的には熱になるためである。熱容量 h 、質量 m 、熱欠損 δ の物質を含む有感容積が、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。熱欠損 δ は、熱として現れない E の一部である（例えば競合する化学反応のため）。

(A9) 熱量測定の詳細さは、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という点にある。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。線量評価に 1% の精度が必要な場合、10 μ K の変化を測定しなければならない。この目的のため、ホイートストンブリッジにサ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、粒子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。比較的浅い準位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の間安定的である。400~500°C に加熱することで、その一部を可視光として取出すことができる。この放出光を光電子増倍管（PMT）によりモニターする。発光量は 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、その発光は予想される線形近似値を超える。

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 (レーザーからの) 光を用いる。照射中の積算線量は、後に直接 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る炭素添加酸化アルミニウム ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) 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た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、方向特性 (angular response) は補正の必要がある (Podgorsak, 2005)。

A.1.5 蛍光ガラス線量計

(A13) 蛍光ガラス線量計 (RGD) では銀イオンが発光中心を形成し、これは室温で 1 年以上安定している。窒素ガスレーザー、固体紫外線レーザーなどの光の入射で刺激されると、発光が生じる。光電子増倍管で観察される光量は、検出器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、電離箱の使用に対し利用可能である。IAEA はそれを TRS398 として発表した (Andreo 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。このプロトコルに従い、着目点 D_C における吸収線量は次式により求められる：

$$D_C = M \cdot N_{D,w} \cdot k_Q$$

ここで M 、 $N_{D,w}$ 及び k_Q はそれぞれ標準電離箱による測定値、水吸収線量の校正定数、及び線質変換係数を示す。 $N_{D,w}$ 及び k_Q は、 ^{60}Co 標準線源からの γ 線でチャンバーを校正して求められる。

A.2 モンテカルロシミュレーションコードの適用

(A15) 粒子線治療の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。

A.3 生物学的反応モデル

(A16) イオンビームの生物学的及び臨床的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。

A.3.1 線質のパラメータ

(A17) 線質を明示する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 dx 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指標である：

$$LET_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dx}$$

ここで dE_{Δ} は、電子衝突によるエネルギー損失から、 Δ 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。 Δ が無限大に近づくと、 LET_{Δ} は線電子阻止能 (linear electronic stopping power) と同一となる。

(A18) 吸収線量は質量阻止能とフルエンスの積として、次式のように与えられる：

$$D = \frac{dE}{dx} \cdot \frac{1}{\rho} \cdot \Phi$$

(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。

(A20) 入射ビームが単一エネルギーでない場合、平均エネルギー値は次式のように計算できる：

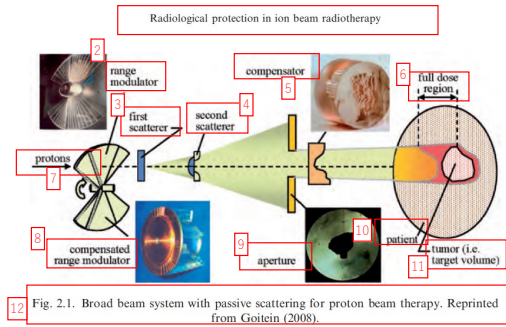
$$LET_T = \frac{\sum (LET_i \times \Phi_i)}{\sum \Phi_i} \cdot A$$
$$LET_D = \frac{\sum (LET_i \times LET_i \times \Phi_i)}{\sum (LET \times \Phi_i)} \cdot A$$

(A21) LET_T 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_D は LET_T の LET 加重平均である。 LET_D 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。

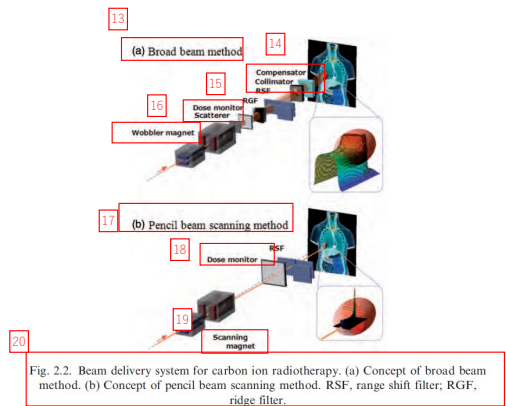
(A22) LET はイオンビームの生物学的影響を記述するために役立つが、いくつかの限界についても強調されるべきである。最も重要な限界は、LET の定義に関するものである。LET は、粒子方向のエネルギー損失のみを考慮したものであり、体積に対しては定義されていない。細胞核 (直径約 $10 \mu\text{m}$) が主要標的として割り当てられたとき、これはあまりに巨視的と考えられる。ターゲットサイズ (細胞核) がかなり小さい場合、統計的揺らぎは大きくなり、吸収線量及び LET の巨視的な平均値はあまり意味をなさなくなる傾向がある。マイクロドジメトリは、LET 又は吸収線量の問題を説明するのに用いることができる (ICRU, 1983)。吸収線量又は 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。

A.3.2 生物学的モデル
(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。
<i>LQ 形式論</i>
(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 S は次式により表される： $S = \exp(-\alpha \cdot D - \beta \cdot D^2)$ この定数 α 及び β は、 α/β 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 α と β に吸収される（すなわち α と β 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）。
(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）。
<i>Local effect model</i>
(A26) Local effect model (LEM) は、GSI（ドイツ）の炭素線治療プロジェクトの関連で開発された（Scholz et al., 1997; Elsässer and Scholz, 2007; Elsässer et al., 2008）。巨視的な吸収線量の代わりに飛跡構造を用いる。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の損傷数を推定する。局所の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応じて決定する。ここで LEM に使用する α 及び β 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、飛跡構造の微視的な差により、観察される反応が修飾されると仮定する）。
(A27) 他のモデル [例えばマイクロドジメトリックカイネティックモデル (MKM, 下記参照)] に比べた 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アプローチは μm 単位の平均エネルギー付与に基づいている。
<i>マイクロドジメトリックカイネティックモデル</i>
(A28) マイクロドジメトリックカイネティックモデル (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 に比べた 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について、概ね同様の影響を予測することが確認されている（Kase et al., 2008）。

図表

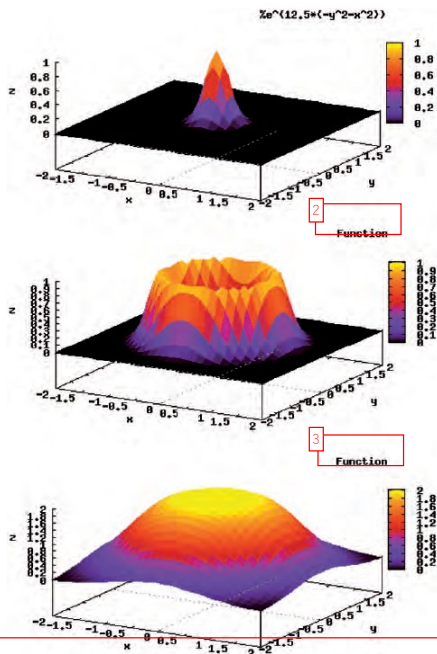


- ① 粒子線治療における放射線防護
- ② レンジモジュレータ
- ③ 第1散乱体
- ④ 第2散乱体
- ⑤ 補償体
- ⑥ 高線量域
- ⑦ 陽子
- ⑧ 補償レンジモジュレータ (compensated range modulator)
- ⑨ 開口部
- ⑩ 患者
- ⑪ 腫瘍 (標的体積)
- ⑫ 図 2.1 陽子線治療のための受動的散乱法を用いたブロードビームシステム。Goitein (2008) より転載。



- ① (a) ブロードビーム法
- ② 患者ボラス
コリメータ
- ③ 線量計
散乱体
- ④ ワブラー電磁石
- ⑤ (b) ペンシルビーム法
- ⑥ 線量計
- ⑦ スキャニング電磁石
- ⑧ 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。

1 Radiological protection in ion beam radiotherapy



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

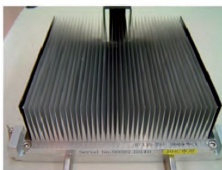


Fig. 2.4. Ridge filter. Ridge filter devices, corresponding to different spread-out Bragg peak widths, are often prepared for high- and low-energy beams.

- ① 図 2.4 リッジフィルタ。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が作成されることが多い。

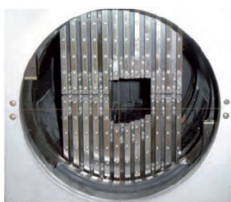
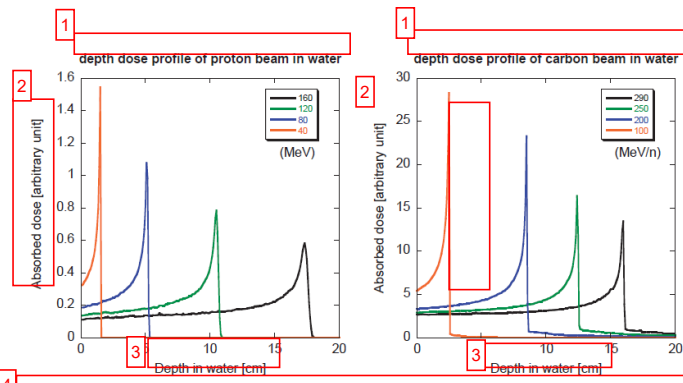
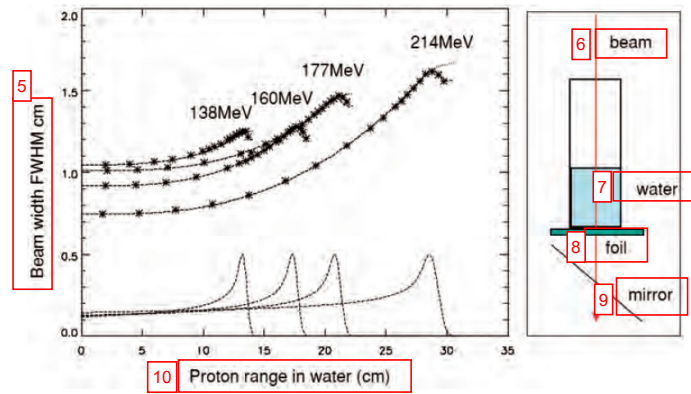


Fig. 2.5. Multileaf collimator.

- ② 図 2.5 マルチリーフコリメータ



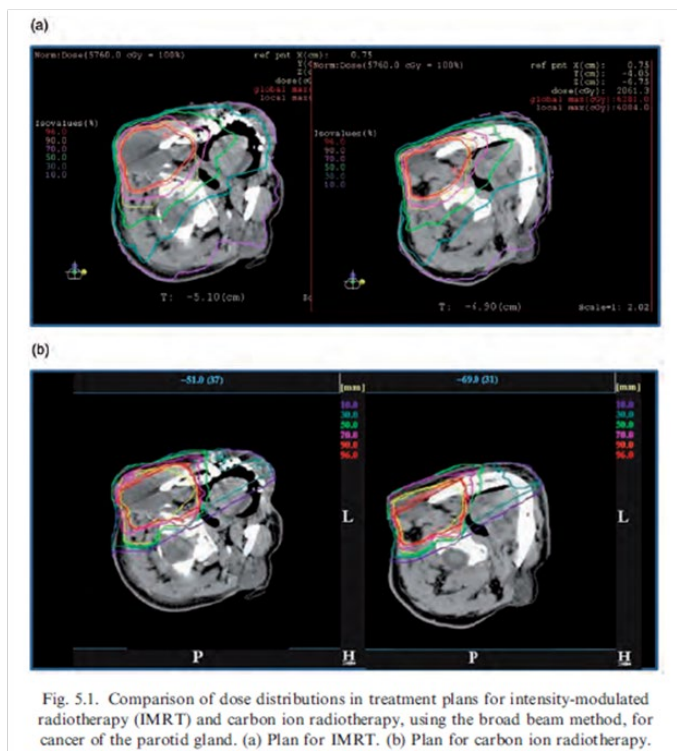
4 Fig. 3.1. Projected depth-dose distributions in water for protons with incident energies of 160, 120, 80, and 40 MeV (left), and for carbon ions with incident energies of 290, 250, 200, and 100 MeV n⁻¹ (right) calculated using the Particle and Heavy Ion Transport Code System.



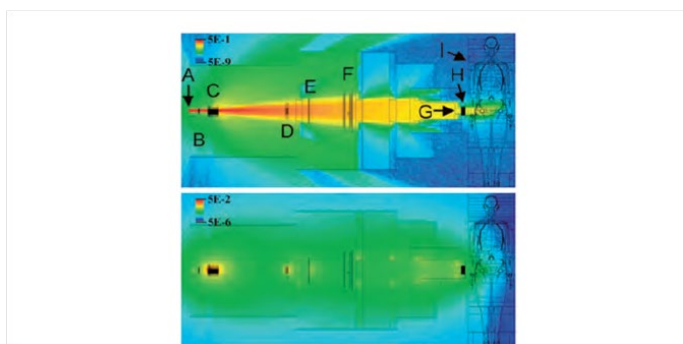
5 10 11 Fig. 3.2. Lateral beam broadening of proton beam as a function of its kinetic energy. FWHM: full width at half maximum. Reprinted from Pedroni et al. (2005).

- 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 金薄膜
- ⑨ 鏡
- ⑩ 水陽子の水中飛程 (cm)

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 図 5.1 耳下腺がんに対する強度変調放射線治療 (IMRT) とブロード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 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、プロフィールモニタ (B) を横断する。回転レンジモジュレータホイール (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) と飛程補償体フィルタ (H) を含む] もモデル化している。単位は粒子数/ cm^2 /入射陽子である。Fontenot et al. (2008) より転載。

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、プロフィールモニタ (B) を横断する。回転レンジモジュレータホイール (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) と飛程補償体フィルタ (H) を含む] もモデル化している。単位は粒子数/ cm^2 /入射陽子である。Fontenot et al. (2008) より転載。

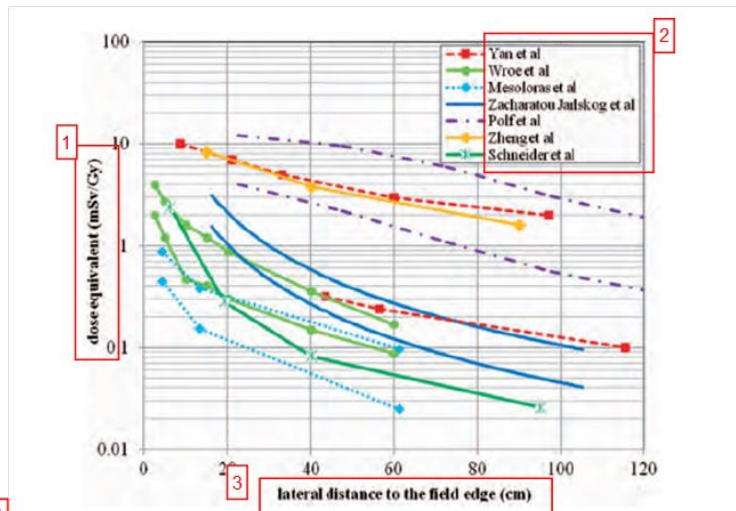


Fig. 5.3. Neutron dose equivalent as a function of distance to the field edge reported by three different proton experiments (Yan et al., 2002; Wroe et al., 2007; Mesoloras et al., 2006) and two sets of Monte Carlo simulations using passive scattering techniques (Polf and Newhauser, 2005; Zheng et al., 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

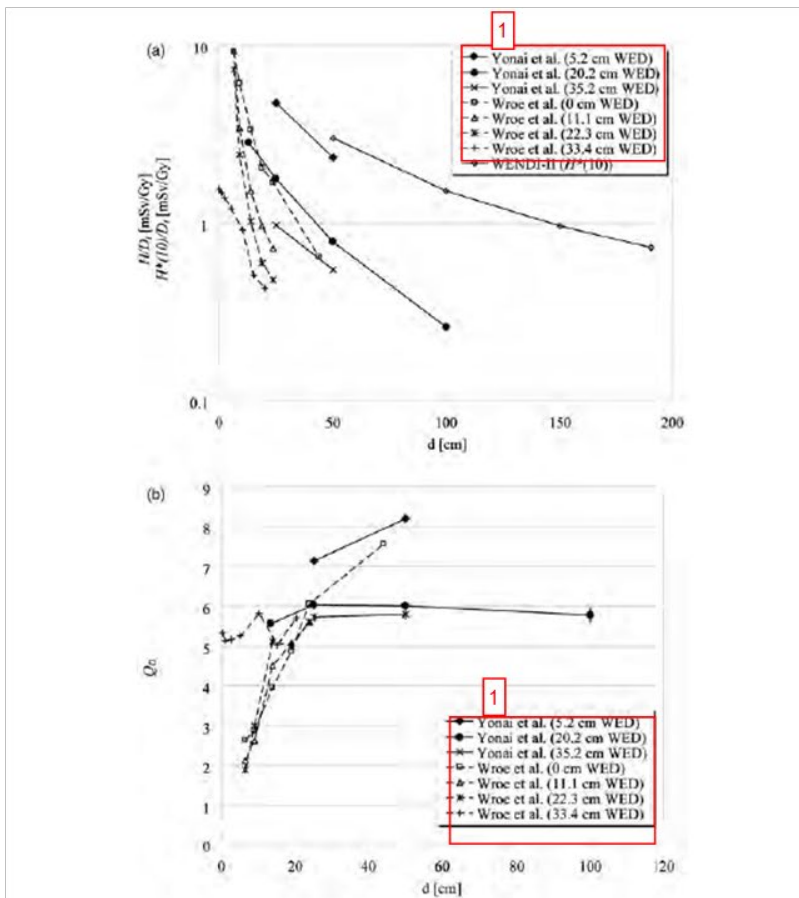
Zheng et al

Schneider et al

③ 照射野辺縁からの側方距離 (cm)

④ 図 5.3.

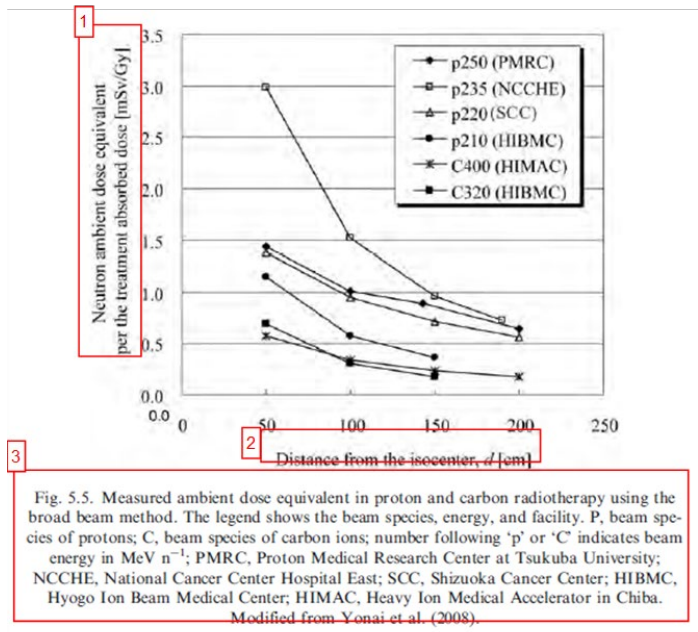
3つの陽子線実験 (Yan et al., 2002; Wroe et al., 2007; Mesoloras et al., 2006) 及び 2つの拡大ビーム法を用いたモンテカルロシミュレーション (Polf and Newhauser, 2005; Zheng et al., 2007) で報告された、照射野辺縁からの距離に応じた中性子線量当量。Zacharatou Jarlskog et al. (2008) によるモンテカルロシミュレーションから中性子等価線量が示されている。さらに陽子ビームスキャンからのデータも含まれている (Schneider et al., 2002)。陽子線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 ($H^*(10)$)

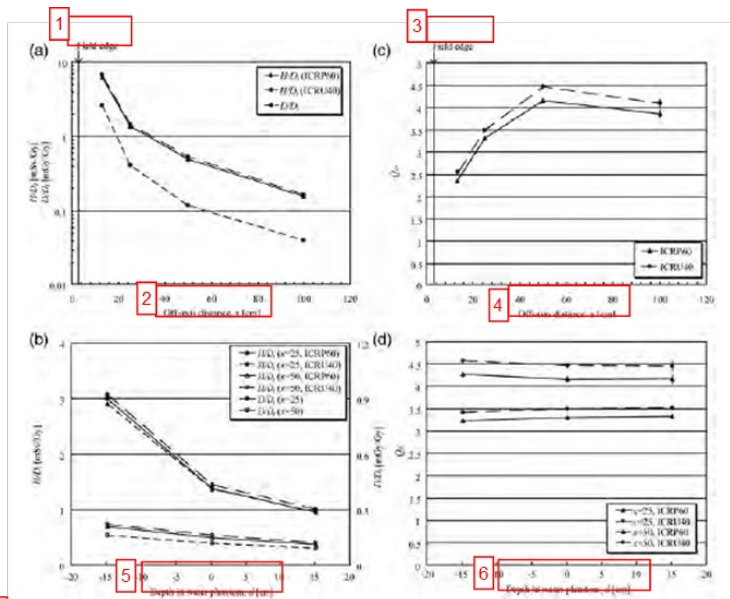
② 図 5.4 Wroe et al. (2007, 2009) 及び Yonai et al. (2010) による 235-MeV 陽子線に対する飛程調節領域の中心 (SOBP 中心) の治療吸収線量当たりの H の測定値: H/D_t 及び Q_D の比較。ここで両研究において ICRU Report 40 (ICRU, 1986) からの $Q(y)$ - y 関係が用いられている。WED, 測定位置での水等価深。 (a) SOBP の中心における治療吸収線量



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 ブロード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 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]

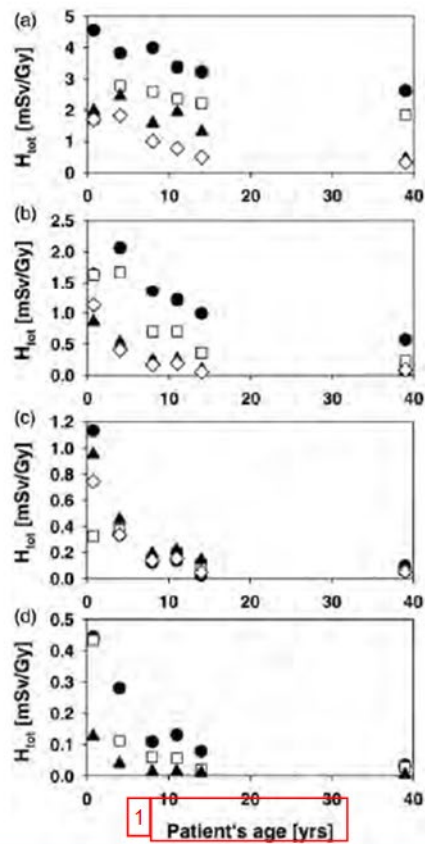
⑥ 水ファントム内の深さ, d [cm]

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。

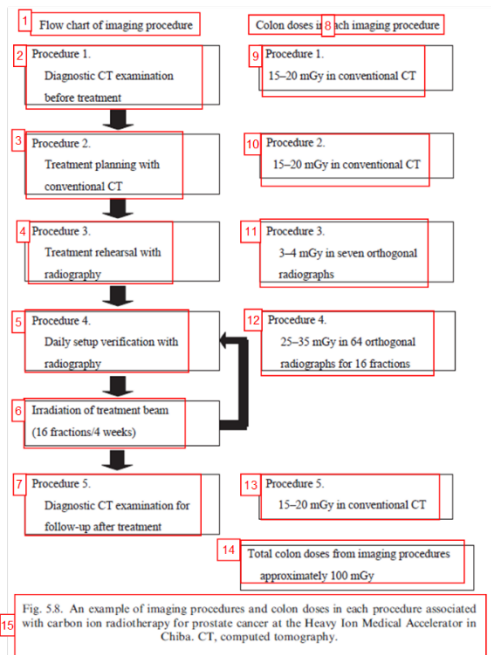
Yonai et al. (2010) から転載。



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)

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 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.
通常の CT で 15~20 mGy
- ⑪ 手順 3.
7 回の直交 2 方向撮影で 3~4 mGy
- ⑫ 手順 4.
16 分割照射に対し 64 回の直交 2 方向撮影で 25~35 mGy
- ⑬ 手順 5.
通常の 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。

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。

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。

表 4.3 放射線加重係数(w_R) の推奨値(ICRP, 2007b)。

放射線の種類	放射線加重係数, w_R
光子	1
電子*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 (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。

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
睾丸	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)

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。

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)
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
睾丸	0.1	0.1	—	0.8	—	31.3	—
赤色骨髄	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

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	補償フィルタ	MLC	コリメータ	補償フィルタ
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 γ 線による線量率を用い，皮膚への等価線量の評価には β 線及び γ 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

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(Tsujii 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カ月の総線量(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。

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(Tsujii 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ヵ月の総線 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)。

表 5.7 医療従事者の推定年間線量の集計(Tsujii 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
	Tsujii et al.(2009)	2.3-5.5	31.2-73.5	-
炭素線	Tsujii et al.(2009)	0.5-1.1	4.1-9.7	-

表 6.1 空気の放射化により生成する可能性がある核種(Tsujii et al., 2009)。

核種	半減期	生成反応	断面積 (mb) (Sullivan, 1992)	空気断面積(cm ⁻¹)
³ H	12.3 年	¹⁶ O(x,sp) ³ H	30	1.4 x 10 ⁻⁶
		¹⁴ N(x,sp) ³ H	30	
⁷ Be	53.3 日	¹⁶ O(x,sp) ⁷ Be	5	4.4 x 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ⁷ Be	10	

¹¹ C	20.4 カ月	¹⁶ O(x,sp) ¹¹ C	5	4.4 x 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ¹¹ C	10	
¹³ N	9.97 カ月	¹⁶ O(x,sp) ¹³ N	9	4.9 x 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ¹³ N	10	
¹⁵ O	2.04 カ月	¹⁶ O(x,sp) ¹⁵ O	40	4.2 x 10 ⁻⁷

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	治療計画 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 値を転送	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。過小線量により局所制御が不良となるおそれがある	患者治療前の線量測定。前の分割照射の MU 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	計画外の線量投与。過剰線量により重篤な合併症	処方線量の単位を独立して確認。スタッフ内のコ

	同することで処方線量を誤解	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	コミュニケーションと訓練を強化
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おらず、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。

3.1.5. ICRP Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations(最終版)

線量計算のための核壊変データ

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、*Publication 38* (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、壊変系列、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すべての表に電子的にアクセスできる機能がついており、 β 線や中性子線スペクトルも含まれる。本データベースは、ユーザが開発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るように作成されている。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概要や、データベースに含まれる核種の一般的特徴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データを、引き続き計算のために抽出することができる。

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, オージェ電子スペクトル

招待論説

「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」

チャーリー・ブラウン

チャールズ・シュルツによるコミック「ピーナッツ」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(壊変)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、*Publication 38* (ICRP, 1983) に代わるものである。*Publication 38* では表を紙に印刷していたが、本出版物では付属のCDにまとめて「核壊変データ」の名称で電子データとして提供している。*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、他の号とともに本棚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種ごとの線量関連量は、*Publication 38* の核壊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、代謝データを調べ、放射性核種の核変換により放出される放射線を評価し、年摂取限度(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壊変データを記載したものであった。

放射性核種の物理的特性(半減期、壊変様式、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、離散的エネルギーの放射線(α 粒子、 γ 線、内部転換電子、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 粒子に与える壊変

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、手間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吸収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 年代初頭、Dillman は、核医学に興味のある放射性核種の壊変スキームと原子核パラメータに関する、一連の MIRD パンフレットを作成した (Dillman, 1969, 1970; Dillman and von der Lage, 1975)。Dillman は、DOCAL のメンバーの一人として、評価済核構造データファイル (ENSDF) に含まれる情報を必要なデータに変換する 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ファイルは、ブルックヘブン国立研究所の米国核データセンター (Tuli, 2001) が維持・管理している。本文書に付属する 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、本文書において簡単に触れている他、CD 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ることがを要請した。そして、摂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考えることを、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ることで可能になった。このような組織構成の DOCAL は、委員会の 1990 年勧告 (ICRP, 1991) の発行に続いて、公衆を対象とした年齢別線量係数の策定 (ICRP, 1989, 1993, 1995a, 1995b, 1996, 2004) および作業員の線量係数の決定 (ICRP, 1994) において、第 2 専門委員会の要求に応じてきた。その過程で DOCAL は、J. Stather (1994~2007 年) および J. Harrison (2007 年以降) を委員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、その発足以降、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) が委員長を務めている。

Publication 103 の委員会勧告 (ICRP, 2007) を発行した DOCAL は、新勧告で実効線量を定義し、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核壊変データを示し、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、医療被ばくにおける線量計算のための包括的な核壊変データを与える。このデータは、放射線防護用機器およびスペクトロメータの校正や試験で使用する放射性核種の性質を理解する上でも、有用である。*Publication 38* に記載した 820 の放射性核種の壊変図式や、放射性核種から放出される放射線の表の紙媒体形式を好む読者もいるかもしれない。しかし本出版物の 1252 種の放射性核種を扱う上で、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、核医学で関心のある 333 の放射性核種のデータと壊変図が、核医学会が発行した「MIRD: 放射性核種のデータと壊変図 (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、放射性核種の壊変特性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

序文

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が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 年間にわたり、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、*Publication 38* (ICRP, 1983) の表に記載された核変換から放出される放射線の放出率とエネルギーに基づいて決められてきた。*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摂取のみを扱っていたが、それらの壊変系列における親核種の線量係数を計算するには、壊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壊変系列に含まれる核種か、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 種の放射性核種の核壊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、人体の臓器や組織の中の吸収線量の計算や、局所的な深部線量分布の評価に必要な物理データを与える。データベースには、核構造の情報が放射線に関して有意な評価を行うのに十分であると判断された、半減期が 1 分よりも長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* の発行形態から離れ、裏表紙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。電子データにすることで、壁を有する臓器や皮膚における深部線量分布の計算に必要なベータ放出の連続エネルギー分布も網羅することができる。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、放出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核壊変データの作業部のメンバーは、K. Eckerman および A. Endo である。

作業部の作業は、T. Tamura および K. Umeda による重要な技術的貢献により、多大な助力を得た。

報告書の準備期間中の、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 (委員長)

D. Noßke (副委員長, 内部線量担当)

N. Petoussi-Henß (副委員長, 外部線量担当)

V. Berkovski

E. Blanchardon

K. Eckerman

A. Endo

N. Hertel

J. Hunt

M. Pelliccioni

M. Zankl

客員メンバーは以下の通りである。

L. Bertelli	R.W. Leggett	
T.P. Fell	I.A. Likhtarev	A. Ulanovsky
J.G. Hunt	G. Miller	G. Xu
L. Johansson	M. Stabin	R. Richardson

報告書の準備期間（2005～2009年）中の、第2専門委員会のメンバーは以下の通りである。

C. Streffer（委員長，2007年まで）	G. Dietze	
H-G. Menzel（委員長，2007年以降）	Y. Zhou	
M. Balonov	K.F. Eckerman	F. Paquet
V. Berkovski	J.D. Harrison	H. Paretzke
W.E. Bolch	N. Ishigure	A.S. Pradhan
A. Bouville	J.L. Lipsztein	J.W. Stather

要点
<ul style="list-style-type: none"> 核種ごとに防護量や実用量の計算に使用するため、1252種の放射性核種の核変換で放出される放射線の放出率とエネルギーをまとめた。 本出版物は、1983年に発行された <i>Publication 38</i> に置き換わるものであり、第2専門委員会の線量計算のタスクグループが行う今後の計算に使用される。 1分を超える半減期を持つ核種、あるいは、選択した放射性核種の核変換で生成される核種を対象とした。過去の経緯から ^{16}N（半減期 7.13 秒）を含めた。もちろん、基本的な核物理に関する情報が、放出される放射線の放出率とエネルギーを意味のある形で計算することに適したものである必要がある。 データは、10分を超える半減期を持つ 922 種の放射性核種と 10 分以下の半減期を持つ 330 種の放射性核種に対してまとめられており、これらを 5 つのデータファイルに収めている。 <i>Publication 38</i> の表では放射線の数に制約を設ける必要があったが、本出版物に付属する CD に収められたデータファイルでは、放射線数に制約はない。放射性核種から放出される放射線を表や図で表示させることができる Windows ベースのアプリケーションも提供されている。計算でこのデータを利用したい人のために、データに電子的にアクセスする機能もある。

用語解説
<p>α壊変</p> <p>α壊変では、原子番号 Z、質量数 A の原子の原子核が 1 個の α 粒子 (^4He の原子核) を放出し、原子番号 $Z-2$、質量数 $A-4$ の原子になる。</p>
<p>空気カーマ率定数 (Γ_δ) ★</p> <p>この定数は、放射性核種の特徴の一つであり、理想的な点線源に対して $\Gamma_\delta = I^2 \dot{K}_\delta / A$ と定義される。ここで \dot{K}_δ は、放射能 A の放射性核種の点線源から真空中で距離 l における、δ を超えるエネルギーを持つ光子 (γ 線および X 線) による空気カーマ率である。</p>

<p>消滅光子</p> <p>陽電子-電子対が消滅する際に放出する電磁放射（光子）。消滅は、陽電子が初期運動エネルギーを吸収する媒質で失った後に発生し、電子の静止質量 ($m_0c^2 = 0.511 \text{ MeV}$) に等しいエネルギーを持った2つの光子が反対方向に生成される。消滅光子の数は、β^+壊変から出てくる陽電子の数の2倍である。</p>
<p>オージェ遷移</p> <p>電子捕獲などにより生じた、原子中の内側の電子殻の空孔を埋める際、外殻から電子（オージェ電子）を放出する。</p>
<p>β^-壊変</p> <p>β^-壊変では、原子番号 Z、質量数 A の原子の原子核が1個の陰電子 (β^-) と1個の反ニュートリノ ($\bar{\nu}$) を放出し、原子番号 $Z+1$、質量数 A の原子になる。</p>
<p>β^+壊変</p> <p>β^+壊変では、原子番号 Z、質量数 A の原子の原子核が1個の陽電子 (β^+) と1個のニュートリノ (ν) を放出し、原子番号 $Z-1$、質量数 A の原子になる。</p>
<p>分岐比</p> <p>分岐比は、特定の娘核種を形成する放射性核種の核変換の比率である。</p>
<p>コスタークロニッヒ (CK) 遷移</p> <p>CK 遷移は、原子殻の空孔が、同じ殻のより高い副殻の電子によって埋められるオージェ遷移である。</p>
<p>内部制動放射線</p> <p>内部制動放射線は、β^+、β^-壊変、電子捕獲による核電荷の急な変化で生成される連続電磁放射である。この放射は、低エネルギーかつ低放出率であることから、ここには含めない。</p>
<p>軌道電子捕獲</p> <p>軌道電子捕獲では、原子番号 Z、質量数 A の原子の原子核が1個の原子内軌道電子を捕獲して1個のニュートリノ (ν) を放出し、原子番号 $Z-1$、質量数 A の原子になる。</p>
<p>禁制度</p> <p>β 遷移は、遷移に関する原子核状態のスピンやパリティに基づいて、許容遷移や禁制遷移に分類される。禁制度は、その遷移がどれほど速く起こるかを表している。</p>
<p>半減期 ($T_{1/2}$)</p> <p>放射性核種の半減期は、放射能が初期値の半分に減少するまでの期間である。半減期と壊変定数 λ の関係は $T_{1/2} = \ln(2)/\lambda$ であり、平均寿命 τ との関係は $\tau = T_{1/2}/\ln(2)$ で表される。</p>
<p>γ 線</p> <p>γ 線は、原子核が高エネルギー状態から低エネルギー状態に遷移する際に放出される電磁放射線（光子）である。</p>
<p>核異性体転移</p> <p>原子番号 Z、質量数 A の原子の励起エネルギー状態にある原子核は、γ 線の放出や余剰エネルギーを持った軌道電子の放出により、低エネルギー状態に遷移できる。原子番号や質量数は変化しない。親核種と娘核種は核異性体である。基底状態よりも高いエネルギーを持つ核異性体は、質量数に m,</p>

n, p, q のいずれかをつけて区別する。
<p>核異性体</p> <p>同じ原子番号 Z, 質量数 A を持つが, エネルギー状態や物理的半減期が異なる原子核。基底状態よりも高いエネルギーを持つ核異性体は, 質量数に m, n, p, q のいずれかをつけて区別する。</p>
<p>内部転換電子</p> <p>内部転換電子は, 原子核の状態間のエネルギー差が原子に束縛された電子に直接渡された結果, 原子から放出される軌道電子である。この過程は, 核異性体壊変の一形態である。</p>
<p>核変換</p> <p>核変換は, 原子を一つの状態から別の状態に自発的に変換する壊変過程が生じることを表す。「壊変」と呼ばれることも多く, SI 単位はベクレルである。</p>
<p>自発核分裂</p> <p>自発核分裂は, 原子核が中性子を放出して「核分裂片」と呼ばれるより軽い原子核に分裂する壊変機構である。</p>
<p>転移 (遷移)</p> <p>原子核が自発的に別のエネルギー状態に移行する個々の過程。</p>
<p>X 線</p> <p>電子捕獲などにより生じた, 原子の内部電子殻の空孔を埋める際, X 線光子が放出されることがある。</p>

<p>1 はじめに</p> <p>(1) 本出版物は, 半減期, 壊変系列, 核変換やその後の過程で放出される放射線のエネルギーと放出率を提供する。これらは放射性核種の内部被ばくや外部被ばくによる放射線量の計算に必要である。このデータは <i>Publication 38</i> (ICRP, 1983) のデータに置き換わるものである。原子番号 101 未満の 97 元素, 1252 種の放射性核種のデータが提供されている (図 1 および表 A.1 参照)。<i>Publication 38</i> ではデータが印刷物としての表であったことに対し, ここでは電子データベースとして与えている。Eckerman と Endo (2008) は, 核医学で関心が持たれている 333 種の放射性核種に対し, 表と壊変図を印刷した論文を公表している。ここに提供する電子データベースは, NUCDECAY データベース (Eckerman et al., 1994) に類似しており, β 線や中性子のスペクトルを含む放射線を網羅したリストを提供している。これらのデータは, EDISTR04 コード (Endo et al., 2005) の出力から集めたものである。EDISTR04 は, <i>Publication 38</i> を作成する際に使用した EDISTR (Dillman, 1980) の改訂版である。EDISTR04 は, 基本的核構造データファイル [評価済核構造データファイル (ENSDF)] (Tuli, 2001) を入力として使用する。EDISTR の改訂と品質保証の成果について, Endo et al. (2005) が詳しく議論している。以下では, EDISTR04 の方法論を簡単に議論し, 電子データベースの詳しい説明を行う。電子データベースとソフトウェアパッケージ DECDATA, また Dillman (1980), Endo et al. (2005), Endo および Eckerman (2007) の報告を含む追加資料が本出版物に付属する CD に収録されている。さらに補足データとして http://www.icrp.info のオンラインレポートに収められている。</p>

<p>2 核壊変データの編集に用いた方法</p>

1.2 一般事項

(2) コンピュータコード EDISTR04 (Endo et al., 2005) を用いて核変換やその後の原子過程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^+ 放出のエネルギースペクトルを計算し、 α 遷移の場合は、 α 粒子や反跳核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線やオージェ電子群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(全体の中で28種の放射性核種)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EDISTR04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国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、そのうち放射性壊変のデータは、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壊変エネルギーと比較し、見直しが行われた。全壊変エネルギー(Q値)、分岐比、核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ンとパリティなど、ENSDFの基本的壊変特性は、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、さらには消滅光子、内部転換電子、X線、オージェ電子、コスタークロニッヒ(CK)電子のエネルギー E (MeV) と放出率 Y ($\text{Bq}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$) を計算するため、EDISTR04によりさらに加工された。SFを起こす核種について、核分裂片、即発中性子、即発 γ 線、遅発 γ 線、遅発 β 粒子の平均エネルギーと放出率も計算されている。

(4) EDISTRとEDISTR04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を以下に示す。

2.2 α 壊変

(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 $A-4$ の娘原子核に壊変する。これは記号を用いて次のように表される。



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 粒子と反跳核は、利用可能な運動エネルギーを分け合う。入力データは、基底状態のQ値(基底状態から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レベルおよび対応する放出率、親原子核の励起エネルギー(核異性体レベルの親からの壊変を除いて、ゼロ)から構成される。これらのデータから、 α 粒子およびそれに付随する反跳核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 壊変

(6) β 壊変は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。線量評価の観点では、このスペクトルの平均エネルギーで十分なことが多いが、気道や消化管の壁など、組織深部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 βB 壊変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持ち去ってしまうが、ニュートリノと物質との相互作用は無視できる程度なので、そのエネルギーは線量には寄与しない。 β 粒子の平均運動エネルギー \bar{E} は、スペクトルから次のように決まる。

$$\bar{E} = \int_0^{E_0} P(E)E \, dE / \int_0^{E_0} P(E) \, dE \quad (2)$$

ここで $P(E)$ 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_0 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_0 は、エネルギー保存則から次式により決まる。

$$E_0(\beta^-) = Q + E_p - E_L$$

および (3)

$$E_0(\beta^+) = Q + E_p - E_L - 2m_0c^2$$

(7) これらの式で、 $E_0(\beta^-)$ と $E_0(\beta^+)$ 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_p は親原子核の励起エネルギー（核異性体レベルの親核種を除いて、 $E_p=0.0$ ）、 E_L は遷移終了時の娘原子核の励起エネルギーレベル、 m_0c^2 は電子の静止質量エネルギー（0.511 MeV）である。 Q, E_p, E_L の値は、すべて ENSDF に含まれている。

(8) 負に帯電した β 粒子 (β^- あるいは陰電子) 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 に変わる。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^- 壊変は次のように表せる。



ここで $\bar{\nu}$ は反ニュートリノ、 γ は娘原子核の励起状態から終状態への遷移に伴う γ 線放射を表す。正に帯電した 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 に変わる。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^+ 壊変は次のように表せる。



ここで ν 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準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制度に分類する。禁制度の分類を表 2.1 に示す。

(10) $P(E)$ の数学的表式は、禁制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(電荷)遮蔽や原子核が有限の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 $P(E)$ 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、EDISTR04 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、吸収する媒質の電子と対消滅して 2 つの消滅光子を生み出す。通常の状況で見られることだが、 β^+ 粒子が静止した後に消滅したとすると、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 壊変の一形態であり、娘原子の副殻に空孔ができる。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。原子の殻および副殻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、 $K/L/M\dots$ の捕獲率である。電子捕獲は次のように表される。



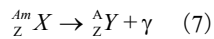
ここで、すべての変数は既に定義してある。

(13) EDISTR04 は、Firestone et al. (1996) および Bambynek et al. (1977) の包括的な表を用いて、 K から O_8 までの 24 個の副殻からの捕獲率を計算する。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) の値を利用している。EADL は、 $Z = 1 \sim 100^*$ に対する原子データを提供し、 K から Q_1 までの 29 個の副殻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質量エネルギーの 2 倍 (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係する。ニュートリノは、遷移エネルギーの約 3 分の 2 を持っ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の増加とともに上昇する。陽電子放出に必要な 1.022MeV 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。

* EDISTR04 は、メンデレビウム(Md)より重い元素には使えない。Publication 38 では、Md の 2 つの同位体が扱われている。

2.5 核異性体転移と 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脱励起は、核異性体転移と呼ばれる。他の壊変様式に関するこれまでの議論では、 α 壊変や β 壊変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、核異性体転移という言葉は、より長く残る準安定な状態の壊変を表すものである。この壊変ではエネルギー損失が原子核中の変化のみである。核異性体転移で壊変する放射性核種は、 ${}^{99m}\text{Tc}$ 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、この壊変様式は次のように書ける。



[†]核異性体は、励起エネルギーが増える順に、質量数 A に m , n , p などをつけて表す。

(15) 原子核の脱励起のもう 1 つの方法が内部転換である。内部転換は、 γ 線のエネルギーに等しいエネルギーが軌道電子に受け渡されて、その電子が原子から飛び出るという過程である。原子の殻 (K , L, \dots) の一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。一遷移あたりに放出される内部転換電子の数と γ 線放射の数の比を、内部転換係数と呼ぶ。各遷移の係数は、遷移エネルギー、原子核の原子番号、遷移の多重極度によって異なる。多重極度は、全角運動量や、遷移に関係する原子核レベルの間のパリティ変化によって異なる。通常、一つの殻や副殻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極度の増加とともに、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励起した原子は、X線やオージェ電子の放出あるいはCK遷移によって、脱励起を起こす。その結果起こる原子事象のカスケードは、非常に単純な壊変図式でも、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_x 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'殻はY殻と同じでも異なってもよい。放出された電子（オージェ電子）のエネルギーは、近似的に $E_x - E_y - E_{y'}$ に等しい。この過程により、X殻に一つの空孔があった状態から、Y殻とY'殻の両方に空孔ができた状態になる。XがK殻、YがL₁副殻、Y'がL₂副殻の場合、電子はKL₁L₂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L副殻のいずれかである場合を指す。

(18) CK遷移は、同じ主殻の2つの副殻間での電子遷移を伴う非放射過程である。たとえば、空孔がL₁副殻からL₂副殻に移動し、副殻間のわずかなエネルギー差が一番外側の電子の一つに渡されて電子が原子から飛び出す場合、この遷移をCK遷移という。CK遷移とオージェ遷移の本質的違いは、CK遷移では最終的な空孔の1つが最初の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) のコンピュータコード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の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種類を超える。これらの放射は、データ表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属さないオージェ電子とCK電子（たとえばKL₁L₂、M₁M₂M₃）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シリーズやLシリーズに対するこの記法と通常のSiegbahn記法の関係を表2.3に与える。たとえばK_{α2}X線のSiegbahn記法は、IUPAC記法ではK-L₂と書く。

2.7 自発核分裂

(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係しているため、非常に重要である。さらに核分裂は、核分裂片、中性子、β粒子、即発γ線、遅発γ線を含むさまざまな放射線を生成する。Dillmanと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作りEDISTRで使用した。EDISTR04の経験式は、Endo et al. (2005) により議論され、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の数 $\bar{\nu}$ で表している。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されており、近似式をEDISTR04に取り込んである。スペクトルは次式で表される。

$$N(E) = BF_{SF} \bar{v} e^{\frac{E}{a}} \sinh(\sqrt{bE}) \quad (8)$$

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全原子核壊変データの電子ファイルが収められている。付属文書 A の表 A.1 には、CD で取り上げられた放射性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 : DECDATA ソフトウェアのユーザズガイド
- 原子核壊変データファイル :
 - ICRP-07.NDX
 - ICRP-07.RAD
 - ICRP-07.BET
 - ICRP-07.NSF
 - ICRP-07.ACK
- SETUP.EXE : DECDATA ソフトウェアをインストールする実行ファイル
- アーカイブフォルダ :
 - INPUT フォルダ : ICRP-07 コレクションの核種に対する EDISTR04 の入力ファイル
 - 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
 - SOURCE フォルダ : DECDATA のソースコード

(23) ソフトウェアパッケージ DECDATA[‡]では、ユーザが求める放射性核種に対し、原子核壊変データへのアクセスを提供しており、引き続き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。DECDATA では、ユーザがウィンドウズ PC 上で壊変データを表や図の形で見ることができる。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、DECDATA のユーザズガイドに記載されている。

[‡] Portions © 2002 Perfect Sync, Inc.

3.2 原子核データファイル

(24) 原子核の壊変データは、直接アクセス可能な5つのファイル (ASCII エディタで閲覧可能なフォーマットで書かれている) にまとめられており、いずれもルート名 ICRP-07 がつけられている。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。

[§] 平均値は、 β 遷移、オージェや CK の電子群、SF の際に放出される放射線 (核分裂片、中性子、遅発 β 放射) 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 β 線放出核種の β 線スペクトルが含まれる。EDISTR04 は、平均 β 線エネルギーを決定するため、それぞれの β 遷移のスペクトルを計算し、放射性核種のすべての β 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、136 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壊変様式ごとに 15 以下のグループにまとめられ、各グループの平均の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 種の放射性核種が SF により壊変を行う。

(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 つのレコードが収められている。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、壊変様式 (たとえば α か β か)、子孫核種の別 (娘核種)、それぞれの娘核種を生む核変換の比率 (分岐比)、 α 線、電子、光子の放射により放出される全エネルギー (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探索法 (バイナリサーチ) により目当ての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しされた壊変系列は、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 β 壊変で生成され

るタンタル-180m は、非常に長い半減期を持つことから、NUBASE2003 (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 $\Gamma_{\delta} = I^2 \dot{K}_{\delta} / A$ と定義している。ここで \dot{K}_{δ} は、放射能 A の放射性核種の点線源から真空中で距離 I における、 δ を超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、 γ 線、特性 X 線、及び内部制動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、外部制動放射線が生まれる。さらに、線源と観測点の間の媒質が、吸収、散乱、外部制動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。

$$\Gamma_{\delta} = \frac{1}{4\pi} \sum_i (\mu_k / \rho)_i Y_i E_i \quad (9)$$

ここで $(\mu_k / \rho)_i$ は、放出率 Y_i の核種が放出するエネルギー E_i 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、 δ の値として 10 keV を使用している。

点線源空気カーマ係数

(32) 陽電子放出に関連する消滅光子や SF に伴う中性子や光子を扱うため、仮定した点線源に対する空気カーマ係数 $K_{air,\delta}$ は次のように定義する。

$$K_{air,\delta} = \frac{1}{4\pi} \left[\sum_i (\mu_k / \rho)_i Y_i E_i + \sum_i Y(E_i, E_{i+1}) \bar{k}(eE_i, E_{i+1}) \right] \quad (10)$$

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、 δ 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 に伴う即発および遅発 γ 線にわたって拡張される。(10)式の第2項は、核変換1回あたりの放出率が $Y(E_i, E_{i+1})$ の SF に伴う中性子のカーマへの寄与を表す。 $\bar{k}(E_i, E_{i+1})$ は、中性子の空気カーマ係数 (Chadwick et al., 1999) の、エネルギー E_i および E_{i+1} にわたる平均値を示す。 δ (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。空気中にある実際の線源に対する空気カーマ率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。

3.2.2 放射線ファイル : ICRP-07.RAD

(33) RAD ファイルのレコードは、放射性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 文字のニーモニック記号。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ポインタは，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。

(34) 放射線のレコードは放射線の種類 (ICODE 順) 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。

- 光子, ICODE 1-3 : X 線, γ 線, 消滅光子, SF の即発および遅発の光子
- β 粒子, ICODE 4-5 : それぞれの β 遷移の平均エネルギー
- 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
- α 粒子, ICODE 8
- α 反跳核, ICODE 9
- 核分裂片, ICODE 10
- 中性子, ICODE 11

(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量，たとえばエネルギーに依存した特定の放射線吸収率データの挿入が可能になる。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る (たとえば消滅光子，遅発 γ 線など)。SF 後の即発及び遅発 γ スペクトルは，Dillman と Jones (1975) の提案により，それぞれ 48 個と 28 個の離散的光子群で表される。これらの放射は，それぞれの 2 文字記号で表すことができる。

3.2.3 β 線スペクトルのファイル : ICRP-07.BET

(36) BET ファイルには，ICRP-07 コレクションの β 線放出核種に対する β 線スペクトルが収められている。このスペクトルデータは，固定された対数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 β 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った原子番号 39 と 58 の特殊な禁制遷移を最初に仮定することで，SF の後の遅発 β 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。

3.2.4 オージェ—CK 電子スペクトルファイル : ICRP-07.ACK

(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 ファイルに収められている。これらの放射は，壊変様式ごと，かつ RAD ファイルの壊変ごとに，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いる。ACK ファイルのレコードを表 3.5 に示

す。臓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、細胞核内の放射性核種のマイクロシメトリ計算において活用できることがある。

3.2.5 中性子スペクトルファイル：ICRP-07.NSF

(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収められている。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、中性子エネルギービン（またはエネルギー群）を定義し、そのエネルギービンあたり、核変換 1 回あたり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。

付属書 A ICRP-07 コレクションの放射性核種

(A1) ICRP-07 コレクションの 1252 種の放射性核種を、原子番号順に表 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 (nt) して生じる娘核種と、娘核種を生む親核種の変換の割合である。娘核が安定である場合は、斜体で表記している。半減期、壊変様式、核変換 1 回あたりに出るエネルギーも記載されている。

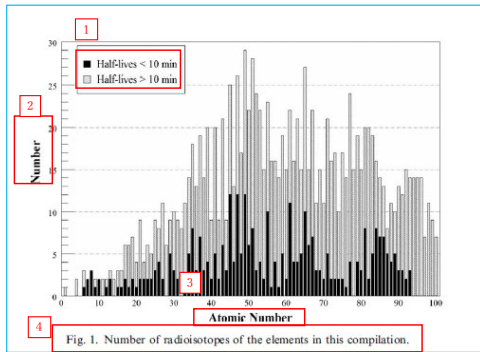
(A2) 半減期の単位は次のように略記号を用いている。μs：マイクロ秒，ms：ミリ秒，s：秒，m：分，d：日，y：年。壊変様式の略記号は以下の通りである。A：アルファ，B-：ベータマイナス，B+：ベータプラス，EC：電子捕獲，IT：核異性体転移，SF：自発核分裂。自発核分裂による核分裂片と中性子の寄与は、全エネルギーに含めている。

DECDATA 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。

補足データ

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。

図表



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

表 2.1 ベータ遷移の分類

遷移の種類別	禁制度	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, ±1	無
特異禁制遷移	第一	±2	有
	第二	±3	無
	第三	±4	有
	第四	±5	無
非特異禁制遷移	第一	0, ±1	有
	第二	±2	無
	第三	±3	有
	第四	±4	無

表 2.2 表におけるオーজে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জে KLL	2つの新たな空孔が L 殻に生じる K 殻オーজে遷移
オーজে K LX	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জে遷移
オーজে 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জে遷移
CK LLX	すべての L 殻 CK 遷移
オーজে LMM	2つの新たな空孔が M 殻に生じる L 殻オーজে遷移
オーজে 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জে遷移
オーজে 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জে遷移
CK MMX	すべての M 殻 CK 遷移
オーজে MNN	2つの新たな空孔が N 殻に生じる M 殻オーজে遷移
オーজে 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জে遷移
オーজে 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জে遷移
CK NNX	すべて N 殻 CK 遷移
オーजे NXY	すべての N 殻オーজে遷移
CK OOX	すべての O 殻 CK 遷移
オーजे OXY	すべての O 殻オーজে遷移

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_{α_2}	K - L ₂	$K_{\beta_3}^I$	K - M ₅
K_{α_1}	K - L ₃	$K_{\beta_2}^I$	K - N ₂
K_{β_3}	K - M ₂	$K_{\beta_2}^I$	K - N ₃
K_{β_1}	K - M ₃	$K_{\beta_4}^I, K_{\beta_{4x}}^I$	K - N ₄
$K_{\beta_4}^{II}$	K - M ₄	$K_{\beta_5}^I$	K - N ₅

L殻X線シリーズ			
Siegbahn	IUPAC	Siegbahn	IUPAC
L_{β_4}	L ₁ - M ₂	L_{γ_6}	L ₂ - O ₄
L_{β_3}	L ₁ - M ₃	L_{ℓ}	L ₃ - M ₁
$L_{\beta_{10}}$	L ₁ - M ₄	L_{τ}	L ₃ - M ₂
L_{β_9}	L ₁ - M ₅	L_{δ}	L ₃ - M ₃
L_{γ_2}	L ₁ - N ₂	L_{α_2}	L ₃ - M ₄
L_{γ_3}	L ₁ - N ₃	L_{α_1}	L ₃ - M ₅
L_{γ_4}	L ₁ - O ₂	L_{β_6}	L ₃ - N ₁
L_{γ_4}	L ₁ - O ₃	$L_{\beta_{15}}$	L ₃ - N ₄
L_{η}	L ₂ - M ₁	L_{β_2}	L ₃ - N ₅
$L_{\beta_{17}}$	L ₂ - M ₃	$L_{\beta_7}^I, L_u$	L ₃ - N ₆
L_{β_1}	L ₂ - M ₄	$L_{\beta_7}^I, L_u$	L ₃ - N ₇
L_{γ_5}	L ₂ - N ₁	L_{β_7}	L ₃ - O ₁
L_{γ_1}	L ₂ - N ₄	L_{β_5}	L ₃ - O ₄
L_{γ_8}, L_{ν}	L ₂ - N ₆	L_{β_5}	L ₃ - O ₅
L_{γ_8}	L ₂ - O ₁		

表2.4 自発核分裂に伴う放射線のエネルギーと放出率

放射線の種別	平均エネルギー(MeV)	収率(1/(Bq・s))または (Bq ⁻¹ s ⁻¹)
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	$-1.33 + 119.6\frac{Z^{1/3}}{A}$	$\frac{(2.51 - 1.13 \times 10^{-5} Z^2 A^{1/2})\bar{\nu} + 4}{\bar{E}_\gamma}$
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。

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

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 (μ 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 ⁻ : ベータマイナス, B ⁺ : 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	α 放射のエネルギー (核変換 1 回あたり, MeV)
E-電子	E8.0	β 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	β 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	α 遷移の数
AMU	E11.0	放射性核種の原子質量(Audi et al., 2003)
Γ_{10}	E10.0	空気衝突カーマ率定数(Gy·m ² /Bq s)
K_{air}	A9	点線源空気衝突カーマ係数(Gy·m ² /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。

表 3.2 IRCP-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)
放出率	E12.0	放射線の放出率 (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)

表 3.3 整数コード(ICODE)変数の説明

	記号	説明
1	G	γ線
	PG	即発γ線*
	DG	遅発γ線*
2	X	X線
3	AQ	消滅光子
4	B+	β ⁺ 粒子
	B-	β ⁻ 粒子
	BD	遅発β線*
6	IE	内部転換電子
7	AE	オージェ電子
8	A	α粒子
9	AR	α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

表 3.4 IRCP-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

表 3.5 IRCP-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)		
放出率	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)

表 3.6 IRCP-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)
放出率	E12.0	ビンに入っている核変換 1 回あたりの中性子の数

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	壊変モード	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				

3.1.6. ICRP Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures (校閲版)

論説
歴史は戯言に過ぎないのか？
<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であった。指をなくし皮膚障害を負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, 危険性を認識せず適切な防護をし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る。ICRP は 2018 年に 90 周年を迎えたことで, 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 つで発表するには, タイムリーな時期であるといえる。</p> <p>電離放射線を用いた 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さえある。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, 陽電子放射断層撮影-コンピュータ断層撮影 (PET-CT) ガイド下のインターベンションや, 選択的内部放射線療法 (放射線塞栓療法) などである。</p> <p>指をなくした写真は今や過去の話ではあるものの, 複数の研究から, インターベンシオナ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増加が示されている。適切な行為は患者とスタッフの線量低減につながることから, IVR を行う者および IVR に関与する者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, 医学物理士, 規制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, 線量計を含めた个人防护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。装着の意志がないため, 又は高線量が記録された場合は臨床行為を継続できなくなるかもしれないという恐怖心から, 線量計と鉛ガラスの防護メガネを装着しないことが非常に多い。インターベンシオナ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, 自身の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思込むべきではない。推奨されている個人の防護が更に遵守されるためには, 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, 数種の線量計, 防護メガネ, 及び甲状腺防護具を装着することを忘れないためには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ておくこと, そしていつも同じ準備を儀式的に行うことは困難ではないと考えている。現在, 旅に出かけるほぼすべてのドライバーは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。</p> <p>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。</p> <p>「歴史は戯言に過ぎない...我々は今日に生きていたいと思うし, ほんの僅かでも価値がある歴史といえ, 今日われわれが作っている歴史だけだ。」</p>

とはいえ、過去の出来事を振り返り、そこから学習することのみ、今日と未来のより安全な実践方法を取り入れることができよう。いずれにせよ、電離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とって代わられることで、数十年の間に廃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。

CLAIRE COUSINS

ICRP 委員長

IVR における職業放射線防護

ICRP PUBLICATION 139

2017 年 10 月委員会により承認

抄録—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枠組みに含まれる場合にのみ、また放射線防護の責任を負う専門職が対応できる場合にのみ有効である。この枠組みには、被ばくモニタリング、防護衣、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。本書ではこれらの要素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線量測定値からの実効線量に関する評価、眼の水晶体の被ばくの推定（防護メガネあり／なし）、末端部モニタリング、防護衣の選択及び検査、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装着しなかった可能性を意味する）。

© 2018 ICRP 出版社：SAGE

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，防護衣

ICRP 代表著者

P. ORTIZ LÓPEZ, L. T. DAUER, R. LOOSE, C. J. MARTIN, D. L. MILLER,

E. VAÑÓ, M. DORUFF, R. PADOVANI, G. MASSERA, C. YODER

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、電離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）では医療被ばくの原則の適用を要約している。

これらの刊行物は全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直接関係する者が閲覧でき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め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、放射線障害の回避に関する *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)、及び循環器領域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。

それでもまだ、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、職業被ばくの評価、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：末端部及び眼の線量評価（防護メガネあり／なし）、防護衣の選択（例えば、エプロン、甲状腺シールド、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装着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. Ortiz López（委員長）	R. Loose	D.L. Miller
L.T. Dauer	C.J. Martin	E. Vañó

通信会員：

M. Doruff	R. Padovani
G. Massera	C. Yoder

第3 専門委員会の重要レビュアー：

K. Applegate	M.M. Rehani
--------------	-------------

第2 委員会のレビュアー：

J. Hunt	J.D. Harrison	N. Petoussi-Henss
---------	---------------	-------------------

主委員会の重要レビュアー：

D. Cool	C. Cousins
---------	------------

本書作成期間の ICRP 第3 専門委員会の構成委員：

E. Vañó（委員長）	L.T. Dauer	P. Ortiz López
D.L. Miller（副委員長）	S. Demeter	P. Scalliet
M.M. Rehani（書記官）	K. Kang	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	P-L. Khong	B. Yue
K. Applegate	R. Loose	

総括

1 経緯

(a) 内科系及び外科系の多くの専門分野に属する医師が、看護師と放射線技師（放射線検査技師）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、従来はアクセスできなかった病変も、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、先進国でも発展途上国でも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 線撮影を多く使用する必要が生じ、さらに職業放射線防護の新たな問題が提起されている。インターベンシヨナルラジオロジスト及びインターベンシヨナルカーディオロジストのほか、通常は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。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 Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose（RELID 試験）などから、インターベンシヨナリストが放射線防護の装置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混濁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 117*（ICRP, 2010a）及び *120*（ICRP, 2013a）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な勧告を与えた。一方本書では、被ばくモニタリングの戦略、方法及び選択肢に関するガイダンス、放射線防護アプローチと防護衣、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、規制当局、及び全般的な安全文化並びに品質の保証と改善に影響力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技に関わっている者。労働衛生に責任を有する者。防護の経済的サポート提供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（インターベンシヨナリスト、医学物理士、看護師、放射線技師）。

3 IVR の使用、職業被ばく、及び観察される影響

3.1 使用者

(e) IVR は通常透視ガイド下で行われ、X 線シネ様の一連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 はコンピュータ断層撮影（CT）ガイド下でも行われる。通常の CT 画像を用いる場合、インターベンシヨナリストは可動式シールドの陰に入るか、又は退室して画像を撮

影する。CT透視を用いる場合際は、インターベンショナリストは室内に留まって、IVR器具操作中の画像を得るため患者を撮影する。通常のCT画像に比べたCT透視の主なメリットは、リアルタイムのモニタリングを用いることで、患者の呼吸やその他の運きに応じ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、インターベンショナリスト及びIVRに関与するその他のスタッフが、比較的高い放射線被ばくを受けるおそれがある。

(f) ^{90}Y 標識マイクロスフェアを用いた放射線塞栓療法〔選択的内部放射線療法 (SIRT)〕などX線画像ガイド下の治療的インターベンションは、切除不能の原発性又は続発性肝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/又はラジオ波焼灼療法のための、IVR中のリアルタイムの陽電子放射断層撮影 (PET) -CTガイドの使用を検討している。 ^{18}F -FDG PET-CT撮影は手術室内で、塞栓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、また残存病変を早期発見するため(例えばラジオ波焼灼療法後には、最大の治療効果を得るために必要に応じて焼灼を反復することができる)に行われる。

3.2 職業被ばくと観察される影響

(g) インターベンショナリストは適切な防護により、職業被ばくの年間実効線量を10 mSv未満に維持することが可能であり、通常は2~4 mSv以下の範囲にあるものの、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) 白内障発現のしきい値は以前考えられていた値よりはるかに低いというエビデンスが得られるに従い、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を超える年が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取らなかった場合、仕事量が中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混濁が生じるおそれがある。

(i) 心臓学会に出席し、かつIAEAプログラム協力試験 (RELID study) に任意参加した心血管インターベンショナリスト及び看護師を対象として、複数の眼科学研究が実施されている。その結果、インターベンショナリストの約40~50%と、技師又は看護師の20~40%に、電離放射線の被ばくによる損傷に一致する後囊下混濁が認められた。インターベンショナリストにおける発生率は、対照群とした非被ばく者の4~5倍であった(約40~50% vs 10%)。水晶体の生涯吸収線量は、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ナ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、末端部の等価線量は関心が高いかもしれない。治療台の両側に防護カーテンをかけていた場合でも、最大で110 mSvという年間下肢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 職業被ばくの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、心血管インターベンショナリストの 76%は常に線量計を使用し、45%は 2 つの線量計を使用していることが明らかにされた。本調査は自己申告式であり、真の線量計の使用率を過大評価している可能性がある。さらに、世界では、IVR に携わる専門家に対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い地域もある。

(l) 実効線量の評価に加え、放射線画像ガイド下のインターベンション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と、場合によっては末端部の等価線量の推定を含めることが望ましい。

4.1 実効線量の評価

(m) 2 つの線量計を使用し、1 つはエプロンで遮蔽し、もう 1 つは襟の高さでエプロンの外側で遮蔽せずに使用して、それらの測定値を組み合わせることで実効線量を最も適切に推定できる（過去の委員会刊行物に記載あり）。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。

4.2 眼の等価線量に関する評価

(n) 患者の照射体積に近い側のインターベンショナリストの襟の高さに装着した、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。これには高線量手技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。（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 末端部の等価線量

(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、将来的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、指用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ないとき、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ない。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と、状況修正のための間接的なアプローチ

(q) エラーの例として、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なアプローチが、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。これらのアプローチは、

患者近傍（例えばCアームの位置）の散乱放射線量を測定するための空間線量計の使用、および、患者関連数量（例えば面積空気カーマ積算値）を様々な手技や配置に応じて作業者の眼の水晶体等価線量に換算する係数、の組み合わせに基づくだろう。

5 職業放射線防護に関するガイダンス

5.1 患者とスタッフの被ばくの関係

(s) 放射線画像ガイド下のインターベンション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を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、手技の操作を妨げてはならず、患者の被ばくを増加させてもいけない。

5.2 遮蔽装置による防護

(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ない。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、前面を重ねて0.5 mm の鉛当量の防護とし、他の部分は0.25 mm の鉛当量となっている。透過率は通常、70~100 kV の範囲で0.5~5%である（すなわち減弱係数は200~20）。エプロンは散乱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、天井吊り下げ式の含鉛アクリル板の適切な使用である。これは、どの程度効果的に配置されるかにも依るが、頭頸部全体の線量を2分の1~10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タッフ（看護師や麻酔医など）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) (h)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新たな線量限度を超えるおそれがある。これが長期間にわたれば、水晶体の混濁をもたらす。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) 臨床医は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隙間なく（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) 一部の手技では、天井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、シールドドレープやシールドパッドも、手の防護に有効となりえる。術者が散乱放射線の線源（患者の照射体積）の近くに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。患者にディスプレイ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。

(z) IVR中に撮影台近くに立つスタッフは、ビーム入射側の領域で放射線場がより強力であることに注意する必要がある。これは、斜め照射又は側方照射のとき特に重要である。寝台の下にX線管を置いた透視からの、インターベンショナリストの頭部、上半身及び手への線量は、下肢が受ける線量よりも著しく低くなる。

(aa) このことは、下肢の遮蔽カーテンを利用できないとき、また寝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利用でき、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。

(bb) 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。ビームが照射されているとき、必ずしも常に患者側に体を向けることができない者には全周を覆うエプロンが望ましい。インターベンシオナ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。スタッフはまた、高線量画像取得モード（例えば連続シネ撮影及びデジタルサブトラクション血管造影法など）の使用の間、及び自動注入器による造影剤の注入中に、後退して患者との距離をとることで、線量を低減することができる。看護師や麻酔医など、患者のそばにいる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か、又は可能であれば撮影中は室外に出る。

5.3 胚及び胎児の防護

(cc) 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胎児の追加線量が1 mSvを超えないようにしなければならない。

(dd) 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、妊婦は放射線画像ガイド下のインターベンションをしてはいけないという根拠は示されていない。しかし、妊娠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員の被ばく状況及びその他の職業上の危険（含鉛エプロンの使用に伴う背部痛など）を入念に見直す必要がある。

6 品質保証

(ee) 定期的な文書のチェックと合わせた品質保証により、放射線画像ガイド下のインターベンション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。

(ff) 防護具の受入試験は不可欠である。供給された一部の防護衣に不具合があったことが記録されている。さらに、防護具の慎重な取扱い（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、品質保証及び改善プログラムの一環として必要である（第5節参照）。

7 教育及び研修

(gg) 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。

(hh) リアルタイムの能動型線量計の使用は、特定の高線量の手技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。

(ii) 一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規制当局には、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、及び防護衣の選択と検査に関する知識が必要である。

8 放射線防護のための主要な専門職員の配置

(j) 放射線防護及び研修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、インターベンシオナリスト、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。

用語解説

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。

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

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。

介護者と介助者 [Carers and comforters]

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、診断手法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]

「組織反応」参照。

線量係数 [Dose coefficient]

放射性物質の単位摂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に特定の放射エネルギーが沈着し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、線量又は線量率と放射エネルギー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]

計画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：

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 w_T は組織又は臓器 T の組織加重係数、 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、特別な名称はシーベルト (Sv) である。

確率的影響の誘発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

<p>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。</p>
<p>雇用主 [Employer]</p> <p>相互に合意した関係により、彼又は彼女の雇用において、作業者に対し、認知された責任、関与、及び義務を負う、国の法律によって指定された組織、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、あるいは他の私人。自営業者は雇用主と作業者の両方である (ICRP, 2007a)。</p>
<p>等価線量, H_T [Equivalent dose]</p> <p>次の式で与えられる組織又は臓器 T の線量 :</p> $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$ <p>ここで, $D_{T,R}$ 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_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。</p>
<p>X 線透視下または CT ガイド下の IVR [Fluoroscopically or computed tomography guided interventions]</p> <p>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, 2000b)。一部の IVR では透視装置による三次元 (コーンビーム) 画像撮影も用いられる。</p>
<p>グレイ (Gy) [Gray]</p> <p>吸収線量の SI 単位の特別な名称。1 Gy = 1 J/kg。</p>
<p>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)]</p> <p>組織又は臓器 T にわたって平均化された吸収線量 D_T。次の式で表される :</p> $D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T}$ <p>ここで, ϵ_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)。</p>
<p>医療被ばく [Medical exposure]</p> <p>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承知して受ける被ばく; 及び, 志願者の被ばく。</p>
<p>職業被ばく [Occupational exposure]</p> <p>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) 通常地域の自然バックグラウンド放射線。しかしながら, 放射線はどこにでも存在することから, 委員会は, “職業被ばく” の使用を操業管理者の責任であると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)。</p>
<p>実用量 [Operational quantities]</p>

<p>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実用量はこれまで定義されていない。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。</p>
<p>防護（及び安全）の最適化 [Optimisation of protection (and safety)]</p> <p>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、合理的に達成可能な限り低くできるかを定めるプロセス（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るかぎり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当である。</p>
<p>個人線量当量 [Personal dose equivalent]</p> <p>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 $H_p(10)$ 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、これは放射線画像ガイド下のインターベンションにも適用される。</p>
<p>防護原則 [Principles of protection]</p> <p>放射線源及び制御可能な被ばく状況にある個人の適用される、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、計画被ばく状況にのみ適用される（ICRP, 2007a）。</p>
<p>放射線加重係数 (w_R) [Radiation weighting factor]</p> <p>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乘じる無次元の係数。ある組織又は臓器にわた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（ICRP, 2007a）。</p>
<p>シーベルト (Sv) [Sievert]</p> <p>等価線量、実効線量、及び実用量の SI 単位の特別な名称。単位は J/kg である。</p>
<p>スタッフ [Staff]</p> <p>本書でのスタッフとは、放射線を用いた手技中に患者のケアに係る医療従事者（「作業員」参照）（例えば医師、看護師、放射線技師など）、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担当者、清掃員など）である。</p>
<p>放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation]</p> <p>発生する効果の確率が、その重篤度ではなく、しき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。</p>
<p>組織反応のしきい線量 [Threshold dose for tissue reaction]</p> <p>組織反応が 1% 発生すると推定される線量（ICRP, 2007a）。</p>

<p>組織反応 [Tissue reaction]</p> <p>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」とも呼ばれる。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)。</p>
<p>組織加重係数 (w_T)</p> <p>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)。</p> $\sum_T w_T = 1$
<p>作業員 [Worker]</p> <p>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。放射線に関する医療職の作業員は職業上被ばくする (ICRP, 2007)。</p>

<p>1 はじめに</p> <ul style="list-style-type: none"> 低侵襲性の放射線画像ガイド下のインターベンションは様々な病態に関して、従来の手術に比べ多数のメリットをもっている。 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、インターベンシオナリスト及び IVR に係るその他の専門職員において、放射線に関連した眼の水晶体の混濁（前白内障）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病院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。

<p>1.1 経緯</p> <p>(1) 内科系及び外科系の多くの専門分野に属する医師が、大抵の場合は看護師と放射線技師のサポートを受けて、より複雑でリスクが高い従来の手術に代わるものとして、放射線画像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、また一部の手技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)。</p> <p>(2) 医師のなかには、多臓器が関わる 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（例えば循環器内科医、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（例えば下肢動脈疾患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ったものもある (Goodney et al., 2009; Harris et al.,</p>

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) 放射線画像ガイド下のインターベンションの件数が増え、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、インターベンシオナリストに対する職業被ばく線量が最も高い (Padovani et al., 2011)。様々な医療環境において、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ジが常時装着されていなかったり、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も多々ある。一部の発展途上国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の中の部位に装着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、あらゆる種類の手技に関する実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現する) 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、放射線防護具を適切に使用せず、放射線防護の原則に従わなかった心血管インターベンシオナリストにおいて、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 (Vaňo et al., 1998, 2010, 2013a; Ciraj-Bjelac et al., 2010; Rehani et al., 2011; Jacob et al., 2012)。インターベンシオナリストの手や下肢がかなり高い線量に被ばくし、防護具で遮蔽されていなかった下肢の一部で脱毛が生じたことが観察されている (Balter, 2001)。同じ種類の手技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教育の一環として放射線物理学、放射線生物学及び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勧告を与えている。

(6) 国内及び国際的な複数の学会が、職業放射線防護を改善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; Durán et al., 2013)。

(7) 委員会は、インターベンシオナリスト及び 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実践的な勧告を、Publication 85 (ICRP, 2000b), 117 (ICRP, 2010a) 及び 120 (ICRP, 2013a) において提供している。

1.2 本書の目的

(8) 本書の目的は、職業放射線防護に関するガイダンスを、IVR に関与する職員に対してのみならず、病院の管理者、医学物理士、並びに職業放射線防護、供給業者からの臨床応用サポート職員、線量

測定業者のスタッフ，規制当局，及び病院の全般的な安全文化に影響を及ぼす全ての者に対しても提供することである。

(9) このガイダンスには，職業放射線防護及び被ばくモニタリング戦略，防護衣の使用と選択，放射線防護プログラムの開発，プログラム実施のための教育，研修及び品質保証のための，ツール及び方法を含めている。

1.3 本書の適用範囲

(10) 本書に示すガイダンスは，コンピュータ断層撮影（CT），コーンビーム 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 と併用されることが多いため，それらに関連する項目も記載している。IVR に関連する数量及び単位は付属書 B に要約する。

(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画像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／又は静脈内鎮静下で行われ，電離放射線を透視，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，手技のモニタリング，治療のコントロール及び記録を行うものである。

2 問題

- 放射線画像ガイド下のインターベンションの実施件数は，先進国でも発展途上国でも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 線撮影を広範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スト及び心血管インターベンシオナリストのほか，通常は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 を施行している。
- 委員会が勧告した眼の水晶体に関する新たな限度を考えると，眼を防護しなかった場合，眼の水晶体に対する等価線量が手技上の制限線量になると考えられる。
- 最近の研究から，後囊下水晶体変化の発生率が顕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，放射線白内障のリスクを著明に低下することができる。
- 放射線安全管理者が，線量低減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 が関連する介入は，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，慎重な最適化と放射線場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 番目に多い線源となり，集団実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血管透視下手技は、透視下 IVR 全体の 28% を占めているが、透視下 IVR の被ばく量の 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 の頻度は 0.03%~2.74% で、全 X 線手技の平均 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の線量は年間 0.001~0.34 mSv で、全集団線量の 0.4~28.7% に相当する (EC, 2015)。IAEA プロジェクトの一環として調査された 11 の発展途上国のうちの 7 つの国では、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 ガイド下 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得られているデータはかなり少ないが、手技の数や種類が増えてき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)。その他は透視ガイド下で実施された。CT は主に超音波又は透視ではよく確認できない胸部、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技における針留置のガイドに用いられている。

(14) CT ガイド下 IVR は、医師が可動式防護板の陰又は撮影室の外にいる間に行われる間欠的な CT スキャンにより、又は CT 透視 (針やデバイスの操作中に医師がコントロールする間欠的又は連続的な CT 曝射) を用いて行うことができる。CT 透視では、皮膚刺入部から標的まで針の軌跡を追えるため、CT ガイド下生検手技を容易に行うことができる。CT 透視は様々な非血管系 IVR に用いられる (Daly and Templeton, 1999)。これは体液貯留及び膿瘍のドレナージ中の穿刺針の誘導; 脊椎痛の管理; 腫瘍焼灼; 及び頸部、胸部、脊椎、腹部、骨盤の経皮的針生検に用いられている (Buls et al., 2003; Joemai 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運きの結果として体内で移動する病変にアクセスできる、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ため (Gianfelice et al., 2000b)、広く行われるようになってきている。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 (Gianfelice et al., 2000a; Saidatul 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、肺生検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癌患者で、診察時に治癒可能な患者は 20% にも満たない。したがって、切除不能の肝腫瘍患者には、高純度の β 線放射体である ^{90}Y 標識マイクロスフェアを用いた放射線塞栓療法のための IVR (SIRT) などの姑息的療法、及びその他の局所領域の治療が、代替的な治療法となっている (Camacho et al., 2015)。

(16) 肝動脈にカテーテルを挿入した後、 ^{90}Y マイクロスフェア (最大 β エネルギー=2.27 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; 直径 20~60 mm) 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 22 mm) という、2 種類の ^{90}Y マイクロスフェアが使用されている。悪性腫瘍病変は主に肝動脈から血液が供給されているということが SIRT を行う根拠である。SIRT は患者の生存期間を有意に延

長ささせることが実証されている (Bester 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標的動脈の保護的な塞栓と組合せて行う。次に ^{99m}Tc -MAA 粒子を肝動脈に注入して肺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、肺へのシャント率を推定する。肺へのシャント率が 10%未満の場合、 ^{90}Y 放射能全量を投与する SIRT が許容される。シャント率が 10~20% (SIRTEX) の場合、 ^{90}Y 放射能を減量する (20~40%減らす) ことが望ましい。シャント率が 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、肝動脈又はその他の肝腫瘍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 段階では、非標的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塞栓の代替法となりえる (Hagspiel et al., 2013; Fischman et al., 2014)。

(18) 第 2 段階では線量の計算、 ^{90}Y マイクロスフェアの作製、及びカテーテルを介した肝動脈への投与を行う。典型的な放射能は、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。核種の分布は、プラナーあるいは SPECT による制動放射イメージング又は PET-CT により検討することができる。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 (Camacho et al., 2015)。

2.1.4 IVR における陽電子放射型断層撮影の使用

(19) PET は、CT 又は磁気共鳴画像法によっても不明瞭、描出困難、又は検出されない代謝的に活発な標的に対する画像誘導技術を提供することから、IVR における役割を増しつつある (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/又はラジオ波焼灼療法などについて、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 (Purandare et al., 2011; Venkatesan et al., 2011; Ryan et al., 2013a; Aparici et al., 2014; McLoney et al., 2014)。また、X 線 CT 及び PET 撮影を用いたリアルタイム・フュージョンイメージングの開発も現在進んでいる (Purandare et al., 2011; Beijst et al., 2016)。IVR 室で PET 及びマルチモダリティのフュージョンイメージングを使用することは、有効な塞栓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すると考えられる。

2.2 IVR における放射線の種類とエネルギー

(20) 大半の IVR は、透視と一連の画像収集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ろ過により変化し、管電圧は 50~125 kVp の範囲であり、付加ろ過として 1 mm までの銅が加えられる (NCRP, 2010)。線質及び操作パラメータ (管電圧と管電流、パルス幅、及び多くの場合ビームろ過など) は、システムの自動露出制御により決定される (NCRP, 2010)。低線量率モードの透視には透過力の高いビーム (高い kVp 及びろ過) を用い (例えば 88~114 kVp, 半価層 8~10 mm Al)、一方で画像収集モードには低い管電圧 (例えば 68~84 kVp, 半価層 3.5~4.0 mm Al) を用いる (Principi et al., 2014)。一部の装置では、低い管電圧 (ヨウ素含有造影剤をより適切に描出するため) と高いろ過率 (低い管電圧に伴う高い患者線量を制限するため) により、画像取得のためのスペクトル整形が行われる (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 透視の場合の管電圧は 80~140 kVp の範囲である。 ^{18}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 手技に使用する ^{90}Y からの最大 β 線エネルギーは 2.27 MeV である。IVR の大多数は、X 線ガイド下の手技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 線ガイド下の手技を意味している。

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ベンシオ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に可能であるものの (Miller et al., 2010)、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ることが示されている (Padovani et al., 2011)。

(23) スタッフが受ける年間実効線量は、チーム内での職務と役割 (第一インターベンシオナリスト、放射線技師、看護師、麻酔担当者など)、IVR 手技の件数、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 (インターベンシオナリストの技能、装置、透視やシネ撮影の使用時間) に応じて異なる。Martin (2009) は文献のレビューを行い、年間 500 件の心血管手技に従事した場合、第一インターベンシオナリストの年間実効線量は約 2 mSv になるだろうと推定した。Glasgow 病院の心臓専門医の場合、最大年間線量は 1.2 mSv [エプロン内で測定した $H_p(10)$] であった (Martin, 2009)。1 回の手技当たりのインターベンシオナリストの実効線量が 10 μSv を超える、その他の種類の手技では、甲状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 つずつ装着した 2 つの線量計の測定値を組合せて得られる年間実効線量は、最大で 11 mSv、平均で 5 mSv であったと報告した。米国の線量測定サービス提供業者が 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 つ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 (エプロン内外で 1 点ずつ) と、エプロン外の襟の高さに装着した 1 つ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 Salasky, 2016)。

(24) Sánchez ら (2012) は、1467 件の手技を実施した 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 50%も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 (Sánchez et al., 2012)。9 種類の手技をドイツの 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、遮蔽なしの者での 1 回の手技当たりの全身線量の中央値は 16 μSv であり、1 回の手技当たりの局所の等価線量は眼の水晶体で 2.8 μSv 、甲状腺で 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 (Häusler et al., 2009)。

(25) 第一インターベンシオナリストと同様、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、被ばく量は高くなった。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。

(26) CT 透視ガイド下 IVR による職業被ばくに関して得られているデータは少ない。被ばく線量が最も高い部位は、医師の手、眼及び甲状腺である (Saidatul et al., 2010)。甲状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、甲状腺をかなり防護することができる (Saidatul 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、予想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 $H_p(10)$ では 2~25 μSv で、その最高値は 1 回の手技当たり 0.4 mSv にも達した (Paulson et al., 2001; Teeuwisse et al., 2001; Joemai 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 (Daly and Templeton, 1999; Paulson et al., 2001; Carlson et al., 2005; Hoang 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植込み術による職業放射線被ばくは、そのアプローチ (経大腿動脈又は経心尖) に応じて異なる。Shatila (2015) らは単一手技について、第一術者のエプロン外装着の線量計から、最大で 0.23 mSv という $H_p(10)$ 値を認めた (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た。

2.3.2 眼の水晶体の等価線量

(28) (特にきわめて後期に発現する) 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を示した疫学的なエビデンスを検討した後、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、吸収線量のしきい値は現在 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、委員会は現在、眼の水晶体の等価線量限度を、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勧告している。防護メガネを装着しない場合、眼の水晶体の線量は手技上の制限線量になりえる (Lie et al., 2008; Korir et al., 2012) とともに、改正後の線量限度を超える可能性もある。

(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、又は頸部の個人線量計から導いたものである。しかしいくつかの研究は、額の眼の近傍に線量計を設置して行われている。Lie ら (2008) は 144 件の手技 (主に心血管手技) について、左眼近傍及び両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空気カーマ積算値は 0.4 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}/\text{cm}^2$ 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、頭部を患者照射容積のビーム入射側においていた。Vaño 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、腎結石摘出術 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オナ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、泌尿器科で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、天井吊り下げ式の防護板を使用した心血管インターベンシオナ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 による測定及びモンテカ

ルロシミュレーションが3件の心血管インターベンション及び5件のIVRについて行われた(Vanhavere et al., 2012)。この選択は、年間作業被ばく量に対する潜在的な影響(高頻度又は面積空気カーマ積算値が高値、あるいはその両方の手技)に基づいた。術者は、下肢及び腎動脈の塞栓術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、通常は大腿動脈アクセスが選択され、胸部又は腹部領域で実施される他の手技に比べ、術者は患者の照射部位からさらに離れて立つことになるため、術者に対する線量は比較的低い。デジタルサブトラクション血管造影法(DSA)及びPTAによる眼の水晶体の等価線量は約40 μ Svであり、塞栓術の線量は最大で120 μ Svであった。この測定に含まれた心血管インターベンションのうち、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、面積空気カーマ積算値は比較的低かった。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、術者が照射野にごく近いこと、そして防護板を使用せずに作業することが多いことである。眼の平均線量は40~60 μ Svの範囲内である。

(31) その他の試験から、数名のインターベンション医師の眼に対する年間等価線量は50~100 mSvの範囲に入る可能性が示されている(Vañó et al., 2008a; Ciraj-Bjelac et al., 2010; Thornton et al., 2010; Koukorava 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改正後の線量限度である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) 末端部への線量、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、体幹での線量に比べてかなり高いことがある。このことは、手を特にモニターする必要性を示唆し、Felmleeら(1991)はMayo Clinicの30症例(経肝胆管造影及び胆道系手技・腎瘻造設を含む)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回の手技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手技当たりの手の線量を0.01 mGy(神経学的手技)から0.4 mGy(末梢血管造影検査)と報告していた。Whitby及びMartin(2005)は18試験を検討し、1回の手技当たりの手の線量を0.01 mGy~約2 mGyと報告していた。手の線量に影響する重要な因子には、手技の種類、使用したX線装置、術者の専門技能、及び(特に)アクセス経路があった(肥満患者では大腿動脈への順行性アクセスは困難である可能性があり、それにより高線量となる可能性がある)。Saurenら(2011)は、経心尖アプローチによる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植込み術の場合、1回の手技当たりの手の線量は約2 mSv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、下肢のDSA/PTAにおける左手に対する1回の手技当たりの平均等価線量は約240 μ Svであり、塞栓術では約320 μ Svであり、脳のDSA/PTA手技では約60 μ Svであった。除細動器の植込み術における左指で記録された平均線量は410 μ Sv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180 μ Sv及び60 μ Svであった(Vanhavere et al., 2012)。

(34) Felmleeら(1991)は、12 cm×15 cmの照射野、ファントムの入射吸収線量率が約65 mGy/分、射出点の線量率は0.7 mGy/分、の条件にて様々な距離で散乱測定を行った。側方散乱線の線量率は0 cmの距離で0.7 mGy/分、5 cmの距離で0.35 mGy/分、15 cmの距離で0.13 mGy/分であった(Felmlee et al., 1991)。報告された手の線量のばらつきは、X線ビームの付近では線量の勾配が大きいこと、手の動きと

位置、及び IVR が大腿動脈や経皮的や内頸静脈などどこからカテーテル挿入を行うかによって医師が患者及び X 線管に対して様々な位置をとること、によって説明されている (Whitby and Martin, 2005; Martin, 2009)。オーバーテーブル型 X 線装置の場合、一次ビームからの散乱が大きいことで、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、医師の手が直接ビーム下におかれ (Buls et al., 2003)、それによって数分以内に年間線量限度の 500 mSv に達することがある。

2.3.4 下肢の等価線量

(36) Artschan ら (2014) はファントムへの照射から、腹部手技に使用する照射因子を再現して、さらに患者に実際の 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ていた場合でも、最大で 110 mSv という年間下肢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技 (例えば胆道系手技) 及び背の高いインターベンシヨナリストの場合、下肢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、下肢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 回の手技当たりの平均下肢線量は 0.19~2.61 mSv であり、防護カーテンを用いた場合は 1 回の手技当たり 0.02~0.5 mSv であることを確認した (Artschan et al., 2014)。ORAMED の調査から、下肢線量は 160~250 μ Sv であることが示された (Vanhavere et al., 2012)。

2.3.5 選択的内部放射線療法による職業被ばくの特有の問題

(38) SIRT の様々な段階で種々の専門家が被ばくする：

- ^{90}Y マイクロスフェアの使用前の調製及び校正中には、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、インターベンシヨナルラジオロジスト及びその他のスタッフが被ばくする。
- 手技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、数件の論文しか発表されていない。SIRT 手技による職業被ばくは、比較的低線量率の X 線及び直接的な 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量を準備する作業員に対する線量、及びマイクロ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。このような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、5 mL シリンジに触れたときは 43.5 mSv/MBq/時の皮膚等価線量であり、1 cm² の表面を 50 μ L で汚染された場合は 1.35 mSv/kBq/時である (Kemerink et al., 2012)。

2.3.6 陽電子放射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) ^{18}F -FDG は 511 keV 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技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 (NCRP, 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; Benatar et al., 2000; White et al., 2000; Seierstad et al.,

2006; Heckathorne and Dahlbom, 2008; Hippelainen et al., 2008; Nye et al., 2009; Demir et al., 2010; Quinn et al., 2016)。これらから、¹⁸F-FDG 注射直後の患者胸部前方の合理的とされる周辺線量当量率の代表値は 1 m で約 0.09 μ Sv/MBq/時、30 cm で約 0.37 μ Sv/MBq/時であることが示された。これらの数値は、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増減できる。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) PET-CT ガイド下の生検は一般的ではないが、がんの可能性のある領域を通常の CT では十分に特定できない場合に施行される (Werner et al., 2011; Aparici and Win, 2014)。PET-CT ガイド下の IVR には通常 ¹⁸F-FDG が用いられる。Ryan らは職業放射線被ばくを定量化し、1 回の手技当たりの実効線量の中央値 (範囲) が、第一術者では 0.02 (0~0.13) mSv、看護師及び麻酔担当者では 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 回の手技当たり 0.05 (0~0.62) であった。作業者の放射線被ばくは、手技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、PET-CT ガイド下 IVR による術者の実効線量は、透視ガイド下の手技による一般的な線量と有意差がない、と述べていた。PET-CT 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 アイソト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 Dauer, 2014)。

(42) ¹⁸F-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技師の指先の平均皮膚線量は、223 μ Sv/GBq から 83 μ Sv/GBq (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、83 μ Sv/GBq から 11 μ Sv/GBq (87%) に低減した。投与された放射線の正確度は 2%であった。(訳注：引用元を参照したところ、「設定投与量と実投与量の違いは 2%であった」とのこと)

2.4 IVR に関する専門家に報告されている放射線障害

2.4.1 眼の水晶体損傷

(43) 電離放射線によって眼が被ばくすることで、混濁に至る水晶体の特徴的な変化が生じる。そのような混濁の初期段階では視覚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重症化が進み、視力障害性の病変に向かう。そのような変化の潜在性は、線量と逆相関している (ICRP, 2012)。一般的な透視下の作業条件で、放射線防護具を日常的に使用しない場合、患者付近で作業するインターベンシヨナリスト、その他の医師、及び/又はスタッフの眼に対する X 線被ばくは高くなりえる。

(44) インターベンシヨナルラジオロジスト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。この放射線障害が生じた理由は、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用意していなかったためであった (Vaňo et al., 1998)。2004 年、Haskal は 59 名のインターベンシヨナルラジオロジストを対象に 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 (Haskal, 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、後囊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-効果関係の可能性のあることを示唆し。

(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散乱線量値 (Vaño et al., 2008a,b) 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組み合わせて推定した。一部、バッジ型個人線量計のデータを利用して、相関性の評価に役立った。

(47) 後囊下混濁の眼科検査のため Merriam-Focht スコアを使用した (Ciraj-Bjelac et al., 2010, 2012; Rehani et al., 2011; Vaño et al., 2010, 2013a)。スコアリング (0.5, 1.0, 1.5 など) は、それぞれの眼について個別に行った。RELID 研究の下で合計 8 件の調査が実施された (Bogotá2008, Kuala Lumpur 2009, Montevideo 2009, Varna 2009, Sofia 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者において、専門家が放射線防護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病率が増加したことが示された。(循環器学会の間に) 水晶体損傷の検査に自主的に参加したインターベンショナリストの約 40~50%と、技師又は看護師の 20~40%に、電離放射線の被ばくに由来する損傷に一致する後囊下混濁が認められた。インターベンショナリストにおける発生率は、対照群の非被ばく者の 4~5 倍であった (約 40~50% vs 10%)。水晶体の推定被ばく線量は、専門職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白内障に進行するかは、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., 2013a)、細隙灯顕微鏡検査で水晶体変化が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が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るためには、後向き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 節の勧告に従った放射線防護の必要性を示唆している。

2.4.2 選択的内部放射線療法において報告されているインシデント

(51) Tosi (2003) らは、モノクローナル抗体及び／又はペプチドを用いた放射免疫療法を行った部門で生じた 1 件のインシデントについて報告した。⁹⁰Y は 150 GBq/mL 以下の濃度で使用されていた。術者がバイアルを持つ際に付属の特殊グライダーを使わず、非常に減衰能力の低い鉛ゴム手袋 (0.1 mm の鉛当量) に使い捨て手袋を重ねるだけの防護を行い直接手で持った。数日後、指の紅斑が認められた。フィルムバッジ、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 12 Gy であった (β 粒子、バ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)。

2.4.3 下肢の脱毛に関する報告

(52) 防護具で遮蔽されていなかった下肢の一部に脱毛が認められており (Balter, 2001), Wiper ら (2005) は、数名の上級心血管インターベンシヨナリストに両下肢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。

2.4.4 脳腫瘍の増加に関する諸説

(53) IVR に関与する医療従事者において脳腫瘍の発生率が高い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 (Wenzl, 2005; Roguin et al., 2013; Smilowitz et al., 2013), 米国の精神科医と、米国の放射線科医 (Berrington de González et al., 2016) 及び米国のインターベンシヨナリスト (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、放射線誘発がん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 名を超えるインターベンシヨナリスト及び 60,000 名を超える精神科医が含まれた。インターベンシヨナリストでは精神科医に比べ、(主に脳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、職業被ばくによる脳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かった (Kitahara et al., 2017)。透視ガイド下の IVR に従事していると報告した放射線技師について、線量反応関連を示すエビデンスは得られなかった。

2.5 被ばくモニタリングにおける課題

(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。過度な頻度の調査に至らないような職業被ばくの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。作業者によるモニタリング手技の遵守の確保。

(55) 作業者が受ける実効線量は、胸部又は腰部に装着した線量計から推定する。末端部のモニタリングには、手の線量計の快適な装着の快適性及び感染管理と関連した現実的な課題がある。眼に対する線量の評価は (特にゴーグルを装着したときに) 簡単な問題ではない。メガネの陰に線量計を装着するための装置が開発されており、これを 4.2.7 節に記述している。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。

2.5.1 個人線量計の誤った使用と不定期な使用

(56) 調査から、個人線量計が誤って、あるいは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 ISEMIR (IAEA, 2014b) の調査から、線量計を常時使用していると報告した心血管インターベンシヨナリストは 76%に過ぎず、2つの線量計を使用していると報告した者は 45%であることが示された。Sánchez らは (2012)、50%もの医師が線量計を装着していなかったか、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 Sánchez ら (2012) は、線量計の月ごとの測定値で信頼できると判断されたものは 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ビス業者が提供した、米国内の透視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された。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提案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。

(57) 同様に、眼科研究 (RELID study) から得られた重要な結果は、個人線量計が不定期に使用されていること、並びに、2つの線量計を使用し1つはエプロン外の襟の高さに装着して、そこから眼の水晶体の線量を推測できるようにするという ICRP の勧告を遵守できていないこと、である。Vañó ら (2013b) の研究から、個人線量計を使用していると報告したインターベンショナリストは約 50%に過ぎず、日常的に使用していると報告した者は 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、日常的な使用を報告した者は約 40%のみであった。使用していたとしても、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用いた眼の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 Niklason らは (1993)、作業者の半数は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。

(58) 循環器科で 15 年間の追跡調査を行った後向き研究において、循環器専門医の 20~30%が日常的にはその線量計を使用していないことが認められた (Vañó 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 カ国以上の国々の循環器専門医が含まれた) において、線量測定用バッジを日常的に使用しているのは心血管インターベンショナリストの 33~77%であることが示された (IAEA, 2014b)。

(59) エプロン内外に装着した 2つの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。一部の手技についてのみ防護メガネを使用していた場合、さらに違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重視する必要がある。作業には、何個の線量計を使用すべきか、また最も拘束される業務と被ばくリスクに応じてどこに装着すべきかという、一連の指示が与えられる必要がある。委員会 (ICRP, 2000b) 及びその他の機関 (NCRP, 2010) は、作業者が 2つの線量計を装着するという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。

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

(60) 個人の累積実効線量が線量限度に近づくという印象があり、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ることや、又は高いもののまだ職業被ばくの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なるかもしれないという印象があると、線量計の使用を渋ることになる可能性がある。

2.5.3 実効線量の評価

(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。線量の空間分布が透視と同じくらい変化する状況では、線量評価には大きな不確実性を伴う。一連の保守的な仮定をした場合、真の値の数倍の線量推定値が生じる可能性がある。様々な単純被ばく (すなわち前方-後方、側方、回転、等方、および後方-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量として、個人線量当量である $H_p(10)$ が推奨される。不均等被ばく状況を説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着用した場合、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策は第 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。

2.5.4 眼の水晶体のモニタリングにおける課題

(62) 原則的には第4節に示したように、襟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合理的に示す指標であるが、防護メガネを使用した場合は、襟の高さ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、眼の水晶体の線量測定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。

3 職業上の放射線防護システムの IVR への適用

- 放射線防護の目的は、電離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素を考慮して確率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 に関与する専門家において最も関連する組織反応（確定的影響）は、眼の水晶体混濁及び末端部の脱毛の可能性である。
- 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。すなわち放射線を扱う行為の正当化、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）。
- 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ための指標が必要である。IVR に適切な指標は、調査レベルである。
- 調査レベルは、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発するための、エプロン外装着の線量計の最小線量値として選択することもできる。
- 作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。
- 胎児に対する線量制限は、妊娠中の作業者は放射線作業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、医学物理士又は放射線防護の専門家の助言を受け、妊娠中の作業者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者を、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。

3.1 放射線防護の諸原則

3.1.1 全般

(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、電離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素を考慮して確率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）に適用されるが、線量限度の原則は作業者と公衆にのみ適用され、患者、介護者、介助者、及び生物医学研究の**対象者**の医療被ばくには適用されない。

3.1.2 放射線を扱う行為及び手技の正当化

(64) 正当化の原則とは、放射線被ばくの状況を変化させるようなあらゆる決定は、害よりも便益が

大となるべきであるというものである。つまり、新たな放射線源を導入する際、又は既存被ばく又は潜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のに十分な個人又は社会の便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害を補助的に考慮に入れながら、患者に対し害よりも便益を多く与えることである（ICRP, 2007a）。

3.1.3 防護の最適化

(65) 防護の最適化の原則は、「防護のレベルは一般的な事情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（NCRP, 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は、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。放射線画像ガイド下のインターベンション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。これは電離放射線を使用する施設の設計、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。

3.1.4 線量限度

(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、規制された線源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）」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。

(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 *Publication 103* (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限度値が改定されている。

(68) 以下の限度値を適用する：

- 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。
- 末端部：手足の等価線量で年間500 mSv。
- 皮膚：1 cm²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。
- 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。

(69) 推奨された限度の目的は、確率的な健康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）の回避を確実にすることである。

3.1.5 線量拘束値

(70) 防護の最適化における予測線量に境界値を設定することが、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、現在の被ばくの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、またこれは線源に関連している。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る個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）。

3.1.6 異常線量の調査

(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 ヶ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（襟の高さ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設定することで、防護が最適化されていないことを見つげられる。

(72) 月別の調査レベルを超えた場合は、その期間、防護が最適化されてい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 の件数が顕著に増えたこと、又は1回の手技当たりの線量が顕著に高かったこと（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）が原因である可能性がある。

(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、手又は末端部の線量で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ことを受けて、それに応じて調査レベルを下げる必要がある。心血管インターベンシオナリストには、襟の高さの線量計の測定値を用いた月間2 mSvという調査レベルが提案されている [Durán et al., 2013. 太平洋心血管インターベンション学会（Pacific Society of Interventional Cardiology）、欧州経皮的心血管インターベンション学会議（European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions）、南米心血管インターベンション学会（Latin American Society of Interventional Cardiology）及び心血管撮影インターベンション学会議（Society for Cardiovascular Angiography and Interventions）による承認を得ている]。

(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るとき、関連する線量限度及び線量拘束値を超えないものでなければならない。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; Sánchez 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設定し、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。

3.2 区域及び作業場の分類

(75) *Publication 57*（ICRP, 1990, Para 129）では、個人モニタリングの必要性に関して作業者をカテゴリ分類できると論じている。また、インターベンショナルラジオロジスト及び心血管インターベンシオナリストはカテゴリーAに入るだろうとも述べている。しかし *Publication 60*（ICRP, 1991）では作業者の分類は支持されておらず、*Publication 103*（ICRP, 2007a）の184段落目には「委員会は作業者の分類よりも作業場の分類を引き続き勧告する」と述べられている。したがって個人モニタリング装置の割り当ては、作業場及び作業者の職務、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。

3.3 胚及び胎児

(76) 委員会は、妊娠中の医師及びその他の作業者の管理に関する助言を、*Publication 84* (ICRP, 2000a) に示している。妊娠の初期（妊娠が申告される前）は、通常の作業者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者自身にあり、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 (ICRP, 2000a)。妊娠が申告され雇用主に通知された後、妊娠中の作業者の作業条件は、妊娠の残りの期間中の胎児の追加線量が 1 mSv を超えないようにすべきである (ICRP, 2000a)。

(77) 妊娠中の作業者に対する不必要な差別は避ける必要がある。胎児への線量の制限は、妊娠中の作業者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や、または彼女らが指定された放射線区域に入る事又はその中で作業することを防止しなければならないという意味ではない (ICRP, 2000a)。しかし、この制限は、その雇用主が妊娠中の作業者の被ばくの状況を調べるべきであることを意味している。特に妊娠中の作業者の作業は、偶発的な高い放射線被ばくの確率がわずかであるようにすべきである (ICRP, 2000a)。

(78) 妊娠中又は妊娠の可能性のある作業者の IVR における職業上の放射線防護に関する診療ガイドラインが、米国 IVR 学会 (Society for Interventional Radiology) と欧州心血管 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、妊娠中の作業者を透視手技から除外することは、科学的根拠に基づいて正当化できないと述べられている (Blake et al., 2006; Best et al., 2011; Dauer et al., 2015)。

4 個人モニタリング及び線量評価

- 個人モニタリング装置の必要性は、作業場及び作業者の職務、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。
- 放射線診療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。
- 2つの線量計を装着し、1つはエプロンで遮蔽し（エプロン内）、もう1つは襟の高さで遮蔽しない（エプロン外）ことで、実効線量を最も適切に推定できる。エプロン内の線量計によって、エプロンが正しく着用されていたことを確認し、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、眼の水晶体線量を推定することもできる。
- 高い線量測定値や非常に低い線量測定値は、線量計の誤使用や装着の不履行を示している可能性がある。
- 個人線量計には、使用者自身の線量計であることや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。
- スタッフメンバーが複数の雇用主の下で作業している場合には、雇用主間の協力が不可欠である。各施設の個人線量の総計を入手し、完全な線量記録を保管する必要がある。
- 最適化のモニタリングや教育目的、手技ごとの線量の特別な試験、及び手技の特定の局面について、能動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。
- 電子式個人線量計及びエリアモニタの校正及び種類の検討には、高線量率のパルスモードを含む、IVR で典型的な放射線場を含める必要がある。

- 環境モニター（C-アーム上など）は、散乱放射線場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かったときの職業被ばく線量推定に有用である。
- 調査研究の枠組みにおいてモンテカルロ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職業被ばく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。
- 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。眼の線量を含めた個人線量評価のための個人の立ち位置検知と共に、（線量計を必要としない）線量計算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。

4.1 個人被ばく線量モニタリング

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

(79) 年線量限度の遵守を実証するため、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）。環境線量の実用量及び外部被ばくの個人線量はこれまでICRUにより定義されており、IVRに関連するものを付属書Bに要約している。

(80) 職業被ばくは、線量計で測定された値と個人が受ける線量が関係するという、一連の前提に基づいている。基準値には、線量計測体系の正確度の要件及び不確実性が含まれることから、これらの前提は、実用量と防護量の間にも適用できる。作業者は作業時間中、常に線量計を正しく装着することを確実にすることが、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場において、作業者の全被ばく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査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手技による線量の確認によってではなく、規定のモニタリング期間に実施される多数の介入での線量を統合することで行われる。この期間は規制当局により規定されるが、通常は1ヵ月である。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、特定の手技に対する防護の最適化のためには十分とは言えないかも知れず、そのような場合には同一の手技に関する情報を、ときに複数のモニタリング期間で収集する必要があるかもしれない。したがって遵守状況の検証は、防護の最適化のためのモニタリングと組み合わせて相補的に実行されることがあり、これには放射線防護の取組みの有効性の評価が含まれる。

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な正確度¹⁾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るものであってはならない。受動型線量計²⁾は通常小型、軽量で、電源を必要としない。そのためにスタッフの作業や快適性を妨げないパッケージ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示す目的で広く選択され、最も多用されている。しかし、瞬時に測定値を読み取れないことは最適化のモニタリング、特に IVR 手技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から、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³⁾、長時間の手技中に指が膨らむことがあるという事に注意する必要がある。さらに、耐滅菌性や、装着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るものとして、指先にフィットするサック状のものも使われており、これを用いて、最高線量が予想される手の最も近位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、患者の照射体積に最も近い指に 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ければならない。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技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、強い圧迫点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頸部近く、又は防護甲状腺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は、頸部又は下顎部分を刺激するようなエッジがあってはならない。すべての付着方法は、激しく使用している間にずれないよう十分な強さでなければならないが、防護エプロンの位置を変えたり、線量計が異物に引っ掛かったときに衣類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中の各局面を区別する特殊な研究 (例えば撮影線量と透視線量の比較など) のために用いられる。APD は線量率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変更の評価に対して、スタッフに迅速なフィードバックが提供される。1 回の手技中に措置が必要な場合は、直接的に手技の変更につながるため、線量率の情報が必要である。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と患者被ばくとの関連付け、及び IVR 中の APD 装着の監査が容易となる。

(87) 電子線量計はスタッフの教育に有用である。例えば天井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要電力のため、長時間の手技中に装置の電源が切れないよう、電源バッテリーの充電を保証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信号のワイヤレス伝送が進歩したことで、電子線量計の使用のデメリットが一部克服されている。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で要求される種類の線量を必ずしも用いなくて構わない。最適化では、線量低減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、実効線量又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、複数の電子線量計を装着し、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はできない、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 線量計の特異性

(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に使用するスペクトルにおいて、正確度、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ダンス(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簡易性

(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ない(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ないような)。加えて、使用者の操作は単純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。スタッフに必要とされる作業と判断が少ないほど、適切に使用される可能性が高くなる。線量積算式の受動型線量計(例えば、フィルム、熱蛍光素子、光刺激蛍光素子、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透視室内で用いられる。

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ない。この交換期間は、スタッフ内に日常習慣を植え付けるため、所定のスケジュールに従う必要がある。通常、IVRのスタッフは月ごとにモニタリングされ、異常な線量及び出来事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がある。したがって、放射線検知材料(それが熱発光結晶、光刺激蛍光素子、又はフィルムであったとしても)は、使用が予想される最短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における線量計の誤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装着不履行を示唆するだろう。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、間違っただ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役立つ可能性がある。これらのアプローチには、患者近傍（例えばCアームの位置）の散乱放射線量を測定するための空間線量計の使用のほか、患者関連数量（例えば面積空気カーマ積算値）から様々な手技や配置に応じて作業者の眼の水晶体等価線量を推定できるようにする換算係数が含まれる。エプロン外の線量計をストラップに付けて装着するのは、身体の前で動いたり襟の高さより下に下がることがあり、エプロンに入射する放射線との差がさらに増えると思われるため、推奨されない。

4.2.6 型式試験及び校正と、実際の IVR との間の、散乱状態の違い

(95) 実効線量評価のためのモニタリングは、1つないしは2つの線量計を用いて試みられてきた。線量測定値を調節するアルゴリズムは、本節の後半に論じるが、ここで数点を述べるべきである。線量計は、遮蔽材料の効果を考察することなく、校正及び試験される。型式試験の標準は、組織等価ファント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、型式試験中に通常想定され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り、通常使用と同様の条件にあることを確認するため、供給業者からの保証を求める必要がある。

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できることから、防護メガネは広く普及してきている。これにより、眼の付近かつ防護レンズの陰に線量計をおく機会が広がっている。眼の線量は、鉛エプロンの上の襟又は頸部の高さにおいた線量計から、又はヘッドバンドに取り付け、X線管に最も近いテンブル近傍にセンサーが来るようにしたプラスチック片上の別の線量計から、評価することができる。ゴムバンドに TLD チップを巻き、このバンドを眼の近くの頭部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、頭部に巻く形の装置も使用されている (IRSN, 2014)。いずれの場合でも、眼の付近におかれる線量計は装着者の視界を妨げてはならない。メガネの陰に線量計を取り付けることは、1つはエプロン内、1つはエプロン外、そしてもう1つは眼用線量計という3つの線量計を使用することを意味している。3つの線量計に基づく配置は、信頼性及び一貫した使用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。鉛メガネを実際に装着し、第一インターベンショナリストが天井吊り下げ式のシールドを使用した場合は、眼用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、使用者自身の線量計であること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は、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、読みやすいものである必要がある。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、視覚的な要素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役立たせる必要がある。実効線量の評価に2つの線量計を(1つはエプロン外、もう1つはエプロン内に)使用する場合、術者はエプロン外とエプロン内用の線量計を取り違え、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。このような非一貫性の結果、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鈍らせることがある。さらに、高い再現性で結果を得るためには、線量計はエプロン内外の正確な位置に装着する必要がある。正しい位置の遵守は、個人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を、色とラベル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違える可能性がある。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、手又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変えることが有効な方法である。末端部線量計を混同する可能性があることから、1つ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)。

4.2.10 能動型個人線量計の校正

(99) European ORAMED プロジェクトにおいて、Clairandら(2011)及びSánchezら(2014)は、能動型個人線量計(APD)の反応に対する、線量率の影響及びパルス頻度及び時間の影響を検討した。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。このことは、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及びエリ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パルスモードでの試験も含める(Chiriotti et al., 2011; Clairand et al., 2011; Sánchez et al., 2014)。

4.3 職業被ばくの評価

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、 $H_p(10)$ 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度と精度をもつ(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つの線量計の測定値は、エプロンで防護された体幹の臓器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つの線量計の測定値は、防護されていない身体部位(例えば、そでぐりを介して被ばくする頭部、頸部、肺やその他の胸郭内臓器など)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; Siiskonen

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、 $H_p(10)$ 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。

4.3.1.1 2つ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つはエプロン外に、1つはエプロン内という2つ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つの線量計を用いる方法を勧告している。これは、確率的影響に関する線量限度との比較について、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を（胸部又は胸部の防護エプロン内装着の線量計から）適切に示すことができるためである。

(102) 2つの線量計の $H_p(10)$ に関する測定値は通常、次式のような単純な線形アルゴリズムにより統合される：

$$E = \alpha H_u + \beta H_o$$

ここで E は実効線量、 H_u 及び H_o は個人線量当量、 $H_p(10)$ である。 H_u は胸部又は胸部のエプロン内の測定値であり、 H_o はエプロン外で通常は襟の高さで測定される。 α 及び β は、線量測定値に適用される対の加重係数である。

(103) α と β の対には長年、多数の数値が提案されてきたが、全種類の手技の職業被ばくを適切に表す α と β の対がこれといて存在しない事実により、どれを使用すべきかという国際的なコンセンサスは得られていない。規格によって支持されている国際的なコンセンサスがないこと、また2つの線量計を間違いなく装着させる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測定法が比較された。5カ国ではエプロン外に1つの線量計を装着し、7カ国ではエプロン内に1つの線量計を装着することが勧告され、2つ（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勧告がなく、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つの線量計について様々な著者から提案されている11の α と β の対を、さらに1つ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_o の補正目的で入手した Rando-Alderson ファントム上の複数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、ファントムに巻タイプの0.35 mm 含鉛エプロンと、別途ネックガードも取り付けられた。 α と β 値の対から適切な推定値を求めるための特定の基準は、一般的な照射ジオメトリー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少評価されないこと、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ジオメトリー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際には妥協せざるを得ない、という結論が得られた。2つの線量計が用いられたすべての検討対象アルゴリズムのうち2つのアルゴリズムが、最適な推定値を決める基準に比較的近かった。この2つは Swiss Ordinance (2008) 及び McEwan (2000) による α と β 値のセットで、これらを表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に近いとき（例えば>15 mSv）は、何らかの α 及び β 値を用いた単純なアプローチではなく、特定のジオメトリー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つの線量計によるアプローチの考察

(108) 一部の著者は、2つの線量計の汎用について異議を唱えている（Kuipers et al., 2008; Martin, 2012）。またインターベンショナルラジオロジストに対する線量評価に、エプロン外に1つ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）。複数の研究から、2つと1つ（エプロン外）による線量測定アルゴリズムの正確度に、有意差はないと結論付けられている（Schultz and Zoetelief, 2006; Järvinen et al., 2008; Kuipers et al., 2008; Kuipers and Velders, 2009）。2つの線量計アプローチは原則として正確度が高いものの、これには以下のような複数の欠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つの線量計を正しく一貫して装着するという信頼性は疑わしい。(3) 2つの線量計ではコストが高くなる。実際、インターベンション医師はときどき2つの線量計の場所を取り違えることがある。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、エプロン内装着の線量計の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るおそれがある。臨床医が2つ目の装着を忘れたり、1つ目の装着さえ忘れることがある。

(109) 加えて被ばくジオメトリーは変わりやすく、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**正確度**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、線量を合理的に表示するという目的を果たす実効的な線量計測体系が、線量限度との遵守の確保に十分である。

(110) エプロン内に装着した1つの線量計から、エプロンで遮蔽された体幹内の放射線感受性臓器が受ける線量が分かる。しかし、エプロン内線量計の月別測定値は検出レベルを下回ることが多いことから、この手法の**正確度**は不良であり、情報提供という点での価値は限られる。

(111) Martin (2012) は、エプロン外の襟の高さに付けた1つの線量計を用いた、実際的なアプローチを提案した。襟の高さ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）に設定された線量を超えた場合にのみ、2つ目の線量計を装着する必要がある。襟の高さの線量計の測定値を、防護される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。また襟の高さの線量計は、眼の水晶体の線量の指標として用いることもできる。

(112) エプロン外の襟の高さの線量計から得られた $H_p(10)$ と、モンテカルロ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が甲状腺防護具を着用しなかった場合の補正係数は 0.011~0.18 であり、エプロンと甲状腺防護具の両方を着用した場合は 0.02~0.083 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手技に係わるスタッフの、合理的な実効線量 (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。

$$E = 0.1H_0$$

(113) ここで提案されている 0.1 という係数は、IVR 及び心血管インターベンションに係わる者を含め、放射線科で働く大半のスタッフについて適当な、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_0 の測定値が 20 mSv に近いかこれを超える（1ヵ月の実効線量が約 2 mSv）場合は、防護エプロ

ン内に 2 つ目の線量計を装着し、特定のアルゴリズムの使用を検討するべきである。NCRP (2010) はまた、もし 1 つ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、放射線防護衣の内側に 1 つの線量計を装着することは忍容できない) と結論付けている。

4.3.1.3 実効線量評価に推奨される選択肢

(114) 襟の高さでエプロン外に装着した 1 つの線量計から、実効線量の合理的な推定が得られ、また 1 つの線量計による方法は 2 つの線量計のアプローチよりも簡単で線量計の場所の間違いが生じにくいものの、 $E=0.1H_0$ 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について同様であるという仮定に基づいている。とはいえ、全ての国と施設において全スタッフが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、必ずしも真実とはいえない。軽量の防護エプロンは鉛以外の減衰材料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 (Lichliter et al., 2017)。したがって委員会は、基準を満たすことが確認され CONRAD study で提案されているような単純なアルゴリズムによる、2 つの線量計アプローチを使用するという主要勧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被ばく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ナルリスト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ナルリストのエプロン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ナルリストには 2 つ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不可欠である。1 つ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、完全な線量記録を保管する必要がある。

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 (2010b, 付属書 F) は、2 つの線量計測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 *Publication 110* (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、様式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勾配を記録するため、この様式化された眼のモデルを用いて、*Publication 110* (ICRP, 2009a) の低入射粒子エネルギーでのファントムから導いた水晶体の線量換算係数を補足した。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とを比較した。比較した結果、最低エネルギーのものを除く全ての光子と電子について、この 2 つのジオメトリーに関する同様の線量が算出された。Bolch 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 $H_p(3)$ を勧告していた。し

かし、眼の水晶体の線量評価には $H_p(3)$ が非常に適している一方で、 $H_p(3)$ による線量計の校正は多くの国々で用いられていない (Cantone et al., 2017)。Publication 103 (ICRP, 2007a, 付属書 B) 及び 116 (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 $H_p(0.07)$ 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 つの深度 (0.07, 3 及び 10 mm) での実用量とを、光子及び β 線の現実的な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ラブファントム上で校正された X 線場には、 $H_p(0.07)$ 及び $H_p(3)$ の両方が適当であると著者らは結論付けた。同様の結果が 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 $H_p(10)$ 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 $H_p(10)$ と $H_p(0.07)$ 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 つの異なるスペクトルについて 10% 未満であるが、光子スペクトル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、 $H_p(0.07)$ を $H_p(3)$ 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ペクトル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 $H_p(10)$ 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 IRPA から提供されている (IAEA, 2013, 2014b; ISO, 2015; IRPA, 2017)。

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リング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; Carinou et al., 2015)。一定の管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要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ヨナリストまでの距離、ビームコリメーション、及び術者の手技 (Vaño, 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は、線量計を両眼の間においたときに比べて 3~5 倍高いことを報告しているが、他の試験は、後者の部分に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 (Efsthopoulos et al., 2011; Vanhavere et al., 2012; Principi et al., 2014)。このように最適な位置は、手技の種類及び術者の行為により異なるようである。

(122) 襟の高さの線量計を、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大評価する可能性があるが、結果は文献によってまちまちである (Martin and Magee, 2013)。インターベンシヨナリストに対する合理的な概算 (Clerinx et al., 2008; Martin, 2009) は、 $H_{eye} = 0.75H_o$ として得られる。また X 線管からより離れた位置にいるスタッフの被ばくについては $H_{eye} \approx H_o$ である。ここで H_o は、襟 (エプロン外) の高さで装着した線量計からの個人線量当量 $H_p(3)$ 又は $H_p(0.07)$ である。

(123) ただし、襟の高さの線量計は正確な測定というより、眼の線量の 1 指標に過ぎない。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、

最も被ばくを受ける眼の近くに眼用線量計を装着することで、評価の正確度を改善することが望ましいと考えられる。

(124) インターベンシオナリスト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合理的な推定値を得る方法を検討する中で、Vaño ら (2013b) は、心血管インターベンションからの面積空気カーマ積算値と、眼の水晶体の線量の代替値として、C-アーム (アイソセンタから 95 cm の距離) にセットした能動型線量計の測定値の比率を調べた。1969 件の IVR に基づく本試験から、C-アームでの散乱線量と面積線量の比率は 10.3~11.3 mSv/Gy/cm²であることが確認された。この比率は、検討した種類の手技と当該施設の特定の状況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に限り、推定にそのような間接的アプローチを使用することができる。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。

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直接評価するため、防護メガネの陰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試みられている (Bilski et al., 2011; IRSN, 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の高さ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、いつ、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、線量低減係数 (DRF;メガネなしのときの線量を、メガネありのときの線量で除した比率) 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)。インターベンショナルラジオロジスト又は心血管インターベンシオナリストが手技を行うとき、大半の場合は、X 線が照射されている時点で患者の方を見ておらず、モニター上に表示された画像を見ることになる。したがって、眼の水晶体線量の評価に DRF を用いる際は、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オナリストの周辺組織から散乱した放射線によるものであることが結論付けられている (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シールドの使用、顔の輪郭との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。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距離及び範囲が、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 3~6 という DRF が得られる、と結論付けている。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 で除すことが、合理的かつ保守的なアプローチになるであろう。この係数は、襟の高さの線量計の測定値にも適用されるはずであるが、ただし、防護メガネが適切なデザインをもち、サイドシールド又はラップア

ラウンド型のデザインであり、フレーム内の防護を含み (Martin, 2016)、かつ一貫して着用されている場合に限る。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ナリスト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を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試験が、Hu ら (2017) によって実施された。この試験によれば、 20 cm^2 の大きさで、鉛当量厚が $0.1 \sim 1.0 \text{ mm Pb}$ の鉛メガネを着用したとき、眼の水晶体の線量は $\frac{1}{3}$ から $\frac{1}{9}$ に低減したという。鉛当量厚が 0.35 mm 以上に増加させたとき、DRF は顕著に増加しなかったものの、同じ鉛当量でもメガネのレンズサイズを 6 cm^2 から 30 cm^2 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 mm Pb の鉛当量厚と大きいレンズサイズのメガネ (レンズ 1 枚当たり 27 cm^2 以上) によって、合理的かつ有効な防護が達成されると結論付けた。

(131) 高い DRF が適切と考えている施設では、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策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^2 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リストの手は X 線ビームの近くにくる可能性があり、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リストの位置は、線量推定に重要な 1 要素である。

(133) X 線ビームの側面にあり患者の照射体積に比較的近い手の尺側は、より高い線量を受ける。したがって線量計は小指か、又は X 線管に最も近い手首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、患者の付近の放射線場は不均一であり、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 という年線量限度に達するおそれがある (Buls et al., 2003; Saidatul 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対する被ばくを記録できない可能性があり、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 透視における末端部のモニタリングは意味がなく、さらに誤った安心感を与えるおそれがある。

(136) CT 画像から、術者はその手の部分が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 画像の検討するための能力は、これらの被ばくをコントロールして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、線量データも評価に含めるべきである。

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も散乱することから、下肢が受ける線量は相当なものになる可能性がある。寝台附属のシール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／ゴムのドレープ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。

4.3.5 選択的内部放射線療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、スタッフ手指の線量測定である。TLD 指リング線量計を、放射線源に近い手の人さし指に装着すべきである。 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ことから、線量は過小評価される可能性がある。Rimpler と Barth (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 を超えることがあることを確認した。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 胚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者については、通常、胎児の線量を、放射線防護衣を着用した母親の腹部のウェストレベルにおいた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、母体組織による放射線の減衰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、作業者が装着する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、母体の腹壁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つ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、 $H_p(10)$ が示された場合は、9 ヶ月間に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) Badal ら (2013) は、加速モンテカルロコード、詳細な解剖学的ファントム、及び撮影室内の物理的センサーを用いた線量モニタリ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、現在の線量計測体系よりも高い正確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。(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管理されるべきである。スタッフの防護策は臨床転帰を損なってはならず、また患者の被ばくを高めてはならない。
- 室内の全スタッフが防護エプロンを着用すべきである。インターベンショナ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。看護師や麻酔医など、患者のそばに留まる必要があるその他のスタッフには、可動式スクリーンによる防護が有効なことがある。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。
- 天井吊り下げ式の含鉛アクリル板は頭頸部の線量を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めるべきである。
- 寝台上から鉛カーテンが吊り下げられていたとしても、特に寝台を高い位置に設定する必要がある高身長の場合、術者の足が被ばくすることがある。
- SIRTを行うとき、⁹⁰Y放射能を含有する全てのバイアル、全ての機器、及び投与の準備及び機器の植込みに用いる使い捨ての物品は、ピンセットで取扱い、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、眼の被ばくは、インターベンショナ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、サイドシールドの使用、顔の輪郭との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、実地臨床、IVR、及び放射線画像ガイド下のインターベンションに使用するX線装置についても精通している必要がある。

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撮像、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再生の利用、患者の近くに受像器をおく、必要な撮像視野に絞る、傾きの大きい斜め照射及びウェッジ減衰器は適切な場合に限り慎重に使用する、小児の手技では散乱X線除去用グリッドを外す。

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装置及び措置では、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、天井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にいる。

<p>5.1.3 患者とスタッフの被ばくに関する、その他の問題</p>
<p>(143) イメージインテンシファイアで拡大することで、患者の照射体積における線量は増加するが、照射体積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、自動輝度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インテンシファイア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)。</p>
<p>(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どのように影響するかは、ガントリの角度設定の範囲と、インターベンショナリストの位置に対する X 線管の位置によって異なる。患者の照射体積に対して、X 線管がインターベンショナリストと同じ側にあるとき、散乱放射線からのスタッフの線量は増加する。</p>

<p>5.2 散乱放射線の分布</p>
<p>(145) これまでの節では、IVR に従事する医療スタッフは X 撮影に係わ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があることを述べてきた (Kim et al., 2008, 2012; Martin, 2009; Koukorava et al., 2011; Vanhavere et al., 2012; Jacob et al., 2013; ICRP, 2013a,b; Vañó et al., 2015a)。加えて、IVR では多くの場合、カテーテルや他の装置を操作するためにインターベンショナリストが患者の近くに留まる必要がある。サポートするその他のスタッフも、患者の至近距離にいる必要があるかもしれない。</p>
<p>(146) 透視 X 線室内では患者から散乱されて戻ってくる放射線があることから、患者周辺では線量率が比較的高い。もし X 線管が治療台の下側にある場合、この配置ではスタッフに向かう散乱放射線は患者の体を通して照射され、それによって減衰するため、インターベンショナリストの頭部、上半身及び手の線量は大幅に低減することになる (図 5.1)。したがって、大半の手技にはこの配置が推奨される (ICRP, 2013a,b)。</p>
<p>(147) C-アームの角度が垂直ではないとき、治療台に対して X 線管と同じ側に立っているスタッフは、患者側から散乱する X 線のため比較的高い線量を被ばくすることになる。一方で、X 線管の反対側に立っているスタッフに散乱する放射線は、患者を通して減衰する (図 5.2) (Balter, 1999; Whitby and Martin, 2003; Schueler et al., 2006; Morrish and Goldstone, 2008)。X 線管の角度を大きくすると、治療台のこの両側の線量率の比率が変化する。X 線ビームが垂直面から 10 度の方向に向いているとき、X 線管に近い側の線量率は遠い側の 2 倍となり、角度を 30 度に上げると線量率は遠い側の 5 倍となると考えられる。したがって、IVR を行っている、又はサポートしている間に治療台の近くに立っているスタッフは、斜め照射及び側方照射については X 線管の近くの領域にはいないようにする。</p>
<p>(148) 体幹の検査において、X 線管の角度を側方に向けて大きくするとき、X 線が組織を通過する距離は長くなる。このとき、満足な画像を作成するには比較的高い X 線強度が必要になるため、患者とスタッフの両方に照射される線量がさらに増加する。したがって、患者の皮膚の一部が過剰な線量を受けないようにするため X 線場を移動させることが重要ではあるものの、ガントリの角度を大きくすることは控えるべきである。</p>

5.3 身体防護

5.3.1 散乱放射線の知識

(149) 散乱放射線とそれに伴う職業被ばくの量は、手技の複雑性、患者のサイズ、X線装置で利用できる操作モード、及び術者の技能により決定される (Vaňo et al., 2015a)。患者周囲の散乱放射線レベルの分布を知り、様々な因子がこれにどのように影響するかを理解し、さらに防護具を有効に使用することが、IVRに係わるすべてのスタッフに対して、自身を防護するために不可欠である (2009b)。

(150) 多数の専門学会、放射線防護機関、及びその他の組織が、従うべき規範に関するガイドラインを発行し、防護具の使用について勧告している (Miller et al., 2010; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011; Sauren et al., 2011; Durán et al., 2013; ICRP, 2013a,b; Hiles et al., 2016)。

5.3.2 防護エプロン

(151) X線室内で透視に係わるすべてのインターベンションスタッフが、エプロンなどの個人防護具を着用する。これらのエプロンには通常 0.25, 0.35 又は 0.5 mm の鉛当量が含まれ、一部のデザインでは前面で重ねて 0.5 mm の鉛当量に、その他の部位では 0.25 mm の鉛当量となるようになっている。透過率は通常、70~100 kV の範囲で 0.5~5% である (Marx et al., 1992)。これらは散乱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ず、放射線防護プログラムにおいて考慮する必要がある。エプロンの鉛当量及びそれによる減衰は、スタッフの線量が規制下の線量限度を満たし、防護が最適化されるために、十分なものである必要がある。本節の後半に示すように、スタッフの実際の線量は多数の因子に左右される。したがって放射線防護は、エプロンの厚さのみではなく、それらをすべて考慮して最適化されるべきである。加えて、エプロンの重量による筋骨格系の損傷リスクも、最適化において配慮する必要がある。

(152) 実効線量の低減のためには、エプロンの鉛当量よりも、防護エプロンが体にフィットしていることの方が重要であることが多い (Detorie et al., 2007)。術者がエプロンのそでぐりを通して側方から被ばくを受けるとき、肺や食道などの胸郭内臓器は、より高レベルの被ばくを受ける可能性がある (Franken, 2002)。このことは、女性の乳房の腋窩部分を防護するために特に重要である。一部の施設ではこのような被ばくを低減するため、肩も防護するエプロンを推奨している (Guersen et al., 2013)。

5.3.3 軽量エプロン

(153) 含鉛エプロンの重量はスタッフに不快感を引き起こすことが多い。例えば、疲労、脊椎を含む筋骨格系の問題であり、これらには特定の配慮が必要である (Papadopoulos et al., 2009; NCRP, 2010; Klein et al., 2015)。防護エプロンには様々なデザインが販売されている。その中には、背部損傷のリスクを最小限にするために人間工学的危険 (ergonomic hazards) の低減を目指したものもある。ベストとスカートからなるツーピースエプロンの場合、重量の一部は腰にかかることから背部への負荷が軽減される (Klein et al., 2009)。

(154) 鉛ではない、スズやビスマス等の高い原子番号の元素からなる複合層又は二重層の軽量エプロンもある。これら代替金属は、単位質量当たりの 40~88 keV のエネルギーをもつ X 線光子の吸収効率が鉛よりも高いことから、軽量エプロンで同様の減弱を得ることができる。これらのエプロンは、70~80 kV の管電圧からの散乱 X 線の減弱には有効性が高いが、100 kV を超える管電圧については有効性が

低いかもしれない (Christodoulou et al., 2003)。背部又は頸部の問題を緩和するために軽量化が必要な場合、これは合理的な代替案である。軽量又は「無鉛」エプロンの X 線透過は含鉛エプロンと異なり、X 線スペクトルによって違う。

(155) 製造業者は多くの場合、鉛当量に関して減衰特性を規定している (例えば 0.5 mm 鉛当量など)。光子エネルギースペクトル全体にわたって減衰は大きく変動し、画像診断に用いられる範囲で変動が最も大きいことから、詳細な但し書きがないこれらのデータは、誤解を招く可能性がある (Finnerty and Brennan, 2005; Schlattl et al., 2007; Eder et al., 2010)。また製造業者は、スタッフの実際の状況である、散乱放射線を用いたブロードビームの形状での試験ではなく、一次放射線を用いたナロービームの形状で、防護衣の透過を試験しているかもしれない。これらのエプロンは、そのラベルと製造業者による証明書に示されているよりも低い鉛当量厚になると結論付けている研究がある (Papadopoulos et al., 2009)。無鉛の X 線防護衣を使用している使用者と患者は、そうとは知らずに、一般に想定されている線量よりも高い線量を被ばくしている可能性がある。

(156) 防護衣の防護値の表示には、放射線ビームの特性の規格 (IEC, 2014)、減衰の測定に使用したジオメトリー、その防護衣を使用する状況を反映するために様々な線質で行った測定の組合せを併記する必要がある。Jones 及び Wagner (2013) は、単一の線質での減衰又は鉛当量の測定は不十分であると結論し、防護衣の防護値の規格は、それが使用されるであろう線質の範囲全体で得られる防護を、正確に反映しているべきであり、またこれらの規格はエンドユーザーにより比較的容易に確認されるべきと示唆していた。さらに彼らは、選択すべき 4 つの標準的な線質を提案していた。また、防護衣を通したこれら 4 つの線質の透過は臨床で使用されるのと同様の配置で測定すべきであること、さらに、この 4 つの線質に関する仕事量の分布によって防護衣を評価する指数を重み付けすべきであることを提案していた (Jones and Wagner, 2013)。

(157) 使用者は、特定の防護衣について鉛当量のラベリングを理解することが重要である。例えば、ある製造業者が「0.35 mm Pb」と記載していた場合、これはその服のすべての部分で 0.35 mm Pb であるのではなく、2 枚の布片が重なっているときにのみ 0.35 mm Pb になるかもしれない。この場合使用者は、布片が重なったときに 0.7 mm Pb 当量になると間違えて考えるかもしれない。

5.3.4 エプロンの重量の独立サポート

(158) 鉛エプロンに伴う人間工学的危険の低減は、術者が容易に動かすことができるエプロンの独立サポートによっても達成することができる (Klein et al., 2009)。ある製造業者はこれを「無重力放射線防護装置」と呼んでいる。これは独立した床据付型フレーム (Pelz, 2000) によって、又は天井から吊り下げることによって (Savage et al., 2009) 行われることがある。最新バージョンのものは頭部からか下肢まで伸び、天井から吊り下げられたレール上を移動する。

5.4 甲状腺の防護

(159) エプロンは頸部を防護しない。甲状腺を防護するネックガードを着用しないと、無防護の甲状腺 (若者では放射線の影響を受けやすい) の線量が実効線量を倍増させることもある (Niklason et al., 1993; Mateya and Claycamp, 1997; Theocharopoulos et al., 2006; Siiskonen et al., 2007, 2008; Martin, 2009)。しかし、Publication 103 (ICRP, 2007a) のデータに基づく図 5.3 に示しているように、発がんリスクは被ばく時の年齢に強く依存し、30 歳を超える男性及び 40 歳を超える女性のリスクは小さい (NA/NRC, 2006; NCRP,

2010)。NCRP (2010) では、若い作業員、及び襟の高さの(遮蔽されていない)個人線量計の測定値が1ヵ月以内に4 mSv [$H_p(10)$]を超える全ての者には、甲状腺防護具又は甲状腺もカバーする防護エプロンの使用を推奨している (Wagner and Archer, 2004)。

(160) モンテカルロシミュレーション (Marshall et al., 1992) から、0.5 mm の鉛を含むネックガードにより甲状腺の等価線量は12分の1に低減し、0.35 mm の鉛を含むネックガードにより7分の1に低減することが明らかになっている。しかし、甲状腺防護具は頸部にきつく着用すると不快であることがあり、快適にするため緩く着用することが多い。ネックガードが喉頭周囲の高さまで下がった場合、甲状腺の上部約10 mm は防護されていない可能性がある。これにより、前述の2つの鉛の厚さについて防護効果はそれぞれ6分の1及び5分の1まで低下する。このような計算は、患者の被ばくをシミュレートした人体形状ファントムで得られた測定値(これからは防護効果は6分の1と示されている)と概ね一致している (Marx and Balter, 1995)。したがって総合的には、実地臨床においてネックガードの着用により等価線量は5分の1から10分の1に低減する。

(161) インターベンショナルラジオロジスト及び心血管インターベンシオナリストに加え、外科医及びその他のグループの臨床医も、標準的な手術室内で、可動式のC-アーム透視装置のガイド下で診断又は治療を行う (ICRP, 2010a)。頭部及び甲状腺に対する線量は場合によっては顕著になりえるが、手術室における防護具の利用可能性は多くの場合限られている。使用する手法の評価や、スタッフが防護エプロンに加えて甲状腺防護具も着用すべきかの判断には、リスク評価が必要である (Vaño et al., 2016)。

(162) 大半の整形外科的処置による線量は低い。しかし、整形外科医は患者の照射体積の近くで作業することがあり、一部の手技についてはオーバーチューブ型の配置でX線管を使用する必要があるだろう。この場合、頭部及び上半身への散乱線量が大きくなる。寝台吊り下げ式の鉛カーテン及び天井吊り下げ式のシールドが利用できることは稀である。しかし、患者の四肢が係わる手技では、患者の体幹部がビーム内にある手技に比べて、線量が比較的低いはずである。脊椎固定のため椎骨にセメントを注入する、(インターベンショナルラジオロジストによっても行われる)椎体形成術や椎骨形成術など少数の整形外科手術では、術者の眼と手に高線量が照射される可能性がある (Struelens et al., 2013)。

(163) 患者の身体の輪郭に密着できるよう切り抜きが入っている、独立型の調節可能なオーバーテーブル型のシールドは、インターベンシオナリストを適切に防護できるかもしれないが、IVRのスタッフはそれが邪魔に感じる人が多い。必要な操作を妨げ、手技の時間を延長し、患者とスタッフの線量を増加させるようなものは避けるべきである。

5.4.1.1 ディスパーザブルドレープ

(164) 散乱放射線の線量を軽減するため、一次ビームの放射線場外に、タングステン/アンチモン又はビスマスを含む軽量、使い捨てで無鉛のドレープ又はパッドを置くことができる (King et al., 2002; Dromi et al., 2006; Thornton et al., 2010; Politi et al., 2012; Ordiales 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開口部や、患者からの散乱放射線を低減する、遮蔽された縁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、手及び上半身を防護し、眼の線量を5~25分の1に低減することが明らかになっている (Thornton et al., 2010)。経皮的腎瘻造設に使用する、滅菌済みで使い捨ての無鉛ドレープの評価を、King らが報告している (2002)。使用のために必要な時間は短く、追加コストも比較的少

ないため、彼らは、これらを使用してみる価値があると結論づけた。。再使用可能なドレープも、廃棄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 (Fetterly et al., 2017)。ただし、患者にディスプレイ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。

5.5 頭部及び目の防護

5.5.1 天井吊り下げ式のシールド

(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 (Vaño et al., 1998; ICRP, 2013a; Vaño, 2015)。天井吊り下げ式の鉛アクリル板は頭頸部全体の線量を 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べきである (Martin, 2016)。

(166) 天井吊り下げ式のシールド又は鉛メガネにより得られる目の防護は、線量低減係数 (DRF) を用いて数値化することができる。天井吊り下げ式のシールドの使用により達成される目の線量低減に関しては、様々な DRF が報告されている。IVR に関して臨床で測定した大規模な報告からは、1.3~7 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センター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、シールドの DRF は 5 であったとされている (Magee et al., 2014)。ただし、天井吊り下げ式のシールドを正確に配置したファントムシミュレーションでは、より高い数値が得られている。あるファントム試験において Galster ら (2013) は、経頸静脈性肝内門脈大循環短絡術 (TIPSS)、腹部出血の塞栓術、及び骨盤塞栓術に関する DRF を 8.5~17.6 と報告している。天井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、眼のみならず頭頸部全体を防護することが実証されている (Galster et al., 2013)。経皮的冠動脈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)。

(167) 天井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シールドを使用するか否かと、いかに有効に配置できたかに左右される。シールドは患者のすぐ上に置き、術者からシールドを介して患者の照射区域が見えるように配置する。これはインターベンシオナ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たびにこれを配置しなおす必要がある。したがって、原則的にはシールドは高い防護をもたらすが、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により、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。このような低減によってインターベンシオナ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。

(168) Vaño ら (2015b) は、エプロン外の襟の高さの線量計から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たと仮定した場合、3 つのインターベンションの専門領域である循環器、脳神経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

(Vaño et al., 2015b)。
(169) 放射線吸収性の手術帽を用いることで減衰が得られ、インターベンシオナリストの脳の線量が低減することを明らかにしている著者もいる (Alazzoni et al., 2015; Uthoff et al., 2013)。一方で、ランドファントム上でラジオクロミックフィルムを用い、頭部内の線量分布の測定に注目し、放射線吸収性の手術帽は基本的にインターベンシオナリストの脳を防護しないと報告した研究者もいる (Fetterly et al., 2017)。著者らはこの理由を、照射ジオメトリーによる (すなわち、散乱線はインターベンシオナ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脳を防護できないという事実による) ものと説明していた。
(170) この所見は、スタッフへの実線量は多数の要因によって左右されるという事実と一致しており、天井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理解し配慮することで、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 のスタッフでは脳の線量による脳腫瘍の発生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)、まず脳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。スタッフは追加的な防護措置を取る前に、医学物理士、又は脳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に相談できるようにしておくべきである。

5.5.2 その他の可動式シールド
(171) 患者の近くに留まるべきスタッフ (看護師や麻酔医など) には、彼らと X 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。

5.5.3 防護メガネ
(172) 散乱放射線からの眼の防護には、鉛メガネが重要な要素である。防護メガネの使用は、眼の水晶体の線量を大幅に低減することが証明されている。鉛当量厚 0.75 mm で、全ての管電圧について線量を 85%超低減できる鉛メガネが市販されている (Sandblom, 2012; Magee et al., 2014; Martin, 2016)。
(173) 眼と同じ水平面で正面から入射する 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; Thornton et al., 2010; McVey et al., 2013; Van Rooijen et al., 2014)、及びモンテカルロシミュレーションから (Carinou et al., 2011; Koukorava et al., 2014)、DRF は 5-10 と報告されている。
(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 が異なり (McVey et al., 2013; Magee et al., 2014; Van Rooijen et al., 2014)、またインターベンシオナリストの眼が側面及び下から、水平面の 20~90 度の範囲で照射を受けることが多い。処方メガネを着用したまま使用するために鉛ガラスと頭部の間に大きいスペースが残されると、側面からの照射について DRF 値が低くなる傾向がある (Magee et al., 2014)。インターベンシオナリストが手技を行う際、X 線が放射されている大半の時間は患者の方ではなく、モニター上の画像を見ている。すると散乱放射線は、レンズの後のギャップと防護されていないフレームの部分を通して通過することができ、眼を直接照射することになる。
(175) 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; Koukorava et al., 2014; Magee et al., 2014)。正面からの被ばくの場合、メガネの種々のカテゴリー間の差はレンズの大きさ、無防護組織からの近さ、したがって照射組織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、顔の輪郭と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、これはさらに散乱することなしに、メガネのレンズ下側のギャップを通り直接入ると考えられる。

(176) 大半の鉛メガネの防護は鉛 0.75 mm または 0.5mm 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カテゴリーに分けることができる。

- (A) 目的に合うよう設計された大型のフラットレンズ及びサイドシールドをもつ鉛メガネ。
- (B) 正面にレンズが付いたラップアラウンド型の鉛メガネ。側面からの放射線の入射をより防護できるように、角度が付けられている。
- (C) 通常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) 「フィットオーバー」型メガネ。カテゴリー (A) と類似しているが、通常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。ヘッドバンドによってセットされる。

(177) カテゴリー (A) 及び (B) のカスタムデザインの鉛メガネで鉛当量 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; Koukorava 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鉛メガネでは、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強くなる。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)。

(178) 処方メガネの上から着用するようデザインされている「フィットオーバー」型メガネはかさばり、通常メガネを着用できるように下側のギャップが大きくなっている。一部のモデルでは、特に重い「フィットオーバー」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。

(179) Galster ら (2013) は、天井吊り下げ式スクリーンの陰に頭部がある場合、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。

(180) 0.1 mm など鉛当量が低いフェイスマスク又はバイザーは、顔全体を覆うことから、後方散乱からの眼への線量に大きく寄与するであろう眼の周辺の頭部領域の被ばくを低減する (Martin, 2016)。これらの鉛当量は低いものの、鉛メガネに代わる実行可能な代替物である。しかしサイズが大きく曇りやすいことから、ときとして医師に好まれないことがある。

(181) 鉛メガネによる防護効果の測定によって得られる有用なデータを用いると、遮蔽されていない眼用線量計で記録された線量測定値を補正し、防護メガネを一貫して着用していたことを保証できるすべてのインターベンショナリストのために、眼の水晶体の線量を導き出さう。しかしどのような計算も、すべての手技に鉛メガネを着用していたことを想定している。したがって、減衰係数が適用されるためには、関係するインターベンショナリスト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、品質管理を運用する必要がある。

<p>(182) 適用される係数は、関係するメガネの測定に基づくものかもしれないが、実地臨床で遭遇する角度での X 線からの被ばくを考慮する必要がある。測定方法及びその結果を記録する必要がある、適用される DRF は 4 を超えてはならない。</p>
<p>(183) DRF を確認するために測定値が得られないが、メガネがカテゴリー (A) 又は (B) で、鉛当量 0.5 mm 以上を含む場合は、メガネによる防護の考慮には DRF を 2 とするのが保守的なアプローチである (Magee et al., 2014)。</p>
<p>(184) ほぼすべてのモデルの鉛メガネでは、X 線源に近い側の眼に対する防護に比して遠い側の眼に対する防護の効果は低く、遠い側の眼の DRF は 1.5~2 である (Geber et al., 2011; Galster et al., 2013; Van Rooijen et al., 2014; Fetterly et al., 2017)。これは、鼻腔に相当するギャ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、遠い側の眼の水晶体の線量は、線源に近い方の眼よりもまだ低い。</p>
<p>(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、それを選択するには注意する必要がある。特にメガネの下側周囲の顔の輪郭とのフィッティングの近さは、鉛当量よりも重要かもしれない。これはメガネは下又は側面からの被ばくも防護すべきだからである。</p>

<p>5.5.4 防護対策の併用</p>
<p>(186) 眼の水晶体及び末端部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、臨床的な状態とジオメトリーのモンテカルロシミュレーションと測定が行われた。その結果は以下のものであった：天井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。防護メガネは眼の線量を最大で 10 分の 1 (90%) まで低減できる。寝台からの遮蔽カーテンは下肢の線量を 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寝台上に配置した場合に比べ、眼の線量を 2~27 分の 1 に、手の線量を 2~50 分の 1 に低減できる。動脈系への大腿動脈アクセスによって橈骨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ろに下がる/退室することで、線量を 4~7 分の 1 に低減できる (Vanhavere et al., 2012; Martin, 2016)。</p>
<p>(187) Thornton ら (2010) は透視時の術者の眼の散乱線量に対して、一般的な放射線遮蔽戦略を単独で使用及び併用したときの影響を評価した。術者ファントムの水晶体の放射線線量率を、寝台に取り付ける鉛カーテン、鉛メガネ (0.75 mm 鉛当量) と鉛不含のメガネ、使い捨てのタングステン-アンチモン製のドレープ (0.25 mm 鉛当量)、及び吊り下げ式 (0.5 mm 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、左右斜め前方から 15 度の角度で照射し、術者の上腹部で、及び DSA (1 秒間に 2 画像) の間に患者の鼠径部でも測定した。各戦略の遮蔽効率を、遮蔽しなかった条件と比べて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 つ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)。</p>

<p>5.6 末端部の防護</p>
<p>5.6.1 手</p>

<p>(188) インターベンシオナリストの手は一次 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 の線量を受けることになる。治療台の側方に 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 倍にもなりえる。</p>
<p>(189) インターベンションのアクセス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)。循環器内科医にとって、経大腿動脈よりも経橈骨動脈でカテーテルを挿入した方が患者の離床をより早く達成することができるというメリットがあるが、循環器内科医の手は X 線ビームに近くなることから、特にその手の側面で受ける線量が高くなる (Mann et al., 1996)。</p>
<p>(190) 放射線科領域の IVR ではほとんどの場合大腿動脈アクセスが用いられているが、経皮的胆汁ドレナージ、腎瘻チューブ留置及び胃瘻留置など経皮の手技では、術者は、撮影するエリア近くで挿入カテーテルを操作する必要があるため、指先の線量が比較的高くなりえる (Whitby and Martin, 2005)。</p>
<p>(191) 放射線科医が経内頸静脈的にアクセスする TIPSS などの手技では、手は撮影部位から離れるが、TIPSS 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)。</p>
<p>(192) カテーテルを保持する手は通常、操作を行う他の手に比べて X 線ビーム外縁部に近く、高い線量を受けている (図 5.5 及び 5.6)。</p>
<p>(193) 天井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、慎重な行為をすることによって若干の低減は達成できる (Maeder et al., 2006)。一部の手技では、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)。</p>
<p>(194) 独立式の調節可能なオーバーテーブル型シールドでは、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。防護ドレープやパッドも手の防護に有効である可能性があり、ある研究では、手の 29 分の 1 までの線量低減が達成されることが示されている (King et al., 2002)。</p>
<p>(195) 薄い防護手袋も利用できるが、その防護に関する報告結果は様々である (15~60%)。手袋で防護した手が X 線場に入り込んだ場合、減衰を補償するため線量率は自動的に高くなることから、インターベンシオナリスト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 (Wagner and Mulhern, 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 (McCaffrey et al., 2012)。しかしこのクリームも、手が X 線場に入った場合、同様に線量を増加させる可能性がある。さらに繊細な手技では、放射線減衰材料からの触覚的フィードバックが減ることで、透視時間又は CT 照射時間が延長するおそれがある (NCRP, 2010)。</p>

<p>5.6.2 下肢及び足</p>
<p>(196) X 線管が治療台の下側におかれるとき、一次ビームからの放射線が治療台の足元から散乱することから、下肢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、下肢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、インターベンシオナリストの足の線量は面積空気カーマ積算値に密接に関連する。面積空気カーマ積算値が 100 Gy cm²の手技では、</p>

下肢の吸収線量は約 1 mGy となる (Whitby and Martin, 2003)。

(197) 治療台の側面に鉛カーテン (通常は鉛当量 0.5 mm) 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; Shortt et al., 2007)。これらのドレープは、手技を通して正しく配置されていた場合、下肢の線量を 10~20 分の 1 に低減することができるが (Martin, 2009)、実際には通常 2~7 分の 1 程度である (Vanhavere et al., 2012)。すべての IVR 施設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には、線源にできるだけ近づけるといふメリットがあり、また常設されることからこの使用の有無の意識的な判断は不要である。インターベンショナリスト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肢である。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双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、例えば TIPSS のようにインターベンショナリストが寝台の頭部又はその付近に立った場合、ドレープが寝台の頭部へ動かさなければ防護に役立てることができない。これらのシールドは、インターベンショナリスト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、他のスタッフが寝台の横に立つ必要がある場合もあり、彼らには下肢の防護が必要となる。

(200) 下肢の防護には、可動式の独立型シールドを利用できる。無菌環境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識的に判断する必要がある。これを上下にしたり、傾けたり、角度を付ける際には、治療台や C-アームと接触するリスクがある。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フ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、職業被ばく線量の低減に有効な 1 つの手段である。しかし、術者は手技を行うために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 陽電子放射断層撮影/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ための防護エプロンや防護メガネなどの個人防護具は、511-keV という PET 光子の陽電子消滅エネルギーに対して有効でない (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ナリストが制御できることは僅かであり、X 線の量と質が術者によって直接制御される透視や CT ガイド下の手技とは異なる。したがって PET-CT ガイド下 IVR では、スタッフ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; Cruzate and Discacciatti, 2008; IAEA, 2008; Elschot et al., 2010)。第 2 節に示しているように、PET-CT ガイド下 IVR による術者の放射線被ばくを主に決定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 選択的内部放射線療法における防護

(203) ⁹⁰Y 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流し込みに用いる使い捨てのアイテムは、ピンセットで取扱い、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ポリ（メチルメタクリレート）などの材料が最適である。SIRT sphere のベンダーは、スタッフ、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）。これには、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、手袋をした手でこれを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リバリーボックスとデリバリーセットを提供している。これにより、⁹⁰Y パイアルと、すべての活栓及びチューブとの直接の接触が阻止される。マニュアル操作の前には、全てのチューブとカテーテルを注射用水又は生理食塩水でフラッシュ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フメンバーの典型的な被ばくについて、代表的な概要を示している。

(204) 放射線防護措置のあらゆる技術面に加え、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、⁹⁰Y 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実証している。彼らによれば、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。

(205) SIRT の後、患者には経過観察、一般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核医学部門の個室に移されるが、スタッフ、来訪者及びその他の患者の放射線被ばくは比較的低い。143 件の SIRT 手技（124 件は樹脂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樹脂マイクロスフェアにて 1.1 μ Sv/時、ガラスマイクロスフェアで 2.4 μ Sv/時であることを明らかにした。2 GBq の ⁹⁰Y 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 防護衣の取扱い、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。防護衣の購入、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地に亀裂が入ることがあるため、折りたたむてはならない。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、ねじれ、異常な点がないかを目視して確認する。

(207) 防護衣の受領時には、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。Clements 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が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、実際の減衰値がものによって大きく異なることから、標準化された受入検査法が必要である（CRCPD, 2001; Christodoulou et al., 2003; Finnerty and Brennan, 2005）。無鉛の防護エプロンに関しては、透過の測定に幅広い X 線質を使用するべきである。また、Pasciak 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ターベンションに伴う放射線場で認められたもの（例えば散乱 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洗浄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（Vaño 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、患者周囲の散乱放射線レベルの分布、様々な要素がどのように線量分布に影響するかという理解、被ばくモニタリング及び線量評価の戦略、並びに天井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。

(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、彼らがインターベンショナリスト及びインターベンションに係わるその他の医療従事者の講師として、さらに大きい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適応の専門家は、全般的な放射線防護の知識のみならず、IVRにおける医療慣行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値の調査のために、パルス放射線を含め、線質及び散乱放射線場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、基準及び法令の中の要件として制定される。職業被ばくの記録には以下のものが含まれる。作業者が職業被ばくを受けることになる作業の内容に関する情報。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。放射線被ばくと関連する他の作業者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教育及び研修。再訓練講座。防護メガネを着用し、防護について眼の線量計の測定値を補正をする場合は、個々のインターベンショナリストが鉛メガネとその眼用線量計の両方を装着していたことを実証するため、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の記録を閲覧できるようにしなければならない。

(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指す必要がある (ICRP, 2007; IAEA, 2014a)。計画被ばく状況に関する委員会の勧告を考慮し、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) 以下のことを保証するため、放射線画像ガイド下のインターベンションに係わるもの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結果を入手し、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) 適切な放射線検出器及び線量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、眼及び手の被ばくのモニタリング、並びに作業場のモニタリングを含める。エプロン、甲状腺シールド及び鉛メガネといった個人防護具、並びに天井吊り下げ式のシールドと寝台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、その情報を規制当局が勧告している期間、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査、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、インターベンションの成功と両立できるよう可能な限り、防護具着用の要件及び指示を示すべきである。これには天井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、防護メガネの着用の監査及び記録も含める。これは、減衰を考慮するため DRF を線量測定値に適用する場合、特に必要である。

(220) IVR のスタッフの放射線防護に関する研修と資格認定を記録し、予め定めた間隔ごと、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初任者研修は、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全般的有効性の検討と評価の責任の割り当てを含む運用手順を、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、面積空気カーマ積算値の計器（面積線量計）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 勧告の要約

6.1 全般

(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半の措置は作業者の防護にも寄与するように、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。加えて、職業放射線防護には防護衣及びシールドを適切に使用する必要がある。スタッフの防護措置は IVR の臨床転帰を損なってはならず、また患者の被ばくを高めてはならない。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 個人被ばくのモニタリング

(223) IVR における職業被ばくのモニタリングには、線量限度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眼の水晶体や末端部などの臓器が受けるであろう線量も含める。最近の研究から、インターベンショナリストにおいて放射線に関連した水晶体混濁の発生率が高いことが明らかにされており、このことは眼の水晶体の被ばくを評価する必要性を、強く示している。

<p>(225) 委員会は IVR の線量計について、1 つはエプロンで遮蔽し (エプロン内にする)、1 つは襟の高さでエプロン外に、という 2 つの線量計を用いるべきと勧告している。これは、入手できる最良の実効線量の推定値が得られるのみならず、眼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なるためである。</p>
<p>(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、視覚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。</p>
<p>(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しにスタッフの線量を低減するための、防護措置の効果を評価する。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 (能動型個人線量計) は最適化の目的に、手技の種類別の又は手技の特定の局面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。</p>
<p>(228) APD 及びエリアモニタの型式試験手順並びに較正には、IVR 手技で良く用いる照射野を含めるべきである。これには高線量率のパルスモードでの試験も含める。</p>
<p>(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必要がある。</p>
<p>(230) 委員会は適切な線量計を常に着用すること、手順により規定される正しい位置におくこと、しかも手順の遵守に関する監査を実施することを勧告している。加えて、散乱放射線場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ためには、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眼の水晶体の線量など、職業被ばくの合理的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近 (C-アーム上など) の環境線量計の測定値を比較することは、個人線量計の装着手順の不遵守を発見するために役立つと考えられる。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、作業関係の検討が必要となる、調査レベルを設定する必要がある。加えて、エプロン外装着の線量計と手の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想定を下回った場合、線量計を一貫して適切に装着していたか否かの検討を始める。</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、実用量 $H_p(0.07)$ は $H_p(3)$ の概算として用いることができる。 $H_p(10)$ も同様の目的に使用できるが、光子スペクトルの平均エネルギーが 40 keV を上回る場合に限る。</p>
<p>(232) 手指の一部が X 線ビームに非常に近い場合や、さらには直接 X 線ビーム内に入ってしまうと、手首線量計では実際の手指の線量を反映できないと考えられる。</p>
<p>(233) 防護エプロン又は寝台吊り下げ式のカーテンによる遮蔽から外れた部分の下肢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) 線量計を必要とせず、個人の位置検知も併用して、眼の線量も含めた個人線量を算定する計算技術の開発を追求する研究努力が必要である。</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一般に、スタッフも同程度に防護する。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：防護エプロンとネックガード、天井吊り下げ式のシールドと鉛メガネ、寝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線管側よりも受像器側よりにいる。</p>
<p>(237) 鉛ではない、スズやビスマス等の高い原子番号の元素からなる複合層又は二重層の軽量エプロンもある。「鉛当量」という表現のみで減衰特性を表現することは誤解を招くおそれがある。なぜなら光子エネルギーが異なれば光子の減衰も大きく変動し、光子のスペクトルの中でも特に画像診断で用いられる範囲において変動が最も大きいからである。減衰係数は、防護衣が使用される状況を反映するため、減衰の測定に使用した複数の線質の情報、および複数の線質で得られた測定値の重み付け方法の情報と共に規定されるべきである。</p>
<p>(238) 眼の防護措置を使用しない場合、通常の仕事量の職員は、線量限度を超え得る線量を眼の水晶体に受けることになり、それによって長期間には水晶体混濁が生じ得る。インターベンシオナリストは作業中、できる限り天井吊り下げ式のシールドを活用するべきである。これ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、インターベンシオ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、透視の間はインターベンシオナリストは通常画像モニターを見ているので、眼の水晶体は側面及び頭部レベルの下からくる放射線による被ばくを受ける。したがって鉛メガネは、着用者の顔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照射体積に近いインターベンシオナリストの手は、より高い線量を受ける。天井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、多数の手技を手がける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、そこからカテーテルを挿入できる開口部が付いていることがある。</p>
<p>(241) 寝台上から鉛カーテンが吊り下げ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、治療台が比較的高い位置にあるとき特に当てはまる。インターベンシオナリストは、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るべきである。</p>
<p>(242) 防護衣の防護値の規格には、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、その防護衣を使用する状況を反映させる必要がある。</p>

<p>6.4 妊娠中の作業者の防護</p>
<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胎児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) 妊娠中の作業者に対する不必要な差別は避けるべきである。現在得られているデータは、妊娠中のインターベンシオナリスト又はその他の作業者を、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>

(245) 個人線量計を2つ使用する際は、胎児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 $[H_p(10)]$ が 0.2 mSv/月未満を示した場合、胎児の等価線量は線量限度を下回ると考えられる。

6.5 防護衣の保管及び品質管理

(246) 防護衣の購入、検査及び補充を行えるよう、十分な資源が必要である。施設では受入基準を確立して適用する必要がある。

(247) 防護エプロンは、折りたたむと防護用の裏地に亀裂が入ることがあるため、折りたたむてはならない。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、ねじれ、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年1回検査する。

(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。

6.6 品質保証プログラム

(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為を維持することを目指す必要がある。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の手順に従うことを確保するための、適切な監査を含めるべきである。

6.7 教育及び研修

(250) IVR に係わるスタッフは、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、防護方法及び防護衣を含める。

(251) 患者の防護と IVR に係わるスタッフ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。

(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ナリスト及び IVR に係わ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、パルス放射線など)、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、実地臨床の背景的知識を備えている必要がある。

6.8 記録

(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、健康調査の成績、放射線防護の教育と研修 (再訓練講座を含む)、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、スタッフ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。

付属書 A 放射線防護のための生物学的基礎のまとめ

(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礎は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。

A.1 確定的影響（有害な組織反応）

(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、線量が一定のしきい値を超えたときにのみ臨床的に認められる。このしきい値の大きさは、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。線量がしきい値を超えて増加すると、その発現率は急激に増加して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 *Publication 103*（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数が多いときに生じえる。

A.2 確率的影響（がん及び遺伝性影響）

(A3) 細胞生物学及び分子生物学から、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は非常に有効であるが、僅かな確率でこの損傷が生じており、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（身体的影響）。この確率は低いことから、被ばくされたほんの僅かな細胞でのみこれが生じる。この初期損傷が性腺内の生殖細胞に及んだ場合、**遺伝性影響**が生じることがある。

(A4) 確率的影響の場合、放射線防護の目的では単純な直線しきい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。線量及び線量率が高いとき、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）のしきい値に近いときはこの確率はより穏やかに上昇し、細胞傷害の競合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」と呼ばれる。

(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 *Publication 103*（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、*Publication 99*（ICRP, 2005）に示されている。公衆の構成員について、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。直線しきい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慎重な基礎である。

(A6) 委員会はまた、遺伝的ながんになりやすい者というテーマも検討し、現在得られている情報は、この問題の意味のある定量的な判断をするには不十分であるという暫定的な見解を *Publication 79*（ICRP, 1998）に示した。委員会は今後も引き続き、放射線防護に対するその意義に関して、この問題を監視していく。

A.3 子宮内照射の影響

(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、中枢神経系の影響、及び白血病と小児がんといったテーマについて、以下に簡単に記述する。委員会は出生前照射の影響を、*Publication 90* (ICRP, 2003) において詳細に評価している。

A.3.1 致死的影響

(A8) 胚発生の着床前期間には、胚は照射による致死的影響を受けやすい。100 mGy 未満の線量では、そのような致死的影響は非常に低頻度であり、出生後に健康に対する重大なリスクが現れると信じる理由はない。

A.3.2 奇形

(A9) 主要器官形成期（通常は受胎後 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。この影響のしきい値は約 100 mGy である。

A.3.3 中枢神経系

(A10) *Publication 84* (ICRP, 2000a) では、中枢神経系は特に、受胎後 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精神遅滞の確率が高くなる。受胎後 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。

A.3.4 白血病及び小児がん

(A11) 成人と小児の両方において、放射線によって白血病及び多くの種類のがんの確率が高まることが示されている。胚／胎児が発がんの影響を受けるリスクは、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）。

(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技に伴う胚／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。

付属書 B 数量及び単位

(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実にするため、被ばくの限度を指定する目的で使用される。

B.1 吸収線量, D

(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、その質量で除した商、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。

(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。

B.2 線量の平均化：臓器線量

(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する。低線量の場合、特定の臓器・組織について平均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。

(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係わる個々のスタッフメンバーの職業被ばくについて、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。身体の部分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しきい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。Publication 103 (ICRP, 2007a) によれば、組織反応の評価に適用すべき数量は、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。

B.3 等価線量と放射線加重係数

(B6) 防護量の定義は、放射線のタイプ R による、特定の臓器・組織 T 全体の平均吸収線量 $D_{T,R}$ 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 H_T は、その特定の臓器又は組織 T における平均吸収線量 $D_{T,R}$ の、関係する全種類の放射線 R の加重和と定義される。すなわち $H_T = \sum w_R D_{T,R}$ である。

(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。

(B8) 放射線の種類とエネルギーに関する放射線加重係数 w_R は主に、様々な種類の放射線に関する低線量での生物学的効果比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 β 線照射の場合、 w_R 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の係数は最大で「20」の値をとる。

B.4 実効線量及び組織加重係数

(B9) 実効線量、 E 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：

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで w_T は、組織 T の組織加重係数である。

(B10) 確率的影響の誘発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、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。

(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に関しても同じである。どの線量を用いているか、常に明記するよう注

意しなければならない。

B.5 損害及び損害で調整された名目リスク係数

(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量化するために用いられる概念であり、致死がんの寄与確率、非致死がんの加重された寄与確率、重篤な遺伝性影響の加重された寄与確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮期間を考慮する。

(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。

(B14) 放射線誘発がんリスク及び遺伝的影響に関する情報から、委員会は、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、 $4.1 \cdot 10^{-2} \text{Sv}^{-1}$ とすることを提案している（ICRP, 2007a）。遺伝性リスクについての係数は $0.1 \cdot 10^{-2} \text{Sv}^{-1}$ とされ、以前に *Publication 60*（ICRP, 1991）で勧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。

(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関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）全集団に適用する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 $5\%/\text{Sv}$ は、放射線防護の趣旨において適当であると考えている。

B.6 実用量

(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、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）。放射線モニタリングに用いる線量計及び測定機器は、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 *Publication 103*（ICRP, 2007a）の付属書 B に記述されている。

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散乱光子のエネルギー範囲において、 Q は「1」の値を取る。

B.8 環境モニタリングに対する実用量

(B18) 環境モニタリングの実用量は、周辺線量当量 $H^*(10)$ と方向 Ω 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ベクトル上の深さ 10mm における ICRU 球体内の対応する拡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、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, これは放射線画像ガイド下のインターベンションにも適用される。

誤植
ICRP <i>Publication 139</i> の誤植 : 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 にて以下の誤植が確認された : $E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_T w_T D_{T,R}$ 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。 $E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ ICRP は, この誤植によりご迷惑をおかけし, 混乱を招きましたことをお詫び申し上げます。

図表

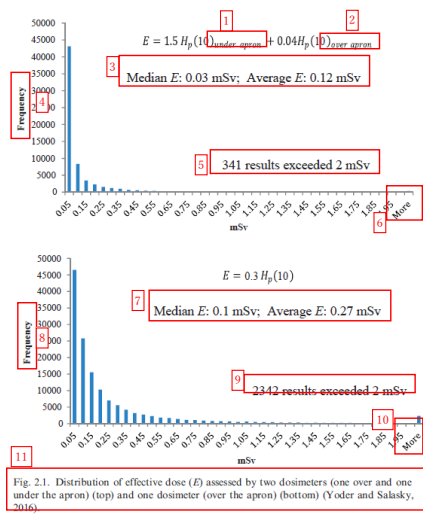
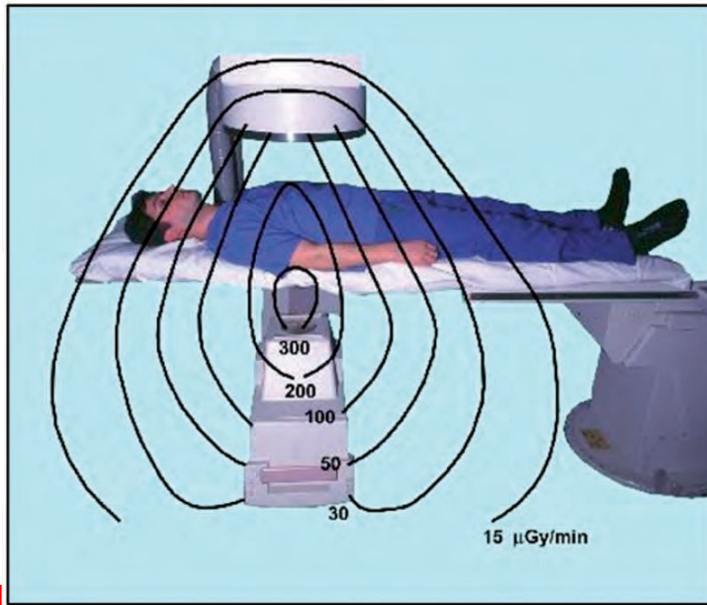


Fig. 2.1. Distribution of effective dose (E) assessed by two dosimeters (one over and one under the apron) (top) and one dosimeter (over the apron) (bottom) (Yoder and Salasky, 2016).

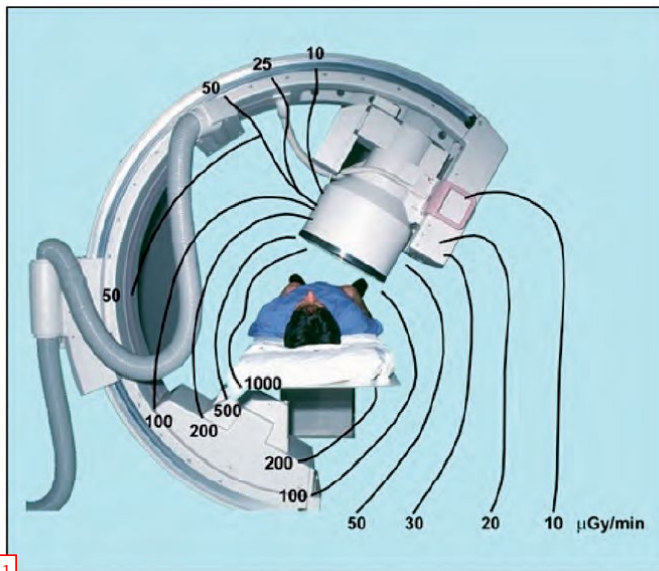
- ①
エプロン内
- ②
エプロン外
- ③
中央値 E : 0.03 mSv 平均値 E : 0.12 mSv
- ④
頻度
- ⑤
341 件の結果が 2 mSv を超えた
- ⑥
それ以上
- ⑦
中央値 E : 0.1 mSv 平均値 E : 0.27 mSv
- ⑧
頻度
- ⑨
2342 件の結果が 2 mSv を超えた
- ⑩
それ以上
- ⑪

図 2.1 2 つの線量計 (1 つはエプロン外, 1 つはエプロン内) で評価した実効線量 (E) の分布 (上図) と, 1 つの線量計 (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)

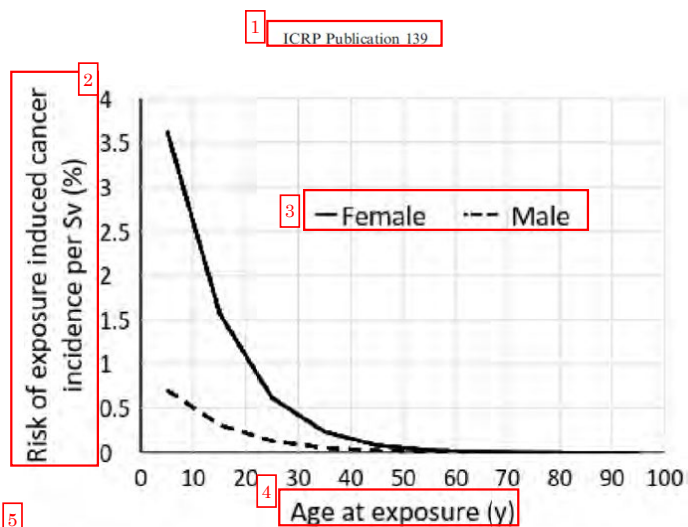


Fig. 5.3. Risk of exposure-induced incidence of thyroid cancer per sievert of thyroid equivalent dose based on data for the International Commission on Radiological Protection composite population defined in *Publication 103* (ICRP, 2007a).

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。

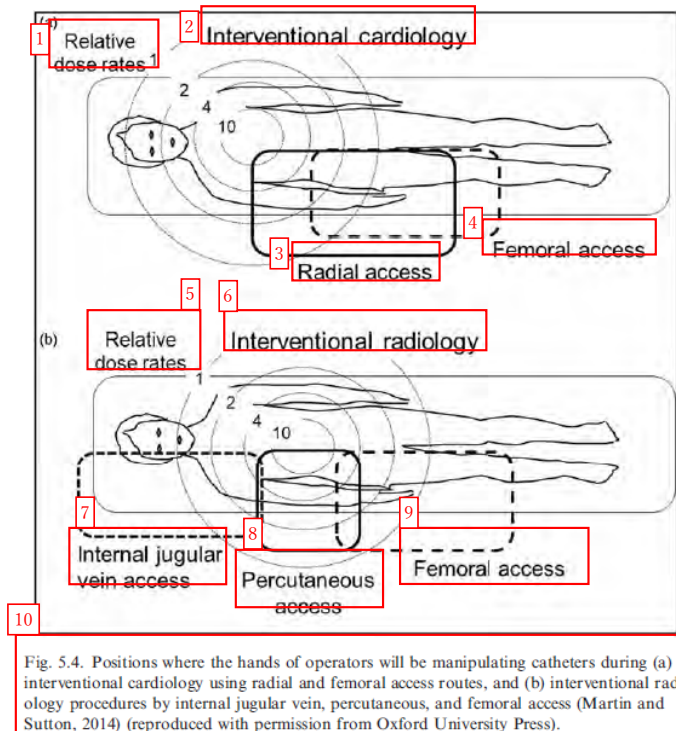


Fig. 5.4. Positions where the hands of operators will be manipulating catheters during (a) interventional cardiology using radial and femoral access routes, and (b) interventional radiology procedures by internal jugular vein, percutaneous, and femoral access (Martin and Sutton, 2014) (reproduced with 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)

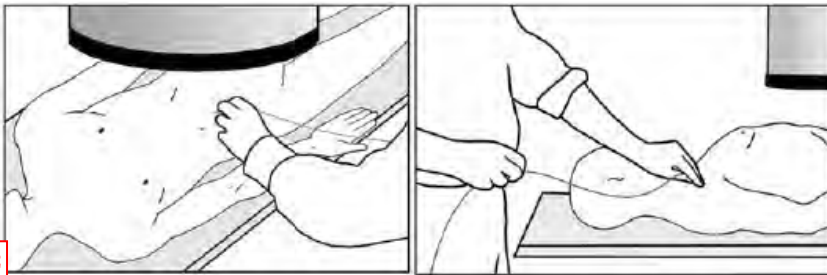


1

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)



2

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)

1 Table 4.1. α and β 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	
	4 α	β	α	β
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)	8 Hands (mSv)
		10		
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}Y activity for different distances (adapted from SIRTEX, 2016).

12 Distance from the eye	Ambient dose equivalent rate
0.25 m	13 $18.8 \mu\text{Sv h}^{-1}$
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 α 及び β 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師又は薬剤師、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}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

3.1.7. ICRP Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)(校閲版)

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
招待論説
CBCT : 様々な臨床応用と幅広い線量
<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刊行物は、時宜を得たものであり、また実際のなものである。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) (<i>Publication 87</i>) 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 (MDCT)) (<i>Publication 102</i>) (ICRP, 2000a, 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り、またこれまでこのような装置を用いることのなかった臨床医によって使用されるようになったわけであるが、必ずしもそれら全ての人が、これまで放射線技師、医学物理士、放射線科医及び放射線腫瘍医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> <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 装置は、より侵襲的な外科的手技にとって代わって用いられるようになった。また頭部 CT 装置及び 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 名の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悪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ものである。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っ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。</p> <p>CBCT の使用は、放射線治療、整形外科、泌尿器科、歯科／顎顔面外科、神経 IVR 科、血管内及び非血管 IVR 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、臓器吸収線量では 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。この差は 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える。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。</p>

線量低減は二律背反を伴うので、あらゆる製造業者に共通して、線量と画質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、手技全体の患者総線量が提示可能でなければならない。これらのデータは術者のコンソールに表示される必要があり、また電子カルテに取り込み可能でなければならない。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方法などが含まれる。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。ある臨床的疑問に対して、従来行われてきた CT 検査が最適の画像検査ではない、という場合もありえる。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」が注目される時代に、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て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ものだが、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。

James V. Rawson

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

ICRP PUBLICATION 129

2015 年 1 月 主委員会により承認

抄録 本刊行物の目的は、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、指針を提供することにある。Publication 87 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 は比較的低線量であるという認識は、初期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ない。CBCT 装置を使用する際の防護の最適化に関する助言は、新しい機能が使用される際に特に強調される必要がある。使用者による防護の最適化及び性能比較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は、放射線防護のための別の課題が生じる。このような手技による患者線量の追跡と報告のための方法の標準化も必要である。今後 CBCT 装置とその応用が進歩するに従い、本書で示している勧告も進歩していだろう。以前の ICRP の刊行物と同様に、画像検査の専門家、医学物理士及び製造業者が、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実践するために、経済的及び社会的要素を踏まえつつ、かつ

必要な医学的結果の達成と矛盾せず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、本刊行物に示しているガイドラインと勧告に従ってくれることを、当委員会は望むものである。

© 2015 ICRP。出版：SAGE。

キーワード：コーンビーム CT；C-アーム CBCT；ICRP 勧告；線量管理 CBCT；インターベンショナル CBCT；CT 透視

ICRP 代表著者

M.M. Rehani, R. Gupta, S. Bartling, G.C. Sharp,
R. Pauwels, T. Berris, J.M. Boone

序文

国際放射線防護委員会 (ICRP) は、放射線防護の原則の応用に関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関する、それに特化した刊行物を通して行っている。本刊行物は、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関する包括的助言に関する報告 (ICRP, 2007c) の追補となるものである。放射線防護という観点から最新の技術を解析し、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予測し、技術が寄与できるであろうニーズを示す重要な情報源としての機能をもっている。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、多数の画像検査が適切性のガイドラインを満た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、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 の刊行物の対象読者は、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 年程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。本刊行物では、病院での日々の診療で使用が増えつつあり、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。患者と作業者の防護に関しても本刊行物で論ずる。

当委員会は 2013 年、CBCT の放射線防護に関するタスクグループを発足させた。

タスクグループのメンバーは以下のとおりだった。

M.M. Rehani (委員長) S. Bartling R. Gupta

通信メンバーは以下のとおりだった。

T. Berris (2013 年 10 月まで) J.M. Boone

G.C. Sharp R. Pauwels (2013 年 12 月から)

第3 専門委員会の査読者は以下のとおりだった。

C. Martin R. Loose

主委員会の査読者は以下のとおりだった。

C. Cousins H-G. Menzel

各報告書の作成期間における第3 専門委員会のメンバーは以下のとおりだった。

(2009~2013)

E. Vañó (委員長) J-M. Cosset (副委員長) M.M. Rehani (書記)

M.R. Baeza L.T.Dauer I. Gusev

J.W. Hopewell P-L. Khong S. Mattson

D.L. Miller P. Ortiz López K.Å. Riklund

H. Ringertz M. Rosenstein Y. Yonekura

B. Yue

(2013~2017)

E. Vañó (委員長) D.L. Miller (副委員長) M.M. Rehani (書記)

K. Applegate M. Bourguignon L.T. Dauer

S. Demeter K. Kang P-L. Khong

R. Loose C. Martin P. Ortiz López

K. Å. Riklund P. Scalliet Y. Yonekura

B. Yue

要点

- 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、血管造影室、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今回のガイドライン及び勧告は重要なものである。
- CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者の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。
- 本書では、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。

- 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。
- 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構造化レポート (radiation dose structured report; RDSR) を通じて、個々の患者の手技全体の総線量指標を示す必要がある。
- 線量モニタリングが必須のツールとなれば、患者と作業者の両者の線量を最適化することが重要となる（特に作業者が装置の近くにいる必要があるとき）。ある特定の患者の線量の記録、報告及び追跡は、製造販売業者間で一貫した方法で行える必要がある。
- 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ろう。このような構造とは、例えば、肺、骨、歯顎顔面スキャン、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。
- 軟部組織である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍や膿瘍などの描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。
- IVR 及び術中に用いる C-アーム CBCT の多くは、180~240°の角度プラス X 線ビームのコーン角の範囲をスキャンすることができる。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。
- 臨床的必要性が許す限り、関心体積 (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。
- 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、多列検出機 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。
- 特定の地方で定められている参考値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、線量確認と均衡を実現する手段が必要である。
- 実際的な状況下で眼の線量を確実に推算する方法を確立、使用する必要がある。
- 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。
- 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る：患者の体位と標的体積部位の治療前確認、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前アライメントには、低線量 CBCT のプロトコル用いるべきである。
- 装置の多くは透視しか実施できなかったが、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ので、使用者は CBCT モードを使用しすぎ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。
- 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、骨折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。

- 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 のプロトコルを使用すべきである。
- 歯顎顔面用 CBCT は、他の画像検査方法を勘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、診断情報を損なうことなく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。
- 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。
- 診断目的で CBCT を使用する予定のすべての作業者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要がある。また IVR を目的とした CBCT を行う予定のすべて作業者は IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。

用語解説

吸収線量, D [Absorbed dose]

吸収線量, D は

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

を dm で割った値であり、ここで

$d\bar{\epsilon}$

は質量 dm 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：

吸収線量の単位は J kg^{-1} で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。 $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ 。

自動照射制御 [Automatic exposure control : AEC]

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。

コリメーション [Collimation]

放射線ビームの広がりを幾何学的に制限すること。

コーンビームコンピュータ断層撮影 [Cone beam computed tomography : CBCT]

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 Z 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る。

歯顎顔面の撮影 [Dental and maxillofacial imaging]

本書において歯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、撮影の主な適応が歯科に関連する場合は、「歯顎顔面の画像撮影」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。

検出器量子効率 [Detector quantum efficiency : DQE]

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。一定の入射フルエンス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。直観的には、検出器がそれへの入射フルエンスを、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把握するものである。

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篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の損害。「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、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しうる。

診断参考レベル [Diagnostic reference level : DRL]

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、または放射線医薬品の放射能のレベルであり、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。

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、1つの臓器に対する超えてはならない実効線量又は等価線量の値。線量限度は、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:

$$E = \sum_T w_T H_T$$

ここで、 H_T 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 SI 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。

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:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ 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_R は放射線加重係数である。等価線量の単位は実効線量と同じ $J kg^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト (Sv) である

ハンス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スフィールドスケールを用いて HU (別名 CT 値) に変換される。

$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \cdot 1000$$

<p>ここで μ 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形減弱係数である。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。</p>
<p>正当化 [Justification]</p> <p>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、放射線被ばくに純粹に便益がある事が求められる。</p>
<p>多列検出機コンピュータ断層撮影 [Multi-detector computed tomography : MDCT]</p> <p><i>Publication 102</i> (ICRP, 2007a) には、「MDCT システムとは、複数列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「多列検出器型」という構造は、縦方向（患者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、曲線状にならんだ検出器と 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、らせん状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配列は、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。</p>
<p>ノイズ [Noise]</p> <p>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、構造や対象物（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標はノイズを消失させることではなく、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まない画像輝度の「むら」である。ノイズの大きさは、画像の関心領域内の濃淡を表す値の標準偏差によって表される。</p>
<p>職業被ばく [Occupational exposure]</p> <p>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) 通常地域の自然バックグラウンド放射線。</p>
<p>防護の最適化 [Optimisation of protection]</p> <p>被ばくを生じる可能性、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。</p>
<p>ファントム [Phantom]</p> <p>実際に患者を被ばくさせることなく線量を推定し、イメージングシステムを検証するために用いられる、患者と同等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。</p>
<p>集団線量 [Population dose]</p> <p>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。</p>

<p>散乱 [Scatter]</p> <p>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。</p>
<p>遮蔽 [Shielding]</p> <p>作業員、患者又は公衆に対する線量を低減するため、線源との間に高吸収性の材料（鉛など）をおくこと。</p>
<p>スライス [Slice]</p> <p>1 回のシングル 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。</p>
<p>確率的影響 [Stochastic effect]</p> <p>発生する影響の確率が、その重篤度ではなく、しき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。</p>
<p>作業員 [Worker]</p> <p>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関係する権利と義務を認識しているあらゆる個人。</p>
<p>1 緒言</p> <ul style="list-style-type: none"> • 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、血管造影室、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今回のガイドライン及び勧告は重要なものである。 • 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。 • 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、情報に基づく決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本を示している。 <p>(1) CBCT によって、過去には 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 [耳鼻咽喉（ENT）のクリニック、血管造影室、放射線治療室、及び整形外科病院などにまで 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回のガイドライン及び勧告は重要なものである。</p> <p>(2) 以前の刊行物、特に <i>Publication 87</i> 及び <i>102</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。</p> <p>(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。</p> <p>(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、情報に基づく決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本を示している。</p>

(5) 放射線防護を含め CBCT の適切な使用は、依頼医師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、依頼医師は多列検出機 CT (MDCT) , 磁気共鳴イメージング及びその他のイメージングモダリティと比べた CBCT の長所と短所について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 (3D) ボリューム画像を得るために、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ができる。一部のコーンビーム装置はまだイメージインテンシファイアを使用しているが、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 装置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インテンシファイアを使用するということは、CBCT 装置が 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していることを意味している。CBCT 装置は一般に、比較的長いスキャン時間が必要である。

(7) 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、そのみでは CBCT 装置を定義するのに十分ではないことに注意するべきである。シンチレータ用セラミック製の複数の検出器列からなる従来型の多くの 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。

(8) CBCT は、検査対象の解剖学的構造の高解像度の容量スキャン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、既に様々な形で臨床応用されている。例えば歯科画像検査、頭頸部の画像検査 (副鼻腔 CT を含む) , 小児画像検査、高解像度骨画像検査、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。

(9) 放射線治療において、治療前の患者体位の確認と標的体積の位置確認にも 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° の角度で直線加速器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。古典的な線量分割スケジュールだと、照射野外の組織に対する撮影累積線量が高くなる可能性がある。

(10) CBCT の概念は 25 年以上前から存在していたが、手術室、外来診察室、救急治療室及び集中治療室で使用するためにあたって十分安価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集積的要素には次のようなものがある：

1. コンパクトで質の高い FPD アレイ

<p>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</p> <p>3. コーンビームスキヤニング用に設計された X 線管球</p>
<p>(11) 最新式の CBCT システムでは、画像取得のためにイメージイン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 線撮影、三次元的容積 CT、動態画像も可能となる。これらの能力は、術中の使用及び血管の診断治療への応用にきわめて有益である。</p>
<p>(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。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 装置の安全な使用のための勧告を示し、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。</p>
<p>(13) CBCT システムは、画質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。</p>
<p>(14) コーンビームのもつ照射野の性質、及びそれに伴うスキヤンされる体積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。</p>
<p>(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。訓練を受け熟練した CBCT 使用者であれば、「高線量」及び「低線量」スキヤンを慎重に使い分けることで、患者線量に大きな影響を及ぼしえる。軟部組織構造が主な診断対象である場合は通常、高線量スキヤンが必要である一方、動脈あるいは静脈の造影剤を用いた血管造影又は IVR の位置決めには、低線量スキヤンで十分であろう。</p>
<p>(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 のスライスよりも薄く、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。薄い CBCT スライスの SNR を厚い MDCT スライスのそれに合わせようとする、線量はそれに比例して増加する。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。</p>
<p>(17) 多くの CBCT 装置では、投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る（例えば一部のシステムでは、ビームが乳房、甲状腺又は水晶体などの放射線感受性が高い臓器に入るときは、管電流を下げるができる）。特定の臓器に対する線量を最小限に抑えるため、この仕組みをいずれの装置でも使用するべきである。</p>

(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勧告を策定することにある。

(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護についての刊行物と同様に、CBCT を扱う医療従事者、CBCT における放射線防護及び画質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 開発の歴史

(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 年代初期、複数の研究チームが医用画像のために広範囲検出器からマルチアングルの投影像を得るというアイデアを追及した。例えば Saint-Félix ら (1994) は、それぞれに X 線管とイメージインテンシファイアを備えた 2 つのイメージングシステムから成る、「Morphometer (形態測定器)」と呼ばれるシステムを試作している。この CBCT システムは、従来の CT 装置のガントリを用いて 3D 血管造影用に設計された。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支持する C-アームの方が好まれ、このガントリに取り付ける仕組みの装置は臨床的に一度も発売されることはなく、諦められた。

(21) Fahrig ら (1997, 1998) も、血管造影用にイメージインテンシファイアと C-アームをベースとする CBCT システムを開発した。Wiesent ら (2000) は、血管 IVR 用に C-アームとイメージインテンシファイアからなる同様のシステムを開発した。Ning ら (2000a,b) 及び Wang (1997) は、GE 8800 CT 装置をベースとし、当初はイメージインテンシファイア-CCD システムを備え、後に FPD を備えた CBCT 血管造影撮像装置を開発した。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) Siewerdsen と Jaffray は非晶質シリコン 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 (Siewerdsen と Jaffray, 1999, 2001; Jaffray と Siewerdsen, 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; Kalender ら, 2012; Packard ら, 2012)。

(23) 1990 年代後半には、歯顎顔面の放射線検査にも CBCT 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基準

(24) CBCT によって、過去には 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)、血管造影室、及び整形外科病院などにまで 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 にも適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がもたれ、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 とみなしてしまうと、さらに複雑な問題が生じる。このような考えは、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もたらされる。このような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／又は作業者が不必要な被ばくをうけるリスクとなってしまう。

(25) 従来、歯科における CBCT には比較的 low-dose が用いられてきた。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 (Kyriakou ら, 2008a; Dijkstra ら, 2011; Schulz ら, 2012)。1 人の患者に対して複数回の 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る。

(26) 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 による被ばくに直接活かされるわけではない。CBCT では、画質と線量の間で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の国際的なガイドラインとなると思われるが、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ダンスとなる。

1.3 様々な関係者の責任

(27) 米国では年間約 8,000 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 (Sierzenski ら, 2014)。最近発表された複数いくつかの論文は、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検査によるものであり、避けることができるという認識も高まりつつある。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、依頼医師と画像の専門家間の連帯責任であり、ほとんどの国の規則ではこの責任が連帯又は画像の専門家にあるとしている。検査の臨床的必要性は依頼医師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ない。意思決定支援を行うシステムは、これを単純かつ合理的なものとする一方で、一層エビデンスに基づくものとするができるだろう (Sistrom ら, 2009)。そのようなシステムは、最低線量で実施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質を維持するために、大いに役立つだろう。臨床医、診療放射線技師及び医学物理士は、このような取り組みにおける自分の役割と責任を理解する必要がある。この目的のため、依頼医師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連帯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も、今後も製造業者が、患者と作業者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 の線量を知ることはなぜ重要なのか？

(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がちである。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、このような考えが補強されてしまう。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 をいい加減に利用すると、場合によっ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う。

(30) CBCT の臨床現場における展開は比較的に浅い。CBCT の線量及びそれによって生じ得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な限り低く維持するという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を体系的に要約し、患者と作業者のため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) を作製する一方で、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なかったが、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者に対する線量についてデータを提示する。

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利用されている。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装置が人や物に接触したときに、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、衝突の回避は主に使用者への教育、訓練と指令により行われる必要があるため、衝突による負傷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、検出や警告は同様の成果をあげると考えられる。例えば、制限速度を検出するレーダーは、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 における放射線安全のため、オペレータコンソール上の放射線被ばくの情報表示は、何年も前から行われている。2007 年から 2008 年に、米国で一連の偶発的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邪魔にならないようにチェックし、バランスを保つ仕組みを付加することとなった。CBCT コンソール上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供することによって、操作者や作業者と装置と情報のやりとりが最小限ですむ安全システムの開発と実装を勧告する。

- 検査全体を通じた放射線出力の定期的かつ継続的なモニタリング
- 確保されるべき参考線量又は要求線量との自動比較
- オペレータへのタイムリーな情報フィードバック
- 自動照射制御（AEC）やそれに類似した方法で、線量を所定のレベルに調節する自動調節が幅広く利用可能
- 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クは応用されていない（NEMA, 2010）。

(33) 多くの CBCT 製造販売業者が一様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コリメーション制御、画像ガイド下 IVR 中の器具の誘導、及び装置に起因する散乱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 SEDENTEXCT(Safety と Efficacy of a New と Emerging Dental X-ray Modality) (<http://www.sedentexct.eu/>) (EC, 2012a) が発行した刊行物を含め、歯顎顔面用 CBCT に関して多くの情報が得られていることから 本書では簡単に歯顎顔面用 CBCT も検討することにした。

(35) 本報告の主要な観点が、CBCT 撮影による患者と作業者の線量にあることは強調されるべきである。CBCT 撮影は、透視ガイド下手技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、画像診断部門以外で実施される透視ガイド下手技における患者と作業者の放射線防護に関連する情報を記載し（ICRP, 2010）、*Publication 120*では IVR 透視における患者及び作業者の放射線防護を検討している（ICRP, 2013）。本書では「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), 実効線量] のことを言っている。

2 CBCT の技術

2.1 序文

(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、容積としての 3D データセットを提供するために、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-アームガント리는, 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ガントリ, 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。

2.2 技術的問題

(38) CBCT 装置の断層撮影能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 の検出器列 (通常は 16~64 列) をエリアディテクタに置き換えたもの, と考えることができる (Ross ら, 2004; Grasruck 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ガ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。

2.2.1 X 線源

(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陽極角を用いている。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有効視野 (FOV) は, その角度方向で 25 cm にもなり得るし, また ϕ 方向には 20 cm にもなり得る。複数のパネル又はデュアルスキャンを用いれば, X 線照射の主軸をパネルの中心からずらすことによって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。

2.2.2 検出器

(40) 旧式のシステムの中にはまだイメージンシファイアを使用しているもあるが, 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/スクリーンの組み合わせ, イメージンシファイア) 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ンシファイア及び従来型の検出器列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 フレームに及ぶ投影と 3D 再校正の両方に直接利用できるデータ取得を保証する。

(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ようになってきている。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 mm となる。3D 画像取得モードでは通常, FPD は 2x2 ビ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 及び読み出し速度を上げ, マトリクスサイズを縮小する), 等方性分解能は約 200 mm 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×ボクセルベースで空間分解能は約 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描出することができる。

(42) CBCT に用いられている FPD は通常、 $5\times 5\text{ cm}^2$ から $40\times 40\text{ cm}^2$ までの検出器画素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 の範囲の多数のスライスを作成できる。これ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 回の体軸（横断）スキャンで撮像するのに十分である。

2.2.3 ガントリ

(43) ガ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ガントリプラットフォームを以下に説明する。

C-アーム CBCT

(44) 画像撮影装置の大手製造販売業者はいずれも現在、C-アームガ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-アームベースの特化した形の CBCT システムである。

(45) C-アームを用いた IVR-CBCT システム。C-アームは透視及び一般の血管造影（デジタルサブトラクション血管造影を含む）に使用できる。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 手技は通常透視下で行われる。オペレータは、対象物の確認及び三次元的な局在を確認するために、適宜 CBCT モードを使用可能である（Orth ら, 2008; Schafer ら, 2011）。つまり、このようなしくみによって、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) 専用 C-アームを用いた CBCT システム。ENT、頭頸部、四肢の画像撮影、及びマンモ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 つの一般的な形態として、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水平方向のイメージング機構と共に、椅子にすわっている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をとる。このような装置はスキャンの 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。

<i>CT-ガントリーを用いた CBCT</i>
(47) フラットパネルボリューム CT 装置は、連続回転する CT ガントリーとデジタル 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、検出器列が FPD に代わった CT 装置である。操作の点からいえば、CT-ガントリーを用いたコーンビームシステムと C-アームを用いたコーンビームシステムの主な違いは、その基本設計にある。ガントリー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 ガントリーはいずれもその機械的設計ゆえに、最も優れた C-アームガントリーに比べてアイソセンタがはるかに正確である。その結果、ガントリー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 線管がへその緒のような形状のケーブルにより接続され、ハードウェアをコントロールし、患者周囲を何周も回転してしまわないようになっている。これは CT ガントリーを用いたシステムでは異なり、スリップリ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 ガントリーを用いたシステムではそのような懸念はない。
(49) FPD を用いていることで、CT-ガントリーを用いた CBCT システムでは、超高空間分解能、直接的なボリューム画像、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 スキャンが可能となる。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 [脳、肝臓又は腎臓など臓器全体の灌流等 (移植後又は虚血イベント後等)]。
<i>放射線治療における CBCT</i>
(50) 放射線治療では、CBCT は直線加速器から照射される治療用の硬質の X 線ビームにより作られるもので、正確な標的体積のアライ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 線源として 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リニアックガントリーに搭載され、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リニアックガントリーは 360°までしか回転できず、その後ガントリーは逆回転する。一部のシステムは、180°回転を 2 回行い 2 回目に 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ャンし、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、スキャンの 2つの部分のために個別の半弓弦フィルタを用いている。正確なアライメントのために、治療前にはルーチンの CBCT スキャンを実施する。
(51) MV CBCT では、画像撮影のために、リニ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 に比べて著しく悪い。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。
<i>同時統合システム (Co-integrated system)</i>

(52) 同時統合システムは、主に核医学に用いる（単一光子放射断層撮影等）（Sowards-Emmerd ら、2009）。核医学イメージング機構と同一のガントりにフラットパネル 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局在診断のために用いられる。

2.3 CBCT が使用される臨床的シナリオ

(53) 現在の臨床現場では、非臨床から臨床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 z 軸方向の撮影範囲、及び（3）高コントラスト構造物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

(54) 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斑、脱毛、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経世代（遺伝的）影響である。

(55) 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微視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誘発の確率は、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

(56) 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、「このしきい線量が存在する理由は、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）が持続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、数百 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。

(57) 古典的な例として、約 100 年前の放射線医学の黎明期には作業者の手には多く紅斑が見られたが、ここ 50 年では医用 X 線を使用する作業者にこのような症状はほとんど見られない。しかし IVR や心血管の透視ガイド下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 Srimahachota, 2011)。さらに IVR 手技を行う放射線科医及び循環器専門医には、鉛のエプ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、脱毛や慢性的職業性皮膚炎が報告されている (Wiper ら, 2005; Rehani と Ortiz López, 2006)。著者らの知る限りにおいて、今日までに CBCT を受けた患者の皮膚傷害の報告はない。MDCT については、ここ数年、MDCT を受けた患者に皮膚傷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)。脳の perfusion CT を受けた患者に脱毛が報告されている (Bogdanich, 2009, 2010; Wintermark と Lev, 2010)。CBCT よる患者又は作業者の皮膚傷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。

(58) 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。水晶体は人体で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 (Vaňo ら, 1998; ICRP, 2000b)、CT 又は CBCT の作業者には報告がない。ただし、以前 Klein ら (1993) により行われた研究と、比較的最近 Yuan 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 を受ける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場合は注意することが望ましく、最適化への慎重な配慮が必要である。

(59) 患者以外にも、低線量に被ばくしている集団がある。そのような集団の一部には水晶体混濁が報告されている。例えば IVR 室内の作業者 (Ciraj-Bjelac ら, 2010, 2012; Vaňo ら, 2010, 2013; Rehani ら, 2011)、宇宙飛行士 (Cucinotta ら, 2001; Rastegar ら, 2002)、放射線技師 (Chodick ら, 2008)、原爆被ばく者 (Nakashima ら, 2006; Neriishi 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もの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。水晶体混濁の場合、障害のしきい値は、現在、吸収線量で 0.5 Gy 程度と過去に設定されていた 2Gy よりも低い考えられている (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、心臓又は脳に対して、慎重を期して 0.5 Gy 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。歯科及び頭頸部の CBCT では、患者の水晶体の直接被ばくによる線量は 2-3 mGy であるが、この線量は IVR CBCT よりはるかに高い。CBCT における患者及び作業者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。

<p>3.3 確率的影響</p>
<p>(61) がん及び遺伝性影響は、確率的影響に区分される。発がんの確率は、遺伝性影響の確率よりもはるかに高い。<i>Publication 103</i> (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名目リスク係数又は確率的影響は、がんリスクについて $5.5\% \text{ Sv}^{-1}$、遺伝性影響について $0.2\% \text{ Sv}^{-1}$ 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観察から得られたものなので、後者はヒトに対する理論的リスクである。ヒトにおける遺伝的影響の例は、原爆生存者でも認められていない。したがって、ICRP は何十年をかけて文献を慎重に精査し、遺伝性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)。</p>
<p>4 患者及び作業者の防護原則</p>
<p>(62) ICRP により勧告されている防護体系は、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、作業者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)。</p>
<p>4.1 正当化</p>
<p>(63) 正当化の原則では、被ばくの状態を変化させるあらゆる決断は、害よりも便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。</p> <ul style="list-style-type: none"> • レベル1とは、医学における放射線利用が、患者に害よりも便益が大きい場合に受け容れられるとするものである。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、特定の目的を持つ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害よりも便益が大きいと判断されるべきということである)。
<p>(64) <i>Publication 87</i> (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、しかるべき資格を与えられた医師と歯科医師によってのみ行われるべきである。個々の被ばくの正当化には、必要な情報が過去の検査から未だ得られていないこと、しかも提案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ていなければならない (ICRP, 2007b)。依頼医師及び画像専門家は、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、画像専門家以外の医療職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材と費用についても配慮されるべきである。</p>

(65) CBCT 使用の正当化については、依頼医師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（たとえば、歯科外来や耳鼻咽喉科クリニックの医師など）、紹介元の医師と画像専門家が同一人物の場合は、その責任は1人に集約されることになる。紹介元の医師は、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ない。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は、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方策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 と Frush, 2010; Fraser と Reed, 2013）。ICRP は正当化について改善するため、電子的な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。

(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 パーセンタイル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 パーセンタイル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、25～50 パーセンタイル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 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、検査別のスキャンプロトコルを用いる必要がある。CT 装置の製造販売業者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 1 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適切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、各国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全般的な監視の下に、適切なデータベ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、作業者と公衆が十分に防護され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部屋の大きさと遮蔽の状況を審査することとなる。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、放射線に被ばくする可能性の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は、資格を有するスタッフがいるかどうかも評価に含まれる。恒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 装置の合否判定試験及び定期的な品質管理試験によって、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。装置の誤作動によって、患者が不必要な放射線に被ばくしても、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を保証するために、これに従うことが必須である。

5 CBCT における患者線量の評価

• 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構造化レポート (RDSR) を介して、個々の患者に実施される手技全体を通じた総線量の指標を表示する必要がある。

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 のスライス数は増え続け、それに伴って X 線ビームの幅も広がっている。高性能のワイドエリア MDCT 装置によって得られる z 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ている。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、測定法が確立されファントムが既に存在している MDCT 線量測定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、標準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、CT dose index (CTDI) という概念を軸に展開している。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_{vol}) 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、及び患者のスキャン条件 (寝台による減衰等) を模倣した条件下でファント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となった。その詳細は付属書 A に示す。この CTDI のパラダイムは、ヘリカルスキャンでない場合、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_{vol} 値は線量を著しく過大評価したものとなりえる (Dixon と Boone, 2010a)。

5.2 診療点スキャン法及び診療所（室）ベースの CBCT システム

(75) 臨床ベースのシステムには、頭頸部 CBCT、乳房 CT (bCT) 及び歯顎顔面用 CBCT がある。歯顎顔面用 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、局所領域（すなわち一本の歯とそのごく周辺）のスキャンと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、軸位断面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)。加えて歯顎顔面用 CBCT 装置は、座位又は立位で撮影されることから、ファントムと線量計の設置は、実際のところ複雑である。

(76) 歯顎顔面用 CBCT について、種々の線量指標が提案されている (EC, 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、例えば頭頸部の撮影や、可能性としては bCT 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、そのような装置における測定の標準化は行われていない。これらのことから、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 (Fahrig ら, 2006)、患者/ファントムに対して不均一な体軸方向の線量を与えることとなる。一部の歯顎顔面用 CBCT 装置は、180~220°のスキャンも可能である。ファントムでは、 $z=0$ で z 軸と交差する中心面の、ファントムが 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 等分線上で生じると考えられる。ヒール効果が存在する場合には、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、Fahrig (2006) らは、weighted CTDI (CTDI_w) の計算に適用されたものと同様の平均化による、ファントムの中心面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 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な装置 (例えば MDCT 装置)、並びに (大半の CBCT 装置と同様に) 軸位断像のみを取得する装置における線量測定に関する統合的な方式が示されている。一連の指標と新たに 600 mm 長のポリエチレンファントムの使用が提案されてい

る。この手法の数学的基礎は、本書の適用を超えるが、以下に簡単に述べる。詳細は付属書 A を参照されたい。この方法は、完全なスキャンによる 600 mm ファントムの中心における累積吸収線量の測定に基づくものである。CBCT スキャ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従い、ファントムの中心からビームの外縁までの距離は長くなり、中心の累積吸収線量に対する外縁での散乱光子の寄与の程度は小さくなる。一定のビーム幅を超えると、線量のさらなる増加は無視できるレベルとなり、平衡線量となる。量 $H(L)$ は、一定のビーム幅又はスキャン長に関する累積吸収線量と、その平衡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、プロファイルの漸近線の裾野が含まれるように、スキャンとファントムは十分に長くする必要がある、ということである。スキャンが長いほど、 $H(L)$ は「1」に近づく。このことは、1 回のスキャンで中心の CT スライスに対する線量は、スキャン長とともに増加することを示しており、短いスキャンでは、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。この効率はスキャンが長いほど向上する。

5.5 線量の追跡と報告

(82) 透視及び断層撮影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 回の手技で患者に照射される総線量について、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。イメージ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。表示される線量推定値の誤差は 20% を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。CT 及び血管造影における線量構造化レポート (RDSR) は、今後登場するモダリティの出力を報告するためにも用いることができる。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)。実効線量は報告に適した線量計測値ではない。

5.6 エピローグ

(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。とはいえ、CTDI に基づく測定値も軽視すべきではない。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り使用されており、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、 $CTDI_{vol}$ に基づく患者線量推定値の係数は既に得られている。

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 (特に作業員が装置の近くにいる必要があるとき)。1 例の患者に対する線量の記録、報告及び追跡は、製造販売業者間で一貫した方法で行える必要がある。

- 高コントラスト構造についての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ろう。このような構造とは、例えば、肺、骨、歯顎顔面スキャン、ENT スキャン（副鼻腔、頭蓋、側頭骨）、IVR 治療の材料、造影された血管（血管造影 IVR）などである。
- 軟部組織構造である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍又は膿瘍などの描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るべきである。
- IVR 及び術中に用いる C-アーム CBCT システムの多くは、180~240°の角度範囲+X 線ビームのコーン角の範囲をスキャンすることができる。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 C-アーム の「検出器側」におくべきである。
- 臨床的必要性が許す限り、関心体積が 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する必要がある。
- 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、又は術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ってはならない。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チェックアラートなどによって、抑制と均衡を実現する必要がある。
- 実際的な状況下で、眼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。

6.1 序文

(84) CBCT スキャナ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、異なるスキャンモード間で、及び異なる使用方法によって、数桁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しつつリスクを最小限に抑えるため、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素及び線量に影響するスキャンパラメータを理解することが不可欠である。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、このような考慮をするためには、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ャンが基準であるが、ほぼすべての CBCT 画像撮影は 1 回の軸位スキャンで行われる。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技では患者及び職業被ばく線量の監査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、ガントリ設計、検出器仕様等）をもつためである。最新装置は複雑であり、種々のスキャンモード、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。

コリメーション

(86) 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 方向のスキャン投影 X 線像 [前後 (AP) 及び側面 (LAT) の位置決め画像又はトポグラム] で決定される。装置はこのスキャン FOV をヘリカルスキャン又は軸位スキャンでカバーし、断層画像を再構成する。CBCT 装置でも同様に、AP 及び LAT の投影像を取得することができるが、通常 FOV 全体が装置の単一円軌道内に収まり、ほとんどの場合、ヘリカルスキャンは使用されない。検出器が可動式の場合、X 線ビームは通常検出器の寸法を超えることはないが、ビームの一部が検出器の辺縁から外に出ることはある。X 線ビームが検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する必要がある。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限する仕組みがあるものと、ないものがある。検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 内に制限するように、さらにコリメートする必要がある。線源と検出器間の距離は、スキャンできる FOV の横方向の最大の広がりを決定することから、検査対象となる解剖学的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、照射野の面積に従っ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だというのは、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良であって、患者の外にも放射線が照射されると、患者線量だけでなく職業被ばく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応するために必要なスキャン FOV の範囲から、隣接する撮像の必要がない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、スキャン 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 に目的の関心体積が完全に収まるよう、注意が必要である。

z 軸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、できる限り細いビームとするように 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。

(89) 自由空気中における幾何学的効率とは、オーバービーミング (検出器のマージンより外に照射される放射線の割合) を数量化する手段である (Berris ら, 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、自由空気中における幾何学的効率は 100% のはずであり、オーバービーミングが起きるはずはない。さらに、オーバースキャニング (別名、オーバーレンジング)

は、画像再構成に必要な追加データを得るために、ヘリカルスキャンのいずれかの末端で必要ではあるが、軸位の CBCT スキャンでは不要である (Tzedakis ら, 2005)。

(90) CBCT では、照射体積の一部分について、照射されはするが 180°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得るのみである。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 ら, 2009)。

z 軸に沿ったスキャン有効視野内の線量分布

(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、対象体積以外では線量が急速に減少する。CBCT システムの中には、線量分布が場所によって異なり、中央のスライスへの線量が多いというものもある (Gupta ら, 2006)。放射線感受性の高い臓器は、可能なのであれば、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。

関心体積スキャンの場合の線量分布

(92) ある状況下では、臨床的に関心をもたれる体積がごく小さいことがある。一部の CBCT 装置は、比較的小型の検出器でごく細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、スキャン体積が x-y 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に対する小体積の CBCT は、アーチファクト軽減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、経椎弓根のねじの評価に影響しないと考えられる。これは、比較的大きいスキャン体積の内側にある特定の関心領域の、遡及的で選択的な再構成と混同してはならない (表 6.1)。関心体積外の線量分布は、この 2 つのスキャ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体積スキャンが適用できるか否かを確認する必要がある。

検出器の種類

(93) 現在用いられるほとんどの CBCT システムは、デジタル FPD を利用している。最先端のデジタル FPD は、特定のゲインと有効ダイナミックレンジ設定で提供されている。通常、デジタル FPD 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。FPD で使用されているヨウ化セシウム (CsI) シンチレータの残光によって、これらの検出器から得ることのできる最大画像フレームレートは制限される。最大の FOV では通常毎秒 30 フレームを得ることができるが、比較的狭い FOV では毎秒 100-120 フレームという比較的速いフレームレートが実現できる (Gupta ら, 2008)。フレーム速度が遅いことが、CBCT システムで比較的長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、

それに比べ X 線源が 2 つ搭載された MDCT システムの取得時間は 80 ミリ秒である。ピクセルサイズやシンチレーション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（例えば顎顔面イメージング又は C-アーム血管造影）、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。

(94) いくつかの CBCT システムではまだ X 線イメージインテンシファイアを組み込んだ CCD カメラを使用している。この凸型の入力画面とイメージインテンシファイアシステムによる画面の歪みにより、出力画像全体の画質が不均一となる。加えてイメージインテンシファイア内の光と電子の散乱により、再構成されたスライスのコントラスト分解能が制限される。CBCT システムのダイナミックレンジは通常 8~10 ビットであり、非常に粗いレベルの組織の識別をサポートできる程度である。

検出器量子効率

(95) 検出器量子効率 (DQE) とは、広く用いられている X 線検出器の線量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スによって、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射信号を、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、画質を検出器レベルの入射 X 線量と関連付ける。

(96) 最近のヨウ化セシウム水素化非晶質シリコン (CsI-aSi:H) FPD 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。

フィルター

(97) イメージング機構のボウタイフィルタは、X 線ビームを硬化して減衰し、散乱線・一次線線量比を低下して、検出器における X 線フルエンス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辺縁部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 を高くするとこの値 [SNR²/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たときの) 物体の辺縁部からの散乱線の低下と、(ボウタイフィルタを使用しないときの) 「比較的軟線の」ビームによる検出器効率の向上との間に、二律背反が存在することを意味している (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層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, ビームハードニングによる検出器効率の低下である (Mail 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な場合には, ボウタイフィルタを使用すべきである。脊髄に挿入された器具の評価が用途の 1 例となりえる。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。

乱線除去用グリッド

(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, 焦点から外向きに放射状に伸びるラインに沿って置かれる鉛の隔壁である。このような配置が, 軸外の放射線を吸収し, 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箔は, 有効検出器面積を僅かに減少させる。選択性と除去効率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可能性があるとき, 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。

(99) CBCT について, 散乱線除去用グリッドの散乱線抑制効率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 (Schafer ら, 2012), カッピングアーチファクトの著しい減少が認められている (Kyriakou と Kalender, 2007)。ただし, 一定の高散乱の条件では, グリッドにより線量が最大 50%減少する可能性がある (Kyriakou と Kalender, 2007)。

(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パラメータである。エンドユーザーは, 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。

散乱補正アルゴリズム

(101) 散乱の強さは, 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, 対象物の二次元的に濁った画像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, 散乱線は広範に分布することから, 散乱成分を観察できる。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。散乱関数を仮定することで, 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分を計算する。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

CBCT 装置の場合は、それに厳密に従う必要がある。製造販売業者により実装されているアルゴリズム以外には、使用者が散乱補正アルゴリズムに変更を加えられるようなことはほとんどない。

データ補正アルゴリズム

(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、データ調節アルゴリズムの一部を以下に示す：(1) オフセット減算；(2) 残光補正；(3) 適応フィルタマスク；(4) 正規化；(5) シータ補正；(6) クロストーク差補正；(7) 空気キャリブレーション；(8) ビームハードニング補正、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、製造販売業者に固有である傾向があり、それらをエンドユーザーが変更することはできない。

6.2.2 オペレータに依存する要素

低アークスキャン

(103) 多くの CBCT システムは、360°未満の取得データから再構成が可能である。一般に断層画像の再構成には、180°+コーン角の撮影で十分である。これによりオペレータの選択の幅が大きくなり、患者の被ばくを低減することができる。例えば、開始角度と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 (Kyriakou ら, 2008a) (図 6.2)。Daly ら (2006) は、頭蓋の前方ではなく後方に X 線管において、C-アームを半周 (178°) 回転させて 3D 画像を作成すると、眼の線量は 5 分の 1 になったとしている。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被ばくを制限するよう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、目に見えるほどの影響は与えない。スキャンアークの適切な角度 (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変数である。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クを選択すべきである。

(104) 歯顎顔面用 CBCT では、低アーク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 線管を前方におけば患者被ばく線量は低減するかもしれないが、その差は 10%以下であろうことが示されている (Morant ら, 2013; Zhang ら, 2013; Pauwels ら, 2014)。これは、歯科検査では 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。

<i>kVp</i> 及び <i>mAs</i> の設定
<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 <i>mA</i> と <i>kVp</i> の設定）は、画質及びスキヤ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。<i>kVp</i> 及び <i>mA</i> 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ていれば、線量は印加する <i>mA</i>（スキヤン回転中の管電流）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 <i>mA</i> の増加の間には直接的な関係がある。<i>kVp</i> 設定の線量及び画質への影響は、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、組織を通過して検出器に到達し画像を生成する光子数は増える。<i>kVp</i> と <i>mA</i> の正しい設定は、スキヤンする解剖学的構造、造影剤の使用の有無、及びフィルターシステム、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。使用者に対する最善の助言は、まずこのプロトコルから使用を開始し、医学物理士や他の領域の専門家と協力して、各病院の条件に合わせて調整することである。特定のスキヤナの設定又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>
自動照射制御
<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節する。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わ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, 2005）。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、管電流変調を用いることの潜在的有益性を示している（He ら, 2010）。</p>
<p>(107) 多くの CBCT システムは AEC を採用しておらず、スキヤン全体で固定の管電流が用いられている。頭頸部及び歯科用のコーンビーム装置では、ほぼ AEC は利用されておらず（固定設定プロトコル）、全身 C-アームシステムでは比較的広く実装されている。CBCT では z 軸方向の撮影範囲が広いことから、管電流変調はあまり利用されない。さらに、頭部スキヤンでは他の身体部分のスキヤンに比べて、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。</p>
スキヤンモード：投影数

(108) 使用者が投影数を明確に選択できない MDCT スキャンとは対照的に、CBCT ではこのパラメータを直接選択できることが多い。CBCT システムで最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かり遅く、シンチレータの残光に対応するために、毎回の投影後に待ち時間が必要となる。検出器を過剰被ばくすることなしに毎回の投影によって収集できる光子数は決まっているため、毎回のスキャンで照射される線量には制限がある。毎回の被ばくを厳しく制御することでスキャン時間を最適化することは、MDCT よりも CBCT においてはるかに重要である。これらのことから、毎回の投影における静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も増える。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画質と、照射線量との間の二律背反をもたらす。

スキャンモード：ビニングと空間分解能

(109) 血管造影の C-アーム CBCT システムにおいて、透視及び血管造影モードに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 FPD は 1920×2480 マトリックスで、固有のピクセルサイズが 154 μm 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、二つの線源を搭載した MDCT システムでは 80 ms である (Orth ら, 2008)。

(110) シンチレータの残光又は遅延時間の制御は不可能かもしれないが、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、画像の転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ニングモードが提供されている。各ビニングモードでは、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。典型的ビニングモードでは 2×2 及び 3×3 の画素がまとめられ、それによってストリーミングされるデータがそれぞれ 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めなければならない。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くなる可能性がある (Blaickner と Neuwirth, 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、互いに相反する指標のトレードオフを考えると、スライス平均化、厚い多断面再構成、及び比較的滑らかな再構成カーネルの使用などの後処理法を活用することが好ましい。

スキャンモード：事前に規定されたスキャンプロトコル

(111) MDCT の撮影では、臓器別のプロトコル（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、検出器の設定、再構成カーネル及びその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は確立されておらず、多くのプロトコルにはそれとなく「低品質」や「高品質」などの接頭語が付けられている。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どうにも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、「高い」線量で「より良い」画質が得られる。このような単純な接頭語はしばしば、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 倍高いこともある。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、腎結石、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、診断的問題の名称が付いたスキャンプロトコルを提供し始めている（例えば「骨」「腎結石」「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専用のセクションがあつてしかるべきである。これらは、小児の身体部位の小さい直径を考慮するため、AEC をもたない CBCT 装置（例えば、大半の歯顎顔面用 CBCT 装置）の場合に特に重要である。

(112) CBCT 装置のユーザーインターフェースについても特に言及しておく必要がある。MDCT 装置には一般的に備わっている、確認してバランスをとる仕組みが 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ーインターフェース上の近い位置にあつたり、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 とは実に対照的である。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ないが、それは画質に関してのみでなく、それによる線量に関する必要事項である。このことは、そのような影響がもつばらプロトコル名に（時として曖昧に）明示されている CBCT の場合、特に重要である。画像撮影に使用される用語はさまざま、そのため線量管理が難しくなっている。委員会は、画像プロトコルに使用される用語を標準化するよう勧告している。

スキャンモード：部分パネル

(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、任意数の中央の行のデータを読み出すことができる。ほとんどのシステムは、ビームの有効な使用を保証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、読みだされる検出器部分にのみ照射されることが必須である。

<p><i>X線ビームを不要な身体部分に近づけない</i></p>
<p>(114) 撮影にあたって、照射野を、必要な身体部分のみに制限するのが適切な行為である。身体の撮影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。照射領域外に上肢又は下肢をおくことで、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。</p>
<p><i>手技中の CBCT 画像取得を慎重に行うこと</i></p>
<p>(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るが、IVR を実施する者や外科医の労力は僅かで済む。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、このようなデータセットでは、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に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、貴重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 を用いれば、1 手技あたりの線量を抑えることができる。このような便利さを考えれば、3D 画像は容易に取得できるので、術者はその装置に装備されている 3D 画像撮影機能を過剰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過剰に使用することで相殺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透視では不十分なとき、明確な意図をもった臨床的問題解決のために慎重に利用される必要がある。</p>
<p><i>ビスマスシールド</i></p>
<p>(116) CBCT において、眼、甲状腺、乳房又はその他の臓器に対するビスマスシールドは、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)、ビスマスシールドを同時に使用してはならない。ビスマスシールドは、CBCT 装置の AEC と干渉しないようになっていれば、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 を調節した後にシールドを設置する場合は、FOV 内にシールドが存在することによって画質が過度に低下しない限り、有効と考えられる (AAPM, 2012a)。AEC を選択する前にビスマスシールドを設置した場合、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。ビスマスシールド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。</p>
<p><i>再構成アルゴリズム</i></p>

(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は、このような照射線量と画質の間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新規の再構成アルゴリズムは広く利用可能ではなく、実際にこれらをどのように使用すべき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。どのようなパーセンテージ係数で利用するかによって、特殊な再構成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。この組み込みの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られなければならない。

6.2.3 患者固有の要因

ビーム内の身体部位の厚み

(118) 様々な厚さの解剖学的構造に応じて、多くの CBCT 装置は AEC を通じて自動的に放射線被ばく量を調整している。この電気的なシステムには、受像器で発生する信号の程度を検出するセンサをもち、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（細身の患者に比べて）厚さのある患者を撮影するとき、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 の場合は、AEC によって角度的にも、また縦方向すなわち z 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 z 軸方向にも変化させることによって、頭尾方向の mA 値が制御され、それにより胸部に比べ腹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ヤルモードで行われることから、管電流を角度によって変化させることは一層重要である。

(120) 一部の CBCT 装置には AEC 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、歯顎顔面や頭頸部の場合に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。AEC 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、投影量等）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、体の大きな患者の方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な患者（例えば小児）では小さくなるためである。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、AEC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。言い換えれば、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、この線量勾配は小さく、つまりは身体全体で線量が高いことを意味する。図 6.3 及び 6.4 は、AEC 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の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らないことを確実にするため、小児に対する放射線防護の最適化に特に注意を払うことが重要である。

患者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) の勧告が、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 装置の製造業者と規制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従い発展すべきものである。

(123) 最近の CT 検査による皮膚障害の症例を考えれば、過剰被ばくを回避するために、警報機能を用いることによって抑制と均衡を提供し、さらに地域において規定されている基準値と比較し、患者線量をあらかじめ制御する必要がある (Cadet, 2010; 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 作業員線量に影響する要素

(124) 臨床に用いられる 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 室又は手術室で C-アーム又はその他の CBCT 機器を使用する際、医師、検査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、作業員はやむ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) ある研究では、60 秒間のスキャン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 (Daly ら, 2006)。Schulz ら (2012) は、CBCT を用いた肝動脈塞栓術及び胆道チューブ留置手技における眼の線量を測定し、28.0~79.3 μ Sv 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、及び治療台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、作業員のため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率が高いという経験則は有益である。

距離も重要な要素であり、臨床的な状況が許せば、作業者は X 線源及び患者から遠くに離れるべきである。造影剤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。

遮蔽：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 手技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厚に依存する。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、これは安全域を提供するものとなる（NCRP, 2005）。

(127) 鉛エプロンは、X 線室における個人の遮蔽に必須な器具であり、CBCT スキャン中に室内にいる全ての作業者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に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、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、太った患者であって負荷が高い場合には、0.35 mm の鉛エプロンの方が適切と考えられる。0.25 mm 鉛当量の体に巻き付けるタイプのエプロンが理想的である。これは背面が 0.25 mm、前面が 0.5 mm の厚さになっている。ツーピースのスカート型エプロンは重量を分散するのに役立ち、腹部の前面（例えば子宮レベル）では重なることから 1 mm の遮蔽が得られる。長時間のエプロン着用を必要とする作業にとって、重いエプロンは問題かもしれない。長年これを着用していた作業者の間で、鉛エプロンの重量による脊椎の障害が報告されている（NCRP, 2010）。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、ストラップと肩のフラップを通じて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、プラスチックや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%以上低減できる。手術室における職業被ばくの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。第一術者に加え、手術室の他の作業者も効率的に防護できるよう、複数のスクリーンが必要である。

取り付け型シールド

(130) 取り付け型シールドとして、寝台に取り付けられる、鉛を含有するゴムのフラップや、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フラップは、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る。製造業者には、手術室における撮影に合わせ、取り外し可能なシールドフ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フラップは、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、寝台に取り付けられる鉛を含有するゴムの覆布（ドレープ）によって術者の足が保護されるが、CBCT スキャ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必要があるかもしれない。

部屋の遮蔽

(131) 歯顎顔面の撮影に使用される CBCT システムに関する、部屋の遮蔽の要求事項は、スキャナの散乱線量に関する仕様及び負荷に応じて、0.5～1.5 mm 鉛当量の幅がある（EC, 2012a）。ほとんどの場合、たいいていの透視撮影装置及び MDCT 装置と同様、受像器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、作業者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。ふだん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。作業者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、横から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。

個人の防護とモニタリング

(133) 作業者の放射線防護の原則は *Publication 75* (ICRP, 1997) に記載され、*Publication 105* (ICRP, 2007c) のパラグラフ 113 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実践的なポイントと、どのような防護対策をとるべきかについて論じる。

(134) 電離放射線に被ばくする作業者のフィルム線量計、熱ルミネッセンス線量計、光刺激ルミネッセンスの線量計バッジ、又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践の有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るべきである。外部放射線被ばくに関する個人モニタリングプログラムの目的は、防護の最適化に関する情報を提供し、作業者の被ばくが、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、被ばく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慣行を特定するためにも用いられる（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）。とはいえ、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。

(135) 委員会は、IVR部門はスタッフは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、エプロン内に装着した1台の線量計により、合理的な実効線量の推定値が得られる。鉛エプロンの上の襟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）甲状腺線量や、頭部や水晶体など他の部分の指標が得られる。IVR手技に関わる者で放射線誘発性白内障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（Ciraj-Bjelacら, 2010; Vaňoら, 2010）。近年、水晶体の線量測定分野について盛んに研究されている。どの個人線量当量が適当か、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用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ら, 2011）。委員会は、実際の状況において眼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。

(136) 全作業者をモニタリングするというような無用を避けるため、職業被ばく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。実際には稀にしか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。

(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ら, 2010; Padovaniら, 2011）。防護サービス部門は、専門家としての助言を与え、必要なモニタリング規定があればそれ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、作業者の被ばくの部位及び持続時間に関する情報を踏まえて作業者の職業被ばくを評価するべきである（IAEA, 1996）。これらの設備では個人モニタリングに加え、受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、個人線量計を常には使用しない者たちの職業被ばく線量の推定を可能にする。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。

6.3 CBCTの限界

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

(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1~3HU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（例えば頭部CTで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。

6.3.2 散乱
(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機構の効率をさらに下げると考えられる）は一般的には使用されないことから、散乱によって画質は著しく低下する可能性がある。
6.3.3 時間分解能
(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、残光がある（すなわち、画像フレームレートが速い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、毎回の投影後から次の投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。
6.3.4 アーチファクト
(141) CBCT 画像には一般に、多かれ少なかれ MDCT と同じタイプのアーチファクトがみられるが、その程度は異なっている。MDCT のアーチファクトの要約を 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（風車）アーチファクトがおおむね少ない（Pauwels ら, 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。
(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（一部のスキャナでは最大 320 枚）である。したがって、この間に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投影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 倍遅い。したがって CBCT の方が体動アーチファクトに対して鋭敏である。
6.3.5 ハンスフィールド単位の一貫性
(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 装置は製造販売業者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スキャンとビームハードニングの補正が組み込まれている。CBCT 装置は通常、詳細な放射線計測量校正機能をもっておらず、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、体輪郭によるトランケーション（一部切り詰め）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ップ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ャンしたとき、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 ら, 2011）。
6.3.6 幾何学的歪み

(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変形させ、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イメントは柔軟であることから、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。

6.4 将来的な開発

(145) CBCTの分野では、興味を引く新たな機能を可能とすべく、さまざまな技術的開発が進んでおり、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ナシステムで、十分に完成した形で実装例はないことから、現段階では、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。

6.4.1 新規のスキヤン軌道

(146) 断層画像の再構成には、少なくとも 180° +コーン角の回転からの投影データが必要である。このことによって、実際のCBCTの設計及び操作に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い空間を必要とし、空間が足りないとC-アームCBCTのある種のスキヤンモードの使用が制限されることがある。偏心回転やイメージング機構の平行移動など、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の拡大に役立つと考えられる。このような比較的新しい、従来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、このような従来とは異なる軌道、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。

6.4.2 高度な被ばくの制御法

(147) 上述のとおり、AEC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AECは、検出器側で測定された放射線と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を一定に維持するよう、管電流を変化させる。この補償機構は、患者サイズが一定限度を上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線管は過熱や陽極の破損なしに、さらに高いmAで照射することができなくなる。CBCTでは時折、光子束のそのような大きい変動に対応するために、電流の調節だけでは要求を満たせないときAECによってX線管電圧の設定を変化させることもある。CBCTでこのような機能が働くようにするために、製造業者は実験的に測定した相関曲線を用いて、1つの管電圧で測定された信号を、別の管電圧の対応する測定値に適合させている。これは明らかに経験的に導かれた設計近似であり、MDCTでは珍しい技法である。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。

(148) 1回のスキャン中に管電圧が変化した場合、ハンスフィールドスケールの定義に対するCT測定値の不一致を考慮して、補正する必要がある。管電流及び管電圧を変化させるAECでは、X線管のパラメータとファントム実験から実際の患者線量を推定することは、非常に煩雑である。この難しさは、異なるkV設定の信号間の対応が、製造業者に特有の情報であるという事実により、さらに複雑化する。このような仕組みの実装が一般になるにしたがって、従来にないAECシステムの利用を説明するため、線量測定の分野におけるさらなる研究が必要となるだろう。

6.4.3 新規の再構成アルゴリズムと圧縮センシング

(149) 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装置で利用できるシングルパスの解法を実現する。おおむね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い。この10年間で新しいクラスの逐次近似再構成アルゴリズムが、様々な製造販売業者によりMDCTに導入されてきた。これらのアルゴリズムでは分析的アプローチを使用する代わりに、投影と再構成画像との誤差を最小化することを試みている。通常、解法を収束させるには1~30回の反復が必要である。これらのアルゴリズムを使用すると通常より良い画質が得られ、より確実にノイズとアーチファクトを最小限に抑えられる。主な欠点は、その複雑性に加え、計算速度が遅い点である。これらはだいたいにおいて高い画像解像度、低い線量、及び金属アーチファクトの軽減と関連している。これは、特定の関心領域に絞った再構成にも利用できる。

(150) 現在、CBCTの画像再構成には、逐次近似でない改良FDKアルゴリズムが業界標準になっている。MDCTシステムの再構成アルゴリズムとして逐次近似再構成アルゴリズムが現在人気になってきているのと同様に、CBCTの再構成も改良FDKから逐次近似法に移行していくだろう。これらの再構成法では、放射線及び散乱線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、全体的に投影像と再構成像の間の誤差を最小限に抑えることもできる。このような機能はCBCTに有用であると考えられる。というのも、同じ解剖学的部位を反復してスキャンする必要があることが多いからである(例えば、急速投与された造影剤が血管から組織へと拡散していく様子を観察するなど)。反復スキャンのもう1つの例は、IVRデバイス(動脈瘤コイル等)の留置と位置確認のための血管造影IVRであろう。連続する3D体積の変化は比較的小さいことが多い。反復アルゴリズムはこのような要件に容易に対応でき、そのために3D又は4次元再構成に必要な投影数を最小限に抑えることができる。

(151) 関心容積又は断層を再構成するため、再構成の作業には厳密に数学的な意味で、最低限のデータポイント数が必要である。1回の投影あたりの線量が一定である場合、この最低投影数が患者の全線量を決定する。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要件が緩い場合、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。このような方法は一般に「圧縮センシング」と呼ばれ、これにより、再構成に必要な入力投影数を減らすことができ、線量を抑えることができる。投影が特定の角度方向からのみ取得される希少角度感知法(Sparse angular sensing)は、圧縮センシングを用いた線量低減法の一つである。

(152) 逐次近似再構成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。しかしこれらの新規の手法は、将来的には CBCT において画質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、新規の逐次近似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。

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、「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を評価すること、治療中及び治療後に、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 によって得られる臨床情報は改善し、重なっている構造物を取り除くことができることから、使用者は CBCT モードを多用したくなるかもしれない。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ラントの位置の評価を補助することができる。したがって患者の線量管理に役立つ可能性がある。
- 泌尿器科では、石灰化した腎結石などの高コントラスト構造の画像撮影時に、低線量 CBCT のプロトコルを使用すべきである。
- 歯顎顔面用 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 節は読んでいただいたことと思う。CBCT はさまざまな臨床用途に用いられている。本書の実践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応じた構成としている。これは、用途が様々に異なっても、設計は非常に類似する傾向があるためである。例えば IVR (神経、非血管、血管) で使用される C アームシステムは、整形外科又は泌尿器科で使用されるものと、違いがあるといっても、ほんのわずかな違いしかないためである。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 の使用に関する実践的なヒントを示している。

(154) 本節ではまた、各臨床用途について、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、臨床医はこれを合理的な出発点として使用できるだろう。

(155) 線量の測定と数量化には、文献間で異なる方法が用いられていることは強調しておくべきであろう。多くの製造業者は、様々なスキャン条件及びプロトコルの下でのその装置の線量を簡潔に示している。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考にするよう推奨される。ただし、認可のために規制当局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製造販売業者の資料から結論を導く際には（特に絶対線量を比較するとき）注意を要する。測定法がさまざまであるので、比較には限界があることを念頭に置くべきである。CBCTに関する今後の文献では、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。そのような標準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間での直接の比較が可能となる。同時に、すでに存在する PACS 画像から患者線量を後ろ向きに検索し確認できるようにするために、DICOM (Digital Imaging と 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、患者の位置と標的体積位置の治療前の確認である。最も多いワークフローのパターンは、患者を治療台上に寝させ、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というものである。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非剛性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、ガントりに搭載された kV CBCT を使用しており、線源として 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イメージャを用いている (Jaffray ら, 1999)。典型的なエネルギーは 80~125 kVp 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 FPD を使用するものである (Pouliot ら, 2005)。MV CBCT では通常 6 MV 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 と比べ 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概して低い。ただし確かにこのシステムにはいくつかのメリットがある。例えば画像撮影と治療アイソセンタの幾何学的アライメントが良好で、体の大きい患者や金属補綴物が使用されている患者の画像撮影も良好に可能である。

(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。頭蓋又は頭頸部を標的とする場合、治療部位は骨の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。同様に、植込まれた基準マーカーを用いて治療標的の位置を調整できる場合も、低線量の方法が正当である。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

吸収線量で行うことができる。ただし、骨盤及び腹部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)。治療線量は病変部位に集中されるのに対して、CBCT撮影線量は撮像体積全体にわたる。CBCTはその他の治療前イメージングモダリティと比べ、MVポートフィルム以下の線量で優れた設定精度の照射を可能とする(Korremanら, 2010)が、直交平面のkV X線撮影(Kryら, 2005)や、光学的イメージング又は超音波などの非電離の方法よりも線量が多い。さらに、放射線が直接照射される部分では、治療部位の周辺の領域の線量を増加させるコンプトン散乱を生じることを覚えておく必要がある。散乱線量の大きさは、治療野からの距離に依存し、標的部位の最大線量(d_{max})の約0.05%～0.5%の範囲にある。 d_{max} 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撮影線量の説明

(161) 放射線治療においてX線撮影を使用する場合、患者は画像撮影と治療の両方から放射線を受ける。CBCT撮影では、特に毎日行われる場合には累積線量が増えることになり、患者の治療において考慮されるべきである。したがって、組織反応(確定的影響)に関するしきい値が低い感受性臓器(確定的影響)を避けるために、CBCT撮影が毎日実施されるべきものであるのかどうか、患者ごとに検討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) 第一世代のリニアックに搭載されているkV CBCTシステムでは、撮影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ら, 2008; DingとCoffey, 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低減を達成している(DingとMunro, 2013)。撮影線量が治療のための線量のかなりの部分を占める場合には(ICRU, 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撮影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(Alaeiら, 2010)。この手法を利用できるのであれば、撮影線量と放射線治療線量を組み合わせた患者臓器線量を三次元的に最適化し、患者の全放射線被ばくのさらに正確な推定値を得ることができる。

(163) 以上のように、放射線腫瘍学におけるCBCTの適用という点において、ほとんどの場合、治療標的及び重要臓器の正確な輪郭描出及びアライメントが臨床医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関連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べきである。CBCT線量が累積して無視できない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ルに反映させ、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べきである。

7.3 神経インターベンション

(165) CBCT の C-アームを用いた術中 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-アーム CT 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機構が、断層画像の再構成に必要な投影データの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 血管造影像の取得に利用され、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 の位置決めガイドにも用いられることがある (Levitt ら, 2011)。一部のシステムでは、透視像に 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) のデータによって血液量マップ (blood-volume map) を作成することもできる (Fiorella 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 (一般に少ない投影数を用いる) 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。頭蓋内の実質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) ファントムを用いた神経 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 スキャンでは、放射線感受性の高い甲状腺及び水晶体が 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。 $180^\circ + \varphi$ (φ は X 線管のコーン角) の角度で取得される CBCT 投影は、画像再構成に十分である。 $180^\circ + \varphi$ 回転アークの開始位置によるのだが、眼及び甲状腺の被ばくの著しい低下を、「管球を下とする (tube under)」スキャンアークによって実現できる。甲状腺の遮蔽により (スキャン FOV に含まれないとき)、中等度の線量低減が可能である (Daly 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く影響を与えることができる：

- 「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に必要なことがある。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™ など高コントラストの IVR 治療材料の位置決めのためにも十分である。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)。
- 「管球を下とする (tube under)」スキャンを用いる。つまり、実際に可能な限り、甲状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、画質や検査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 神経放射線手技における CBCT による作業員線量

(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。例えば典型的な手技中のCBCT撮影による、遮蔽なしでの室内の実効線量（アイソセンタに10 mGy）は、アイソセンタから2 m離れたとき0.005 mSv未満となる（Dalyら, 2006）。Nottmeierら（2013）は、検討したOアーム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⁻¹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技が含まれる：末梢動脈疾患における血管形成術、（開窓型/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、動静脈奇形の治療、及び腫瘍塞栓術〔なにも併用しないもの（子宮筋腫塞栓術等）、化学療法を併用するもの（多くの肝腫瘍の化学塞栓術等）又は放射性粒子（選択的体内放射線療法等）を併用するもの〕。IVRの他の例として、大静脈フィルタなどの血管内デバイスの留置、経頸静脈性肝内門脈大循環短絡術（TIPSS）、経カテーテル的血栓溶解術などがある。CBCTは、3Dロードマッピングのための血管構造の断層像取得に用いることができる。またCBCTは、投影撮影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役立つ。手術前（例えば経カテーテル的大動脈弁植込み術）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〔例えば心房細動のカテーテルアブレーションや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る3D血管ロードマップの取得が可能なものもある。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。

(174) 血管IVRにおけるCBCTの使用者は、高コントラストな物体（ステント、コイル、ガイドワイヤー、高濃度の血管内ヨード造影剤）を描出する際には十分な画質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実質内のヨード造影剤）を描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

(175) Paulら（2013b）は、ボ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（遮蔽された甲状腺、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（遮蔽された甲状腺、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。ガイド下の穿刺針を用いるIVRでは、フリーハンドの術者の手指部の被ばく線量は20~603 µSvであった。レーザーガイドのみを使用したとき、又はこれとニードルホルダーを併用したとき、手指の被

ばく線量は1回の手技あたり 36 μSv (5~82 μSv) 未満となった (Kroes ら, 2013)。腹部 CBCT 及び肝臓の血管造影で追加的に受ける作業員被ばく線量を、表 7.4 に示す。

(176) CBCT 撮影中、臨床的に可能であれば、作業員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 照射中に室内に残る作業員は、固定式又は可動式シールドにより防護されるべきである。

7.5 非血管 IVR

(177) 非血管 IVR には以下の手技が含まれる：椎体形成術（椎体骨折、骨粗鬆症又は転移の治療）、膿瘍ドレナージ又は体液の採取、画像ガイド下生検、経皮経肝的胆管ドレナージ (PTCD) 及び腫瘍焼灼（例えば肝腫瘍マイクロ波焼灼療法） (Wallace ら, 2008) である。これらの手技は現在、透視ガイド下又は MDCT ガイド下で行われているが、C-アーム CBCT はその両方のメリットを持つため一般的になりつつある (Orth ら, 2008)。最新の C アームシステムでは、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、術前の経皮的挿入の計画立案には CBCT を用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、使用者は、所定の手技中に取得する CBCT 撮影数を最小限に抑えるべきである。

(178) 非血管 IVR における CBCT の使用者は、以下のことにより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よる。

(179) 表 7.5 には、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。いくつかのファント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ている。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、数百 mGy に至る被ばく線量が報告されている。

7.5.1 非血管 IVR における作業員被ばく線量

(180) 特定の手技では 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ナージ手技では、一方又は両方の手指が照射野のごく近くに来る必要があることも多い。これらの手技では短時間、手指が照射野内に入らざるを得ない場合もある（特に肝左葉の穿刺等）。臨床医は、このような少ないが反復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。長時間の手技では、指の線量が数 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が抑えられるが、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べきである。IVR 手技による作業員線量の例を 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。

<p>7.6 整形外科／外科的手術</p>
<p>(181) 整形外科的又は外傷の手術において、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、関節面に対するねじの重要な位置関係が不明なままであることがある。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、脊髄神経など重要構造のごく近傍でIVRが行われる脊椎手術においても、非常に役立つ。CBCTデータセットは、手技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用いられる。四肢専用のCBCTシステムは、IVRなどで使用されるその他のCBCTシステムと同じ原理に基づいており、C-アームがもっとも一般的なプラットフォームである。四肢及び脊椎固定術には、もう1つのシステム（Oアーム）が一般的になりつつある。Oアームシステムは、CTガントリベースの設計の利点とC-アームベースの設計の柔軟性を組み合わせたものである。基本的にはテレスコープ式のガントリを備えたCアームシステムであり、CTとするためにこれを延長してリングを完成させOアームとしたのである。したがってこのガントリは、標準C-アームとして機能したり、又はO-リングを完成させてシステムをCTの様にガントリにし、FPDとX線管が自由に回転できるようにしたりもできる。通常CBCT撮影は、腹臥位又は背臥位で術中に行われる。体重支持状態の膝の画像撮影のための立位、及び上肢／下肢を伸長させた座位（Zbijewskiら, 2011）によるものも報告されている（Tuominenら, 2013）。</p>
<p>7.7 泌尿器科</p>
<p>(182) C-アームを用いたCBCTにより、泌尿器科の手術室で断層撮影を行うこともできる。泌尿器科手技では標準的なパルス透視のほか、術中の3D再構成を行うことができる。様々な操作モードが利用可能である。高コントラスト構造を撮影する際は、低線量プロトコルが適切であろう。例えば、経皮的腎切石術中に、石灰化結石やその他の石灰化構造を撮影する際、画像のノイズは高いが腎結石を視認できるので、低線量プロトコルを使用すべきである。尿路及び集合管への造影剤の逆流をCBCTで撮影する際も、同じ推論が当てはまる（Royら, 2012; Michelら, 2014）。</p>
<p>(183) 使用者は、低線量プロトコルを使用すべきであり、腎結石、骨盤内の石灰化、金属器具、及び造影剤された尿路系の検出に十分である。</p>
<p>7.8 耳鼻咽喉及び頭部の診断又は手術</p>

(184) 頭頸部における利用と同様に、CBCTはENTにおける利用に適している。なぜなら、この領域が副鼻腔、側頭骨及び頭蓋底などの構造からなり、主に骨、空気及び軟部組織から構成されているので元来コントラストが高いからである。したがって、画像のノイズは比較的高いのだが、CBCT撮影の診断的有用性を損なうことなく、許容範囲内である。CBCTシステムの高い分解能は、頭蓋底や中耳といった小構造に実に適している。加えて、必要な解剖学的構造を撮影するために、比較的小さいFOVで足りる。ENT領域のスキャンにおいてスキャンアークの位置は、水晶体や甲状腺などの感受性の高い臓器の放射線被ばくに影響する重要な要素である(Dalyら,2006)(表7.7)。ENTにおけるCBCTのその他の利用は、Hodezら(2011)及びMiracleとMukherji(2009b)により記載されている。側頭骨や副鼻腔の撮影など、大半の診断的ENT手技では、患者を座位とする専用の装置が用いられる。これらの装置は、低線量であることや患者の快適さに加え、高い空間分解能が大きな利点である。そのためこれらの装置は、人工内耳など、側頭骨のインターベンションの術前計画に利用されることが多くなっている。この技術の日常診療への応用は急速に進んでおり、この傾向はこれから加速するだろう。

7.9 歯顎顔面

(185) CBCTは、ここ数年の間に、歯顎顔面の撮影に使用されるようになり、その使用は増加の一途である。これは主に、歯と歯周囲組織、それらの下顎骨及び下顎骨内での位置、及び近くの神経やその他構造との関係を見るために撮影される。このような高コントラスト構造にはCBCTの持つ高い空間分解能が適しており、多くの場合非常に良い画質が得られる。画像は診断目的、術前計画、術後評価、この領域におけるナビゲーション手術での画像ガイドに用いられている。骨折、歯根部周囲病巣、歯周病などの疾患による変化は、高コントラスト構造に影響を与えるので、CBCTを用いて正確に画像化することができる。FOVは通常、患者周囲を1周することで、顎顔面領域を十分にカバーする。さらに、専用の小体積(例えば4×4cm)の撮影を用いることで、一つの歯根など小さい関心領域を高分解能で撮影できる。初期の装置はイメージインテンシファイアを使用していたが、最近のシステムではほぼ例外なくFPDが使用されている。大半のシステムは座位型又は立位型の装置であり、垂直軸に沿って水平面で回転する小型のC-アームから構成され、患者を真っすぐに座らせて撮影する。歯顎顔面用CBCTの用途は、De Vosら(2009)により記載されている。(2009)。

(186) 歯顎顔面用CBCTの線量には非常に幅があることがわかっており、また歯科放射線科領域におけるさまざまな診断目的に使用されるため、ほかにもある2Dや3Dの歯科イメージングモダリティの中で、この手法の適正使用は、これが1998年に歯科に導入されて以降、大きな問題でありつづけている。MDCTに比べて低線量で高い空間分解能をもつことから、歯顎顔面用CBCTは硬組織の3D画像撮影を必要とする用途に対し、MDCTの適切な代替手段と考えられる。ただし、2Dイメージングモダリティ(例えばパノラマX線撮影又は頭部X線撮影)に対して補助的又は代替法として用いた場合、集団線量が増加する。多くの場合、CBCTが持つ3Dとしての性質により、2DのX線撮影に比べて診断における有効性は高くなるが、特定の用途では2DのX線撮影で十分なことも多い。SEDENTEXCTプロジェクトにおいて、詳細なエビデンスに基づくガイドラインが決定されている(EC,2012a)。このガイドラインには、正当化、適応規準、最適化、訓練、QA及びスタッフの防護など種々のテーマを含んでい

る。SEDEXCT では、線量、診断での使用、及びその他 CBCT に関連したテーマに関して、綿密な文献レビューと実験的研究に基づき、20 の「基本原則」が規定されている。

(187) 歯科における CBCT の過剰な使用は、集団線量を増加させると考えられるため、これら基本原則のいくつかは正当化に関連する。患者の病歴と臨床情報が得られており、CBCT により新たな情報が付加されると予想され、また 2D の X 線撮影では診断上の疑問に答えることができない（又は答えると考えられない）場合にのみ、歯科における CBCT の使用は正当化される。毎回の検査が個々に正当化されるのでなければ、CBCT 検査を繰り返すことは避けるべきである。また、歯顎顔面用 CBCT は、軟部組織の画像診断に使用するべきではない。

(188) 歯顎顔面用 CBCT における重要な最適化の原則は、各検査の適切な体積選択に関連する。多くの場合、関心領域は撮影前に明確に分かっている。そうでない場合には、正面及び側面のスカウト像によって必要な体積が決定される。患者線量を著しく低くできるので、可能な限り小さな体積が常に選択されるべきである。高線量と低線量のどちらを選択するかは、達成可能な最低線量で十分な診断画質を保証しつつ、最適化の原則に従うべきである。

(189) CBCT 画像にはしばしば、診断する関心領域以外の構造物も含まれることがあるため（ただしこれは、FOV を小さくすることによってできる限り制限するべきである）、EC ガイドラインでは、関心領域についてのみではなく、画像全体について読影・報告されるべきものとしている。スキャンされる領域によっては、口腔放射線診断医又は一般の放射線診断専門医の関与を必要とする。

(190) 表 7.8 には人体形状ファントムを用いて測定した、歯顎顔面用 CBCT における実効線量の範囲の概要である (EC, 2012a)。歯顎顔面用 CBCT で測定された、最新の実効線量の概要については、Bornstein ら (2014) 及び Al-Okshi ら (2015) による体系的論評を参照されたい)。ただし、組織加重係数は単なるリスクの指標であるので、頭部における組織線量の記述に使用するには実効線量は好ましくなく、特定の組織に対する等価線量又は吸収線量が多くの場合、推奨される。様々な測定法が用いられているので（例えば熱ルミネッセンス線量計の設置）、異なるさまざまな線量計測研究の精度及び互いの同等性には制限があるが、表 7.8 に患者線量は著しく異なることを示す。これは、用いられる被ばくのパラメータに大きなばらつきがあることを反映している。体積には、一つの歯のスキャンに十分な数 cm^3 から、頭部のほとんどをカバーする数千 cm^3 まで、大きな幅がある。さらに、歯顎顔面用 CBCT に用いられる kVp は標準化されておらず、70~120 kV の範囲にある。臨床的に利用されている mA は 20 倍を超えるばらつきがあるが、おおむね 25~150 mAs である。委員会は、各撮影における歯顎顔面用 CBCT の被ばくパラメータを標準化するよう勧告している。

(191) 小児は放射線感受性が高く、体が小さいことから、歯顎顔面用 CBCT の適用には特に注意が必要である。成人への適用と同様、FOV を制限し、照射条件が最適化されている場合、小児に対しても MDCT の代わりに CBCT を使用することで、著しい線量低減が得られる場合がある（口蓋裂など）。しかし、2D の X 線撮影の補助として又はその代わりとして使用したとき、特に大きな体積の撮影が必要な場合（歯科矯正の計画立案など）、診断上の有益性に見合わない患者線量が用いられるかもしれない。小児における CBCT の適応範囲を広げるには、診断上の有効性に関するエビデンスがもっと必要である。表 7.9 は、10 歳及び青年の人体形状ファントムにおける実効線量測定値である。小児の頭部は撮影範囲が比較的大きいことから、照射条件を調整しないと成人に比べて実効線量が高くなる。一部の CBCT のモデルでは、事前設定された「小児用線量」の被ばくパラメータが利用できる。これは一般に mA の低減に対応している。その他のモデルでは、オペレータが照射条件を修正することができる。歯顎顔面用 CBCT では AEC はほぼ導入されておらず、1 社の製造業者が過去に数年間これを採用したのみである。

(192) 甲状腺について 0.03~10.0 mGy、脳について 0.02~9.3 mGy、水晶体について 0.03~16.7 mGy の吸収線量が報告されており（Ludlow ら, 2006; Hirsch ら, 2008; Ludlow と Ivanovic, 2008; Pauwels ら, 2012b）、実効線量の幅は広がる。歯顎顔面用 CBCT では種々の線量指標が測定されている。英国健康保護局（HPA）の 2009 年の報告では、41 箇所の歯顎顔面用 CBCT 施設で KAP が測定された。4×4 cm の照射野に結果を正規化したとき、100 mGy cm²未満から 2,300 mGy cm²を超える範囲の数値が得られている（HPA, 2010a）。

(193) 1 m の距離での作業員の被ばくは、1 回のスキャンあたり 2~40 µGy の範囲にあると報告されている。ちなみに、口腔内及びパノラマ X 線撮影の 1 m の距離での散乱線量は、1 回あたり 1 µGy 未満である（EC, 2012a）。歯顎顔面用 CBCT に関する EC ガイドラインでは「CBCT 装置からの作業員の防護については、EC の刊行物である『放射線防護 136. 歯科放射線科における放射線防護に関する欧州ガイドライン（Radiation Protection 136. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology）』の 6 節に詳述されている指示に従うこと」と述べられている。

7.10 乳房

(194) この数十年、乳がん検診にはマンモグラフィが標準的な画像検査法として利用されている。多くの地域ではスクリーンフィルムに代わりデジタルマンモグラフィが用いられてはいるものの、マンモグラフィが持つ投影撮影という性質は、デジタルマンモグラフィの導入によっても変化していない。すなわちデジタルマンモグラフィもまだ、3D である乳房の 2D 投影像を取得するために、乳房を圧迫する必要がある。デジタルマンモグラフィの方が、X 線撮影で高濃度乳房である 50 歳未満の女性において、小病変の検出に僅かに有効性が高いことが証明されている（Pisano ら, 2005）。また、デジタルマンモグラフィではスクリーンフィルム X 線撮影に比べて乳房の被ばく線量が低いことも示されている。2010 年の研究では、1 ビュー当たりの平均乳腺被ばく線量は、スクリーンフィルムマンモグラフィで平均 2.37 mGy であったが、それに比べてデジタルマンモグラフィでは 22%低かった（1 ビュー当たり 1.86 mGy）（Hendrick ら, 2010）。デジタルマンモグラフィでは、デジタル補正法によりコントラストを（限度なしに）回復することができる。したがって、デジタルマンモグラフィではスクリーンフィルムマン

モグラフィに比べて硬い X 線スペクトルを使用でき、このことが、いくらか線量を低下させることができる主たる理由である。硬い X 線スペクトルは、様々な陽極/フィルタの組み合わせ（例えばモリブデン/モリブデンの代わりにタングステン/ロジウム）と、高めの平均管電圧を用いることで達成される。

(195) 2D のマンモグラフィでは構造の重なりにより、正常が異常に、異常が正常に見えてしまうことがあり、正常な乳腺実質により生じるこのような解剖学的ノイズは、がんの発見を困難としている。CT の原理に基づく 3D のアプローチは、特に高濃度乳房における乳がんの発見を改善するだろう。乳房の「3D」撮影には、デジタル乳房トモシンセシスと bCT という 2 つのアプローチが提案されている。乳房トモシンセシスでは、乳房周囲で X 線管をある角度で振ることができるように改良されたフルフィールド・デジタルマンモグラフィシステムによって得られる複数（15～30 枚等）の低線量デジタル 2D 投影像を用いている（Niklason ら, 1997; Poplack ら, 2007）。トモシンセシスとは、このデータの取得戦略に与えられた名称で、正式には角度制限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 28°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、平均的な厚みの乳房で約 4 mSv である。これはデジタルマンモグラフィ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造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、1.66～1.90 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マンモグラフィと同程度である。

(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 画像における構造の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 FPD を利用しており、したがって CBCT システムといえるが、乳房画像検専用のヘリカル CT システムの設計も進行中である（Kalender ら, 2012）。

(198) bCT では乳房を下垂させて撮影するが、初期には平均乳腺線量を見積もる方法は確立されていなかったため、これを計算する方法を開発する必要がある。下垂させた乳房の 360°スキャンに適切な、いわゆる DgN_{CT} 値の包括的な表を作成するため、モンテカルロ法が用いられている（Boone ら, 2004, 2005）。

(199) コーンビームベースの bCT システムは、乳房を完全に囲む 2D 投影を取得する FPD 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、平均乳腺線量は女性 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。被ばく線量は明らかに、乳房の大きさや組成により異なる。したがって、小さ目の乳房では線量は低く、大き目の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乳腺線量は、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及び腋窩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能も改善すると考えられる (Kalender ら, 2012)。

(201) 多くの CT 撮影と同様、作業者は患者の近くにいる必要はないので、bCT による作業者の被ばく線量はごく僅かである。勿論、bCT 室の適切な遮蔽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、遮蔽についての 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者は、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者は IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。

8.1 序文

(202) *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、オペレータが本来の仕事量を減らさずに、放射線防護の原則、ツール及び手法を用いて自身の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と、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焦点が絞られていないければならないのだが、残念ながら多くの場合、訓練は時間数という要件を満たす、という形をとっている。時間的要件は重要な基準ではあるものの、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、という点がぜひ必要なのである。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不十分である。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、と勧告してきている (ICRP, 2009)。画像診断部門以外で CBCT の使用が増えるに従い、作業者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わる専門家は、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。

(205) 大半の国々の法律では、医療被ばくに責任を有する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、（現在そうっていない場合は）義務付けるべきである。

(206) 放射線防護における訓練の後には、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) 訓練を終えた作業者は、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実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師及びその他の医療従事者は、自身の被ばく及び他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る特定の手技の臨床面を、よく理解する必要がある。

(210) 訓練の提供及び能力評価という問題は *Publication 113* (ICRP, 2009) で扱っている。

(211) 歯顎顔面用 CBCT の場合、それに特化した基本訓練要件が *European Academy of Dentomaxillofacial Radiology* により作成され発行されている (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簡単なオリエンテーション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者は、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 を用いる予定の全ての作業者は、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) 大半の組織では、一定の時間数の教育と訓練を要求する、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るが、それはガイドラインとしての機能を果たすべきであるからであり、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、実践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促す方が、適切であろう。訓練の程度は、その業務に用いられる放射線レベル、及び患者や作業者の過剰被ばくの可能性に応じて決められる。

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／又は *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際の状況について、訓練を実施する者がはっきりと理解しているということにある。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いるべきである。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すべて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が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、誘惑に負けて、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、訓練参加者や実際の目的にかなった内容よりも詳細に取り上げがちである。そのような内容も、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ではなく、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。規制要件にも同じことがあてはまる。訓練を実施する者は、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、必要な情報を伝えるべきである。病院の日々の仕事で放射線を使い、放射線を患者に照射している医療従事者は、非常に病状の悪い患者を扱う際の実際問題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連する問題を理解し、問題が生じたときに放射線測定的手段及び放射線防護的手段がないことを理解している必要がある。臨床医及び撮影の専門家の講義を組み入れることが望ましく、良い放射線防護事例と悪い事例を中心に述べてもらうのがよい。訓練を実施する者がこれらの講義に参加し、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。例えば歯顎顔面用 CBCT において、一部の製造業者はそれまで CT 装置を扱った経験がなく、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保証することである（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 プログラムは CBCT 装置の受け入れと試運転、装置の

性能の定期的な試験とメンテナンス、患者撮影のプロトコル、作業者及び患者の線量、作業者の訓練、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、及び状態試験は、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スラインの測定値を、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是正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、安全システム、X線発生装置の性能、画質、幾何学的条件、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。安全システムの試験は、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、緊急停止システムの適切な動作を保証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保証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）。定量的試験に加え、アーチファクトを発見するために、画像の目視検査も実施されなければならない。ジオメトリー試験によって、システムの適切なアライメントとスケールリングが保証される。放射線治療の用途では、CBCT画像のアイソセンタのジオメトリーを毎日確かめることで、画像と治療装置のアライメントが保証される。しかし、歯顎顔面及びIVRの用途では、外部座標系とのアライメント調整は不要かもしれない。したがって、テスト画像のスケールリングのみが必要となる。画像の読影時に情報が消失しないように、表示試験により、画像が一貫し、かつ忠実に表示されることが保証される。最後に線量測定試験で、ファントム線量を評価する。この際、本書で前述した、また付属書Aに示したような、CBCTに適した標準測定プロトコルを用いる。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（EC, 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。

(221) 画質の評価及び線量測定には、ファントム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ル及び適用範囲は、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つは歯科用、3つは放射線治療用）を表9.1に示す。この問題に関する各国の勧告も認識されるべきである（DIN, 2013, 2014等）。これらのスケジュールはほぼ同じ内容であるが、一部の特別な検討事項に注目する必要がある。患者又は作業者と衝突する可能性がある、むき出しの可動ガントリをもつ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画像の座標を用いて放射線治療の加速器又は手術用具を制御する場合

は、座標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濃度情報（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クベースのQAプログラムの情報とする必要がある。

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。線量の正確な追跡なしには、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的に表示し（ICRP, 2004）, DICOM構造化線量レポートとして照射線量を患者の診療録に記録することである（IEC, 2012）。表示される線量推定値の誤差は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_{vol}及びDLPとして表示するのが標準的である。これらの推定値はファントムに対する線量であり、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キャン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、歯顎顔面用CBCTシステムでは線量推定値を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推定値を検証するように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、複数の手技で照射される1人の患者に対する年間線量及び生涯線量の追跡が大幅に容易となる。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_{vol}とDLPとして線量を表している。CTDI_{vol}とDLPをPACSに電子的に転送することは現在、米国のカリフォルニア州法で義務付けられている（California Senate Bill SB1237, 2010）、またECによっても提案されている（2011）。電子的報告は、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 の歯顎顔面用 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^2 (アイソセンタで $4 \times 4 \text{ cm}$ に相当する面積に正規化) と提案されている。この達成可能線量は SEDENTEXCT Consortium (EC, 2012a) において採択され、さらに種々の歯顎顔面用 CBCT の用途に関する「確固とした DRL を確立するためには、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、地域的な DRL (LDRL) が QA プログラムの一環として定められるべきである。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 のデータは不足している。

9.5 監査

(228) イメージングシステムの最適な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、患者の体動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 (EC, 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。

(230) CBCT の多くの用途では、MDCT と同程度の患者線量が用いられることから、作業者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とする必要がある。

(231) 医師には、各 CBCT 検査が正当かつ妥当であることを確認する責任がある。

(232) 診断的 CBCT 検査に患者を紹介する際には、依頼医師は 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の 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たうえで下すべきである。

(233) 製造業者には、CBCT における標準化された線量測定及び線量表示法を、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

<p>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を比較できない。</p>
<p>(234) 透視及び断層撮影に 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集計する方法を策定する必要がある。</p>
<p>(235) ある特定の患者の線量の記録、報告及び追跡は、製造販売業者で一貫した方法で行える必要がある。</p>
<p>(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、抑制と均衡を実現する必要がある。</p>
<p>(237) 部分回転スキャンの場合に、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側におくことは、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。</p>
<p>(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きている。CBCT によって有益な臨床情報が得られ、重なっている構造を取り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 の機能が、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ければならない。</p>
<p>付属書 A CBCT における患者線量の評価</p>
<p>(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 における線量測定のさらに広範な説明は、Report 87 (ICRU, 2012) を参照のこと。</p>
<p>A.1 CBCT における線量測定</p>
<p>(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 線ビームの幅も広がっている。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 のそれに匹敵するものである。開発が進んだことで、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まれた。結果として、測定法が確立されており、ファ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、標準的なナロービームの 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構築するため、これらの問題の解決法を記述する。</p>
<p>(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, 1981), 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。</p>

(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 (Abuhaimeid 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 (CTDI₁₀₀) ではポリメチルメタクリレート (PMMA) ファ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は明らかである。CTDI₁₀₀/CTDI_∞ 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_∞ 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ろう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 Söderberg, 2013)。

(A6) CTDI 測定 of 効率に関する問題が、ワイドビーム CT 線量測定 of 新たなアプローチ of 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 of 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 様 of 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は CTDI_{vol} と DLP が広範に使用されてきている。CTDI_{vol} と DLP の関係は次式 of ようになる：

$$DLP = L \cdot CTDI_{vol}$$

ここで L はスキャン長である。この CTDI_{vol} of 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_{vol} 値は線量を著しく過大評価したのものとなる (Dixon と Boone, 2010a)。

A.2 Point-of-care スキャン法及び臨床ベース of CBCT システム

(A8) 臨床ベース of システムには、頭頸部 CBCT, bCT 及び歯顎顔面用 CBCT がある。歯顎顔面用 CBCT 装置 of 特徴は、システムに応じて様々な 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) of スキャンや顎顔面 of スキャンが可能となる。水平コリメーション of 使用やその他の要素により、軸位面 of 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 ら, 2012a)。加えて歯顎顔面用 CBCT システムは座位又は立位で撮影されることから、ファントムと線量計 of 設置に関して実務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 of 報告 (EC, 2012a) で、KAP 及び CTDI 様 of 測定値 of 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 of 測定は試運転中に実施すべきであると提案されている。歯顎顔面用 CBCT で使用するには、従来 of CTDI には欠点があることから (MDCT に比べ CBCT of 方がビームは広く非対称性が大きいため)、Consortium は独自の CBCT 線量指標 (CBCT DI) of 定義を試みた (Pauwels ら, 2012a)。このような取り組みの中、カスタマイズされたファントム (SEDENTEXCT DI) が開発された。これを図 A.1 に示す。これには、測定装置を設置するのに適した挿入部が備わっている。このファントムは 4 つ of 電離箱プレート (22 mm×2 個, 44 mm×2 個)、1 つ of 熱ルミネッセンス線量計プレート (22 mm 厚)、及び 1 つ of フィルムプレート (22 mm 厚) から構成されている。22, 44 及び 66 mm 幅 of 3 つ of アダプタが付属しており、チャンパー of 径を 26 mm から 13 mm に縮小できる。図 A.1 に 2

つの測定の設定（インデックス 1, インデックス 2）を示している。インデックス 1 は、ファントムの径に沿って FOV 中心とファントムの中心を結ぶ線を測定した、7 つの測定値の平均として定義される。これにより中心又は軸外に FOV を配置できる。インデックス 2 は CTDI_w を調整したものである。中心軸面に小体積の電離箱を置いて測定し、中心の測定値と 4 つの周辺測定値の平均値の 1/2 で重み付けする。このインデックスでは、FOV は必ず中心になければならない。

(A10) 加えてドイツの規格 DIN 6868-161 には、歯顎顔面用 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、ファントムを用いない検出器での線量測定に基づき、アイソセンタでの線量を推定するため幾何学的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、歯顎顔面用 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だろうと提案しているが、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 システムのそれと異なると考えられるが、測定値の実用性と QA におけるその重要性の両方を考慮することが重要である。ファントムを用いない CBCT 線量測定のための換算係数が確立されるまで、ファントム測定には QA の観点から重要な利点がある。

(A13) 製造業者が CTDI の値を提供している場合、この値は試運転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値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。これはパノラマ撮影及び頭部 X 線規格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。これは歯科病院で 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と提案している。これにより歯科医は国及び国際的な監査レベルと比較することができる (EC, 2012a)。

(A14) 技術的には上記の方法は他の臨床ベースのシステム、例えば頭頸部の画像撮影や、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、そのような装置の測定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がほぼ未解決であるという事実は明白である。

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/ファントムの不均一な体軸方向の線量付与が生じる。ファントムの場合, $z = 0$ で z 軸と交差する中心面の, ファントムの 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 等分線上となると考えられる。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) はファントムの中心面 ($z=0$) に対する平均線量を示す指標を提案している :

$$\bar{D}(0) = \frac{1}{3}D_0 + \frac{2}{3}\bar{D}_p$$

ここで D_0 は中心面の中心点 (z 軸上) の線量を, D_p は平均周辺線量を示す。この式は $CTDI_w$ の計算に用いられたものと同様の加算平均法が用いられている。 $CTDI_w$ 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ている指標である。Fahrig ら (2006) は, Farmer 形電離箱を用いた計算を行い, 頭部ファントムの表面から 1 cm の深さで中心と 8 つの周辺点での線量を測定した。Podnieks 及び Negus (2012) は, 電離箱の位置が慎重に考慮されていた場合, $CTDI_w$ 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 $CTDI$ に基づく 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な装置 (例えば MDCT 装置), および (大半の CBCT 装置と同様に) 軸位断像のみを取得する装置での線量測定に関する統合的形式が示されている。一連の指標と新たなポリエチレン 600 mm 長のファントムの使用が提案されている。この手法はすでに記載されているが (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。この手法の数学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 $CTDIL$ 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, ($z=0$ で) ファ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像スキャンの場合, $CTDI$ に相当する数量は直観的に, z 軸上のビームの中心点での線量である。 $f(z)$ が線量プロファイルの関数である場合は, この線量は $f(0)$ 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 $Nf(0)$ 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 $(-L/2 \sim +L/2)$ の中心における累積吸収線量分布は、スキャン長 L の Π (d/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畳み込みにより表される。この式は X 線管電流を変調しない場合のみ有効である。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、正規化した累積吸収線量分布を示している (Boone, 2009)。

(A20) ビーム幅 L におけるビームの中心部分 ($z = 0$) での線量 $D_L(0)$ 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、 $D_L(0)$ は漸近的に極大値に近づく。この数値は「平衡線量 (D_{eq})」と呼ばれ、(線量プロファイル全体を収集したときの) CTDI_L として理解できる。

A.4.2 スキャン長 L のヘリカルスキャンからの累積吸収線量分布

(A21) ガントリ回転から b の距離だけ寝台が離れているときの、ヘリカルスキャンの累積吸収線量分布 $D_L(z)$ を、次式により算出できる。これは管電流変調を使用しなかった場合にのみ適用できる。

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z - z') dz'$$

(A22) $z = 0$ のとき、ピッチ (p) が $p = b/nT$ 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：

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz' = p \cdot \text{CTDI}_L$$

(A23) $p = 1$ のとき $D_L(0) = \text{CTDI}_L$ であることに注意する。概念的には、 L の関数としての $D_L(0)$ では、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} が非常に長いスキャン長に達するまで $D_L(0)$ 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 $h(L) = D_L(0)$ は従って次のようになる：

$$h(L) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'$$

(A25) 概念的に $h(L)$ は、検出器をファントム中心に維持し、長さ L のスキャンについて z 軸上で遮ら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：

$$H(L) = \frac{h(L)}{D_{eq}} = \frac{D_L(0)}{D_{eq}}$$

(A27) 図 A.3 は Mori らが測定した $H(L)$ 曲線を示している (2005)。(2005)。長いスキャン中では、スキャン長 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。 $L \rightarrow \infty$ で $H(L)$ が「1」に正規化されるとき、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ャンとファントムは十分に長くする必要がある、ということである。スキャンが長いほど、 $H(L)$ 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ャンの効率は比較的低いこと、さらにこの効率はスキャン長が長いほど高いことを示すのに適している。

A.4.3 ファントム

(A29) 300 mm 径のファントムでは、 D_{eq} の約 98% の情報を収集する (これは、スキャンプロファイルの遮断効率が 98% であることに相当する) ために少なくとも 400 mm 長が必要であろうことが示されている。標準の 320 mm 径ファントムの場合、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, 2015) に責任を有する米国医学物理学学会 (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 に示すファントム「ICRU/AAPM TG 200」が開発された。

A.4.4 rise-to-equilibrium dose curve (線量平衡までの上昇曲線) の実際的な測定

(A30) $H(L)$ 又は $h(L)$ 曲線の測定方法は、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単で直感的な説明を示す。

(A31) 長いファントムと積算型の指頭型電離箱が必要である。様々な長さの一連のヘリカルスキャンを実施し、指頭型電離箱で積算した空気カーマを記録する。スキャ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、ヘリカルスキャ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利用できる場合は、rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) は 1 回の長いスキャ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、ファント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 L は、ファント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。

A.4.5 軸位像スキャンのみが可能な装置での測定

(A33) 上記の方法は、ヘリカルスキャンが可能な 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、ヘリカルスキャンを行わない。スキャン中に寝台の移動が不可能であるので、ヘリカルスキャンにおける 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 $f(0)$ である (Dixon と Boone, 2010b)。実際には $f(0)$ は、ファントムとビームの中心に電離箱をおいて、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 α 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 $f(0)$ について到達するであろう平衡値である A_{eq} に対して、この数値を正規化してもよい。したがって、アキシナルスキャンに関する正規化される 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。コーンビーム幅 α の横断像 CT で、線量 $f(0)\alpha = H(\alpha)A_{eq}$ のとき、従来の CT 線量 $D_L(0)$ はスキャン長 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 $\alpha_{eq} = L_{eq}$ 、さらに普通関数 $H(\lambda)$ 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アプローチを記述するものである。ここで $\lambda = \alpha$ 又は $\lambda = L$ であり、したがって $f(0)\alpha = H(\alpha)A_{eq}$ かつ $D_L(0) = H(L)D_{eq} = H(L)(b/\alpha)A_{eq}$ である。ビームをコリメーションする機能をもたない横断像スキャナの場合、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ゲージを装備してもよい。

(A34) CTDI を得るために必要な積分は、寝台の移動があるが故であることを断っておかなければならない。CTDI の定義は、ファントムの中心部分に対する線量は、隣接領域からの散乱の影響があることを示している。この現象は横断スキャンの場合は一切認められない。したがって、ファントムの中心領域周辺の線量は一貫して過大評価される。

A.4.6 ICRU Report 87 の勧告

CTDI_{vol} 及び CTDI_{air} の測定

(A35) 従来、CTDI_{vol} は CT 線量の測定と関係していた。さらに IEC は、CT 装置の制御画面上には CTDI_{vol} が表示されるべき、とも勧告している。ICRU は CTDI_{vol} 及び自由空気中の CTDI_{vol} を、160 mm 及び 320 mm 径の PMMA ファントムを用いて、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_{vol} 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_{air} に特徴付けられる CT スキャナの X 線出力は、受入検査、並びにスキャナ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。

ファントムによる線量測定

(A36) 医学物理士が勧告に従って受入検査で CTDI_{vol} 及び CTDI_{air} を測定してあり、定期的な CTDI_{air} 測定結果が安定している場合は、ファントムの CTDI_{vol} 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、スキャナの rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) 及び $H(L)$ や $h(L)$ など関連指標についての包括的

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 $CTDI_{vol}$ により正規化される $H(L)$ 曲線であり、したがって患者線量と関係している $G(L)$ も提供されるべきである。

(A38) 全長 600 mm のファントムで測定される $G(L)$ が、ファントムの 200 mm のスライスで取得された部分的 $G(L)$ 測定値と関連づけられるよう、ファントムの中心の 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。

患者線量の推定

(A39) 患者線量は、 $CTDI_{vol}$ に加え $SSDE$ 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、 $CTDI_{vol}$ の計算は、C-アーム CBCT 装置などのような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ャンの場合も、 $CTDI_{vol}$ は患者線量を過大評価することになる (Dixon と Boone, 2010b)。この事実は、 $f(0)$ 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。

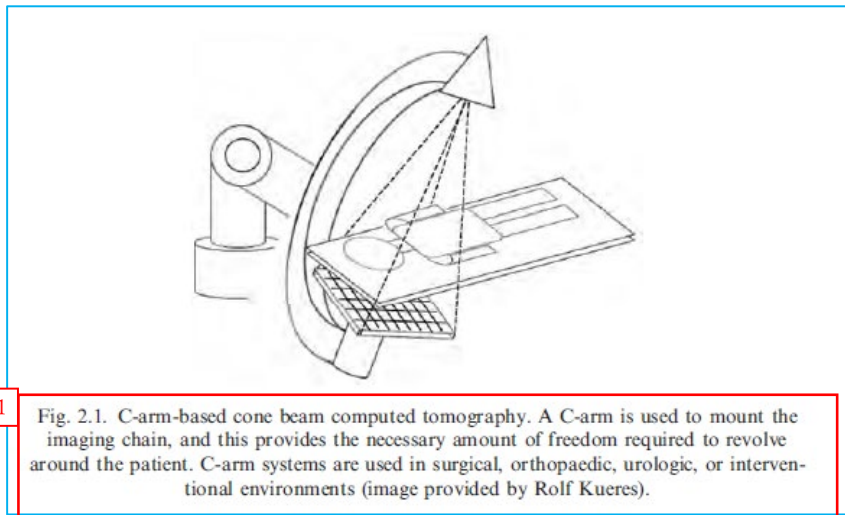
A.5 線量の追跡と報告

(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ない。さらに、1 回の CT 撮影と 1 回又は数回のデジタルサ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討の要があり、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関する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 (Rehani と Frush, 2011; Seuri ら, 2013)。表示される線量推定値の誤差は 20%を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。CT 及び血管造影における RDSR 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 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適した線量計測量ではない。

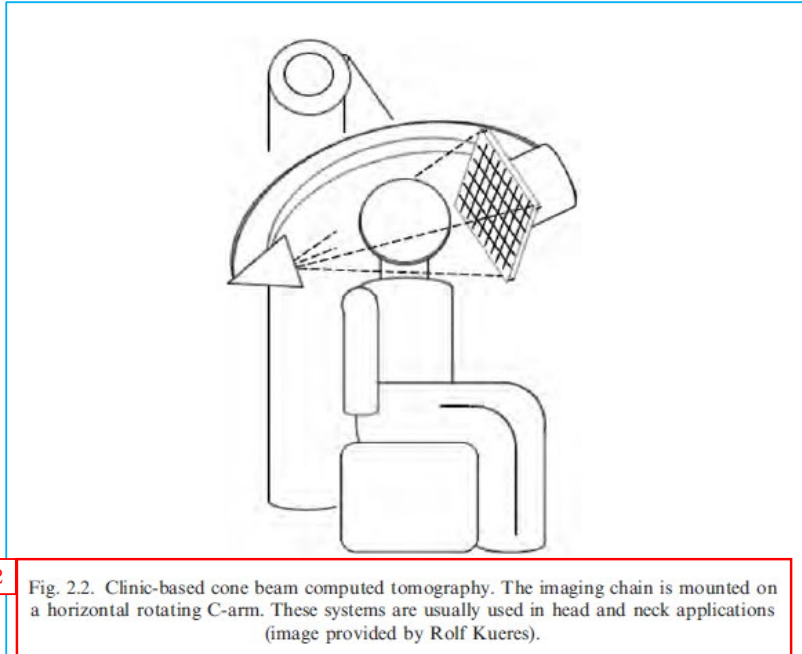
A.6 エピローグ

(A41) 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 に基づく測定値を軽視すべきではない。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推定のための係数は、 $CTDI_{vol}$ に基づいたものである。

図表

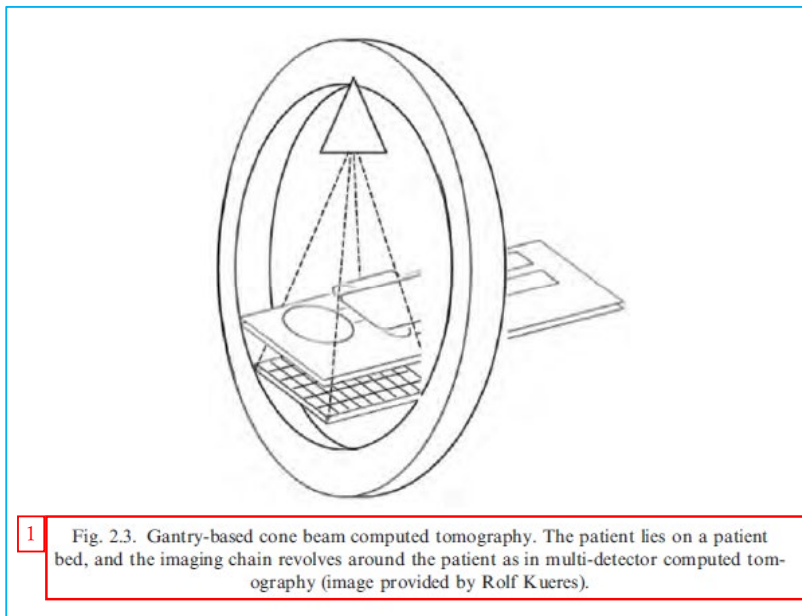


1. 図 2.1C-アームベースのコーンビームコンピュータ断層撮影。C-アームにはイメージングシステムが搭載されており、これによって患者の周りを回転するために必要な自由度が得られる。C-アームシステムは外科、整形外科、泌尿器科及び IVR の環境において用いられる (画像は Rolf Kueres 提供)。



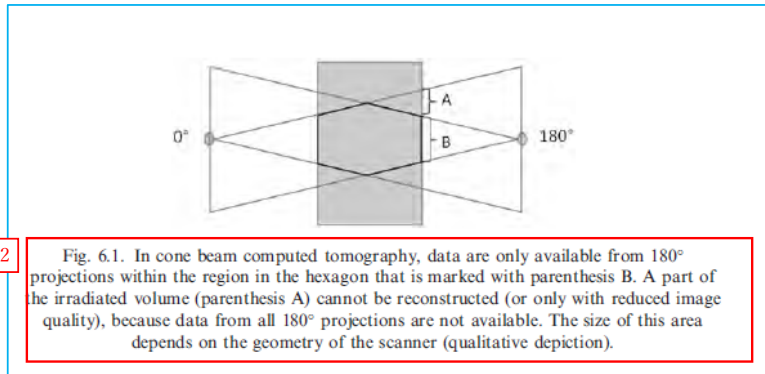
2 Fig. 2.2. Clinic-based cone beam computed tomography. The imaging chain is mounted on a horizontal rotating C-arm. These systems are usually used in head and neck applications (image provided by Rolf Kueres).

1. 図 2.2 診療所 (室) ベースのコーンビームコンピュータ断層撮影。イメージング系統は水平回転する 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)。

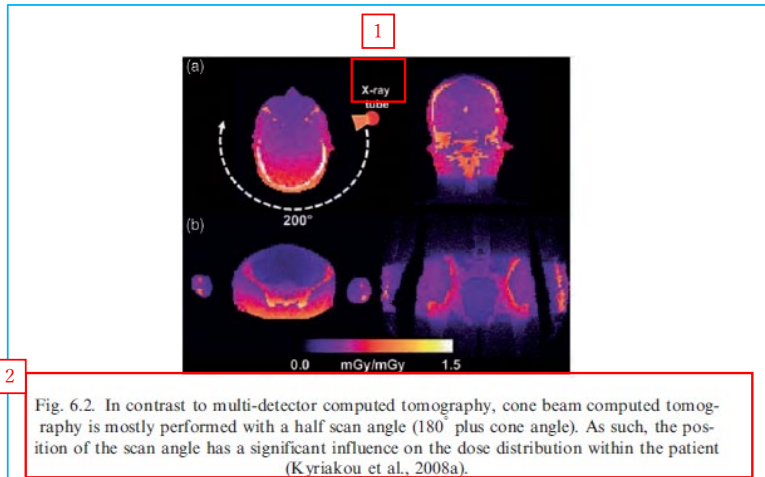


1 Fig. 2.3. Gantry-based cone beam computed tomography. The patient lies on a patient bed, and the imaging chain revolves around the patient as in multi-detector computed tomography (image provided by Rolf Kueres).

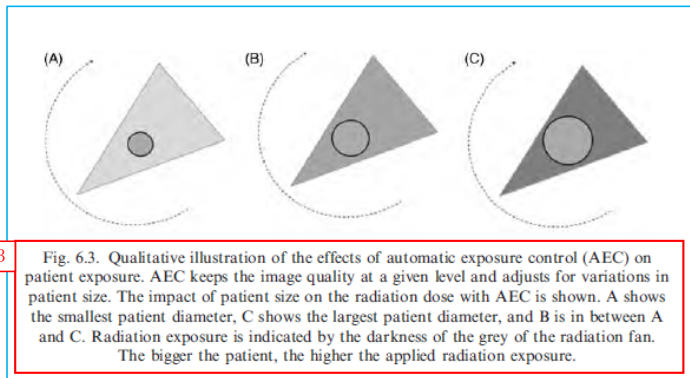
1. 図 2.3 ガントリベースのコーンビームコンピュータ断層撮影。患者を寝台に横にし、イメージング系統が多列検出器コンピュータ断層撮影として患者の周囲を回る (画像は Rolf Kueres 提供)。



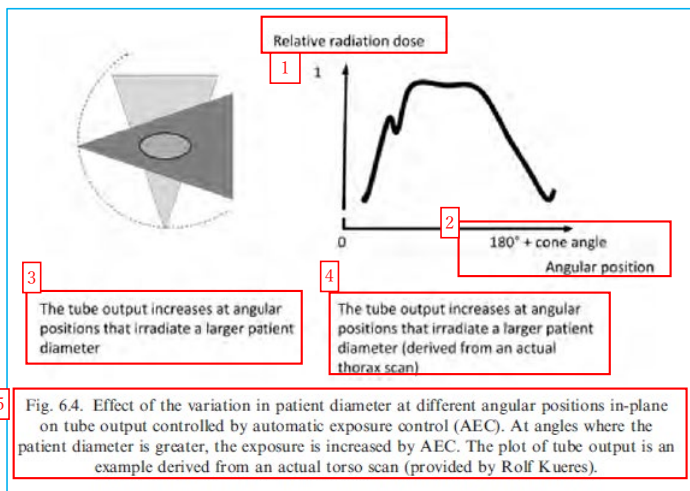
1. 図 6.1 コーンビームコンピュータ断層撮影では、「B」で示している六角形の領域内の 180° 投影からのみデータを入手できる。180° 投影全体からのデータを得られるわけではないため、「A」で示している照射体積の一部は再構成できない（又は低い画質でのみ入手できる）。この領域の大きさはスキャナの幾何学的条件によって異なる（質的描写）。



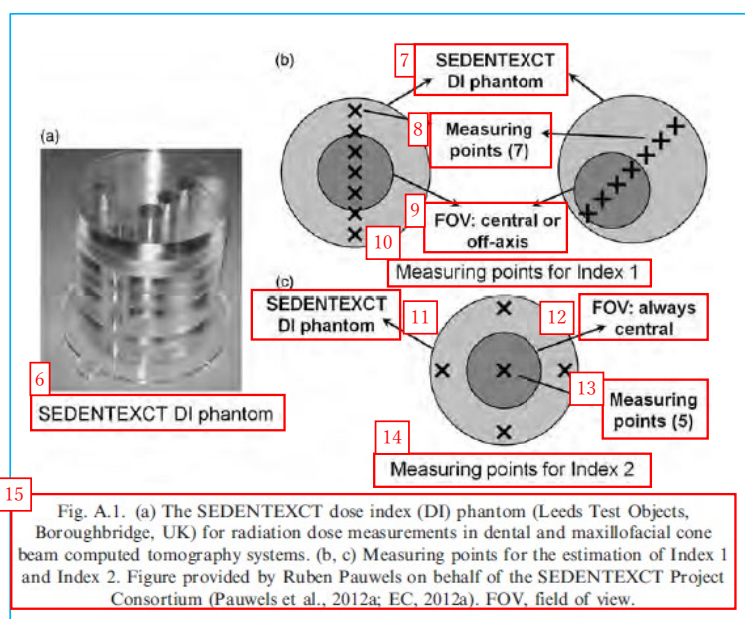
1. X線管
2. 図 6.2 多列検出機コンピュータ断層撮影と異なり、ほとんどのコーンビームコンピュータ断層撮影は半分のスキャン角度（180°+コーン角）で行われる。したがって、スキャン角度の位置は、患者の線量分布に著しく影響する（Kyriakou et al., 2008a）。



1. 図6.3 自動照射制御 (AEC) が患者の被ばくに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。



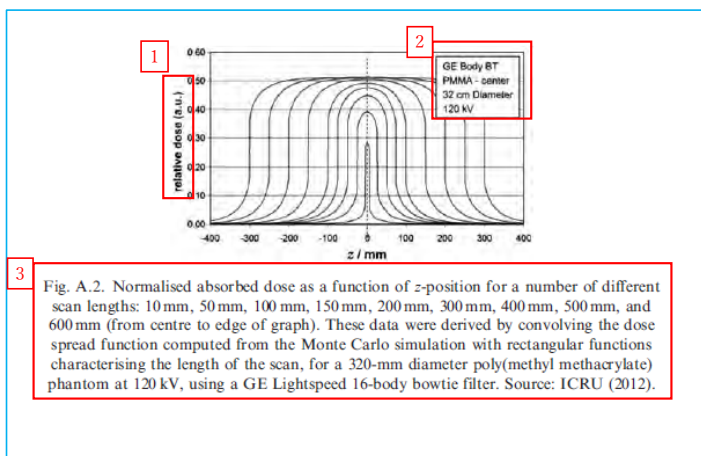
1. 相対線量
 2. 180°+コーン角 角度位置
 3. X線管の出力は、患者の直径の大きい方を照射するときに大きくなる。
 4. X線管の出力は、患者の直径の大きい方を照射するときに大きくなる（実際の胸部撮影から求められたもの）。
- 図6.4 自動照射制御 (AEC) により制御される X 線管出力に対する、面内の異なる角度位置で異なる患者直径の影響。患者直径が大きい角度では、AEC によって被ばくは増加する。ここに示す X 線管の出力プロットは、実際の体幹部撮影から得られたものである (Rolf Kueres 提供)。



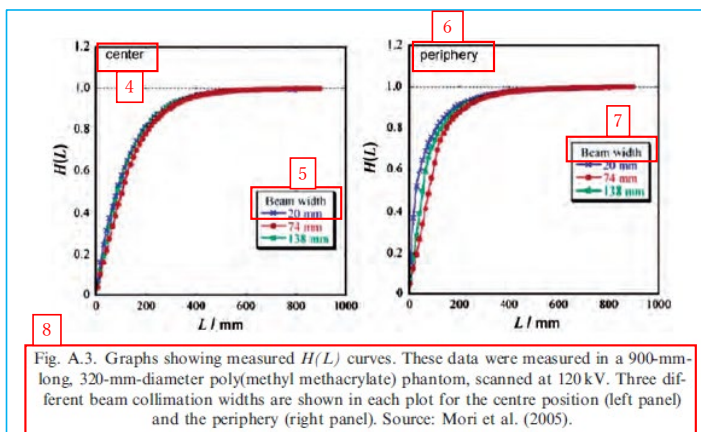
15 Fig. A.1. (a) The SEDENTEXCT dose index (DI) phantom (Leeds Test Objects, Boroughbridge, UK) for radiation dose measurements in dental and maxillofacial cone beam computed tomography systems. (b, c) Measuring points for the estimation of Index 1 and Index 2. Figure provided by Ruben Pauwels on behalf of the SEDENTEXCT Project Consortium (Pauwels et al., 2012a; EC, 2012a). FOV, field of view.

- 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

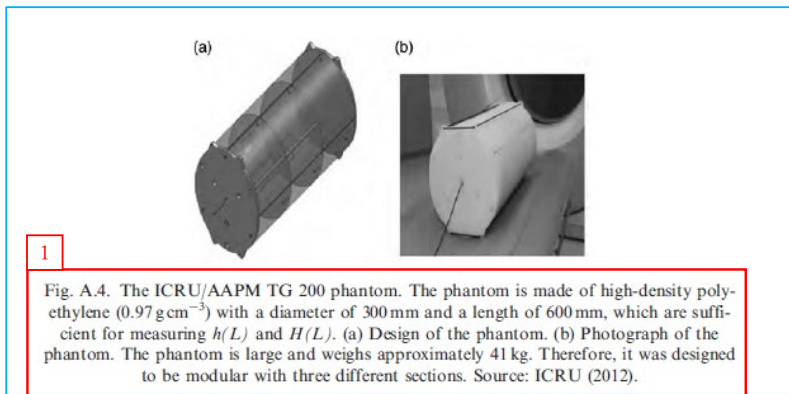
15 図 A.1 (a) 歯顎顔面用コーンビームコンピュータ断層撮影システムにおける線量測定のための SEDENTEXCT 線量指標 (DI) ファントム (Leeds Test Objects, Boroughbridge, UK)。(b,c) インデックス 1 及びインデックス 2 の推定のための測定点。SEDENTEXCT Project Consortium のため Ruben Pauwels により提供された図 (Pauwels et al., 2012a; EC, 2012a)。FOV, 有効視野。



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
- 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 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)。

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 を使用する主な理由*	使用事例	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, CBCT	1, 2	肝臓のIVR, 膿瘍ドレナージ, 骨格系IVR	IVR器具と材料の空間的位置
頭部/全身の血管IVR	C-アームシステム	血管造影CT, 回転血管造影CT	1	腫瘍塞栓術, 出血, 末梢閉塞疾患の血行再建	IVR器具の空間的位置, 出血の除外, 塞栓治療コントロール
心血管IVR	C-アームシステム	回転血管造影CT	1	電気生理学的カテテルアブレーション	IVR器具の空間位置
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/ガイド	ガントリ又はC-アーム(治療システムあり)		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 C-アーム「シートスキャナ」/ガントリベース	DVT	3	歯科の精査, 副鼻腔, 側頭骨	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†	水平ガントリベース		2, 3	がんの除外, 生検	

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
核医学ハイブリッドイメージング (SPECT/CT)	回転ガントりに搭載された透過及び放射システム		2	吸収補正, 解剖学的局在診断 (生理学と解剖学の融合データセット)	心筋灌流画像検査, 骨格画像撮影, 腫瘍画像撮影
末梢骨の画像撮影	Cアーム/ガントリベース		3	骨粗鬆症	骨の微細構造, 骨密度
動物のイメージング/検体のイメージング	ベンチトップ, ガントリベース		2, 3	研究及び獣医学	実験的イメージング

3D, 3次元; CT, コンピュータ断層撮影; ENT, 耳鼻咽喉科; DVT, デジタルボリュームトモグラフィ; 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

種の角度制限 CBCTとみなすこともできる。

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)
睾丸		
一時的不妊	0.15	0.4
永久不妊	6.0	2.0
不妊	3.0	>0.2
水晶体		
白内障 (視力障害)	0.5	
骨髄		
造血機能低下	0.5	>0.4
心臓又は脳		
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。

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	関心体積が全線量を受ける	大半の歯顎顔面の画像撮影と, 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	大きい断面積	体幅内の任意の部分, 全身幅, 又は断面全体	全身幅が全線量を受ける	その他すべて

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。一回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	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。

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 _w	Song et al., 2008
胸部	11~18 mGy		
骨盤	24~54 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	36.6 mGy	CTDI _w 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	Kan et al., 2008
胸部	5.2~23.6 mSv		
骨盤	4.9~22.7 mSv	照射部位での平均皮膚線量, 女性ファントムにおけるTLD	
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 右肺：16～40 mGy 心臓：17～30 mGy 胴体：12～31 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
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
表7.1の続き			
手技	報告値	測定法	参考文献
	体部：1.0～2.3 mGy 脳幹：0.3～1.5 mGy 喉頭：2.6～2.8 mGy		
kV CBCT			
骨盤	直腸：11～21 mGy 左大腿骨骨頭：20～47 mGy 右大腿骨骨頭：25～62 mGy 胴体：11～33 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
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			
胸部			
標準低線量	5.0 ± 0.3 mSv	実効線量, 女性ファントム におけるラジオクロミッ クフィルム, モンテカルロ シミュレーション	Alvarado et al., 2013
低mA	2.4 ± 0.2 mSv		
低回転	1.2 ± 0.3 mSv		
	1.2 ± 0.3 mSv		

CTDI_w, 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_w, 重みつきCT 線量指標。

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 の除外)	40~48 mGy	改良CTDI (小容積イオン チャンバ)	Fahrig et al., 2006
神経IVR (軟部組織/出血 の除外)	75 mGy	改良CTDI (250 mm長のイ オンチャンバ)	Kyriakou et al., 2008a
I頭頸部IVR			
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	Sanchez et al., 2014

CTDI, CT 線量指標。

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 ² (範囲：0.35～42 Gy cm ²)	756例の小児患者 (0～19歳) サンプルのKAP	Correioira 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* 6.6±1.8mSv†	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)	8.2±1.4 mSv (男性) 及び 5.6±1.2 mSv (女性) 61 Gy cm ² (男性) 及び 52 Gy cm ² (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 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	Tyan et al., 2013
肝動脈塞栓術	75～175 mGy 16～52 Gy cm ²	皮膚入射線量 126回の手技のKAPの遡及的解析	Paul et al., 2013a,b

Table 7.3.続き

腹部CBCT撮影	2～37 mGy	臓器吸収線量	Koyama et al., 2010
	4～5 mSv	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	
腹部CBCT	2.1～4.2 mSv	「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
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)。

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 mSv 1回転あたり20秒：79.3 mSv	デジタル線量率計	Schulz et al., 2012

肝血管造影	2回転あたり5秒: 32.5 mSv 大きい有効視野: 37.6 mSv 眼のレベル: 1回の手技あ たり28~79 mSv
-------	-------------------------------------------------------------------------

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		
CBCTガイド下の胸椎椎体 形成術	11.5 mGy (手技全体の線 量)		
CBCTガイド下の腰椎椎体 形成術	23 mGy		
腎生検	44.0 Gy cm ²	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 で女性の人体形状ファン 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	人体形状ファントムにお 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, 人体形状ファン 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, 熱ルミネッセンス線量計; 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。

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。

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 1.9 mGy 1.5 mGy	中心 最大表面線量 中心	
高レベルの透視	3.4 mGy 4.1 mGy 11 mGy	最大表面線量 中心 最大表面線量,	
デジタルシネ		CTDI頭部ファントム, イオンチャンバ	

CTDI, CT 線量指標。

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 (mSv) *
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)。

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 (mSv)
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)

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
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)

3.1.8. ICRP Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (校閲版)

招待論説
放射線医薬品を用いる治療での放射線防護
核医学は、1913年に Hevesy と Paneth が開発した放射線 追跡子技術の医学への応用である。放射性医薬品とは、放射性同位元素 (RI) で標識した化学物質や生物製剤で、国当局から人の医療に用いる薬品として認可を得たものをいう。
生理的又は代謝的過程で、特定の組織、臓器、病巣に選択的に集積する医薬品を選んで、RI で標識する。大量の RI で極微量の医薬品を標識する (高比放射能) ので、放射性医薬品は薬理効果を示さない。従って、放射性医薬品は、放射線で診断や治療をするために、RI を身体の特定の部位に運ぶために用いる。
体内での RI の分布やその経時変化は、放出される γ 線の体外計測で追跡できる。RI 分布は放射能を定量して画像として表示できる。その画像が診断、治療計画、治療効果の判定に用いられる。がんのような病巣に集積する α 線や β 線放出 RI は病的組織を集中的に照射して細胞を死滅させる。この機序が治療に利用される。 α 線、 β 線、 γ 線を活用した、放射性医薬品の診断と治療双方への有効利用を「テラノステイクス (theranostics)」と呼ぶ。
1940年代に、放射性ヨウ素を甲状腺疾患の治療に、放射性リンを白血病の治療に用いる最初の報告が出て、医療専門家と一般公衆双方から大きな期待を持って迎えられた。同様の放射性「魔法の弾丸」の一連の利用の先駆けとして、これらの古典的知見が直ちに認知された (Wagner, 2006)。今日でも甲状腺機能亢進症と甲状腺がんの放射性ヨウ素治療は、日本でも他の国でも増加の一途をたどっている。 ^{89}Sr 、 ^{153}Sm 標識骨集積性薬剤が耐え難い骨の痛みの緩和に用いられている。 α 線放出 ^{223}Ra 塩化物が多発性骨転移を持つ患者で疼痛緩和と共に寿命延長効果のあることも明らかになった。ソマトスタチン受容体のようなホルモン受容体に結合する放射性医薬品を使用した、転移性内分泌腫瘍の治療が欧州で広く行われ、日本でも認可されることが期待されている。
前立腺膜特異抗原のようながん関連抗原を標的とする放射免疫治療は、 β 線放出核種である ^{131}I 、 ^{90}Y 、 ^{153}Sm 、 ^{177}Lu や、 α 線放出核種である ^{211}At 、 ^{213}Bi 、 ^{225}Ac 標識抗体を用いて、その臨床利用が研究されてきた。テラノステイクスは、光子放出核種で標識した抗体の診断用特性と治療用 α 線、 β 線放出核種を融合する、新しい医科学である。
がん治療で、病的組織を標的とする放射性医薬品技術の医療応用は世界的に拡大してきている。放射性医薬品治療を受けた患者の数は日本では過去 10 年間に倍増した。
放射性医薬品治療には、非密封 RI を通常診断で用いるより大量に使用するので、その放射線防護は独特な側面を有する。大量の放射能を使用するので、患者は特別の遮蔽と汚染防護を施した特別に設計した施設に入院する必要がある場合がある。患者の退出基準や外来治療の条件は家族や友人たちが受ける可能性のある被ばくをもとに決められる。
治療目的で放射性医薬品を投与された患者は、診断目的で放射性医薬品を投与された患者と比較して、大量かつ長期にわたり放射線源となる。他人特に小児や妊婦との接触に当たり、特別な防護処置をとらねばならない。そのため、患者は病院が発行する書類を携帯しなければならない。一定期間、授乳を中

止し、妊娠を避ける必要が生ずる。放射線源となる患者が透析中である場合は放射線防護上の特別な配慮が求められる。

放射性医薬品治療に携わる病院職員は、通常の放射線作業者の訓練に加えて、非密封放射線源による汚染を避けるための特別な安全対策の訓練を受け、経験を積まなければならない。汚染が起こった場合の除染方法も知っておく必要がある。汚染を管理区域内に閉じ込める特別な注意も必要である。

放射性医薬品を用いる診断治療を受ける患者の線量計算に関する線量係数やそのほかの指針を ICRP は過去数十年にわたり開発してきた。最近では、*Publication 128 (ICRP, 2015a)* でこれらのまとめをしている。

本刊行物は、放射性医薬品治療にかかわる患者、医療職員、一般公衆の放射線防護に関する勧告を提供している。放射性医薬品治療を実施する核医学医、依頼する医師、そのほかの職員は、患者や作業員の放射線防護に関して、配慮すべきことを熟知する必要がある。

原子力・放射線事故あるいは悪意のある行為が起こった場合に、放射性物質の内部被ばくを受ける人々は、線量評価と治療のために入院しなければならない。この目的に最も適した施設は放射性医薬品治療目的で特別に設計された病室である。放射性医薬品治療患者を看護する訓練を受けた医療職員は、他の放射線緊急事態にも対応できる優れた人材でもある。これら職員は、予想外の核または放射線緊急被ばく医療への備えを確実にするための、訓練と練習を常時受けておく必要がある。

佐々木 康人

ICRP 主委員会委員 (2001~2009)

放射性医薬品治療における放射線防護

ICRP PUBLICATION 140

2018年11月委員会承認

抄録—様々ながんの治療のため、新たな放射性核種、化合物、トレーサー分子及び投与方法による放射性医薬品の使用がますます広がっている。放射性医薬品治療を含む放射線治療の目的は、腫瘍制御率と、正常な臓器・組織における潜在的な合併症との関連を最適化することである。この最適化に欠かせないものが、腫瘍と正常組織に照射される線量を定量化する能力である。本書では、治療法の概要と様々な治療アプローチに関する線量計算のための枠組みを示す。放射性医薬品治療における臓器・組織に対する吸収線量は、様々な身体臓器・組織への放射性医薬品の取込み、滞留、及びそれらからの消失と共に、放射性核種の物理的半減期によって決定される。体内動態パラメータは、複雑性の異なる様々な手法を用いて直接測定し決定される。治療計画の作成のためには通常、治療に先立ってトレーサー標識の診断的投与によって吸収線量の計算を行うか、又は治療的投与のたびに既に投与された放射能に基づき遡及的に線量測定を行ってもよい。不確実性解析からはバイアス源とランダム変動性及びそれらの大きさに関する追加情報が得られ、これらの解析から吸収線量計算の信頼性と質が示される。実効線量からは、放射線被ばくの確率的影響に起因する不利益の生涯リスク（主にがん）のおおよその尺度が得られる可能性があるが、実効線量は個人の将来的ながん発生率を予測するものではなく、放射性医薬品治療に伴う短期的な確定的影響に適用されるものでもない。放射線治療では、事故の防止を、施設、設備及び投与手技の計画の中心とするべきである。スタッフの被ばくの最小化には、装置設計の検討、適切な遮蔽と

線源の取扱い、個人防護具とツール、並びに放射線防護における認識と関与を促すための教育と訓練が含まれる。放射性医薬品治療後に患者を収容するか解放するかを決定するためには、患者の残留放射能から公衆の構成員及び介助者に対して与えられる可能性がある線量を考慮する必要がある。このような場合、患者及び介助者に対して放射線防護に関する具体的な指示を与える必要がある。

© 2019 ICRP. Published by SAGE.

© 2019 ICRP. Published by SAGE.

キーワード：放射性医薬品治療，放射性核種，線量推定，放射線防護

要点

- 放射性医薬品治療を行うためには、その治療を正当化して最適化する投与プロトコルが必要である。治療計画の作成、及び投与後の腫瘍と正常組織への線量の検証のため、個人の吸収線量を推定する必要がある。
- 電離放射線に被ばくする妊婦及び小児には特別な考慮が必要である。放射性医薬品治療では通常、妊娠は禁忌である。放射性医薬品治療を受ける患者は、授乳を中止する必要がある。
- 放射性医薬品治療で用いられる放射線源は、そのような線源がおかれる室内又は近くで時間を過ごす医療従事者等への被ばくに寄与するおそれがある。有意義な線量低減及び汚染管理は、適切な手順の適用、施設と部屋の設計（該当する場合には遮蔽）、並びに放射線防護への認識と関与を促すための教育と訓練によって達成することができる。放射性医薬品治療では、事故の防止及び安全な実践の再確認を、施設、設備及び投与手順の計画の中心とする必要がある。
- 医師は、放射線防護の正当化と最適化の原則に一致したあらゆる必要な医療を提供しなければならない。救命的な医療処置又は手術が医療のために必要な場合は、放射線防護の措置によってそれらが妨げられたり、遅れたりしてはならない。患者の放射線レベルに関してスタッフに情報を提供し訓練を行う必要がある。
- 治療後の患者を入院させるか解放するか判断は、既存のガイドラインと規則並びに個々の患者の状況に基づき、患者の体内に残留する放射能、患者の希望、家族への配慮（特に家族内の子どもや妊婦の存在）などの要因を考察して行うべきである。自宅での放射線防護の手引きとなる情報を患者と介助者に情報を提供すべきである。

1 序論

(1) 放射線治療によってがんを治療し、患者の生命を維持して生活の質を改善することができる。放射線治療では悪性腫瘍の治療が中心である一方、組織の有害反応を制限するために正常な臓器・組織への吸収線量を最小限に抑えるべきである。放射性医薬品治療に関する現在の ICRP 勧告は、*Publications 73* (ICRP, 1996a)、*94* (ICRP, 2004)、*103* (ICRP, 2007a) 及び *105* (ICRP, 2007b) に記載されている。

(2) 医療のコミュニティは今なお、それらの手法に用いる体内動態又は線量計測データを収集するための十分な方策を保有していない。しかし、放射性医薬品治療のための治療計画の作成は、外部放射線治療の場合と同様、定量的画像解析及び線量測定をその土台とするべきである [1]。

<p>(3) 比較的新しい取り組みの場合には特に、既存の情報及び文献の収集及び検討を行うことが、治療目的の放射性医薬品の使用の最適化に役立つことになる。治療レベルの放射能では患者の体内動態にばらつきがあることを、医療コミュニティに注意喚起することが不可欠である。この情報により（特に処方される投与放射能レベルに関する情報により）、新たな放射性医薬品の導入が促進されると考えられる。</p>
<p>(4) 多くの刊行物が、重要臓器及び腫瘍への吸収線量について論じている。これらの中には、取込み及び滞留といった体内動態を扱っているものもある。実施数が増加している臨床試験から、より多くの体内動態情報が得られることは貴重である。さらに、使用したデータ収集法の記述から、集めたデータの整合性を評価することも有益であろう。</p>
<p>(5) 本書では、治療法の計画及び照射された吸収線量の検証のために、個別化した線量測定を行う枠組みを詳述する。</p>
<p>(6) 治療の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。その後の治療目的の投与が臓器・組織への忍容性レベルを超えないことを確実にするため、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。放射性医薬品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、内分泌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。</p>
<p>(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、放射線取扱主任者、規制当局、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官などである。</p>
<p>2 放射性医薬品治療の方法：正当化と最適化</p>
<p>2.1 序論</p>
<p>(8) 放射性医薬品治療は、幅広い放射性核種、様々な標的化機構、及び種々の投与方法を含む複雑な手技である。それぞれの放射線治療の手技に、線量計算、それに関係する定量的画像解析、吸収線量計算、及び正常組織の損傷の考慮に関する固有の一連の課題がある。高度に集学的なアプローチを必要とすること、また治療患者数が比較的少ないことで、この分野の発展は外部放射線治療に比べて遅れを取っている（NCRP, 2006）。</p>
<p>(9) 骨転移に対するβ線核種の場合のように、放射性医薬品治療の目的はしばしば症状の緩和を目的とする。完全奏効は一般に、甲状腺切除後の残存甲状腺破壊など、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。</p>
<p>(10) 甲状腺中毒症及び甲状腺がん治療のための¹³¹I-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³²P-リン酸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、複数の新規の放射性核種、化合物、トレーサー分子及び投与方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。最近開発され臨床現場で使用されている例が、神経内分泌腫瘍治療のためのルテチウム（¹⁷⁷Lu）標識ペプチド及び前立腺がんの骨転移治療のための塩化ラジウム（²²³Ra）である。</p>
<p>(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投与プロトコルの開発が関わってくる。</p>

(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えなければならない。それに係る潜在的なベネフィットとリスクは、安全性と有効性、各患者の状態、及び治療の目的に照らして考察しなければならない。

(13) 非密封放射性核種を用いる治療は、その詳細な記録を保管する必要がある。患者の診療録には、吸収線量の計画立案及び投与する放射性医薬品の放射能に関するデータを必ず含める必要がある。

(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、治療用のもではない。放射性医薬品を治療に使用するためには、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、より詳細で患者固有の線量測定が必要である。

2.2 甲状腺機能亢進症及びその他の甲状腺疾患の治療

(15) 1940年代に初めて使用された¹³¹I-ヨード (Seidlin et al., 1946) は現在、びまん性又は結節性の中毒性甲状腺腫、甲状腺機能亢進症、又は大型の非中毒性甲状腺腫の定型的な治療である (Leiter et al., 1946)。この治療は通常、¹³¹I-ヨードを含有するカプセルの経口投与により行われるが、個別化した放射能投与として¹³¹I液も用いられている。放射性ヨウ素は甲状腺に蓄積され、¹³¹Iから放射されるβ粒子が甲状腺細胞を破壊する。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、現在も治療の目的をめぐる議論は分かれている。

2.2.1 治療の目的

(16) 治療の目的は甲状腺の細胞を破壊し、かつ亢進した甲状腺機能を抑制して、患者の甲状腺機能を正常又は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つのカテゴリーに分けられる。

- 短期間のうちに患者を甲状腺機能低下症の状態にする一定量の放射能投与と、それに続く生涯にわたる甲状腺ホルモン補充 (RCP, 2007)。
- 迅速な反応を達成するために必要な最小限の放射能で甲状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状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)。

2.2.3 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)。甲状腺からの¹³¹Iの排泄に関する平均実効半減期は約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、患者固有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き書を、患者とその家族に提供する必要がある。

<p>2.2.4 スタッフの線量</p>
<p>(19) 良性甲状腺疾患の治療のために投与される放射能レベルは、アブレーション又は治療的手技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。¹³¹Iを使用して業務に従事し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¹³¹Iを扱う放射性医薬品薬剤師については甲状腺の線量を追跡することが重要と思われる。</p>
<p>2.2.5 患者の臓器線量測定</p>
<p>(20) 放射性ヨウ素を用いた良性甲状腺疾患の管理における内部線量測定の役割については、いまだ議論が分かれている。線量測定を考慮することなく放射能を投与する場合も、治療の手掛かり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、体積と¹³¹I又は¹²³Iによる単光子放出型コンピュータ断層撮影 (SPECT) 及び¹²⁴Iによる陽電子放射断層撮影 (PET) によって取得した滞留の連続的な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会 (EANM) から刊行されている (Hänscheid et al., 2013)。</p>
<p>2.2.6 患者リスク</p>
<p>(21) すべての治療法に言えることだが、治療のためには妊娠と授乳は禁忌であり、患者は4~6ヵ月間は避妊する必要がある (5.3.3 及び 5.3.4 項参照)。¹³¹I-ヨードは受胎後8~10週間から胎児の甲状腺に取り込まれ、胎児の甲状腺への線量照射によって永続的な甲状腺機能低下症を来し、甲状腺ホルモン欠乏による重度の身体的及び精神的な遅滞が生じるリスクがあるため、妊娠している可能性のある患者を特定することは重要である (Berg et al., 1998)。放射性ヨウ素を投与する患者には、治療前2ヵ月以内にヨウ素含有造影剤を用いた検査を行ってはならない。これは放射性ヨウ素の取込みが阻害されたり減少したりするリスクがあるためである (Luster et al., 2008)。</p>
<p>2.2.7 勧告</p>
<p>(22) 甲状腺疾患治療のための標準化されたプロトコルは現在も確立されていない。これは最適な治療のための基本的なエビデン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能を投与することは、多くの施設では便利である一方で、良性甲状腺疾患の有効な治療には必要以上の高い放射能を投与することになる (Jönsson and Mattsson, 2004; Sisson et al., 2007)。</p>
<p>(23) 原則的には、患者ごとの測定値に基づく個別化アプローチを用いることで、有効な最少量の放射能投与が確保されると考えられる。それによって長期的な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。患者の甲状腺機能を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、治療に対する個別化アプローチの可能性を検討した試験はごく僅かであり (Leslie et al., 2003)、甲状腺と正常臓器の吸収線量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、甲状腺の体積、初期取込み量及び滞留に準じて層別化する必要がある (Howarth et al., 2001; Reinhardt et al., 2002)。</p>

<p>2.3 分化型甲状腺がんの治療</p>
<p>(24) ^{131}I-ヨードは甲状腺の乳頭がん及び濾胞がんのアブレーション（焼灼術）及び治療の第一選択になっている。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、高分化型甲状腺がんのために甲状腺亜全摘術又は甲状腺全摘術を受けた患者及び甲状腺がんの遠隔転移のエビデンスを認める患者の残存甲状腺組織の放射性ヨードアブレーションのための残存甲状腺組織への取込みを刺激するための補助療法として、遺伝子組換えヒト甲状腺刺激ホルモン（Thyrogen, Genzyme Corp., Cambridge, MA, USA）も提案している。その後の再発又は残存疾患（特に転移が拡大した場合）の治療に、追加投与を行う。患者がヨウ素陰性となるか、又は治療効果を認めなくなるまで、通常は6～8ヵ月間隔で投与を継続する。</p>
<p>(25) 甲状腺結節及び分化型甲状腺がんの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状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）。</p>
<p>2.3.1 治療の目的</p>
<p>(26) アブレーションの場合、治療の目的は、残存する正常甲状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、甲状腺結節及び分化型甲状腺がん患者の管理ガイドラインを発表している（Luster 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分かれている（Perros et al., 2014）。場合によっては、無治療の経過観察が推奨される。</p>
<p>2.3.2 治療プロトコル</p>
<p>(27) この治療は過去何十年もの間広く使用されているが、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）。アブレーション又はその後の治療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、至適投量に関する強い勧告を示しているガイドラインはない。</p>
<p>(28) 近年、英国の HiLo 試験及びフランスの ESTIMABL 試験から低又は中間リスクの患者におけるアブレーションには、1.1 GBq の ^{131}I は 3.7 GBq と同程度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。低リスク患者にも放射性ヨウ素を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（Mallick et al., 2012b; Schlumberger et al., 2012; Haugen et al., 2016）。</p>
<p>(29) 治験ベース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ルが提案されている。</p>
<p>(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、一揃いのガイドラインのみが記述されている（Francis et al., 2015）。小児における放射性ヨードアブレーションのための投与には大きなばらつきがある。放射能の補正は体重（通常は $1.85\text{--}7.4 \text{ MBq kg}^{-1}$）、体表面積、又は年齢によって行われる（Jarzab et al., 2005; Luster et al., 2008）。手技に関するドイツ</p>

<p>のガイドラインでは、24 時間摂取率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)。</p>
<p>(31) 治療目的の投与に関するプロトコルも様々である。これまで小児には 1.1~11.0 GBq の一定量又は体重に基づく範囲の放射線量が投与されている (Jarzab et al., 2005; Franzius et al., 2007; Luster et al., 2008; Verburg et al., 2011)。</p>
<p>2.3.3 友人と家族の線量</p>
<p>(32) 放射性ヨウ素の滞留と排泄は患者によって異なる。甲状腺全摘術後の ¹³¹I 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 (Hänscheid et al., 2006; Remy et al., 2008)。患者にはその家庭環境を考慮した手引書を提供し、介助者及び介護者が患者と緊密に接触する場合はそれらの同意も必要である。</p>
<p>(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判断は、家族と公衆の構成員に与えられる可能性がある線量の計算に従い、個人ごとに判断する必要がある。</p>
<p>2.3.4 スタッフの線量</p>
<p>(34) 放射線治療に関わるすべての手技と同様に、線量限度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、物理士及び内科医などスタッフの様々なグループにリスクが生じるため、スタッフの線量をモニタリングする必要がある。</p>
<p>2.3.5 患者の臓器線量測定</p>
<p>(35) 固定した投与量のプロトコルを用いる場合には、標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)。</p>
<p>(36) Seidlin ら (1946) は転移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の血液の吸収線量に 2 Gy (Benua et al., 1962)、残存甲状腺組織のアブ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 (Maxon et al., 1992)。</p>
<p>(37) 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線量測定研究から示され (Strigari et al., 2014)、EANM によって線量測定ガイドラインが発表された (Lassmann et al., 2008)。</p>
<p>2.3.6 患者のリスク</p>
<p>(38) あらゆる治療法と同様、妊娠と授乳は禁忌である。避妊に関する助言は各国のガイドラインに従って行う (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も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でも永続的な口腔乾燥症を誘発することがあり、唾液腺がんのリスクを高めるおそれがある (Klubo-Gwiedzinska et al., 2010; Lee, 2010)。白血球と血小板数の減少も見られる。甲状腺がんの肺転移患者では肺線維症が認められている (Haugen et al., 2016)。放射性ヨウ素を投与する患者には</p>

治療前2ヵ月以内にヨード造影剤を用いた検査を行ってはならない。これはヨウ素が阻害され、放射性ヨウ素の取込みが減少する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若年の患者の生存期間は、成人に比べて有意に長い。長期的な死因別死亡率は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となり得る (Vassilopoulou-Sellin et al., 1993; Pawelczak et al., 2010)。放射性ヨウ素による分化型甲状腺がん治療を受けた小児の長期経過観察から、二次性悪性腫瘍の増加が認められている (Rubino et al., 2003; Brown et al., 2008; Hay et al., 2010; Francis et al., 2015)。累積放射能の増加に伴って白血病のリスクは増大し、膀胱、結腸直腸、乳房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 勧告

(40) 分化型甲状腺がんにおける10年間の補正全生存率は約85% (Luster et al., 2008) であり、これは年齢、病変体積及び転移の広がり依存する (Mallick 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、治療計画を層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抵抗性となるリスクがある。正常組織への過剰な放射線の照射は、副作用とある程度の二次性悪性腫瘍のリスクを伴う可能性がある。

(41) 完治という明確な有益性と、二次性悪性腫瘍の可能性を最小限に抑える必要性は、治療ごと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。治療前の線量測定が果たす役割を検討するためには、スタニング (治療のための放射能の取込みが抑制されること) の可能性を考慮したさらなる研究が必要である。甲状腺のスタニング (Thyroid stunning) とは、診断量の¹³¹Iが患者に照射された場合に、分化型甲状腺がん又は甲状腺切除後の残存甲状腺組織が、投与された¹³¹Iを取り込む能力が変化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血症の治療

(42) ³²P-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血症に対してであった。真性多血症及び本態性血小板血症は、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。その他の疾患特性として白血球増加症、脾腫、血栓出血性合併症、血管運動障害、そう痒、及び急性骨髄性白血病又は骨髄線維症に疾患が進展する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レチドなどの薬物が導入されたことで、³²Pの役割は縮小している。今日では真性多血症及び本態性血小板血症のみが、³²P-リン酸によって治療される骨髄増殖性疾患として残っている。

2.4.1 治療の目的

(43) ³²Pは急速に増殖している細胞のDNAに能動的に取り込まれる。治療により骨髄に照射されることで血球の産生が抑制される。³²P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

法は存在するが、真性多血症及び本態性血小板血症の高齢患者では³²P-リン酸の経口又は静脈内投与による奏効が認められる (Tennvall and Brans, 2007)。

2.4.2 治療プロトコル

(44) ³²P-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⁻² (体表面積) でその放射能の最大上限は 185 MBq か、又はこれより若干高い 3.7 MBq kg⁻¹ (体重) で、その放射能の最大上限は 260 MBq である。一部の研究者からは、80 歳を超える患者では放射能を 25%低下させることが推奨されている。もう 1 つの線量漸増アプローチは、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%増量して 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の手技を、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 (Tennvall 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) 帰宅後数日間は、パートナー又は小児とは別のベッドで寝ること。(3) 投与後 2~3 週間は³²P 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実践すること。

2.4.4 スタッフの線量

(46) ³²P は高エネルギーの β 線放出核種であるため、分注及び注射の際にはプラスチック又は金属製の遮蔽を使用することが不可欠である。

2.4.5 患者の臓器線量測定

(47) 線量が最大となる臓器は、骨内膜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、骨内膜及び活動性の骨髄の線量は 1 Gy を超えるものと考えられる。

2.4.6 患者リスク

(48) 妊婦及び授乳婦へは禁忌であり、患者は避妊する必要がある。妊娠可能な年齢の女性には、放射性医薬品を推奨しない。³²P 投与後 10 年における急性骨髄性白血病の発症率は約 10%である (Brandt and Anderson, 1995)。従って³²P を用いた治療は通常、65~70 歳の患者向けである。

2.4.7 勧告

(49) ³²P-リン酸は高齢患者及びヒドロキシ尿素、ブスルファン、インターフェロン-α やアナグレリドなどの代替療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

(50) 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。骨痛の管理は集学的なものであり、鎮痛剤、放射線、ホルモン製剤、化学療法、ビスホスホネート製剤及び手術などが行われることがある。局在性の転移は体外照射又は手術によって治療することができる。一方でびまん性骨転移は通常、放射性医薬品、ホルモン製剤、化学療法及びビスホスホネート製剤によって治療される (Pandit-Taskar et al., 2004)。

(51) ^{89}Sr -塩化物及び ^{153}Sm -EDTM (エチレンジアミンテトラメチレンホスホン酸) など β 線を放出する放射性医薬品が、有痛性骨転移患者の緩和的治療として疼痛緩和のため投与されている。症候性骨転移を有する去勢抵抗性前立腺がん患者に対する放射性医薬品として、 α 線を放出する骨親和性放射性医薬品である塩化ラジウム (^{223}Ra) が登場し、これは全生存期間を延長する (3~6 ヶ月) ことが確認されている (Parker et al., 2013; Pandit-Takar et al., 2014)。

2.5.1 治療の目的

(52) β 線を放出する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。 ^{89}Sr -塩化物及び ^{153}Sm -EDTM は固形がんの有痛性骨転移の緩和のため数カ国で承認されている一方、 ^{186}Re -HEDP (ヒドロキシエタンジホスホン酸)、 ^{188}Re -HEDP、 $^{117\text{m}}\text{Sn}$ -DTPA (ジエチレントリアミン五酢酸) 及び ^{177}Lu -EDTMP はまだ審査中である (Finlay et al., 2005; Liepe et al., 2005b; Liepe and Kotzerke, 2007; Shinto et al., 2014; Yousefnia et al., 2015)。これら放射性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}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

(53) ^{89}Sr -塩化物及び ^{153}Sm -EDTM は複数の国において承認を受けており、したがってその治療プロトコルは広く確立されている。 ^{89}Sr -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 $1.5\sim 2.2\text{ MBq kg}^{-1}$ (体重) の用量を投与することができる。また ^{153}Sm -EDTM 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作用 (白血球減少症、血小板減少症など) の確認のため、定期的を受診する必要がある。 ^{186}Re -HEDP、 ^{188}Re -HEDP、 $^{117\text{m}}\text{Sn}$ -DTPA、 ^{177}Lu -EDTMP に関する治療プロトコルは現在研究中である (Pandit-Taskar et al., 2004; Liepe and Kotzerke, 2007; Bodei et al., 2008; D'Angelo et al., 2012; Jie et al., 2013; Thapa et al., 2015)。

(54) 塩化ラジウム (^{223}Ra) について承認されている投与量は、 55 kBq kg^{-1} (体重) を 6 ヶ月にわたり 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

(55) ^{89}Sr -塩化物及び ^{153}Sm -EDTMP の放射能は主に尿中に排泄され、塩化ラジウム (^{223}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道システムに処理されることの確認に注意を向けなければならない。おむつや他に汚染の可能性がある物品は、廃棄物処理用の特別な袋に収集する必要がある。この特別なごみ袋は漏れ防止処理されている必要があり、廃棄物を入れた袋は各治療スタッフの判断に従い、治療施設に戻すことができる (Sisson et al., 2011)。心神喪失や失禁がみられるため放射線安全に関する説明と注意に従うことができない患者は、長期間入院させてもよい (ICRP, 2004)。

2.5.4 スタッフの線量

(56) ^{89}Sr , ^{153}Sm -EDTMP 及び ^{223}Ra については外来治療が可能である。これはスタッフの被ばくが低く維持されるというメリットがある。 ^{186}Re -HEDP 及び ^{188}Re -HEDP による照射の方が高値なのはガンマ線を放出するためである。いかなる場合でもスタッフの線量を注意深くモニターする必要がある。塩化ラジウム (^{223}Ra) は、通常の核医学の機材を用いた取扱いと投与が安全かつ簡便であると評価されている (Dauer et al., 2014)。

2.5.5 患者の臓器線量測定

(57) ^{89}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}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 (Eary et al., 1993)。吸収線量は個々の患者の体内動態及び代謝によって異なると考えられる。第 I 相試験から算出された塩化ラジウム (^{223}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 177~994 mGy MBq⁻¹, 血液中の放射能からは 1~5 mGy MBq⁻¹ と算出された (Chittenden et al., 2015)。

2.5.6 患者のリスク

(58) 骨転移の治療に用いられる放射性医薬品は、特に過去に繰り返し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痛増悪が生じることがある。腎機能低下患者では骨髄抑制などの有害作用が比較的重篤になるおそれがあるため、投与前に慎重に評価する必要がある。妊娠及び授乳は禁忌である。

(59) ^{223}Ra は α 線の飛程が短いため、骨髄の大半を温存できるというメリットがある。一般に非血液毒性が血液毒性に比べて高頻度であり、軽症から中等症である。これには下痢、疲労、悪心、嘔吐及び骨痛などがあり、その一部は用量依存性である (Pandit-Taskar et al., 2014)。生存期間が長い患者における ^{223}Ra の長期的な有害作用は、いまだ明らかではない。

2.5.7 勧告

(60) 骨親和性放射性医薬品は疼痛を軽減して生活の質を改善することから、疼痛性骨転移の管理において重要な役割を果たしている。単回の投与で数ヶ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もある。また単回投与のことも反復

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臨床試験が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}Ra について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の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年代に導入されたメタヨードベンジルグアニジン (mIBG) は、ノルアドレナリンアナログであるグアネチジンの一種であり、ノルアドレナリントランスポーター分子が関与する能動輸送プロセスによって交感神経系の細胞に取り込まれる。

(62) 神経芽腫は、神経系や他の組織の発生に関わる神経堤細胞から生じる。通常は副腎や神経組織から発生し、骨と肝臓に転移することがある。神経芽腫は小児がんの約6%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}I -mIBGが最も高頻度に投与されている。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 (病期下降) 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}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。体重に基づく放射量を投与されることも少なくなかったが、一般には3.7 GBqの反復投与など、経験的に一定量が投与されてきた (Hoefnagel et al., 1991; Tristam et al., 1996)。短期毒性は全身吸収線量に相関すると考えられるため、赤色骨髄に照射された吸収線量の代理指標となり得る。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り、このアプローチでは、処方された全身吸収線量が投与量となる (Gaze et al., 2005; Buckley et al., 2009)。この場合には、末梢血幹細胞移植を併用し全体で4 Gyの全身吸収線量を照射するために、555–666 MBq kg⁻¹を2回投与する必要がある (Giammarile et al., 2008)。治療回数を定めたプロトコルが確立されていないことも同様である。一度投与を行った後に、投与が繰り返されることがあり、5回もの投与も報告されている (George et al., 2016)。

2.6.3 友人と家族の線量

(65) 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小児と若年の患者にとって重要である。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 スタッフの線量

(66) 線源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性医薬品薬剤師の手指の被ばく線量をできる限り低く維持するため、静脈内投与時には遮蔽シリンジ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える必要がある。個々に合わせたプロトコル (Gaze et al., 2005; Buckley et al., 2009) を用いると、他の治療法に比べてきわめて高い放射線レベルとなってしまう。特に看護師に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 ^{131}I -MIBG を小児に投与するときの貴重なアドバイスが、Chu ら (2016) から与えられている。

2.6.5 患者の臓器線量測定

(67) 放射性医薬品を用いた多くの治療法とは対照的に、 ^{131}I -mIBG については、治療を行っている病院の数に比して多くの様々な線量測定研究が行われている (Tristram et al., 1996; Matthay et al., 2001; Sudbrock 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には1桁のばらつきがあり (Matthay et al., 2001; Flux et al., 2011)、個別の線量測定の役割が重要な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減少症が引き起こされる (Buckley et al., 2009)。甲状腺ブロックは必須であるが、10%を超える症例には甲状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)。二次がんは症例の5%までと報告されている (Weiss et al., 2003)。

2.6.7 勧告

(69) 患者はしばしば疾患の進行期であるが、長期生存は珍しくない。急性骨髄毒性を誘発する可能性、長期的な二次がんの可能性、及び小児と若年の患者に対する高用量の放射能投与を正当化する必要があることから、すべての場合に個別の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おきたい。

2.7 放射性標識したペプチド受容体による治療

(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 ^{90}Y -DOTATOC (^{90}Y -DOTA⁰, Tyr³-オクトレオチド) 及び ^{177}Lu -DOTATATE (^{177}Lu -DOTA⁰, Tyr³, Thr⁸-オクトレオチド又は ^{177}Lu -DOTA⁰, Tyr³-オクトレオチド) 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。現在までに無作為化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)、EANM 及び核医学・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く指導書を発行している (Bodei et al., 2013)。

(71) 理想的な放射性核種は確立されておらず、 ^{90}Y と ^{177}Lu の両方を支持する論拠がある。基本的に β 粒子の飛程が長い ^{90}Y は、集積が不均一な場合でも、多細胞のスケールで考えると、エネルギーを均一に分布できる可能性が高い。一方、このために腎皮質への照射によって腎毒性が高くなるおそれがある、という主張もある (Bodei et al., 2008)。 ^{177}Lu には線量測定のための定量的画像解析に利用できる光子を放射するというメリットがある一方、 ^{90}Y はしばしば、トレーサーレベルの ^{111}In で標識される。これらの放射性核種の物理的半減期 (^{90}Y で 64 時間、 ^{177}Lu で 6.7 日) は、いずれも生物学的な取込み及び滞留と相性がよい。 ^{177}Lu -DOTATATE と ^{90}Y -DOTATATE はいずれも院内で放射性標識されるため、スタッフはそれらの手技について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、治療の主たる目的は緩和である。客観的な部分奏効率及び完全奏効率は患者の 30% までと報告されており、特に胃腸腸管系腫瘍の患者では 26% に完全奏効が報告されている (Bodei et al., 2013)。通常は成人が治療の対象だが、一つの臨床試験においては、神経芽腫を有する小児及び若年の患者を対象に ^{177}Lu -DOTATATE 治療の可能性を検討している (Gains et al., 2011)。

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。 ^{90}Y -DOTATATE 又は ^{90}Y -DOTATOC は、 3.7 GBq m^{-2} (体表面) として 2 サイクル、又は $2.78 \sim 4.44 \text{ GBq}$ の一定量で 2~4 サイクル投与される。 ^{177}Lu -DOTATATE は、一般に $5.55 \sim 7.4 \text{ GBq}$ の一定量で 3~5 サイクル投与される。投与間隔は 6~12 週間のばらつきがある (Bodei et al., 2013)。腎機能障害を有する患者には比較的少ない放射エネルギーを投与する。骨髄予備能が損なわれている患者では、その後の再投与のための幹細胞採取が必要になることがあるが、一般に血液毒性の発現率は低い。 ^{90}Y と ^{177}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; Seregni et al., 2014)。用量漸増試験による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若年の患者では高レベルのソマトスタチン受容体が認められるが、若干の例外もある。安全性プロファイ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 (主に尿と汗) 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の制限を設けるかを判断するため、個々のリスク評価が必要と考えられる。

2.7.4 スタッフの線量

(76) ^{90}Y や ^{177}Lu といった β 線放射性核種の場合、放射性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。手指の被ばく線量を確実に職業被ばくの線量限度値未満に維持するため、放射性医薬品の静脈内投与時は遮蔽シリンジを用いるべきである。防護が最適化されている場合、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 $5 \sim 10 \text{ mSv}$ 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、操作を行う主な指については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確実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)。

2.7.5 患者の臓器線量測定

(77) 日常的に内部線量測定を行っている施設はごく一部であり、これらは腫瘍及びリスクのある臓器 (腎臓、肝臓など) に用いられている。投与された ^{90}Y -DOTATATE の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 $0.03\sim 0.17\text{ Gy GBq}^{-1}$, $1.71\sim 2.73\text{ Gy GBq}^{-1}$ 及び $0.27\sim 0.92\text{ Gy GBq}^{-1}$ と報告されている (Cremonesi et al., 2006a, 2010; Bodei et al., 2008)。 ^{177}Lu -DOTATATE からの吸収線量は、活動性の骨髄、腎臓及び肝臓でそれぞれ $0.02\sim 0.07\text{ Gy GBq}^{-1}$, $0.32\sim 1.67\text{ Gy GBq}^{-1}$ 及び $0.05\sim 0.21\text{ Gy GBq}^{-1}$ 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項目としたものはないが、効果 (Pauwels et al., 2005; Ilan et al., 2015) と毒性 (Barone et al., 2005; Walrand et al., 2011; Strigari 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; Sundlöv 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アミノ酸の投与を常に併用する。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), ^{90}Y -DOTATATE の投与を受ける患者でリスク因子を有する場合には、 28 Gy を超えない生物学的実効線量 (4.7 項参照) とすることが推奨されている (Bodei et al., 2008)。患者の $10\sim 13\%$ までにグレード 3~4 の骨髄毒性が認められており、さらに骨髄異形成症候群又は明らか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 勧告

(79) データから主に腎臓と骨髄に対する急性毒性のエビデンスが示されている。腫瘍への吸収線量にばらつきがあること、及び急性の放射線誘発性腎毒性及び骨髄抑制の可能性があることは、患者ごとの前向き臓器・組織線量測定をすべての患者に行うべきことを意味している。入念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前途は、きわめて現実的である。BED など生物学的パラメータは、リスク臓器に対する毒性リスクの推定に有益であろうというエビデンスが複数得られており、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 放射免疫療法

(80) 放射免疫療法は、腫瘍特異的抗原を標的としてこれに結合する放射性標識抗体を用い、治療効果の大きい放射線を腫瘍に照射する (Barbet et al., 2012)。抗体としては、マウスモノクローナル抗体や、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化抗体が多くの場合用いられる。一般的な放射性核種として ^{131}I , ^{90}Y , ^{186}Re 及び ^{153}Sm などの β

線放出核種や、 ^{225}Ac 及び ^{213}Bi などの α 線放出核種などが使われている (Sgouros et al., 2010; Larson et al., 2015)。
(81) 一般使用のため保健当局に承認されている薬物として、 ^{131}I -tositumomab 及び ^{90}Y -イブリツモマブ チウキセタン (Goldsmith, 2010) がある。いずれも CD20 陽性で再発又は難治性の低悪性度又は濾胞性の B 細胞性非ホジキンリンパ腫に用いられる。両剤とも奏効率は高く、多くの患者が長期の無再発生存を経験する。 ^{90}Y -イブリツモマブ 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)。その他に神経芽腫 (Kramer et al., 2007)、白血病 (Miederer et al., 2004) 及び卵巣がん (Andersson et al., 2009) などを適応症として標的とする多数の放射免疫療法薬が、現在開発中であるか、又は初期相の試験が行われている。
(82) 現在のところ、固形がんの治療のために十分高い吸収線量を達成して有効性が証明された放射免疫療法薬はない。プレターゲティングによる治療可能比の改善の取り組み (Goldenberg et al., 2012) 及び α 線放出核種の利用の増加など、放射免疫療法の有効性を解明する研究が続けられている。
2.8.1 治療の目的
(83) 放射免疫療法には様々な手法があるが、治療の目的は一般に腫瘍関連抗原を発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法によって大きく異なる。 ^{90}Y -イブリツモマブ チウキセタンの治療プロトコルは確立されている。リツキシマブ 250 mg m^{-2} を 4 時間点滴静注し、次いで ^{90}Y -イブリツモマブ チウキセタンを 14.8 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}Y -イブリツモマブ チウキセタン治療の前に、治療プロトコルに従い ^{111}In -イブリツモマブ 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確認し、体内分布が変化している患者 (血液プー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 (Hanaoka et al., 2015)。
2.8.3 友人と家族の線量
(85) 友人や家族の被ばくは投与する放射性核種に依存するため、適切な実施手順に従わなければならない。放射能は体液 (主に尿と汗) 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るべきである。
2.8.4 スタッフの線量
(86) 前項と同様、 β 線を放出する放射性医薬品の取扱いには慎重な注意が必要である。特に ^{90}Y -イブリツモマブ 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、手指の等価線量に注意を払う必要がある (ICRP, 2008; Vanhavere et al., 2012)。
2.8.5 患者の臓器線量測定

(87) 放射免疫療法の処置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)。⁹⁰Y-イブリツモマブ 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 Gy であった (Wiseman et al., 2001)。放射免疫療法では、投与する放射性標識抗体に対するリスク臓器 (肝臓, 肺, 腸管及び腎臓を含む) の線量を, 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) ¹³¹I-tositumomab 及び ⁹⁰Y-イブリツモマブ チウキセタンなどの放射性標識抗体の場合, 急性毒性は主に血液毒性であり, 血小板減少症及び白血球減少症が引き起こされる。事前に化学療法を繰り返し受けているために骨髄予備能の低い患者では, 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, 放射能が消失するまで避妊するべきである。

2.8.7 勧告

(89) 個別化した治療計画の作成及び投与後の線量評価のため, 個人吸収線量を推定する必要がある。一般には ¹¹¹In が ⁹⁰Y の代替画像として使用されている。

2.8.8 放射免疫療法における新たな技術

(90) 現在, 多数の新規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 α 線放出核種を用いた放射免疫療法 (例えば急性骨髄性白血病に対する ²¹³Bi 又は ²²⁵Ac で標識した抗 CD33 抗体) などであるが, それだけではない (Jurcic and Rosenblat, 2014)。放射性医薬品治療のもう 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, 正常組織に対する腫瘍の集積を向上させ, 治療の抗腫瘍効果を向上させることができる。プレターゲティング法は従来法に比べて複雑なため, 安全かつ有効に使用するには状況に合わせた考察がさらに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, さらには患者のケアに関する十分なデータが臨床試験で蓄積されるまでには, 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) PSMA は前立腺がん, 特に脱分化型又は去勢抵抗性の症例で過剰発現している。画像撮影用に放射性標識した PSMA を標的とする抗 PSMA コンストラクトが, これまでに多数の研究テーマとなっており, 原発性腫瘍, 再発及び転移の検出において高い検出率による高い診断精度が示されている。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も提供している。いくつかの抗 PSMA 放射性免疫複合体は, 高い親和性という利点によって正常組織に対する腫瘍の優れたコントラストが得られ, 画像撮影のためには ⁶⁸Ga で, 治療のためには ¹⁷⁷Lu で標識することができる。転移性去勢抵抗性前立腺がん患者における ¹⁷⁷Lu-PSMA-617 治療の有望な奏効率の結果と好ましい安全性プロファイルを複数の研究が報告している (Rahbar et al., 2017)。放射性医薬品治療のための抗

PSMA コンストラクトのもう 1 つの応用として、少数の患者を対象とした ^{225}Ac -PSMA-617 による標的 α 線治療の初期経験が報告されている (Kratochwil et al., 2016)。それらの α 線放出核種標識抗 PSMA コンストラクトは、前立腺がん治療の優れた候補である。

2.8.8.2 α 線放出核種を用いた放射免疫療法

(92) α 粒子は飛程が比較的短く線エネルギー付与は高いことから、 α 線放出核種を用いた放射免疫療法は、周辺の正常細胞を温存しながら腫瘍細胞を効率的に殺傷できると考えられる (Jurcic and Rosenblat, 2014)。現在、急性骨髄性白血病を対象とした α 粒子による放射免疫療法の臨床試験は、骨髄細胞表面抗原 CD33 を標的としたモノクローナル抗体を用いるものが中心である。臨床試験で ^{213}Bi 標識抗 CD33 抗体の安全性、実現可能性及び抗白血病作用が実証されている。 ^{213}Bi は半減期が 46 分と短く臨床応用が限定されることから、 ^{225}Ac (物理的半減期=10 日) の結合体が開発されている (Jurcic and Rosenblat, 2014)。

2.8.8.3 プレターゲティング法

(93) プレターゲティング戦略は、放射性核種治療において特異的な腫瘍への取込みを増加させるために導入された。プレターゲティング法の 1 例は、標識していない抗体を低分子量の放射能ベクターに結合部位を提示するために使用する放射免疫療法である。そのような手法は、非標的細胞に対する腫瘍細胞による取込みの比を上昇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; Kraeber-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) 分子をベースとする、ペプチド核酸を介したプレターゲティングである。非臨床試験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 選択的内部放射線療法 (SIRT) による肝細胞がん及び肝転移の動脈内治療

(94) 肝細胞がん及び肝転移は、肝動脈と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し、放射性的治療物質を直接注入することで治療できるかもしれない。肝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、いずれも ^{90}Y で放射性標識した 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・オンタリオ州) と樹脂マイクロスフェア (SIR-Spheres, SIRTex Medical Limited, オーストラリア・シドニー) がこれらの治療の主力となっている。これらの 2 製品の特性は類似しているが、粒子径及び各粒子上の放射能濃度の点で異なっている (Giammarile et al., 2011)。現在、 ^{166}Ho マイクロスフェアの開発が進められている (Smits et al., 2012)。マイクロスフェアによる密封小線源治療では、マイクロスフェアの注射前に腫瘍に流入していない分枝を血管造影して塞栓する。

(95) マイクロスフェアによる密封小線源治療では、高線量を肝臓の小病変と大病変に、正確に標的化して高線量を照射することができる。潜在的デメリットとしては、比較的侵襲的な処置であることと、また正常組織 (主に正常な肝組織、肺及び腸管) に照射して致死的影响が生じるおそれがあることである (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。一部に完全奏効や長期寛解も報告されている。
2.9.2 治療プロトコル
(97) 投与する放射エネルギーを決定するために、多数の計算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、投与する放射エネルギー又は体表面積あたりの放射能に基づいている。主なリスクは、望ましくない又は意図しない正常な肝臓へのマイクロスフェアの挿入である。肺シャントはリスクの1つである。したがって、治療前の全身 ^{99m} Tc-MAA（粗大凝集アルブミン）スキャンを実施し、それに応じて投与する放射エネルギーを修正する。肺シャントがあまりに高度な場合の ⁹⁰ Yマイクロスフェア投与は禁忌である。腸、胃又は脾臓への再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ンが行われる。 ⁹⁰ Yは制動放射イメージングが行われることがあるが、 ⁹⁰ Yの陽電子産生は少ないが、それでも腫瘍及び正常肝に高い放射能濃度が局在すれば十分であることがうまく確かめられたことにより、近年、PETによる画像化が開発された。（Lhommel et al., 2010）。
2.9.3 友人と家族の線量
(98) ⁹⁰ Yは純β線放出核種であり、治療を受けた患者から放射される制動放射線は、治療後に友人と家族に放射線障害を及ぼすほどではない。
2.9.4 スタッフの線量
(99) ⁹⁰ 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。放射線安全の点で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密封の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 患者の臓器線量測定
(100) 治療のガイドとして線量測定を行う。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、論文発表されている標準的な方法は僅かであり（Cremonesi et al., 2014）、ほとんどは大まかな仮定である。例えばガラスマイクロスフェア用に開発された線量測定法は、腫瘍の浸潤があっても肝臓全体の平均吸収線量を算出している。近年、 ⁹⁰ Yから放射される低頻度の陽電子を用いた治療後の画像撮影及び線量測定が開発されており、それにより画像撮影と線量測定の両方にPETを使用することが可能となっている（Willowson et al., 2015）。
2.9.6 患者のリスク
(101) マイクロスフェアは密封小線源治療の医用デバイスとして設計されている。肝臓内の局在からの又は肝腫瘍内の局在による交差照射のいずれかによる正常肝実質への照射が、1つの重要なリスク因子である。放射線誘発性の肝疾患は現在まで明確に定義されていない。治療前の肝硬変の状態が放射線塞栓療法への忍容性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

射線の照射は腹痛、急性膵炎又は消化性潰瘍の原因となる。投与した放射能が肺循環を通過すると肺シャントを来し、結果として放射線性肺臓炎を来すおそれがある。胆嚢への意図しない照射は胆嚢炎を引き起こすおそれがある。肺、消化管又は膵臓のシャント形成は手技によって異なるため、治療前の体内分布のスキャンなしに吸収線量制限毒性を予測することはできない。注入による局在部位は保証されず、治療前の精査によって修飾されることもあるため、投与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 勧告

(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り得ることを踏まえ、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^{99m}Tc-MAA画像検査は、治療で照射される吸収線量分布の予測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異なる部位に治療が行われると状態は増悪することから、治療効果を理解するためには、治療後の検証が不可欠である。

2.10 関節炎の治療（放射性滑膜切除術）

(103) リウマチ又は変形性関節症の治療を目的とした放射性医薬品の投与は過去 40 年以上にわたって行われており (Ansell et al., 1963), 十分に確立され広く行われている。またこれは、血友病性滑膜炎の治療にも用いられている。滑膜切除は、手術やステロイドの関節内投与すなわち化学的滑膜切除に比べて大きいメリットがある、忍容性が良好な選択肢である。

(104) 当初は¹⁹⁸Au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飛程を持つ放射性核種が一般に使用されている。例えば、膝関節などの大関節には⁹⁰Y及び³²Pコロイド、肘関節や足関節などの小関節には¹⁸⁶Reコロイド、及び中足指節関節にはクエン酸エルビウム (¹⁶⁹Er) が用いられている (Knut, 2015)。

2.10.1 治療の目的

(105) 放射性滑膜切除術の目的は、炎症と腫脹を抑え疼痛を緩和することである。膝関節の腫脹の軽減が患者の 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機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、出血の完全な消失が 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) 滑膜切除のための放射性医薬品の投与は、初回投与が成功した後に、通常は 3 ヶ月間隔で行われる。比較的高い放射能の単回よりも反復投与の方が有効である。現在投与されている放射線量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) 放射性滑膜切除術では友人と家族の線量は懸念されない。

2.10.4 スタッフの線量
(108) 診断的投与に関する手順は標準化されており、必要に応じて遮蔽シリンジ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師の被ばくは、スタッフに関する職業被ばくの限度値以下であることが確認されており、多数の患者がいる病院で働く療法士の線量も低いことが報告されている (Lancelot et al., 2008)。
2.10.5 患者の線量測定
(109) 吸収線量の計算は、かつて取込みと標的の局在、放射能の定量、及び滞留のモニタリングといった課題が科学的及び運用的に非常に難しいと考えられていたときに検討された (Bowring and Keeling, 1978)。放射性滑膜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深部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範囲は、それが生体内にある間は限定されることで、隣接組織への照射による組織の副作用は僅かなものとなる。副作用の報告は稀で、おおむね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)。β線の放出範囲は限定されているため (^{90}Y で 10 mm, ^{169}Er で 1 mm 以下), β線放出核種による患者の全身への放射線被ばくは非常に低い。血友病性滑膜炎を有する小児にクエン酸イットリウム (^{90}Y) を投与した後の末梢血に遺伝毒性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 619 (154~1644) mGy, 62 (15~165) mGy, 62 (15~165) mGy 及び 37 (9~99) mGy と算出されており、連続イメージングから得られた漏出率は 2%未満と報告されている (Klett et al., 1999)。 ^{90}Y による放射性滑膜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 例に発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 勧告
(111) 患者に治療用放射性核種を投与する前に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想されている (Noble et al., 1983)。ただし、この予想を確認するためには研究が必要である。
3 体内動態に関するデータ収集
3.1 全身放射能

(112) 標的組織内に照射線量を集中させるために、治療用放射性核種の飛程は短い必要があるが、臓器・組織への取込みと滞留の全身モニタリングは、透過性の光子を放出する放射性核種に頼っている。透過性の光子又は制動放射を有する放射性核種の場合、全身の放射能は、2 m を超える距離においた検出器で測定できる。最初のデータポイントは患者が排尿する前に採取し、この値を用いてデータセットを100%に正規化できるようにする。その後の全ての測定は、同じジオメトリーで行う必要がある。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はスペクトロスコーピーによる測定によって除去され、対象とする放射線核種の光子ピークのみを含む場合に該当する (Lassmann et al., 2008)。

(113) 全身の放射能測定は、ガンマカメラを用いた全身スキャンを反復することによっても行うことができる。治療後には、カメラの不感時間の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)。

3.2 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。血液中の放射能の動態は、通常ヘパリン加血液の連続サンプリングと、その後の校正したウェルカウンターによる測定によって測定される。検討する化合物の体内動態に応じて、後期相でも少なくとも1回の採血が必要である (例えば注射の96時間後以降など) (Lassmann et al., 2008)。

3.3 臓器及び腫瘍の放射能

3.3.1 定量的画像解析

(115) 放射性医薬品治療の治療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、核医学画像の正確な定量法の開発が進んでいる。ただし、大半の病院において、これらの方法の浸透は遅い。

(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。これらの必要性のレベルは、定量的画像解析のための特定の必要性に応じて異なる。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洗練された人的資源が必要である。

(117) 一方、一般論であるが、洗練された画像撮影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の一層適切な判定が可能になるが、その利点は実際に達成できるものに照らして判断する必要がある。一方において、少数のプローブ測定により、個々の患者における全身の滞留について貴重な洞察を得ることができる。新規の治療用放射性医薬品の体内動態の判定には、複数回の SPECT/コンピュータ断層撮影 (CT) 又は PET/CT 撮影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、画像撮影セッションの種類及び回数を最適化する必要がある。検討事項として、人材や装置の利用可能性、経済的及び運営上のコスト、予想される定量化の精度、診療放射線技師の線量、及び起こりえ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わ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 などの徹底した記載を参照することができる (IAEA, 2014b)。

3.3.2 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、個々の臓器の重なりを正確に評価した、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) 平面像には通常、2 検出器型のカメラが用いられる (Siegel et al., 1999; Glatting et al., 2005)。対向するシンチレーション検出器では、線源臓器の関心領域にあるカウンターのピクセルサイズな幾何平均値は、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_{PQ} (カウント s^{-1}) が点線源 PQ の放射能 A_{PQ} (MBq) に従属することは、次式で表される：

$$I_{PQ} = C \cdot A_{PQ} \cdot e^{-\mu_e x} \quad (3.1)$$

ここで C はカメラヘッドの校正係数 (カウント $MBq^{-1} s^{-1}$)、 μ_e (cm^{-1}) は有効線減弱係数、 x (cm) は体内の点線源の深度を表している。対向する 1 対のカメラヘッドの計数率の幾何平均値 G (カウント s^{-1})、及び身体の厚さ D (cm) は、次式のように算出される：

$$G = \sqrt{I_a \cdot I_p} = A_{PQ} \cdot C \cdot \sqrt{e^{-\mu_e x} \cdot e^{-\mu_e (D-x)}} = A_{PQ} \cdot C \cdot e^{-\mu_e D/2} \quad (3.2)$$

ここで I_a と I_p は、測定した前方と後方の計数率であり、 $C = \sqrt{C_a \cdot C_p}$ 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_{PQ} について式 (3.2) を解くと、次式のようになる：

$$A_{PQ} = \frac{\sqrt{I_a \cdot I_p}}{C} e^{\mu_e D/2} \quad (3.3)$$

(112) したがって、対向する 1 対のカメラヘッドを用いた点線源の放射能測定には、測定対象物 (患者) の厚さと線減弱係数が必要である。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、放射性核種、エネルギーウィンドウ、及びコリメータに応じた誤差は、点線源の中央と比較して 100% を超える可能性がある (Glatting and Lassmann, 2007)。

3.3.3 SPECT/CT

(123) イメージング技術を用いて臓器と腫瘍における放射能集積を測定するために、少なくとも 1 点のデータポイントについて SPECT/CT を用いて定量化することは、最先端の技術である。散乱と吸収補正が含まれるため、ファントム測定では 10% を超える精度を達成することができる (Dewaraja et al., 2012, 2013)。

(124) 核医学治療における患者ごとの線量測定には、イメージングシステムの校正が不可欠であるが、通常は標準化法に従ったものではない。 ^{90}Y の代替として治療前に使用される放射性核種 (^{111}In など) 又は治療に使用される短寿命の放射性核種 (^{131}I , ^{177}Lu 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エネルギーを用いた充填可能な校正用ファントムに頼っている。

(125) SPECT/CT による定量化のために適正なパラメータを校正して決定するためには、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て再構成し、適切な数値を得る必要がある。

最適な定量化を行うためには、以下の条件に従う必要がある (Dewaraja et al., 2012, 2013; Fernández Tomás et al., 2012; Zimmerman et al., 2017)。

- 微細な角度のグリッドを用いてスキャン時間を短くする方が、粗いグリッドを用いる場合よりも優れている (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、繰り返し法で許容できる画質に至るまでには、一定回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、リカバリが 90%に達する時点、すなわち高精度の再構成が得られる時点を収束と定義している。複雑性の高い再構成の問題 (アルゴリズムにおいて補正が多いもの) ほど、収束するまでに多くの繰り返し回数が必要である。再構成パラメータは、ファントムを用いた試験及びシミュレーションからのデータを用いて、また代表的な放射能分布及びカウンターの統計値を持つ患者のサンプル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、関心体積の描出に CT 容積又は固定閾値を使用する際は、部分容積効果を補正することを勧める。カウンターの数え落としを経験的に補正する場合、SPECT/CT システムの空間分解能を考慮すると、関心体積は CT で体積を測定する場合と比較して過大評価となる。
- ^{111}In 及び ^{177}Lu 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のウィンドウを正しく選択していれば、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 ^{177}Lu については、113-keV のピークについて散乱線のウィンドウを不正確に設定した場合、定量値の誤差は 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)。

(126) 必要な臓器容積は、原則として放射断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、特に小型の構造物の場合には、空間分解能が比較的不良であるために精度が低い。加えてモーションアーチファクトが真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の体積を測定することが有用と思われる。

3.3.4 PET/CT

(127) 放射性医薬品に関する PET/CT の役割は、 ^{131}I に対する ^{124}I や ^{90}Y 投与に対する ^{86}Y など、主として治療用放射性核種の代替となる陽電子能出核種の利用が注目されてきた。

(128) しかし ^{90}Y の定量的な PET/CT 画像を適用できる可能性が、選択的内部放射線療法 (Carlieri et al., 2015) 及びその他の ^{90}Y 放射性医薬品について示されてきた。樹脂マイクロスフェアによる放射線塞栓療法後の線量測定を目的とする定量的 ^{90}Y PET/CT の多施設共同比較試験から、最新世代の time-of-flight 方式スキャナは ^{90}Y の放射能濃度を正しく再構成できるものの、部分容積効果及び再構成アルゴリズムの制約によって、バックグラウンドの放射能の中で小型の構造物 (直径 37 mm 未満) 中の放射能濃度は過小評価されることが明らかになった (Willowson et al., 2015)。

3.4 定量的プロトコル

3.4.1 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、データの収集及び処理の正確性が確保される。プロトコルでは、満足のいく臨床データ及び測定値を得るために必要な手順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、異なる担当者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療スタッフによって作成されるべきである。

(131) 明記された頻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べきである。QA/QC 手順のスケジュールをプロトコル中に明記するべきである。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きである。

3.4.2 薬物動態及び時間-放射能曲線の積算

(132) 臓器又は規定の関心領域への放射能の取込みと滞留を測定するために収集時間をどうするかは、定量的アッセイの信頼性に影響する (Glatting and Lassmann, 2007)。最適な収集時間は、ある線源領域について時間-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曲線下面積を積分することで算出できる。MIRD パンフレット 21 の命名法 (Bolch et al., 2009) によれば、時間-放射能関数の積分値は、線源領域における時間積分放射能である (以前使われていた「累積放射能」から差し替えられた)。必要なデータポイント数は、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、関数の各累乗項に正しく適合するためには少なくとも 3 点のデータポイントが必要である (Siegel et al., 1999)。累乗項の数は、適合プロセスに許容できる誤差に強く依存する。

(133) 時間-放射能データのプロットに数学関数を適合させるための多種多様な数学的曲線近似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、最も適合する関数に調和することができ、適合度を確認するための妥当な統計パラメータを提供する (Kletting et al., 2013)。

(134) 現実的に考慮すると、患者に対して合理的に行える画像スキャンの回数は限られることから、MIRD パンフレット 16 (Siegel et al., 1999) では $T_e/3$, $2T_e/3$, $3T_e/2$, $3T_e$ 及び $5T_e$ の 5 点の測定を勧告している。ここで T_e は検討する臓器・組織構造における実効半減期である。

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、臨床上の目的を首尾よく達成するためには、体内の臓器、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に又は経口で投与されることから、放射性核種治療では、すべての正常臓器・組織に放射線エネルギーの一部が照射されることは避けられない。投与放射エネルギーは、正常組織への有害な線量を最小限に抑えながら腫瘍を十分効果的に治療できる必要がある。放射線治療に適用される原則は、正常組織の許容値を超えることなく、がん照射される放射線を最大限にする、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性の正常組織に特に注意した体内臓器の吸収線量評価によって判断することができる。

(136) 吸収線量の計算には、臓器の放射能及び重量の経時的な定量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のためには、腫瘍の線量評価よりも正常臓器の線量を正確に評価することの方が重要である。とはいえ腫瘍の線量は、安全性と有効性の指標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、限定された正常臓器の線量に対する標的領域（腫瘍）の線量の比（ $D_{\text{tumour}}/D_{\text{normal}}$ ）である。

4.1 吸収線量計算の目的

(137) 吸収線量の計算は、診断目的のトレーサー量の標識薬を注入した後の測定に基づいて、治療前、又は治療後に治療のための投与後の測定に基づいて行う。体内線量測定は、放射性医薬品による治療及び放射線防護におけるいくつかの基本的な目的を担う。例えば以下のものである：

- 治療薬の安全性及び有効性を評価するため。
- 予想される吸収線量について話し合うための情報源を患者に提供するため。
- 適切な放射性医薬品治療を計画するため。
- 放射線治療と関連する短期的及び長期的な放射線の影響並びに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。
- 放射性医薬品から体内臓器に照射される推定線量の必須リストを提供するため。
- 法的義務を果たし、法令順守を実証するため。
- 患者の完全な診療記録の1要素とするため。

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エネルギーは既知又は確立された数量であり、有益な治療成績を達成するために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、正常な臓器及び腫瘍組織における放射性核種の取込み、滞留及び消失の時間経過（体内動態）の正確な評価である。放射性標識した製剤の薬物動態挙動は、直接測定（核医学画像撮影）及び直接バイオアッセイ（血液及び排泄物のカウント並びに生検組織のカウント）によって解析して決定する（3項参照）。直接測定の補正として、母集団のパラメトリックな数値を用いた薬物動態モデル解析を行うことができる。治療計画の作成又は投与後のフォローアップに関して、個々の患者の測定値は、母集団の体内動態モデルに基づく推定値よりも信頼性が高い。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ため、患者固有の生物動態パラメータを決定するためには、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、線源となる臓器・組織の形状と密度、臓器サイズと質量、潜在的な重なり、臓器と検出器の間の組織の厚さ、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、直接計数の精度に影響する可能性がある身体と検出器のバックグラウンド、検出器の不感時間、及び光子の減衰と散乱で補正する。

(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エネルギーと投与時間、投与した放射能に対する撮影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、線源となる各主要臓器における完全な放射性壊変を通じた時間依存性の放射能の滞留と消失。

(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（前面／後面）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。患者は胸部又は腹部領域の定量的画像解析のために有効視野内に入るようにするか、あるいは関心領域の測定のため全身スキャンを行う。ベースラインの（注射前）のカウント及び放射性医薬品の投与直後（おおよそ時間 0）の画像を撮影した後、プロトコルに従い予め決めておいた時点で撮像を繰り返す。反復撮像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。検査技師は、主要臓器又は組織領域の輪郭を囲んで関心領域を選択する。すべての関心領域に加えて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) 特定の関心領域における機器のカウントを、放射性核種の標準、患者の体厚の測定値、バックグラウンドのサブトラクション処理、減衰補正、及び散乱補正の手法を用いて放射能の単位（Bq）に変換する。そのような機器のカウントには、定量測定のための光子放射が利用できる必要がある。臓器・組織の経時的な放射能濃度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。そのような評価の質は、仮定するモデルパラメータの妥当性に依存する。モデル解析は、データが欠けている部分の重要な情報を与えるが、モデルは患者固有ではないため誤差が入ることを考慮すべきである。

4.3 吸収線量

(144) 吸収線量とは、電離放射線から吸収媒体へのエネルギー付与を示す基本的な放射線量である（ICRU, 2016）。吸収線量はあらゆる放射線被ばく、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、完全に壊変するか又は消失するまで経時的に存在する放射エネルギーの情報、標的組織の質量と形状、並びに放射性核種が壊変した後のエネルギー付与を支配するすべての物理的因子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、投与された放射能の取込み時間と量は、既知又は確立された数量である。投与後に臓器・組織に存在する放射エネルギーは、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。MIRD 法は、基本的な詳細を欠くことなく、線量測定の作業を大幅に単純化している。核医学画像撮影、画像レンダリング、及び計算能力は、正確かつ信頼できる体内線量測定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。一般的なモデル化した仮定よりも、患者固有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確定的影響と直接関連する重要な線量計測量は、吸収線量（ J kg^{-1} 単位）である。最も基本的な形として、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付与エネルギーの単位組織質量あたりの平均値である。

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \text{ Gy (J} \cdot \text{kg}^{-1}) \quad (4.1)$$

ここで D は、電離放射線により物質の元素に与えられた平均エネルギー (d) を、その元素の質量 (dm) で除した商である。

(147) 生き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した生物学的残留関数と、標的領域に捕捉又は吸収されるエネルギー分画が含まれる：

$$D = \left(\frac{AEY\phi}{m} \right) \int_0^t B(t) dt \text{ Gy (J kg}^{-1}) \quad (4.2)$$

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・組織に放射される総エネルギー (J) (粒子エネルギーと収率の積)、 ϕ は標的領域に吸収されるエネルギー分画、 m は標的領域の質量 (kg)、 $\int_0^t B(t) dt$ は時間 $t=0$ (注射時) から完全に壊変又は消失する ($t=\infty$) まで又は特定の時間 t (s 又は h) までを積分した放射能の生物学的な滞留を意味している。標的臓器の質量は医用画像から求めるが、正確なデータが入手できない場合は臓器質量については標準モデルの数値を用いてもよい。式 (4.2) は次のように変換できる：

$$D = A \int_0^t B(t) dt \left(\frac{EY\phi}{m} \right) \text{ Gy (J kg}^{-1}) \quad (4.3)$$

これにより、MIRD 法の一般式 [式 (4.4)] が直接導かれる。

(148) 患者は、複数の線源と標的臓器又は組織から構成される。あらゆる臓器・組織の吸収線量に、エネルギーを付与する以下のすべての事象からの寄与が含まれる。(1) 臓器内に含まれている放射能 [臓器内線量 (self-organ dose)]、及び (2) 全身のすべての他臓器・組織に含まれている放射能を線源とするすべてのエネルギー付与 [臓器間線量 (cross-organ dose)]。平均吸収線量は、人体の特定の線源-標的のジオメトリーを考慮した放射性核種からの物理的半減期、生物学的な滞留、所定の放射性核種から放出されるすべての放射能、並びにすべての放射能に対する個々の吸収分画によって算出される。任意の年齢、性別、身長、体重、臓器サイズのばらつき、組織密度の違い (骨格、軟組織、肺) に代表される人体の複雑なジオメトリーは、全体として、特定の標的領域に関するすべての重要な決定因子 ϵ/m を説明できる包括的な計算に手ごわい課題を突き付けるものである。このような線量の計算には、対象とする放射性核種に関する、各臓器・組織に固有の放射性核種の体内動態 (取込み、滞留、消失) の違いを考慮するとともに、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可能性のある因子を考慮する必要もある。

(149) MIRD 法 (Loevinger and Berman, 1968) は、複数の線源臓器と残りの組織における標的組織の吸収線量に対する放射性核種からのすべての寄与エネルギー、すべての物理的、生物学的及び幾何学的要素を考慮して開発された。1968 年以降、MIRD 法は、CT 又は磁気共鳴イメージングによる最新の解剖学的見解、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、薬物動態のコンパートメントモデル、及び放射線生物学的反応パラメータに対応して進化した。

(150) 静脈内注射によって放射性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・組織がある程度の線量を受ける。ただし MIRD 法の定義によれば、線源臓

器・領域 r_S とは、時間-放射能曲線を決定できるデータのある組織質量、臓器、腫瘍又は全身として定義される。標的臓器・領域 r_T 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-積算期間 τ (短半減期核種の場合は無限) における標的組織 r_T の吸収線量 $D(r_T, \tau)$ は次式のようになる：

$$D(r_T, \tau) = \sum_{r_S} \int_0^{\tau} A(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S, t) dt \text{ Gy (J kg}^{-1}\text{)} \quad (4.4)$$

ここで数量 $S(r_T \leftarrow r_S, t)$ は放射性核種に固有の数量であり、線源領域 r_S で認められる放射能あたりの、投与後の時間 t における標的領域 r_T の平均吸収線量率を示している (Snyder et al., 1969; Bolch et al., 2009)。特定の放射性核種、及び線源-標的の対を表す明確に定められたジオメトリーについて、以下の式が得られる：

$$S(r_T \leftarrow r_S, t) = \frac{1}{m(r_T, t)} \sum_i E_i Y_i \phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t) = \frac{1}{m(r_T, t)} \sum_i \Delta_i \phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t) \quad (4.5)$$

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 (核遷移あたりの数) であり、 Δ_i はその積 (核遷移あたりの放射される平均エネルギー)、 $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$ は時間 t に線源領域 r_S により放射され標的領域 r_T において吸収される放射線エネルギー E_i の吸収分画である。

(152) 数量 $A(r_S, t)$ が1単位の投与放射能 A_0 に正規化され、数量 $a(r_S, t)$ と定義された場合、標的組織 r_T における吸収線量係数 $d(r_T, \tau)$ は以下のようになる (Bolch et al., 2009)。

$$d(r_T, \tau) = \sum_{r_S} \int_0^{\tau} a(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S, t) dt \text{ Gy Bq}^{-1} \quad (4.6)$$

ここで $a(r_S, t) = A(r_S, t)/A_0$ は、投与後任意の時間 t における線源組織 r_S に残留している投与放射能分画である。この分画 $a(r_S, t)$ は、臨床で核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、時間に依存しない次の式に単純化することができる：

$$D(r_T, \tau) = \sum_{r_S} \tilde{A}(r_S, \tau) S(r_T \leftarrow r_S) \text{ Gy} \quad (4.7)$$

ここで数量 $\tilde{A}(r_S, \tau)$ は、線源領域 r_S において線量積分時間 τ まで時間積分した放射能 (又は核壊変による遷移の合計回数) を表す。ここで：

$$\tilde{A}(r_S, \tau) = \int_0^{\tau} A(r_S, t) dt \text{ Bq s} \quad (4.8)$$

(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、標的臓器、線源-標的のジオメトリー、及び吸収線量に寄与するあらゆる放射線を考慮したものとなる。内部線量の計算を単純化するため、線源-標的のジオメトリーを単純化した場合の S 値の表が発表

されている。他の全ての場合には、放射性核種と計算ファントムモデルによる計算によって決まる吸収分画を、モンテカルロ核輸送コード（個々のジオメトリー、組織の組成、及び吸収体の密度を考慮したもの）を用いて個別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（Guy et al., 2003; McKay, 2003; Glatting et al., 2005; Stabin et al., 2005）。臓器線量及び実効線量の計算に用いた ICRP のソフトウェアも利用できる（Andersson et al., 2014; ICRP, 2015a; www.idac-dose.org）。

4.4 線源領域における時間積分した放射能係数

(155) 時間積分した放射能係数 $\tilde{a}(r_s, \tau)$ は、式 (4.6) の積分量 $\int_0^\tau a(r_s, t) dt$ を示す時間-放射能曲線の曲線下面積である。この数値は以前の MIRD 刊行物で「滞留時間」として知られていた。この数値は、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に等しい：

$$\tilde{a}(r_s, \tau) = \int_0^\tau a(r_s, t) dt = \tilde{A}(r_s, \tau) / A_0 \text{ Bq s Bq}^{-1} \text{ or s} \quad (4.9)$$

(156) この時間積分した放射能係数は、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係数は、投与放射能に対する線源領域の放射能分画を経時的にプロットし、曲線下面積を評価することで決定する。プロットしたデータにより表される最適の時間-放射能曲線を正確に決定するためには、数学関数の形式に応じて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ならびに日常的な品質保証、患者位置決め、患者の体厚測定、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などを用いて放射能の単位に変換する必要がある。平面撮影において、前後画像から得られたカウントの幾何平均値を求める。線源領域で測定された放射能分画は、投与後時間の関数としてプロットする。次に数学関数又は時間-放射能曲線を、線形最小二乗回帰分析を用いてプロットデータに適合させる必要がある。物理的減衰は指数関数的であり、さらに生物学的な取込みと消失も通常は指数関数パターンに従う。したがって、通常は 1 つ以上の項を持つ指数関数がプロットしたデータを表す関数として適している。適合した関数を数値的又は分析的に積分して、時間積分した放射能係数を得る。

(158) あるいは、線源領域に関して時間積分した放射能係数は、モデルコンパートメント（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、又は繰り返し求めることができる場合は、動的モデル解析を用いて算出できる。線量測定のサブルーチンを組み合わせ、さらに一般的な MIRD/ICRP 法に従ったとき、標的領域の吸収線量の計算に、体内動態モデルを直接使用することもできる。

4.5 吸収線量計算における不確実性

(159) 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の原因と大きさ（正確度）及びランダム変動性（精度）に関する情報が得られる。内部線量の計算には、多数の測定値、複雑な解剖学的ジオメトリー、及び投与する放射性医薬品に適用される多彩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

<p>書には、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。</p>
<p>(160) 患者に投与された治療用の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放射能の絶対値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・組織の積算放射能を推定する中での不確実性。(3) 生きている被験者臓器の解剖学的ジオメトリーを表すために用いられる数学的ファントム又は標準参考モデルの適用。</p>
<p>(161) 最新の放射能測定装置 (ドーズキャリブレータ) 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と考えられる。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差は、不確実性全体に対してあまり寄与しない (IAEA, 2006a)。標的臓器の想定される質量の相違に伴う不確実性は、患者 CT 及び三次元再構成による容積測定を用いることで、最小限に抑えることができる。</p>
<p>(162) 主な線源臓器に関して推定した時間積分放射能のばらつきは、放射性医薬品の臓器への取込み、滞留及び組織内の再分布の測定と定量化に本来備わる難しさに起因する (Norrgren et al., 2003; Jönsson et al., 2005)。時間-放射能曲線の形状に伴う不確実性は、時間-放射能関数を確立してデータへの近似を統計学的に最適化するために十分なデータポイントを入手することで、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は、投与後 (注入完了後) 0 時間の臓器への初期の取込みと、最終のデータポイントである。これらは、長期的な滞留を表す直線の傾き決定に大きく影響する。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、適当な間隔を開けた 4, 5 点の収集時間のデータポイントが必要である。</p>
<p>(163) 臓器を透過する光子の、線源領域の線量に対する寄与の推定のばらつき (これは線源と標的臓器の想定距離に左右される) は、表にした S 値の不確実性に寄与する。標的臓器に関する吸収分画の計算に適用される放射性核種の放射エネルギーと収率などの物理量は、十分に明らかにされており、全体の不確実性に対して大きく寄与することはない。</p>
<p>(164) 基準の人体形状ファントム及び数学的モデルを用いて計算した吸収線量の実験的測定による検証から、その一致度は、計算で仮定した身体のサイズと形状に比べた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)。</p>
<p>4.6 生物学的実効線量 (BED)</p>
<p>(165) 吸収線量が低い線エネルギー付与の照射によって低い吸収線量率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率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の照射時間に対する修復速度に依存する照射中の DNA 損傷の修復と関連している。細胞応答を修飾する可能性のある、その他の時間依存性の要素としては、増殖 (再増殖)、細胞周期内での再分布及び再酸素化がある (Joiner and van der Kogel, 2009)。</p>
<p>(166) 放射性医薬品治療における臓器・組織の吸収線量率は、その臓器自体と周辺臓器への放射性医薬品の取込み及び滞留と、放射性核種の物理的半減期の組み合わせにより支配されている。放射線の照射</p>

は長期間に（数日又は数週間にも）及ぶことがある（Gleisner et al., 2015）。吸収線量率は時間をおって変化し、その平均吸収線量率は他のあらゆる様式の放射線治療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、放射性医薬品が集積する分子メカニズムや放射性壊変の間に放出される粒子の照射範囲によって支配されるものである。

(167) 照射を生き残る細胞の割合 SF を推定するため、以前、放射性医薬品治療に関する線形・二次線量反応の放射線生物学的なモデルの応用は以下のように記述されていた（Millar, 1991; Howell et al., 1994; Dale, 1996）。

$$SF = e^{-(\alpha D + G(T)\beta D^2)} \quad (4.10)$$

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、 α と β は細胞の生存率曲線の形状を特徴づける放射線生物学的パラメータである。

(168) 指数の最初の項（ D の直線部分）は、低い吸収線量での細胞生存曲線を支配している。この最初の項は、単一粒子の飛跡によって誘発される致死的な DNA 損傷と関連していると考えられる（Dale, 1996）。第二の（二次）項は、高い吸収線量での SF に関して徐々に下向きになる曲線を描いている。これは 2 個の粒子の飛跡によって誘発される、対による相互作用の影響としての重致死病変と解釈されてきた。「Lea-Catcheside 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重致死の DNA 損傷が修復される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 Catcheside, 1942; Kellerer and Rossi, 1974）：

$$G(T) = \frac{2}{D^2} \int_0^T R(t) \left[\int_0^t R(w) \varphi(t-w) dw \right] dt \quad (4.11)$$

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 $\varphi(t)$ 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_{rep} ）及び速度定数 $\mu = \ln(2)/T_{rep}$ による単相性のプロセスと仮定される：

$$\varphi(t) = e^{-\mu t} \quad (4.12)$$

ただし、多相性の修復プロセスも報告されている（Joiner and van der Kogel, 2009）。関数 $G(T)$ は、細胞損傷誘導速度に対する修復速度に応じて 0 から 1 の数値をとり、ひいては吸収線量率に比例する。

(169) 大半の放射性核種治療では、放射性核種が壊変するか排泄されるまで照射が継続する。有効壊変定数 λ 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、式 (4.11) を無限大時間 $G(T)$ まで積分すると以下の形となる。

$$\lim_{T \rightarrow \infty} G(T) = \frac{\lambda}{\lambda + \mu} \quad (4.13)$$

吸収線量率のパターンや修復機能がより複雑な場合には、式 (4.11) を解析して解を得ることは難しい。式 (4.11) の括弧内の積分値は、重畳積分として記述できる（Gustafsson et al., 2013a）。この式により数値として表すことが可能になり、単一指数関数以外のより複雑な吸収線量率関数及び修復関数への応用が可能になる（Gustafsson et al., 2013b）。

(170) BED は線形・二次線量反応モデルの枠組み内の概念である（Barendsen, 1982; Fowler, 1989; Dale, 1996; Joiner and van der Kogel, 2009）。BED の概念は、等効果の治療 [すなわち、特定の臨床

的（生物学的）エンドポイントを導く確率が等しい治療]という考え方に依拠している（Bentzen et al., 2012）。BED の主な応用は、外照射放射線治療及び密封小線源治療である。これらの治療において BED は、様々な分割照射スキームと吸収線量率パターンの間での変換を行う目的で臨床的に受け入れられている方法である。放射性医薬品治療においては、臨床的に認められる影響を記述するための BED の有用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 が吸収線量に比べて腎毒性との関連性が高いことを認め、MIRD パンフレット No. 20（Wessels et al., 2008）では、BED と腎合併症の発生率との相関は外照射放射線治療で認められるものと同程度であったと述べている。Strigari ら（2010）は、BED と肝臓における正常組織の合併症の発症率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対数と同等の関数式で表される。そこで BED は以下のように計算される：

$$BED = D + \frac{G(T)}{\alpha/\beta} D^2 = D \left(1 + \frac{G(T) \cdot D}{\alpha/\beta} \right) = D \cdot RE \quad (4.14)$$

ここで α/β 値は臓器・組織の特性であり、観察される影響としての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) によって示されている。その記述において、 RE は一定の等効果を生じさせるのに必要な吸収線量の比率であり、BED はごく小さい分割線量又はごく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 4.1 には、式 (4.14) 及び (4.13) の様々なパラメータが特定の数値の場合の RE 値を示している。実効半減期が短い場合、 G は 1 に近づき、 RE は吸収線量の瞬間的な照射に妥当な数値に近づく。実効半減期が長い場合、 G は小さくなり、 RE は 1 に近づく。 D 又は α/β の変化はいずれも縦軸に沿った RE の変動につながり、修復時間の半減期の変化は、横軸に沿ったシフトを誘導する。

5 具体的な放射線防護の問題

5.1 序論

(173) 放射性医薬品治療のための放射線の使用は、規制管理のもとでの計画された被ばく状況であり、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）。誤投与や飛散、その他そのようなインシデント又は事故が起きた場合には被ばくの可能性が生じるが、認可を受ける際にはそれらの発生が検討されていることから、これらは計画された被ばく状況の一部にとどまる（Carlsson and LeHeron, 2014）。放射性医薬品治療では、個人の被ばくの各カテゴリー（医療被ばく、職業被ばく及び公衆被ばく）を検討する必要がある。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）が適用される。核医学施設では、職業及び公衆被ばくは 3 つの原則すべてに基づく必要がある一方、患者の医療被ばくは最初の 2 つの対象であるが、3 番目の対象ではない（ICRP, 2007b）。

(174) 放射性医薬品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を実践するシステムにおける基本的な部分である。最も重要な点はスタッフ内の安全文化を確立して防護及び事故防止が日常業務において重要なものと考えられることである。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)。これらは、プログラムの構成要素、責任の所在、教育と訓練、施設的设计、モニタリング、廃棄物及び健康調査を扱っている。

5.2 放射性医薬品治療の治療室と病室に関する要求事項

(175) 放射性医薬品治療の治療室と病室を設計する際には、以下の目的を検討すべきである：外部放射線及び汚染を低減するための防御の最適化、画像撮影装置による干渉を避けるための放射線バックグラウンドの低レベルの維持、医薬品の要件の満足、廃棄物の適切な隔離、及び線源の安全性とセキュリティの確保（施錠、立入制限）。

(176) 通常、放射能レベルの高い患者の病室は、トイレと手洗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行える、平らで連続し、非吸収性、非多孔性の表面でカバーすべきである。壁面は、平滑で洗浄可能な表面に仕上げるべきである（例えば洗浄可能で無孔性のペンキで塗装しているなど）。放射能で汚染されたリネン及び廃棄物を一時的に保管するための容器を置いた安全な区域を提供すべきである。

(177) 放射性ヨウ素のバルク容器の保管には、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能の調製は、スタッフを防護するために適切な気流を備えたフード中で行い、放射される前に汚染物を吸収できる抽出システムを用いるべきである。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装備すべきである。

(178) 遮蔽されていない病室に入院している放射性医薬品治療を受けた患者は、放射線源となりえることから、公衆の線量限度を超え得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（永久的な打ち付けコンクリート、方塊コンクリートブロック、鋼板、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上下のフロアの区域、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、¹³¹I に関する代表的な遮蔽効率を示す。そのような被ばくが線量限度を超えないことを確認するため、放射性医薬品の投与のたびに被ばく又は線量率を測定すべきである。

(179) 施設には公衆とスタッフの防護を考慮したモニタリングシステムを設置すべきである。永続的な遮蔽評価のためには、制御・監視区域において予想される線量率を考慮して、構造的な遮蔽を正しく設計することが重要である (IAEA, 2006b)。放射性核種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、線量拘束値を超えず防護が最適化されていることを確認すべきである。

(180) 患者の治療室は、理想的には個々の患者用とし、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（業務従事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小限に抑えるために適切に遮蔽する必要があると考えられる。必要な場合には、放射性医薬品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の遮蔽を使用してもよい。必要な場合には、患者を看護する看護師の被ばくを最小

限に抑えるために、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、位置及び室内での動きを予測することで達成される。

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を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、標的体積以外の臓器・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、適切な放射性医薬品及び放射能が選択されていること、さらに、放射能が主として対象とする標的に限局し、残りの身体部位の放射能が有害組織反応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・投与されることに重きを置いて正当化されている (ICRP, 2001b)。

5.3.2 治療前の検討事項

(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) 治療が救命目的でない限り、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児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。¹³¹I-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線量を受けるおそれがある (Watson 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か予想される場合は、患者に対しても適切な避妊手段を講じるよう、治療前に指示するべきである。

(184) 電離放射線を用いるすべての手法に先立って、妊娠する可能性がある初潮時から閉経 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）に血液検査を行い、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)。外科的な子宮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) 妊娠中の医療被ばくの可能性とその実際は、発達中の胚/胎児の放射線感受性のために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 90* (ICRP, 2003) で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判明した場合には問題が生じる。治療用放射性ヨウ素の投与直後に患者の妊娠が発覚した場合は、母体からの放射能除去を助け、膀胱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覚し胎児の甲状腺が機能している週齢になっていた場合は、ヨウ化カリウムを用いた甲状腺ブロックを検討すべきである。それ以降に妊娠が発覚した場合は、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線量が生じ、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 mGy 未満であり、奇形や知能低下など有害作用の可能性に基づいて中絶する理由はない (ICRP, 2000)。しかし、母親には甲状腺ホルモンを補充し、がんのリスクを含め胎児の甲状腺への影響について考慮すべきである。

5.3.4 授乳

(187) 女性患者には、治療目的の放射性核種の投与後に授乳は禁忌であることを指示すべきである。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。ケイ酸イットリウム (^{90}Y) などの懸濁粒子を腔内投与した場合、マイクロスフェアが母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ている患者では次の2つの理由により授乳を中止すべきである。①母乳中の放射性核種が乳児に、特に放射性ヨード治療の場合、乳児の甲状腺に到達することを防ぐため (Azizi and Smyth, 2009)。②乳汁分泌期に特定の放射性核種を濃縮するおそれがある乳房組織への照射を制限するため。制限期間は、治療のため投与する放射性核種によって異なる。 ^{131}I 治療の場合、治療後から投与した ^{131}I が完全に壊変するまでの間は授乳を中止すべきである (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べきである。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く、全身療法の場合、このような患者における除去は透析スケジュールに大きく依存する。

5.3.6 受胎

(189) 放射性医薬品治療後 4~12 ヶ月間は明確に助言を行い、男女両方が避妊しなければならない。*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関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全な発育のためにホルモン応答を正常にする必要性に基づき (甲状腺治療の場合)、また追加の放射線治療が差し迫っていないことを確実にするために、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 (Sawka et al., 2008a,b)。

5.3.7 放射性医薬品に伴う医療過誤の防止

(191) 放射線治療における事故の防止は、設備及び施設の設計と作業手順の中心とするべきである (ICRP, 2007b)。これまで長い間、事故防止の主な特徴は設備及び施設の設計を通じた失敗の結果に対して複数の安全策を用いること、並びに作業手順を用いることであった。作業手順には、個別に確認の対象となる重要な判断 (特に放射線治療において) 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、最適化及び提供における重要段階—すなわち安全性チェックのための基準を策定

<p>し採択すべきである。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がこのプロセスの重要な部分である。治療における放射性物質の使用に伴う緊急時の是正措置を、プログラムの開始前に決めておく必要がある（例えば治療で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酸として早期に投与し、甲状腺による放射性ヨウ素の取込みを抑えることで低減できると考えられる）。</p>
<p>(192) 治療用の放射性医薬品の点滴静注は、安全な投与と血管外漏出の防止を確実にするための適切な静脈アクセスデバイスを介して行う必要がある（Tennvall et al., 2007）。点滴中は血管外漏出について患者をモニタリングする必要がある。血管外漏出が生じた場合、点滴を直ちに中止しなければならない。血管外漏出によって重度の軟部組織病変が生じるおそれがある（van der Pol et al., 2017）。特定の治療はないものの、局所の温熱療法、肢の挙上、及び軽いマッサージを行うことによって、放射性医薬品の拡散が促進され局所の吸収線量を抑えることができる。これらのインシデントは記録しフォローアップすることが望ましい。</p>
<p>(193) 誤った患者に治療用の放射性医薬品を投与しないよう注意すべきである。さらに投与前には、処方に合わせて以下を確認すべきである：</p> <ul style="list-style-type: none"> • 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
<p>(194) 治療用の放射性医薬品、線量計画策定からのデータ、投与放射線量、投与日時、一次アッセイ及び残留アッセイの検証記録を、退出時に患者に残留している放射能とともに患者の診療記録に記入すべきである（ICRP, 2007b）。</p>
<p>5.4 スタッフ（職業被ばく）</p>
<p>(195) 非密封線源からの作業員の被ばくが、身体の外からの照射又は体内への放射性物質の進入を通じて生じることがある。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、<i>Publication 75</i> (ICRP, 1997) 及び <i>103</i> (ICRP, 2007a) で論じている。防護が最適化されている核医学で働く常勤スタッフの年間実効線量は、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 LeHeron, 2014）。最適化は教育と訓練を通じても達成される（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、複数の刊行物で発表されており（ICRP, 2007a,b; IAEA, 2011, 2014a）、また、これらの要件をどのように満たすかという勧告が IAEA 安全指針（IAEA, 1999a,b,c）において、特に IAEA 安全性報告シリーズ No. 40（IAEA, 2005a）において示されている。</p>
<p>(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扱う処置に係わるべきでない。</p>
<p>5.4.1 防護具及び防護ツール</p>

(197) 汚染の可能性のある放射性医薬品治療の区域では、防護服を着用すべきである。この服は、着用者の身体を防護するとともに、汚染が他の区域に広がることを防ぐのにも役立つ。スタッフルームなど他の区域に行く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（「ブーティ」）、無菌作業用のキャップとマスクなどがある。B線及び眼の汚染から眼を防護するため、放射線防護眼鏡を装着すべきである。B線放出核種を取り扱う際は、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によってバイアル、シリンジ及び汚染された物品の直接の取扱いを避けることに重点をおくべきである。

(198) 放射性医薬品治療における大半の職業被ばくは、364-keVの光子を放出する¹³¹Iによるものである。鉛エプロンによるこのエネルギーの減衰はごく僅かであり（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で重量や不快感を増やすことは正当化されないと考えられる。¹³¹Iからの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て線源や患者のそばに長期間留まる場合、実際には、全体の被ばくが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、より厚い恒久的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は、各状況における遮蔽の必要性と必要な種類を判断すべきである。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）。

(199) 投与は通常、経口、静脈内注射（全身性）、関節内注射、又は体内の閉鎖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、手指の被ばく線量を抑えるために遮蔽シリンジを使用すべきである。注射又は注入部位の下に吸収性の材料又はパッドをおくべきである。施設の放射線防護担当者（radiation protection officer）が、そ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、放射性物質は遮蔽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落としたりする可能性を最小限に抑えるよう、注意する必要がある。非遮蔽の放射性物質を取り扱う際には、適切な長い取っ手のついたツールを使用すべきである。急速静脈内投与をする場合は、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シールド（通常、B線放出核種の場合は制動放射線を抑えるようプラスチック製、光子放出核種の場合は原子量の大きい素材）内にシリンジをおくべきである。⁹⁰Y放射免疫療法では、5 mm厚のタングステンシリンジシールドの方が、10 mm厚のプラスチックシールドよりも僅かに防護性が高いことが確認されている（Vanhavere et al., 2012）。低速輸液又は点滴による静脈内投与の場合、放射性医薬品の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、かなり厚い鉛又は原子量の大きい別の素材が必要である。

(201) 治療用放射性医薬品の投与手順には、処方された治療放射能の送達が含まれる。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能をサーベイすべきである。輸液ポンプは等張生理食塩液（又はその他の生理的緩衝液）でフラッシュ、すなわち洗い流すべきである。放射性核種の投与に使用したすべての材料は医療用放射性廃棄物とみなすべきであり、放射性核種のラベルを付け、放射能ステッカーを貼付して、該当する規則に従って保管／廃棄すべきである。

<p>5.4.2 個人モニタリング</p>
<p>(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。放射性医薬品を取扱う担当者の手指のモニタリングも行うべきである (Rimpler et al., 2011; Sans-Merce et al., 2011)。</p>
<p>(203) 放射性医薬品の調製と投与の際には、手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 ^{90}Y など高エネルギーの β 核種の場合は、指への被ばくが高度となる (Barth and Mielcarek, 2002; Liepe et al., 2005a; Rimpler and Barth, 2007)。把持鉗子を用いて注射針を保持することで、手の線量は大幅に低減する (ICRP, 2008)。訓練及び教育用の資料が ICRP (http://www.icrp.org/page.asp?id=35) 及びその他の組織 (http://www.oramed-fp7.eu/en/Training%20material) から提供されている。</p>
<p>(204) 核医学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員、又は患者と過ごしている看護師やその他のスタッフが含まれる (ISO, 2016)。大量の体内摂取が疑われない限り、一般的な核医学的手法において体内汚染のモニタリングが必要なことは稀である (Carlsson and LeHeron, 2014)。体内モニタリングが当を得た状況とは、スタッフが治療用の ^{131}I を多量に使用した場合である。これらのスタッフは、甲状腺摂取の定期的な測定プログラムに含めるべきである。</p>
<p>5.4.3 汚染管理手順</p>
<p>(205) 放射性医薬品、血液、尿又は吐物が大量に飛散した場合、医師やスタッフは吸収材を用いて飛散物を覆い、直ちに放射線防護の専門家/医学物理士に連絡をとり、適切な除染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：</p> <ul style="list-style-type: none"> • 放射線防護担当者に直ちに伝え、除染を直接監督する。 • 吸収性パッドを飛散物の上におき、汚染物がさらに拡散することを防ぐ。 • 飛散に係わっていない者はすべて、直ちにその区域から離れる。 • 汚染区域への立ち入りを制限する。 • 飛散に係わった者はすべて、退室する際に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。
<p>(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、廃棄物用及び洗濯用の袋に隔離する。</p>
<p>5.4.4 調査とモニタリング</p>
<p>(207) 区域のモニタリングについて、職業被ばくの実効線量を評価するための実用量は、周辺線量当量 $H^*(10)$ 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</p>

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。

5.4.5 患者の緊急治療

(208) 医師は、患者の安全及び適切な医学的管理にかなう、あらゆる必要な医療を提供するべきである。施設の放射線防護担当者によって特に規定されない限り、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要する業務を含め、あらゆるルーチンの業務を通常通り行うべきである。

(209) 患者が放射能の危険に晒された可能性がある場合、病棟看護師にこれを伝え、さらにこれらの看護師には定期的に助言し訓練を行うべきである。

(210) 手術が必要な場合、放射線防護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。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。
- 被ばくと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術式を修正する。
- 効率とスピードに影響がない限り防護具を使用してよい。
- 外科手技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となる。
- 放射線防護担当者は全関係者をモニタリングする。
- 施設の許認可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。

(211) 患者の病状が悪化し集中看護が必要になった場合、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となる（例えば敗血症性ショック、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検討よりも救命の取り組みを優先させる。これは特に、大量の放射性核種が体内にある治療の患者において重要である。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（例えば脳卒中を発症した場合など）。スタッフは患者の口と直接接触することを避け、救急チームの全メンバーは防護手袋を着用するべきである。医療スタッフは放射線治療患者の取扱い方法について情報を入手し、訓練するべきである。手技のリハーサルを定期的に行うべきである。

5.4.6 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、実際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番目の施設に関連する法的要件の遵守が確実とな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を治療施設の放射線防護担当者が調べ、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ンスの基準を満たさないという稀な場合には、放射線防護担当者は、搬送患者の受け入れ施設が適切な登録又は許認可を受けており、治療量の放射性物質を投与された患者の受け入れが可能であることを保証するべきである。放射

線防護担当者は、患者及び受け入れる医療施設のために、放射線安全性情報及び注意事項があれば、それらを提供するべきである。

5.4.7 放射性医薬品治療後の患者の死亡

(214) 患者がもし、治療量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は、治療担当医及び放射線防護担当者に直ちに伝えるべきである。Espanan 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の経験とガイダンスを示している。

(215) 放射性核種治療を受けた患者が病院で死亡した場合は、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を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、又は近親者やその他から得られる情報に依存している。放射性物質の漏洩を収容するために遺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、死体を管理区域に留め置く必要がある場合もある。

(216) 死亡した患者の世話をしなければならない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、全身投与後にそれらが濃縮されている可能性がある (例えば甲状腺の残留 ^{131}I など)。剖検開始時に体腔からのドレナージや臓器の切除を行うことで、被ばくを低減できる。さらに、大量の放射能を認める臓器に関しては注意をする必要がある。患者が β 線放出核種コロイドやマイクロスフェアを投与されていた場合 (例えば体腔内の ^{32}P -リン酸や肝臓内の ^{90}Y マイクロスフェアなど)、体腔液又は塞栓された臓器中に大量の放射能が存在している可能性がある。手は体組織及び体液と密に接触するため、 β 線源から手指に大量の線量が照射される可能性がある (NCRP, 2006)。剖検及び病理スタッフは標準防護服 (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も検討するべきである。 β 線放出核種の場合、手術用手袋を二重にすることが皮膚接触を減らすのに役立つ可能性がある。液体が顔面にはねることを避けるため、フェイスシールドを用いてもよい。

(218) 一部の放射能は火葬された遺体に保持されており、特に寿命が長い放射性核種の場合には、明らかに管理を要するほどの場合がある。主に懸念されることは灰の散乱に関するものであり、投与後短期間に火葬された場合には、容器との接触線量率を考慮しなければならない場合もある。

(219) 火葬場の従業員は、放射性の遺体又は火葬場の汚染による外部被ばくを、また遺灰を扱う間の放射性粒子の吸入による内部被ばくを受けることがある (Wallace and Bush, 1991)。また、 γ 線放出核種が含まれている死体からも、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最も懸念されることは、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、直接的な介護あるいは介助をしない若年小児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勧告されて

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、患者を介護し介助するその他の個人もまた放射線に被ばくする。これらの個人には、両親や他の人たち、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づく可能性のある人たちが含まれる。これらの被ばくは医療被ばくと見なされる（ICRP, 2007a）。*Publication 94*（ICRP, 2004）では、若年小児と乳幼児以外の、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の線量拘束値が妥当である、と勧告されている。

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な放射線源である。排泄物及び吐物によって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、認識した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。彼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く線量拘束値が適用される（ICRP, 2007b）。個人が単に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を扱う仕事をしていない者を含む）、彼らの被ばくは公衆被ばくの一部である。

(225) 患者はあらゆる放射性核種治療の後に自動的に入院が必要とされるわけではない。関連する国の線量限度に従い、関連する線量拘束値の使用を含め防護の最適化の原則を適用しなければならない。患者を入院させるか解放するかは、線量率のモニタリングで測定した患者の放射線レベル、患者体内の残留放射エネルギー、患者の希望、家族への配慮（特に小児の有無）、環境要因、及び既存のガイドラインや規制などの要因を考慮して、個人ごとに判断するべきである。入院させた場合は公衆と近親者への被ばくは低減するが、全体のコストは高くなり、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、金銭的及びその他の代償も伴うため、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勧告を示している（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、世界中で大きく異なっている。ただし、患者の解放に関する判断は、患者を自宅に帰したときにそのリスクをコントロールできるという想定に基づいている。これは通常、適切な解放基準と、患者に対して適切な説明及び情報（これによって潜在的リスクを効果的に扱うことができるようになる）を提供することを組み合わせて達成される。

(227) 該当する場合、患者又は法定代理人に対して、合理的に達成される範囲で患者接触者の線量を制限することを目的とした文書及び口頭による指示、及び電離放射線のリスクに関する情報を提供する必要がある。具体的な指示には、汚染の拡大を最小限に留めること、家族の被ばくを最小限に留めること、授乳をやめること、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の手順書を、放射線防護担当者と協議の上で作成し準備するべきである。登録者及び免許所有者は、放射性核種治療の間に患者の介護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担保するべきである。注意が必要とされる時間を評価する手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 患者の訪問客

(228) 高用量の放射性核種治療の後には、訪問客は通常、患者の病室への入室は許可されない。免許所有者は、公衆が立入可能な区域における汚染からの被ばくを制限する対策を講じるべきである。

5.5.3 旅行

(229) 治療後の旅行は一定の制限内で行い、患者は救急の事態に備えて関連文書を携帯するべきである。旅行の際は、保安の目的で(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ことに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さらに間隔を空けることができ、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、旅行中の患者から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輸送機関の使用を認める勧告を発表している (ICRP, 2004, 表 10.7)。放射性核種の特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 1 m 以上を維持できる場合は、治療直後に 1~2 時間の移動も容認できる。実際の移動制限の判断には、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。公衆の構成員の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テルに滞在することは推奨しない。

(232) 空港や国境検問所などでの国際的なセキュリティ対策には、超高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。最新の技術によると、0.01 MBq という低さの ^{131}I 放射能を 2~3 m の距離で検出することができる (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 (Dauer et al., 2007b,c)。これらの検出器は、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能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、解放後の患者がチェックポイントでアラームを鳴らすことがあることを理解している。そのような検出器の操作担当者は、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訓練を受けるべきである。非密封放射性核種による治療の具体的な詳細を病院で記録し、予防の手引書と合わせて患者にも提供するべきである (ICRP, 2008)。

(233) 放射性医薬品治療後 4 ヶ月以内に旅行を計画している場合、特に国境を超えたり空港、トンネル、橋、又はその他検問が行われる可能性がある場所を通過したりする場合は、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、及び患者について知っている人の連絡先の氏名と電話番号を明記しておくべきである。

5.5.4 放射性廃棄物

(234) 免許所有者は、線源から環境への放射性物質の廃棄に放射線防護の最適化が考慮されていることを確かめる責任を有する (IAEA, 2000, 2004, 2005a)。短寿命の医用放射性核種を含む放射性廃棄物は、完全に壊変するまで適切な保管区域に封じ込めるべきである。投与された放射性物質の大半は、最終的には公共の下水設備に排出される。患者の排泄物を保管する必要はないが (ICRP, 2004)、放射性物質の排出に関する現地の制限が適用されることがある。病院から解放された患者から排泄される放射能レベルは、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く、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数を最大限にする機会を提供する。

(236) 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、滞留及び排泄) 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。放射性医薬品の体内動態の測定値は、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く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能レベルによる治療を確保できる。

(238) 妊婦には特別な考慮が必要である。治療が救命目的でない限り、放射性医薬品治療に妊娠は禁忌である。女性患者には、放射性核種の治療目的の投与後には授乳も同様に禁忌であることを指示すべきである。

(239) 放射性医薬品治療を受ける患者に加え、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、近隣の者、及び一般市民が含まれる。このようなリスクは、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に関する注意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善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、作業員線量及び手指の被ばく線量の個人モニタリングを考慮しなければならない。

(241) 医師は、患者の安全性及び適切な医学的管理に適うあらゆる必要な医療を提供すべきである。手術が必要な場合、放射線防護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

<p>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、リスクの懸念を正しい視点に変えることに役立つはずである。</p>
<p>(242) 治療後に患者を入院させるか解放するか判断は、個人ごとに、患者の体内に残留する放射能及び既存のガイドラインや規制などの要因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るべきである。</p>
<p>(243) 放射性医薬品による医療過誤の防止は、設備及び施設の設計と作業手順に必要な不可欠な部分である。</p>
<p>用語解説</p>
<p>吸収線量, D [Absorbed dose]</p> <p>電離放射線により物質の元素に与えられた平均エネルギー (d) を、その元素の質量 (dm) で除した商。</p> $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ <p>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。</p>
<p>周辺線量当量, $H^*(10)$ [Ambient dose equivalent]</p> <p>ICRU 球体内の深さ 10mm における整列場の方向と反対方向の半径上の、対応する拡張場と整列場によって生成される照射野内の 1 点における線量当量。周辺線量当量の単位は $J\ kg^{-1}$、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>生物学的実効線量 [Biologically effective dose : BED]</p> <p>吸収線量が様々な分割照射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。BED とは、理論的には、無限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の。</p>
<p>介助者及び介護者 [Comforters and carers]</p> <p>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、診断手法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可能性のある人たちが含まれる (ICRP, 2007a)。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>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」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しうる (ICRP, 2007a)。</p>
<p>線量拘束値 [Dose constraint]</p> <p>ある線源からの個人線量に対する予測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提供し、またその線源に対する防護の最適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、線量拘束値は最適化のプロセスで考察される複数の選択肢の範囲を</p>

<p>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操作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。</p>
<p>線量当量, H [Dose equivalent]</p> <p>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質係数であり, 次の式で表される:</p> $H = D \cdot Q$ <p>周辺線量当量の単位は $J\ kg^{-1}$, またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>線量限度 [Dose limit]</p> <p>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。</p>
<p>実効線量, E [Effective dose]</p> <p>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:</p> $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ <p>ここで, $D_{T,R}$ 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。</p>
<p>実効半減期 [Effective half-life]</p> <p>生物に預託された放射性核種の放射能が, 放射性崩壊と生物学的な排泄の両者により半分に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_i 及び物理的半減期 T_p から次のように算出することができる:</p> $\frac{1}{T_{\text{eff}}} = \frac{1}{T_i} + \frac{1}{T_p}$
<p>等価線量, H_T [Equivalent dose]</p> <p>次の式で与えられる組織又は臓器 T の線量:</p> $H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$ <p>ここで, $D_{T,R}$ 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_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 $J\ kg^{-1}$ である。</p>
<p>正当化 [Justification]</p> <p>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, 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便益を個人と社会にもたらすかどうか); あるいは (2) 緊急時被ばく状況又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でありそうかどうか (すなわち, それによって個人及び社会にもたらされる便益が, その費用及びその措置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。</p>
<p>線エネルギー付与 (LET) [Linear energy transfer]</p> <p>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に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。</p>

$$L = \frac{dE}{dl}$$

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、放射線を含むが免除された放射能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。

防護の最適化 [Optimisation of protection]

放射線防護の最適化の原則は、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的な被ばくの可能性を合理的に達成可能な限り適切な線量規準(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関連プロセスである。

リスク臓器 [Organ at risk]

放射線被ばくの間に障害を受ける可能性がある臓器。放射線治療の間に照射野にある健康な臓器を指すことが多い。

線質係数, $Q(L)$ [Quality factor]

組織内の荷電粒子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の特徴づける係数。 Q は、水中の荷電粒子の非限定的線エネルギー付与 L_{∞} (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：

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0.32L - 2.2 & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{cases}$$

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。

放射線損害 [Radiation detriment]

身体の各部位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。

放射線加重係数, w_R [Radiation weighting factor]

低LET放射線と比較して高い高LET放射線の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。

生物学的効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness]

低LETの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、対象とする吸収線量、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]

リスクは不利益としての結果が生じる確率に関係する。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生率で割ったものである。過剰相対リスクとは、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疾患発生率で割り1.0を差し引いたものであり、1シーベルトあたりの過剰相対リスクとして表されることが多い。

<p>確率的影響 [Stochastic effect]</p> <p>発生する影響の確率が、その重篤度ではなく、放射線防護の目的で閾値がなく線量に応じて増加するものとみなされる悪性疾患及び遺伝的影響。</p>																											
<p>組織加重係数, w_T [Tissue weighting factor]</p> <p>身体への均一照射の結果生じたすべての健康的不利益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)。この係数は次式のように加重される：</p> $\sum_T w_T = 1$																											
<p>ボクセルファントム [Voxel phantom]</p> <p>医学断層画像に基づいて計算した人体形状ファントムで、解剖学的構造は、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 次元体積単位 (ボクセル) で記述される。</p>																											
<p>謝辞</p> <p>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 年に主委員会は、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。</p> <p>本書の作成に係わったすべての関係諸氏に対し、長年にわたる多大な作業と献身に感謝申し上げる。</p> <p>タスクグループ 101 の委員 (2016–2019)</p> <table> <tr> <td>Y. Yonekura (委員長)</td> <td>C. Divgi*</td> <td>S. Palm*</td> </tr> <tr> <td>S. Mattsson (共同委員長)</td> <td>M. Doruff*</td> <td>P. Zanzonico*</td> </tr> <tr> <td>W.E. Bolch</td> <td>D.R. Fisher*</td> <td></td> </tr> <tr> <td>L.T. Dauer</td> <td>M. Hosono*</td> <td></td> </tr> <tr> <td>G. Flux</td> <td>M. Lassmann*</td> <td></td> </tr> </table> <p>*通信会員 (Corresponding member)</p> <p>ICRP 第 3 専門委員会・作業部会の委員 (2011–2016)</p> <table> <tr> <td>Y. Yonekura (共同委員長)</td> <td>C. Divgi*</td> <td>M. Lassmann*</td> </tr> <tr> <td>S. Mattsson (共同委員長)</td> <td>D.R. Fisher*</td> <td>S. Palm*</td> </tr> <tr> <td>W.E. Bolch</td> <td>G. Flux*</td> <td>P. Zanzonico*</td> </tr> <tr> <td>L.T. Dauer</td> <td>M. Hosono*</td> <td></td> </tr> </table> <p>*通信会員 (Corresponding member)</p> <p>第 3 専門委員会の査読者</p> <p>K. Kang C.J. Martin</p> <p>主委員会の査読者</p> <p>C. Cousins J. Harrison</p> <p>論説委員</p>	Y. Yonekura (委員長)	C. Divgi*	S. Palm*	S. Mattsson (共同委員長)	M. Doruff*	P. Zanzonico*	W.E. Bolch	D.R. Fisher*		L.T. Dauer	M. Hosono*		G. Flux	M. Lassmann*		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. Zanzonico*	L.T. Dauer	M. Hosono*	
Y. Yonekura (委員長)	C. Divgi*	S. Palm*																									
S. Mattsson (共同委員長)	M. Doruff*	P. Zanzonico*																									
W.E. Bolch	D.R. Fisher*																										
L.T. Dauer	M. Hosono*																										
G. Flux	M. Lassmann*																										
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. Zanzonico*																									
L.T. Dauer	M. Hosono*																										

C.H. Clement (科学秘書官及び *Annals of the ICRP* 編集長)
H. Fujita (科学秘書官補佐及び *Annals of the ICRP* 副編集長) (2018–)
H. Ogino (科学秘書官補佐及び *Annals of the ICRP* 副編集長) (2016–2018)

本書作成時の ICRP 第 3 専門委員会委員

(2009–2013)

E. Vañó (委員長)	I. Gusev	H. Ringert
J-M. Cosset (副委員長)	J.W. Hopewell	M. Rosenstein
M. Rehani (書記)	P-L. Khong	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	S. Mattsson	B. Yue
M.R. Baeza	D.L. Miller	
L.T. Dauer	P. Ortiz López	

(2013–2017)

E. Vañó (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. Åhlström Riklund	P-L. Khong	B. Yue
K. Applegate	R. Loose	
M. Bourguignon	C.J. Martin	

(2013–2017)

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

(2017–2021)

K. Applegate (委員長)	M.C. Cantone	J.M. Marti-Climent
C.J. Martin (副委員長)	S. Demeter	Y. Niu
M. Rehani (書記)	M. Hosono	W. Small
J.S. Alsuwaidi	K. Kang	D. Sutton
M. Bourguignon	R. Loose	L. Van Bladel

ICRP 第 3 専門委員会名誉メンバー

S. Mattsson M. Rosenstein

本書承認時の主委員会メンバー

委員長 : C. Cousins, 英国

副委員長 : J. Lochard, フランス

科学秘書官 : C.H. Clement, カナダ; sci.sec@icrp.org[†]

K.E. Applegate, 米国	C-M. Larsson, オーストラリア	名誉メンバー
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. Vañó, スペイン

†1988年以降正式にはメンバーではないが、科学秘書官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 Sjögren Gleisner に感謝する。

最後に、協議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。

図表

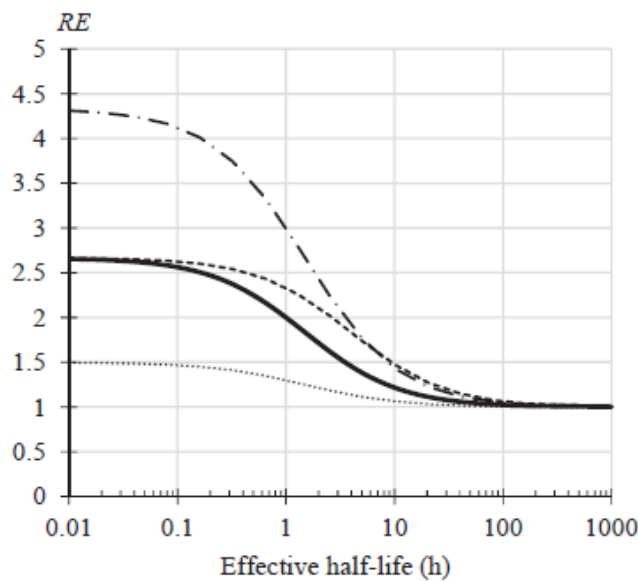


Fig. 4.1. Relative effectiveness (RE) obtained from Eqs (4.14) and (4.13). As baseline values, shown by the solid line, parameters used are $D=5$ Gy, $\alpha/\beta=3$ Gy, and $T_{rep}=1.5$ h. The dash-dotted line is obtained when the absorbed dose is changed to 10 Gy, and the dotted line is obtained when α/β is changed to 10 Gy. The dashed line is obtained when the repair half-time is changed to 4 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, $T_{rep}=1.5$ h である。鎖線は吸収線量を 10 Gy にしたとき、点線は α/β を 10 Gy にしたときである。また破線は修復時間の半減期を 4 時間にしたときである。

表 5.1 ^{131}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。

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)
¹³¹ I-ヨード	甲状腺機能亢進症	800	4
¹³¹ I-ヨード	甲状腺がん	6000	4
¹³¹ I-mIBG	神経内分泌腫瘍	7500	3
³² P-リン酸塩	骨髄増殖性疾患	200	3
⁸⁹ Sr-塩化物	骨転移	150	24
⁹⁰ Y-コロイド	関節炎	400	0
⁹⁰ 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。

3.1.9. ICRP Publication 142 Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes(翻訳版)

産業過程における自然起源放射性物質 (NORM) からの放射線防護

招待論説

自然放射線源への被ばくは日常的であるが，職場での被ばくはそうあるべきではない！

もしあなたがこの論説を読んでいるなら，私はあなたが今朝起きて，体内で壊変した多数のカリウム 40 の原子核や，夜間に身体を通過した二次宇宙線について特に気にしていなかったと確信している。あなたの感覚では，これらの放射線に気づくことも，組織内のエネルギーの蓄積を感じることもできなかっただろう。それにもかかわらず，カリウム 40 と宇宙線の両者は，バックグラウンド線源からの通常の放射線量に年間約 0.3 mSv 寄与するだろう。あなたの宇宙放射線線量は，あなたのいる緯度と高度，そして 11 年間の太陽周期によって多少変化する。更に，私たち誰もが地域の土壌と岩石，自宅と職場の建築材に含まれる天然ウランやトリウム系放射性核種からのガンマ線で被ばくするだろう。実際，あなたの家には花こう岩の天板があるかもしれないし，働いている建物に装飾的な石があるかもしれない。これらは年間の放射線量に寄与するだろう。そして，これらすべての被ばくよりも，私たちが屋内ラドンから受ける線量のほうがはるかに大きい可能性もある。放射線の自然線源への被ばくは日常的である。放射線防護の専門家たちは，私たちが日常生活では避けることができない一定レベルの放射線被ばくや特定の線源があることを理解しており，このような状況は何千年も続いてきた。私たちは透過する複雑な放射線場を実際に遮蔽できないため，同じことが航空飛行中の宇宙放射線被ばくにも当てはまる。しかし，我々はその職業被ばくの線量を追跡して計算できる。これは，妊娠中の航空機乗務員にとって特に重要なことである。過去 50 年間で一般公衆向けの航空輸送が大幅に増加した。これは新しい日常(new NORMal)のように感じられるため，ICRP はこれを *Publication 132* (ICRP, 2016) において取り上げてきた。

近年，私たちは，家庭でのラドン被ばくが有意なリスク因子であるとともに肺がんの原因であり，家庭，学校，職場の建物における地中の土壌減圧システムの使用は潜在的なラドン被ばくを低減するのに非常に効果的であると認識している。ICRP はラドン被ばくによる肺がんのリスク (ICRP, 2010) とラドンの放射線防護対策 (ICRP, 2014) に関する刊行物を発行している。

ICRP によって策定され，国の規制機関によって実施されている現行の放射線防護体系によると，「現存」，「計画」，「緊急時」被ばく状況がある。前述したように私たちは日々放射線を受けているが，急性の組織損傷を引き起こす可能性は低く，緊急の介入や対策を要するものではない。しかしこれは，これらの放射線被ばくのリスクがゼロになることを意味していない。近年の課題は，様々な産業過程に存在する天然ウランとトリウム系放射性核種が，作業者と公衆への放射線量を増大させ，環境汚染をもたらす可能性があるということである。現在私たちは，被ばくの「正当化」と「最適化」という放射線防護原則の適用と，職場における NORM に関連する線量「限度」の適用という課題に直面している。過去の産業活動でも，評価と除染を要する過去の汚染を生み出した可能性もある。廃止措置，除染，放射性廃棄物処分は，とりわけ大量の廃棄物が含まれるとき，多額の費用がかかる場合がある。NORM ではこのようなケースが多い。

この刊行物は、様々な産業過程における NORM の取り扱いのための優れた枠組みを提供している。職業被ばくや公衆被ばくを引き起こすような NORM が移動または技術的に濃度が高められる可能性のある業種として、採鉱、金属抽出、水処理、リン酸塩、肥料、エネルギー（例えば石炭、石油、ガス）が挙げられる。比較的低レベルの放射線被ばくを伴い、日常的に低濃度の NORM に遭遇することを考えると、規制当局と影響を受ける産業には「段階的手法」が勧告される。安全専門家と管理者にとって重要なことは、濃度が高められた NORM が存在することを認識することである。認識後は、環境、原材料、生産物、廃棄物の特徴付けを行うことが重要である。これには、外部放射線場と潜在的な内部（体内）摂取が含まれる。そこから、有資格者は、作業員、公衆、環境にどんな被ばくや影響が生じるか予測できる。本刊行物に記載されている情報には、様々な業種における典型的な放射線被ばくに関する優れた要約と、これらのデータの参考文献が含まれている。放射線被ばくや放射能のレベルが求められる場合、「放射線防護管理計画」が勧められる。このような計画は、適切な NORM の取扱い、放射線測定機器、日常的な調査や評価を行う詳細な手順、そして NORM を含む生産物や廃棄物の梱包、目録、表記、輸送方法について概説するものとなる。

NORM は人工線源ではないことから、歴史的に、原子炉や加速器で生成された物質として管理の対象とされてこなかった。近年、国際的および国家的な放射線防護研究機関や規制当局が、このギャップを埋めようと試みている。この刊行物はこれらの規制機関と放射線防護実務者に役立つ豊富な情報を提供する。著者たちはこの刊行物を誇りに思うべきである！

DAVID J. ALLARD

ペンシルバニア州環境保護局

産業過程における自然起源放射性物質（NORM）からの放射線防護

ICRP PUBLICATION 142

2019年7月 主委員会により承認

抄録 - 本刊行物の目的は、自然起源放射性物質（NORM）を伴う産業の放射線防護に関するガイダンスを提供することである。これらの産業は、複数の危害要因を引き起こす可能性があり、放射線の有害性は必ずしも主要なものではない。産業は多様であり、防護対策の考慮が必要な人々や環境の被ばくを伴うことがある。適切な管理対策が考慮されなければ、作業員と公衆が日常的に重大な被ばくをする可能性がある。また、大量の NORM の放出は放射性と非放射性の成分による環境へ有害な影響を与える。しかし、NORM 産業は、組織反応や直ちに生命の危機につながるような放射線緊急事態の実際の可能性を示していない。NORM を伴う産業における放射線防護は、取るべき対策の正当化と参考レベルを用いた防護の最適化の原則に基づいて適切に取り組むことができる。統合的かつ段階的な手法が、作業員、公衆、環境の防護のために勧告され、放射線の有害性と放射線以外の危害要因の統合が検討される。そして、不要な負担をかけることなく様々な放射線防護計画の要素の適用がすべての危害要因と整合するように防護の手法が最適化（段階的に）される。作業員に関し、この手法の出発点は、「被ばく状況の特徴付け」と「（必要に応じて）職場での他の危害要因の管理のための既存の防護戦略を補完するための具体的な放射線防護対策の統合」である。被ばく状況の種類と危害要因の大きさに応じて関連する参考レベルを選択し、適切な集団または個人の防護対策をとるべきである。ラドンへの被ばくも、まずは

*Publication 126*で説明される通り、典型的なラドンの防止と低減技術の適用に基づいて、段階的手法を用いて対処される。公衆被ばくについても、状況の特徴付けの後、流出物、廃棄物、残留物の管理に対し同様の手法を実施すべきである。人以外の生物種の防護が必要な場合は、その状態に適した放射線被ばくの評価を行い、すべての危害要因と影響を考慮に入れて対処すべきである。これには、環境中の被ばくした生物の同定が含まれるべきで、被ばく制御のために決定された選択肢を知らせるために、関連する誘導考慮参考レベルが使用されるべきである。

キーワード：放射線防護，NORM，最適化，統合的手法，段階的手法

要 点

- 自然起源放射性物質（NORM）を伴う産業活動から生じる被ばくは、防護対策の正当化と防護の最適化を通じて防護を達成することで制御可能である。
- NORM は、組織反応や直ちに生命の危機につながるような放射線緊急事態の実際の可能性を示してはいない。作業者と公衆のための防護対策には、長期的な外部被ばく、放射性物質の摂取、ラドンやトロン吸入を考慮すべきである。
- 他の危害要因管理で既に実施や計画されている防護戦略の補完のための放射線防護対策の最適化と被ばく状況の特徴付けとともに、統合的かつ段階的な手法は、作業者、公衆、環境の防護のために勧告される。
- 作業者の防護のための参考レベル（ラドンとトロンによる被ばくを除く）は、被ばくの分布を反映すべきであり、大部分の場合、年間実効線量で数 mSv 未満であろう。非常に稀に、10 mSv の年間実効線量を超える値が必要となることがある。
- 公衆の防護のための参考レベルは、被ばくの分布を反映すべきであり、一般に年間実効線量で数 mSv 未満になる。
- ラドンとトロンの被ばくは、*Publication 126* (ICRP, 2014b) で勧告されているように、まず建物内のラドンの防止と低減対策に依拠し、段階的手法を用いて管理すべきである。

1. 緒 言

1.1 背景

(1) 地質学的性質を持つすべての鉱物と原材料は、自然起源の放射性核種を含んでいる。主に、 ^{40}K と ^{232}Th 、 ^{238}U の壊変系列の放射性核種が含まれる。 ^{232}Th と ^{238}U は、壊変系列の放射性核種を経てそれぞれ、「娘核種」や「子孫核種」として知られる安定同位体の ^{208}Pb と ^{206}Pb となる。他の原始放射性核種については存在量や放射線防護上の重要性が非常に低い。

(2) 鉱物や原材料を伴うほとんどの人間活動において、原始放射性核種の壊変系列による被ばくのレベルは放射線防護上懸念されない。しかしながら、自然に存在する放射性核種を含む物質の回収、加工、使用、移動によって、その結果、放射線被ばくが高まるような状況が多く存在する。これらの被ばくが高められる過程に関わる物質は、自然起源放射性物質（NORM）であると考えられている。例えば、特定の鉱物（一部商用のものを含む）は、カリウム、トリウム、ウランの子孫核種を有意な濃度で含有している可能性がある。

(3) さらに、放射性核種は鉱物の抽出と加工の間に分散され物理化学的性質が変化し、その結果、それらは生産物、副産物、流出物、残留物、その過程で生じる廃棄物の間で不均一に分布するかもしれない。放射性核種の放射能濃度は元の鉱物中の濃度を時には数桁上回ることがあり、これは、作業者と公衆の被ばくを著しく増大させ、環境の汚染につながる可能性がある。

(4) 1896年にベクレルが放射能を発見したわずか2年後、マリー・キュリーはピッチブレンド（ウラン含有量の多い鉱石である）を数トン加工した後、ラジウムとポロニウムを発見した。ラドン（当時「ラジウムエマネーション」と呼ばれていた）は、数年後、地上に運ばれた石油と天然ガスの中で発見された。その後、いくつかの研究が行われ、堆積岩、石油、地下水、塩水に関連する放射能についての最初のレビューが報告された（Monicard と Dumas, 1952）。自然線源からの放射性スケールの発見は、英国や米国の石油製造施設などで1950年代に初めて報告された（Schmidt, 2000）。しかし、産業における NORM 被ばくに起因する潜在的な健康、安全、環境リスクは、1980年代になってようやく広く認識されたに過ぎない（Miller ら, 1991）。

(5) *Publication 26* (ICRP, 1977) において、委員会は、いくつかの行為が「自然バックグラウンド放射線からの被ばくレベルを上げる」（235 項）可能性があり、人工線源とはほぼ同じような方法で制御すべき自然放射線レベルがあることを認識した。委員会は、そのような制御の原則のための実用的なガイダンスを与えなかった。同年、原子放射線の影響に関する国連科学委員会（UNSCEAR）は、国連総会の報告書（UNSCEAR, 1977）において、「技術的に濃度が高められた自然放射線による被ばく」に関する章を設けた。

(6) *Publication 39* (ICRP, 1984) とその後の *Publication 60* (ICRP, 1991) において、委員会は、自然線源、特に原始放射性核種と子孫核種の放射線による作業者と公衆の被ばくを制限するための原則を提案した。委員会は、「通常は放射性とはみなされないが、微量の自然放射性核種を有意に含む物質を扱う操業およびその物質の貯蔵」（ICRP, 1991, 136 項）に関しては、職業被ばくの一部として、いくつかの自然線源による被ばくを含める必要があるべきであると述べた。

(7) 長期被ばくに対する公衆の防護を目的とした *Publication 82* (ICRP, 1999) において、委員会は、「産業開発は、自然起源放射性物質（naturally occurring radioactive materials, 通常、NORMと呼ばれる）中の放射性核種濃度を技術的に高めることによって、さらに人々の自然の被ばくを増やした」（6 項）と言及することで、初めて「NORM」という用語を認めた。*Publication 82*は、長期被ばくをもたらす行為への放射線防護のために *Publication 60* (ICRP, 1991) の体系の適用に焦点を当てている。経済的かつ社会的要因を考慮して、線量が「合理的に達成可能な限り低く」なることを確実にするために、最適化の適用が期待された。その後、*Publication 101* (ICRP, 2006) において、委員会は最適化の原則の適用に関する詳細なガイダンスを提供した。この刊行物では、行為に関する線量拘束値と線量限度は、NORM 被ばくに適しているかもしれないが、「注意と柔軟性」をもって適用されるべきであると勧告している。

(8) *Publication 103* (ICRP, 2007a) において、委員会は *Publication 60* (ICRP, 1991) の放射線防護体系を改訂した。この手法は、以前に採用された方法に基づく手法ではなく、放射線被ばく状況の特徴に基づいている。この防護体系は、線源の大きさや起源にかかわらず、いかなる線源からの電離放射線によるすべての制御可能な被ばくに適用されるが、被ばくの線源や個人の線量を生じる被ばく経路のどちらかが、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。この改訂の主要な意味は、NORM からのものを含むすべての被ばくが今や体系の範囲内にあり、正当化と最適化の原則がいつも適用されるということである。*Publication 103* (ICRP, 2007a, 284 項) は、現存被ばく状況の例として、NORM を伴う多くの産業から生じる人間と環境の被ばくを挙げている。

(9) *Publication 104* (ICRP, 2007b) において、NORM の被ばく管理に関する国際的な合意の必要性が述べられた。また、同 *Publication* において、放射線防護システムは操業開始後に導入され、潜在的な放射線被ばくはすでに既存の産業衛生管理により制限（例えば、空气中ダストの管理）されていたため、放射線防護という点でも NORM を伴う産業は可変的に管理されてきたことが述べられた。NORM を伴う産業や数値基準を用いた活動において、除外と免除は役に立つかもしれないが、しばしば必要とされる定性的な判断力に欠けている。そこで、*Publication 104* は、作業者と公衆衛生の防護を促進することを全体の目的とし、世の中の状況と人々のリスクを考慮して、NORM の被ばく管理における段階的手法を提唱した（137 項）。

(10) 2007 年勧告 (ICRP, 2007a) 以降、いくつかの刊行物は環境の防護についてより明確に取り上げることが意図されている。具体的には、*Publication 108* (ICRP, 2008) では標準動物と標準植物 (RAP) が紹介され、*Publication 124* (ICRP, 2014a) では様々な被ばく状況での環境防護の適用が扱われている。

(11) 委員会は最近、放射線防護体系を現存被ばく状況に適用するための一連の刊行物に取り組んだ。*Publication 126* (ICRP, 2014b) では、ラドン被ばくの防護に関する勧告が改訂された。*Publication 132* (ICRP, 2016) では、航空飛行時の宇宙放射線からの防護が扱われている。放射線緊急事態後の緊急時被ばく状況と長期汚染地域の居住者の防護に関する *Publication 109* と *111* (ICRP, 2009a,b) は、現在改訂中である。また、産業、軍事、原子力活動後の汚染サイトによる被ばくについての刊行物も準備中である。

1.2 範囲

(12) 委員会の NORM に対する手法は、*Publication 103* (2007 年勧告)、*Publication 104* (体系の適用範囲)、*Publication 124* (環境の防護)、*Publication 126* (ラドンとトロンからの防護) (ICRP, 2007a,b, 2014a,b) に基づいている。その焦点は、採鉱や鉱物抽出のような産業過程、または放射線防護の検討が必要な地質由来の NORM の被ばくに繋がりうる他の産業活動に置かれている。また、「産業」という用語には、小規模な事業活動も含まれる。多くの場合、原材料（例えば、化石燃料）は高いレベルの NORM を持たないが、その後の活動と産業過程は、生産物、副産物、流出物、残留物、廃棄物にさらに高濃度の放射性核種を発生させる。産業過程は更に、作業者と公衆の被ばくを増加させ、その

後、人と人以外の被ばくを伴う環境への放射性物質の放出をもたらす可能性がある。NORM 被ばくを伴う可能性のある活動については、2章および付属書 A に詳しく記載されている。

(13) 本刊行物では、NORM 産業に起因する被ばくについて、取るべき対策の正当化、防護の最適化、適切な個人線量基準の使用によってどのように管理できるかを概説する。被ばくが計画被ばく状況としてより適切に管理されている産業や他の NORM の取り扱いに含まれない。これには、放射性、核分裂性、核分裂核種生成性 に使用される鉱石からウランやトリウムなどの物質を抽出するために設立された採鉱施設が含まれるが、必ずしもこれに限定されない。

(14) NORM 被ばくに寄与するものは、 ^{238}U の壊変による) ラドン (^{222}Rn) ガスと、程度は少ないが、 ^{232}Th の壊変による) トロン (^{220}Rn) ガスである。近年、ICRP は疫学的研究 (ICRP, 2010) を見直すことにより、ラドンとトロンからの肺がんリスクに関する情報を提供し、作業者と公衆の防護に関する勧告 (ICRP, 2014b) を策定し、ラドンの新しい線量係数 (ICRP, 2017b) を提供した。建物がどんな用途でも建物や場所の管理に可能な限り頼ってラドン被ばくを制御するために、*Publication 126* (ICRP, 2014b) では統合的手法が勧告されている。このアプローチは、職場の様々な線源 (例えば、地面、建築材、NORM を含む鉱物) から生じるラドンとトロンに有効である。したがって、NORM を伴う産業におけるラドンとトロンの被ばくは、*Publication 126* の手法に従って管理されるべきであろう。

(15) 多くの NORM を伴う産業は長い歴史を持つことから、サイトは NORM 残留物と過去の活動からの廃棄物によって汚染されている (負の遺産が残るサイト (レガシーサイト)) と認識されてきた。2014 年に、ICRP は過去の産業活動により汚染されたサイトによる被ばくに、委員会の勧告をどのように適用するかについての報告書を作成するためのタスクグループを設立した。そのため、ここではこのトピックについて深く取り上げない。

(16) 2007 年勧告 (ICRP, 2007a) は、植物相や動物相を含む環境の防護をより明確に扱うために、放射線防護の体系を拡張した。その後、*Publication 108* (ICRP, 2008) では、RAP の導入を通じた環境防護の枠組みと、それを放射線防護体系内でどのように適用すべきかを述べている。*Publication 124* (ICRP, 2014a) は、様々な被ばく状況での環境防護の適用を扱っている。2007 年勧告 (ICRP, 2007a) で確立された手法を基礎として、本刊行物は NORM 被ばくの環境防護を具体的に取り上げている。補足として、*Publication 114* (ICRP, 2009c) は RAP に関する移行パラメータを提案し、*Publication 136* (ICRP, 2017a) は人以外の生物相に関する線量係数を勧告し、RAP の線量評価に適用するための放射線加重係数の導出に関連する報告書は準備中である。

(17) 放射線防護体系の倫理的根拠は、*Publication 138* (ICRP, 2018) で記載した、善行 (無危害)、慎重さ、正義、尊厳という 4 つの中核となる倫理的価値に依拠している。NORM 被ばくに対する防護戦略において組み込まれるべき重要な倫理的課題がある。放射線防護体系を適用することは、害よりも多

くの益をもたらす（善行と無危害）、不必要なリスクを避け（慎重さ）、公正な被ばくの分布を確立し（正義）、そして人々に敬意を持って接する（尊厳）決定について止むことのない探求である。

(18) 電離放射線は、NORM からの人々や環境の防護の観点から考慮されるかもしれないが、一般的には放射線だけが危害要因ではなく、最も主要な危害要因でもおそくない。実際、NORM の残留物と廃棄物は、人の健康と環境に有害となりうる放射線以外の有毒な成分（例えば、重金属類）を含んでいる可能性がある。本刊行物は、産業衛生と環境規制によって制御されるかもしれないこれらの成分の管理に関するガイダンスは提供しない。しかしながら、委員会は、放射線と存在するかもしれない他のすべての危害要因の管理のために、すべての懸念に対して包括的な方法で防護が最適化されるよう、統合的手法を用いることを勧告する。

(19) 本刊行物における NORM を伴う産業における放射線防護のための勧告は、*Publication 103, 104, 124, 126* (ICRP, 2007a,b, 2014a,b) における以前のすべての関連する勧告に取って代わるものである。

1.3 本刊行物の構成

(20) 2 章では、NORM 被ばくの特徴、NORM 被ばくが発生する可能性のある産業や行為の概要、NORM サイクルに関連する部分を紹介する。3 章では、被ばく状況のタイプ、関連する被ばくのカテゴリ、適用される基本原則を含む、NORM 被ばくに適用される委員会の放射線防護体系、を説明する。4 章では、様々な被ばく作業員、公衆、環境のための統合的かつ段階的な手法を用いた放射線防護体系の実施に関する指針を提供する。結論は、5 章で提供される。付属書 A には、NORM 被ばくに伴う可能性のある活動の詳細が記載されている。

2. NORM 被ばくの特徴

2.2 偏在性と変動性

(21) 自然起源の放射性核種は、どこにでも存在し、地球上のほぼすべての物質に存在する。それらは、一般的には放射線防護上の懸念ではない。しかしながら、一部の人間活動は、これらの物質からの放射線被ばくを高める可能性がある。

(22) 多くの機関が、作業員、公衆、環境の NORM に関連する放射線被ばくの可能性がある産業についてレビューを行っている (UNSCEAR, 1982, 2008; EC, 1999a; IAEA, 2006; EURATOM, 2013)。例を以下に示す。さらに、過去の産業サイトは NORM を扱っていた可能性があり、これらのレガシーサイトは注意が必要となる可能性もある。これらの産業活動の詳細は付属書 A に記載されている。

- 希土類元素の抽出。
- 金属トリウムとその化合物の製造と使用（すなわち、核分裂性、核分裂核種生成性、放射性ではなく、それらの金属の特性のため）。
- 鉱石の採鉱と加工（核燃料サイクル用のウランやトリウムを除く）。

- 石油とガス回収処理。
- 二酸化チタン顔料の製造。
- リン酸採鉱と加工業。
- ジルコン、ジルコニア産業。
- 金属（錫、銅、鉄、鋼、アルミニウム、ニオブ、タンタル、ビスマス等）の製造。
- 化石燃料（主に石炭）の燃焼。
- 水処理。
- 地熱エネルギー生産。
- セメント製造とクリンカ 焼却炉の保守。
- 建築材（残留物や副産物から製造した建築材を含む。）

(23) NORM を伴う典型的な産業は、異なるレベルの放射能濃度を有する様々な原材料を処理し、多様な生産物、副産物、流出物、残留物、廃棄物を生産する。これらの産業が放射線防護上の懸念となりうるか、そうでないかは、取り扱われる原材料中の放射能濃度、採用される工程、最終生産物の使用、残留物の再利用と再生利用、廃棄物の処分に依存する。

(24) この一連の流れは、以下を含む職場での放射線被ばくに関する様々なシナリオにつながる、；

- 鉱石、原材料の備蓄、残留物や廃棄物などの大量の物質。
- 鉱物精鉱、スケール、スラッジなどの濃縮された放射性核種を含む少量の物質。
- スラッグ、集塵器のダスト、加熱炉の蒸気など的高温過程で揮発した物質。

(25) NORM を伴う作業活動は、外部と内部放射線被ばくを引き起こす可能性がある。外部被ばくは、低線量率（ガンマ線）への長時間の被ばく、機器の内部・スラッグ・スケール・スラッジの保守を行うことによる高線量率（ガンマ線、時にはベータ線）での短時間の被ばく、これらの組み合わせから生じる可能性がある。内部被ばくの可能性は、職場での NORM の発生経路や、作業者の個人用防護具 (PPE) によって主に左右される。ラドンは、屋内や地下空気における被ばくの重要な線源となりうる。屋内ラドンの被ばくは、土壌、処理された NORM、施設の建築材から生じることがある。大規模な採鉱と粉砕作業では、空気中ダストは一般的な産業の危害要因であり、とりわけ、より高い放射能濃度（例えば、数十 Bq/g を超える）が存在する場合、NORM の吸入による内部被ばくは有意となることがある。対照的に、水中の NORM の摂取による内部被ばくは、低いことが通常である (EC, 1999a)。しかしながら、職場の状況、含まれる放射性核種、放射性核種が組み込まれる物理化学的マトリックスに応じて、かなりの差異が出る可能性がある (UNSCEAR, 2016)。

(26) 世界 で非常に多くの作業者が NORM に被ばくしている可能性があり、そのデータは人工線源の職業被ばくデータよりも限られているが、自然放射線源に被ばくした作業者の世界的な被ばくレベルは年間 30,000 人・Sv (約 1,300 万人) と推定されている。(UNSCEAR, 2008 年)。1996 年に電離放射線の防護のための国際基本安全基準 (IAEA, 1996) が実施されるまで、ほとんどの国は自然放射線源による職業被ばくの評価に特に関心を持っていなかった。表 2.1 (IAEA (2006) より引用) は、NORM を伴ういくつかの産業における作業者の被ばくの範囲を示している。大半の職場では、作業者が受ける平

均線量と最大線量は、年間数 mSv 未満と評価されているが、特定の職場では、場合によって数十 mSv 程度のさらに高い線量が生じることがある（非常に稀だが、地下鉱山で約 100 mSv/年）。

(27) 公衆被ばくに関しては、直接的な外部被ばく（すなわち、サイト上の NORM から）は通常無視できるが、これには例外がある。NORM サイトを伴ういくつかの特定の産業では、プラントのすぐそばの代表的個人が mSv 範囲の年間線量を受けることがあると報告されている（UNSCEAR, 2008）。一般に、NORM による公衆の線量は、主に、日常的な流出物として大気と水中に放出される放射性核種と建築材等の商品の副産物（NORM を含む）の使用によって生じる。稀に、飲料水中の NORM が問題となることがある。関連する産業の多様性、被ばくに関連する地域の状況、サイト固有の放射線学的評価の全体的な欠如によって、完全なレビューは困難となっている。表 2.2 に、NORM の公衆被ばくに関する一部のデータを示す [IAEA (2010) より引用]。これらの推定値は、不確実性の影響を受けやすく、しばしば保守的である。表 2.2 では、建築材でリン石膏が広く使われるような稀な場合を除いて、NORM による公衆の年間実効線量は、1 mSv/年をはるかに下回ると推定される。

(28) *Publication 103* (ICRP, 2007a) では、環境の放射線防護を示す枠組の開発のための手法が述べられている。しかしながら、今日まで、ウラン採鉱活動（または類似の活動）以外で NORM が環境に及ぼす影響の評価の例はほとんどない。それぞれのケースは、存在するすべての危害要因、対象となる核種、主要な環境条件、他の特性を考慮に入れて、統合的かつ段階的な手法を用いて、個別に評価されるべきである。

2.2 NORM についてのゆりかごから墓場までという視点

(29) NORM を伴ういくつかの製造段階は、特定することが可能である。一部の産業では、これらの段階のほとんどすべてが関与してこともあるが、他の産業では、これらのうち一部のみが関与していることもある。

- 1 鉱物の抽出
- 1 鉱物の選鉱と加工
- 1 生産物の製造
- 1 生産物と副産物の使用
- 1 残留物の再利用と再生利用
- 1 廃棄物の管理
- 1 解体または修復と復旧

(30) 放射性核種濃度が高い NORM の存在は、いかなる段階においても問題となる可能性があり、適切に制御されない場合には、作業者と公衆の著しい放射線被ばく、環境の汚染、そしてそれに続く動植物の被ばくにつながる可能性がある。

(31) NORM を伴う産業からの副産物と残留物は、NORM を伴う他の産業や一般的な活動で原料（例えば、建築材）として使用される可能性がある。このような状況では、NORM が発生した後に（または別の手段によって産業分野に取り入れられた後に）、場合によっては NORM が無限のサイクルに入ることになる（すなわち、NORM は転々と移動し再加工される）。従って、NORM による被ばくの拡大は、サイクルの全ての段階で起こる可能性がある。

3. NORM に対する委員会の放射線防護体系の適用

3.1 被ばく状況のタイプと被ばくのカテゴリー

3.1.1 被ばく状況のタイプ

(32) 委員会は、被ばく状況を、自然（あるいは人工）放射線線源から始まり、様々な経路を通じた放射線（あるいは放射性物質）の移行で生じる個人（あるいは環境）の被ばくにつながる「事象と状況のネットワーク」と定義する（ICRP, 2007a, 169 項）。防護は、線源や個人の被ばく経路の任意点において対策を取ることにより達成できる。

(33) *Publication 103* (ICRP, 2007a) の 176 項によると、委員会は、すべての考えられる事情に対処するための 3 つの被ばく状況（現存被ばく状況、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況）において、その勧告がすべての線源と放射線に被ばくする個人に適用されることを意図している。

(34) 委員会の放射線防護体系の健康のための目的は、被ばくを管理し、制御すること、その結果、確定的影響を防止し、確率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, 29 項）。リスクの予測レベル、特に確定的影響の可能性に比例した段階的手法を作るために、状況に応じた手法が設計される。緊急時被ばく状況は、確定的影響を避けるために緊急の防護対策が必要とされる状況である。多くの計画被ばく状況でも、適切に制御されない場合、確定的影響の可能性はある。これは主に、放射性、核分裂性、核分裂核種生成性のために放射性核種を使用すること、または、X 線などの放射線を発生させる装置を使用することの結果である。一方、現存被ばく状況では、緊急時とは異なり、放射性核種の種類、形態、濃度が短期間で確定的影響を及ぼす見込みが現実的でないため、緊急の行動を必要としない。

(35) 委員会は、NORM を伴う多くの産業から生じる被ばくを、現存被ばく状況の例とみなしてきた（ICRP, 2007, 284 項, 288 項）。ほとんどの NORM 産業では、線源はその放射性の特性を利用するために意図的に産業過程に取り入れられたわけではない。一般に放射線緊急事態や確定的影響は予測されない。放射性物質の放出、残留物、廃棄物が生じる物理化学的形態の変化を伴う原材料中の NORM が濃縮される工程は、新しい放射線源を取り入れることが目的ではない。すなわち、管理すべきであるが偶発的に生じたものである。しかし委員会は、NORM が放射性、核分裂性、核分裂核種生成性のために加工される場合、これを計画被ばく状況と考える。

(36) NORM を伴う産業の他とは異なる特徴とは、線源が、時には故意により、元の状態から変更されていることである。この特徴により、規制当局は、特に作業者の防護に関し、人工線源に用いられるものと同じ種類の規制手順で実施する傾向がある (EURATOM, 2013; IAEA, 2014)。これは、既存の活動に重大な放射線の有害性があり、継続した放射線防護計画を必要とすることを認識した結果である可能性がある。同様に、もし新たな活動に放射線影響があると認められた場合、一般的に、同様のリスクを持つ人工線源に対する放射線防護計画や規制構造と同じツールを用いる必要性が示唆される可能性がある。しかしながら、この特徴は、本刊行物で勧告している統合的かつ段階的な手法の妥当性を変えるものではない。

(37) 上記の通り、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の理念は、*Publication 60* (ICRP, 1991) と比較すると、全てのタイプの被ばく状況を管理するための一貫した手法を勧告するものである。この手法は主に、適切な線量基準を用いた最適化の原理の適用に基づいている。現存被ばく状況では、適切な線量基準は参考レベルである。ただし、現存被ばく状況において、放射線の有害性の継続的な管理を適切に実施する必要がある場合、許可された計画被ばく状況において通常用いられる線量限度などの規制ツールの使用が適切である可能性がある。この規制ツールの適用は被ばく状況の特徴を変更するものではないが、便宜的に、規制の指定が変わる可能性がある。被ばく状況は線源と被ばくの関係の検討や放射線防護原則の実施の検討に有用であるが、委員会は効果的な防護を実現するために柔軟な規制ツールの利用を勧告する。人以外の生物種の防護のためには、誘導考慮参考レベル (DCRL) に基づく環境の参考レベルの使用も勧告される (ICRP, 2014a)。被ばく状況のタイプが何であれ、その目的は、予測されるリスクのレベルと釣り合いのとれた防護基準を達成することである。

(38) リスクレベル、ならびに経済や社会などの他の考慮事項と釣り合いの取れた段階的手法は、産業の経済的重要性、大量の残留物と廃棄物、管理のための限られた選択肢、中程度の線量、被ばく低減のための高い規制コストのため、NORM を伴う産業に特に適している。NORM を伴う産業は、一般に、複数の危害要因と汚染物質が存在する状況である。放射線リスクは、主要な危害要因ではない可能性があり、その結果、放射線防護の認識が全くないか、または限られていることが多い。このような状況において、放射線防護体系は、必ずしも安全性を唯一推進するものではなく、すべての危害要因に対する統合的手法が取られるべきである。防護の段階的手法では、まず、産業上の危害要因の管理における既存の知識と経験を考慮し、次に、放射線防護の目的のために必要な追加の対策を実践的に統合すべきである。

(39) NORM が濃縮される工程での線量は、どのような状況であっても比較的低く保たれると予想される。同様に、NORM を伴う産業における放射性物質の管理喪失の想定シナリオは、線量や健康影響 (組織反応や直ちに生じる生命の危機など) という点においても、生じる影響は限定的である。したがって、NORM を伴う産業では実際に放射線緊急事態を引き起こす可能性はなく、緊急被ばく状況を引き起こす可能性は低いが、放出物と流出物により環境と公衆に被ばくをもたらす可能性がある。

3.1.2 被ばくのカテゴリー

<p>(49) 委員会は、職業、公衆、医療の3つの被ばくカテゴリーを区別している。職業被ばくとは、作業の結果として作業者が被る放射線被ばくである。しかしながら、放射線はどこにでも存在するため、委員会は伝統的に、「職業被ばく」の定義を、操業管理者の責任であると合理的にみなされう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。医療被ばくは、医学の診断と治療の過程における患者の被ばくである。公衆被ばくには、職業被ばくと患者の医療被ばく以外の人間へのすべての被ばくが含まれる。</p>
<p>(41) NORMを伴う産業は、職業被ばくと公衆被ばくの両方を引き起こす可能性があるが、医療被ばくは引き起こさない。</p>
<p>(42) ほとんどの場合、NORMを伴う産業では、NORMの放射性特性のために意図的に追加しなくても、加工される物質中にNORMが存在することは自然の事実であり、作業者は通常、職業被ばくを受けているとはみなされず、作業者の職業被ばくは付随的である。<i>Publication 126</i> (ICRP, 2014b, 59項) (<i>Publication 65</i> (ICRP, 1993) 参照) で記載される通り、放射線に職業被ばくしているとみなされない作業者は、通常、公衆と同様に取り扱われる。しかしながら、彼らの被ばくは、考慮されるべきである。このような場合、操業管理者の責任は、放射線リスクを他の危害要因と統合し、合意された労働安全衛生基準に従い、すべての危害要因に対処することである。</p>
<p>(43) 4.1節で説明する通り、NORMを伴う産業における作業者の防護に関しては、参考レベルの選択と合理的な防護対策の選択実施に基づいた段階的手法が勧告される。また、上記で説明したように、この手法では、より全体的に調和がとれた安全管理の手法のために、その他の危害要因の制御手順に放射線防護を統合することを考慮すべきである。</p>
<p>(44) 稀に、線量のレベルが高く保たれる、または、放射線防護の目的のために特別な作業手順の適用が必要とされる場合がある。このような場合、職業上被ばくする作業者に対する対策が勧告される (ICRP, 1997)。委員会の勧告は、状況にかかわらず、防護計画のすべての部分を必要とすると解釈されるべきではない。手法は、存在する危害要因に基づいてグレード別とすべきである。</p>
<p>(45) 4.2節で説明する通り、公衆被ばくは、NORMの流出物、廃棄物、残留物（再利用と再生利用を含む）、レガシーサイトの管理を通じて対処される。</p>
<p>(46) また、NORMを伴う産業は抽出、輸送、貯蔵、加工、排出、流出、事故的放出を通じ、環境に被ばくを生じさせる。4.3節で説明する通り、環境への被ばくは、共通の環境基準に基づき、NORMの存在を考慮した段階的手法で対処される。</p>
<p>3.2 防護戦略の正当化</p>
<p>(47) 正当化の原則は、すべての被ばく状況に適用される2つの基本的な線源関連の原則のうちの1つである。<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) の203項における勧告は、正当化の原則により、放射線被ばくの状況を変化させるいかなる決定も、害よりも便益を大きくすべきであるとしている。そして委員会は、被ばくを低減することやさらなる被ばくを防ぐために対策をとるかどうかが決定する際に、正当化の原則が現存被ばく状況に適用されることを強調する。いかなる決定も、常に何らかの不利益を持ち、それが害よりも便益を多くもたらすべきであるという意味において正当化されるべきである。このような</p>

事情において、*Publication 103* (ICRP, 2007a) 207 項に述べられている通り、主に放射線被ばくに対する防護戦略を実施するかどうか決定する際に、正当化の原則は NORM を伴う産業に適用される。

(48) このように、個人の幸福と生活の質と共に生物多様性の保全および持続可能な発展に貢献する社会の全体的な目標を達成するため、正当化は、利益の促進と良化を意味する善行の倫理的価値、ならびに害の回避を意味する無危害の倫理的価値に該当する (ICRP, 2018)。

(49) *Publication 103* (ICRP, 2007a) の 208 項で説明したように、最も広い良識での社会全体の便益 (必ずしも各個人の便益ではない) を保証するため、正当化を判断する責任は政府や国の当局が通常負う。しかしながら、正当化決定のための参考情報は、NORM を伴う産業、作業者、公衆、政府、国の当局以外の組織から知らされる多くの部分を含むであろう。したがって、放射線防護戦略の正当化の決定は、ステークホルダーの関与過程から恩恵を受けることができる。これに関して、放射線防護の検討は、より広範な意思決定の過程における参考情報の 1 つとして役立つであろう。

(50) NORM からの被ばくを制御する防護戦略の必要性は、被ばく状況の特徴付け後に、健康、経済、社会、倫理的事項を考慮するとさらに良く理解できる。多くの NORM を伴う産業が既に存在するので、委員会は、防護戦略が正当化されるかどうかを決定するために放射線リスク評価を実施すべき NORM を伴う産業のリストを国レベルで確立することを提案する。その後、制御のレベルは、最適化の原則を実施することで決定できる。過去の国のリストで特定されていない操業中の NORM を伴う産業過程が懸念される場合、防護戦略の正当化は、関連するステークホルダーの関与により、ケースバイケースで対処できる。

(51) 国のリストにおける NORM を伴う産業に関し、NORM を用いて新しい作業を実施する場合、正当化の原則は、すでに実施している作業と同様に (すなわち、主として放射線被ばくに対する防護戦略を実施するかどうかの決定を行う際に) 適用されるべきである。産業過程では、通常、そのような大きな経済的で社会的な便益を生み出し、関連する放射線リスクが NORM 利用を全体として正当化されないという決定につながる可能性は低い。例外は、ケースバイケースで対応できる。

3.3 防護の最適化

(52) 防護戦略を実施することが決定された場合、防護の最適化の原則は、公衆、作業者、環境を防護するための最も効果的な対策の選択を促すものとなる。人の防護に関し、委員会はこれを、経済的かつ社会的要因を考慮し適切な個人線量基準で導きながら個人線量の大きさ、被ばくする人数、被ばくの発生確率を合理的に達成可能な限り低く保つための処置と定義している。また、環境への影響も合理的に達成可能な限り低く保つべきである。これは、防護のレベルは、慎重かつ合理的な姿勢を取り、世の中の状況を踏まえて可能な限り最良の防護レベルを確保すべきであることを意味している (ICRP, 2018)。

(53) 人の個人線量分布における重大な不公平さを避けるため、正義という倫理的価値 (ICRP, 2018) に沿って、最適化プロセスに個人線量基準を使用することを委員会は勧告する (ICRP, 2007a, 232 項)。個人の被ばく量の低減に加えて、被ばくする個人の数の低減も考慮すべきである。集団実効線量は今後も、様々な防護戦略の選択肢から予測される被ばくを比較する際の作業者の防護を最適化するための重要なパラメータであり続ける。

(54) 最適化プロセスは、環境の防護を考慮すべきである。その目的とは、人以外の生物種に対する有害な影響を避けることである。このような手法は、リスクの全体的なレベルと釣り合いが取れ、環境防護の共通の基準、特に環境中の流出の最適化と整合するべきである。人の被ばくの場合と同様に、NORMの利用は他の要素による環境へのリスクを引き起こす可能性があり、放射線の部分はすべての危害要因への取り組みの中で考慮しなければならない。実際には、放射線影響を環境影響評価に含め、必要に応じてモニタリングすべきである。委員会がRAPとDCRLの数値のセットを用いて開発した手法(ICRP, 2008, 2014a)は、人以外の生物種、その多様性、地域社会、生態系全般に及ぼす可能性のある有害な放射線影響を評価する際の有用なガイダンスである。この結果は、線源を制御するための最も適切な選択肢の決定に役立つ。

(55) NORMを伴う産業の場合、最適化プロセスは、一般的に他の産業と同じ方法で実施される。しかし、世の中の状況を鑑みると、放射線リスクは必ずしも主要ではなく放射線防護はより広い防護戦略に含まれるべきであるため、線量低減のための選択肢はより限定的で異なる資源を必要とする可能性がある。このような問題があるということは、最適化プロセスの実施と規制構造の適用において柔軟性が必要であることを示している。

(56) 最適化プロセスにおいて、早期に関連するステークホルダーが関与することは、実際の被ばく状況の特徴を考慮し、最適な防護を選び、その結果より効果的で効率的に防護を行うことに役立つ。

3.3.1 線量基準

(57) 委員会は、現存被ばく状況における線量基準として参考レベルの使用を勧告する。参考レベルは、最適化プロセスを導いて促すために使用される線量値を表す。参考レベルの選択は、特に注意を必要とする被ばくを特定するため、実際の個人線量分布を考慮すべきである。参考レベルは、経済的かつ社会的要因を考慮して合理的に達成可能な限り低い個人線量を維持し、その結果不平等な線量分布の防止と低減をするために、最適化プロセスにおける防護選択肢を選ぶための指針である。また、参考レベルは防護が合理的に最適化され効果的か検討するために防護対策の結果を比較して判断するベンチマークでもある。

(58) 人以外の生物種の防護に関しては、委員会はDCRLの使用を勧告する。DCRLは、ある種類のRAPの個体に電離放射線の悪影響が生じるかもしれない線量率バンドと考えることができる(その種類の生物に関し、想定される生物学的影響の知見に基づき導出される)。その他の関連情報と合わせて考慮した場合、DCRLは、全体的な管理目標と被ばく状況次第では、環境防護に対する取り組みを最適化するための評価基準として用いることができる(ICRP, 2008)。DCRLを用いて環境防護を達成する方法は、4.3節に記載している。

(59) 現存被ばく状況における人の防護に関して、防護の最適化を導く最も適切な参考レベルが1 mSv/年未満となる可能性もあるが、委員会は参考レベルを通常1~20 mSv/年の間(Publication 103 (ICRP, 2007a)の表5に記載される通り)で設定することを勧告する。1~20 mSv/年というバンドは、線源や経路が一般的に制御可能で、被ばく状況に関連する活動(必ずしも被ばくするだけでない)から個人が直接的な便益を受けるとされている。ただし、特定の被ばく状況に関する参考レベルの選択は、個人線量分布を考慮しつつ、特に注意が必要な被ばくを特定し、最適化プロセスに有益な貢献をすることを目的として、状況の特徴に基づき行うべきである(ICRP, 2007a, 234項)。

(60) NORM を伴う産業は、一般的に低または中レベルの個人被ばくを生じさせ、適切な参考レベルは、ほとんどの場合、年間数 mSv 未満である。選択された参考レベルは、防護目的のために意味があるものにするべきで、さらなる考慮が必要とされる個人を特定することに役立つ一般的な数値であってはならない。したがって、被ばく状況の特徴、特に現実的で潜在的な被ばく経路、個人線量分布と最適化の見直しに応じて、ほとんどの場合、参考レベルは年間数 mSv 未満、あるいはおそらくそれをはるかに下回る可能性がある。もし、線量分布の中で個人線量がより大きい稀なケースであれば数 mSv 以上の参考レベルを選択できるが、委員会は、参考レベルが 10 mSv の実効線量を超える必要はほとんどないと想定する。参考レベルは、自然放射線に追加される線量に適用される。

(61) 4 章では、NORM 作業者と公衆の防護のために勧告されるそれぞれの参考レベルの具体的なバンドを示す。これらは、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で勧告されている手法と、上記で記載した参考レベルの選択に対する全般的な手法と一致している。

(62) 委員会は、一部の当局が、放射性、核分裂性、核分裂核種生成性のために NORM が利用される産業に加え、NORM を伴ういくつかの産業について、線量限度を定めていることを認識している。これは十分な線源の特徴付けと制御がされている場合、そして有意な被ばくレベルの可能性が引き続きあるような状況では特に適切である。しかし、規制目的のために限度を定めることは、計画被ばく状況の管理の完全な枠組みが適用されなければならないことを意味するものではない。委員会は、放射線の有害性とリスクに見合う防護に対し取り組みや資源が費やされるよう、NORM 産業に対し最適化された（段階的）手法を適用し、被ばくの制御についての決定がなされる際はこれが考慮されるべきであると勧告する。これは、規制制度により課される負担は達成される結果の釣り合いがとれているべきであることを意味する。放射線と放射線以外の防護の達成に有益な貢献ができない要件は避けるべきである。

3.3.2 最適化プロセス

(63) NORM を伴う産業における人の健康と環境の防護の最適化は、(a) 被ばく状況の評価、(b) 経済的かつ社会的要因を考慮に入れて被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つまたは低減するための可能な防護選択肢の特定、(c) 世の中の状況を踏まえた最適な防護選択肢の選択と実施、(d) 是正対策の必要がある場合、または防護を改善するための新たな機会が出現した場合、評価するための被ばく状況の定期的なレビューを含む手順を通じて実施される。

(64) この反復的な手順においては、委員会は個人線量分布における公平性を調べるのが重要な部分であると考えている (ICRP, 2006)。NORM を伴う産業では、作業者と公衆の構成員の両方の個人線量分布が非常に幅広くなりうることに留意すべきである。防護の取り組みは、個人の被ばくを低減するための取り組みが合理的か検討し、同時に被ばくした集団全体の被ばくを合理的に減らそうとするよう、線量分布でより高い線量域の個人（すなわち最も被ばくした個人）に焦点を当てるべきである。

(65) NORM を伴う産業の制御に関する意思決定は、公開され、透明であるべきである。必要に応じて、作業者、地域社会、適宜それ以外の人々を含むステークホルダーが関与すべきである。彼らの懸念や考えを聞き、考慮に入れるべきである。意思決定のための透明性のある体系は、多くの問題を適切に対処し、解決することを可能にするが、必ずしも全当事者の完全な合意が得られるわけではない。

(66) 作業環境に自然放射線や人工放射線を含めることは、組織と地域社会内での適切な放射線防護文化の開発促進の必要性を強調し、そして各個人が十分な情報に基づいた選択を行い、電離放射線への潜在的あるいは現実的な被ばくを含む状況において賢明に行動することを可能にする (ICRP, 2006)。これは、尊厳という倫理的概念 (ICRP, 2018) と密接に結びついている問題である。

(67) 実務における最適化原則の適用方法に関する委員会の詳細な助言は既に示されており (ICRP, 1983, 1990, 1991, 2006), 現在も有効である。

4. NORM を伴う産業に対する放射線防護体系の実施

4.1 作業者の防護

4.1.1 概論

(68) NORM を伴う典型的な産業では、様々な原材料と放射能濃度を取り扱う。状況によっては、被ばくを適切に制御するために、特定の個人に直接的に適用可能な制御を考慮する必要がない場合がある。これは、防護が必要とされていないことを意味しているわけではなく、制御が作業者自身ではなく、職場や労働条件に対し行われていることを意味する。全ての状況において適用可能な基準を定義することは容易ではない。したがって、作業者の防護のための段階的手法が勧告される。

(69) NORM を伴う作業での主な被ばく経路は、以下の通りである。

- 1 外部被ばく (主にガンマ放射線によるが、時には眼の水晶体および皮膚に対するベータ放射線被ばくも考慮する必要がある)
- 1 吸入したダストからの内部被ばく、はるかに程度は少ないが、放射性ダストの経口摂取。そして、地上や地下で起こりうるラドンガスとその子孫核種による被ばく (例えば、地下の職場におけるラドンガスの蓄積)、時には NORM から生じるトロン。実際には、そのような物質から散逸するラドンは、既に存在するもの (例えば地面から) と区別できないことが多い。

(70) 委員会は、職場におけるラドンとトロンは、線源にかかわらず、単一の線源として管理されるべきであると考え [すなわち、*Publication 126* (ICRP, 2014b) に記載される通り]。すべての建物のラドン被ばくに対する防護のための統合的手法が、それらの用途と居住者の立場にかかわらず勧告される。国の行動計画を通して実施される建物での防護戦略は、実施を容易にするために、実用上の理由から大気中の濃度に換算された参考レベルを用い、最適化の原則の適用に基づくべきである。委員会は、国の当局が世の中の経済的かつ社会的状況を考慮して、 $100\sim 300\text{ Bq/m}^3$ の範囲で合理的に達成可能な限り低い参考レベルを設定するべきであると勧告する。対応する実効線量は、呼吸率などの多くの因子に依存する (*Publication 137* (ICRP, 2017b) 参照)。 *Publication 126* に記載される通り、ラドンの低減対策により参考レベル未満にレベルを下げるができない場合、被ばくは、職業被ばくの一部として考慮される必要がある。

(71) NORM を伴う産業における作業者は、放射線の被ばくに加え、その他の危害要因にも曝されていることに留意することが重要である。放射線リスクは主要な危害要因ではなく、歴史的には考慮すらされていなかったかもしれない。そのような状況では、放射線防護の認識またはそのような防護を支持する文化が欠けていることが多い。しかしながら、このような産業は、労働衛生と安全管理において経験

と専門性があり、放射線防護文化を統合的に構築できる機会を有している。多くの場合、空気中ダストのような職場の危害要因の対策は放射線被ばくも制限し、作業者の防護に対する統合的手法が勧告される。

(72) NORM を伴う産業における作業者の防護は、放射線被ばくを制御するため、(NORM を伴う活動により) 受ける可能性のある年間実効線量と最適化により達成可能な線量低減の範囲に応じて段階的手法に基づくべきである。

(73) 実際には、段階的手法は、適切な線量参考レベルの選択、必要条件の選択(すなわち、適切な防護対策)、これらの必要条件の統合の実施によって実現できる。この手法の実際の実施は、作業者が放射線に職業被ばくしているとみなされるべきかどうかを決定することにも役立つ。

(74) 関連する様々な過程の放射線的な側面とその側面の合理的かつ効果的な対処方法について、この手法は、規制当局と他のステークホルダー(操業者、作業者、それらの代表者、健康・安全・環境の専門家など)との間での共通の理解を得るための基礎となることができる。

4.1.2 作業者の参考レベルの選択

(75) NORM を伴う産業は多様であるため、すべての産業に対し参考レベルとして適切な一つの値は存在しない。適切な参考レベルは、以下の通りであることに留意し、被ばく状況の特徴、特に現実的で潜在的な被ばく経路、個人線量分布、最適化の見通しに基づき、委員会によって勧告される 1~20 mSv のバンドに基づいて選択することができる。

1 ほとんどの場合、年間数 mSv オーダー、またはそれを下回る、

1 数 mSv を上回るか、必要となる稀な場合を除き、10 mSv/年を超えない。

(76) NORM を伴う多くの産業における作業者の線量分布についての現在の情報を鑑みると、10 mSv/年を超える参考レベルの選択は、放射線防護の観点から不要であろう。

(77) 上記のように、これらの線量は、ラドンやトロンからの被ばくを除く。*Publication 126* (ICRP, 2014a)において、委員会は、国の当局に対し、世の中の経済的かつ社会的状況を考慮し、100~300 Bq/m³ の範囲で合理的に達成可能な限り低いラドンとトロンに関する誘導参考レベルを設定すべきであると勧告している。ラドンの予防と緩和対策の適用後も濃度が依然として参考レベルを超える場合、段階的手法の範疇で、線量に関して被ばくのさらなる評価を実施しなければならない可能性がある。そのような場合においては、10 mSv オーダーの参考レベルが使用されるべきである。

(78) ほとんどの場合、特に防護対策を効果的に実施した後は、残存線量が参考レベルを超えることはないと予想される。参考レベルは、防護計画が適切に機能しているかの判断を可能にし、変更が必要であるかどうかを示すために有用であり続ける。

4.1.3 必要条件の選択と実施

(79) NORM 作業者への被ばくを最適化するための対策を検討する場合、出発点は既存の(すなわち、職場における放射線以外による危害要因のための)産業安全衛生管理であるべきである。過去の経験から、十分に管理され、安全性を重視する職場では、既に NORM からの放射線被ばくを低減するために多くの防護を行っており、事実上さらなる追加をせずに放射線防護が十分である可能性がある。追加的

な放射線防護上の制御が必要であると考えられる場合には、可能な限りこれらをより広範な安全対策に統合するべきである。

(80) 国際労働機関の条約（第 167 条および第 176 条）に規定される作業者の防護に関する戦略は、次の 3 つの主要な段階を含む。

1. 危害要因を排除する結果、リスクを排除する（例えば、有害物質を可能な限り無害またはより有害性の少ない物質に置き換えることによって）
2. リスクを最小限に抑える（例えば、工場、機械、設備、処理に適用される技術的対策によって）
3. リスクが残っている限り、作業者自身への他の効果的な対策をとる（例えば、PPE の使用）。

(81) NORM を伴う産業における作業者の防護について、同様の計画が適切である。十分な防護がまだ達成されておらず個人の制御が必要とされる間、職場や労働条件の管理はリスクを排除または最小限に抑えることができる。職場の制御から個人の制御へ移行するには費用がかかるため、個人の制御が必要なくなるよう、職場で十分な制御を行うことが望ましい。以下に、職場の必要条件と労働条件について述べる。

4.1.3.1 状況の特徴付け

(82) 誰が、いつ、どこで、どのように被ばくしたかを判断する特徴付けは、作業者の防護のための重要な出発点である。これには、産業過程全体（操業と保守両方の産業過程のすべての段階での被ばく形態、微粒子の物理化学的特徴、NORM 核種の分布と放射能濃度を含む）の NORM 核種とその放射能濃度の分布を特定するための線源の特徴付けが含まれる。供給材料、中間体、残留物、廃棄物（発電所の汚染を含む）、環境への流出、ラドンとトロンを考慮すべきである。

(83) 線源を特徴付けることは、作業者、公衆、環境への主要な被ばく経路を特定するのに役立つであろう。作業者の被ばくに関して、次のステップは、被ばくした集団や個人を特徴付け、NORM を伴う作業による年間線量の初期評価を（外部被ばくおよび吸入からの実効線量）行うことである。

(84) もちろん、被ばく状況の特徴付けは、関係する世の中の状況に応じて詳しい内容が変わってくる可能性がある。実際には、外部ガンマ線と放射性ダスト吸入の内部被ばくが注意すべき 2 つの被ばく経路である。特にラドンとトロンの吸入を考慮しなければならないが、これは別々に取り扱われるべきであることが勧告されている。NORM を伴う異なる業種における作業者の年間放射線被ばく量を考慮する場合、これらは現実的な推定値（すなわち、職場における実際の外部放射線レベルと空気汚染レベル、ならびに実際の作業パターンと手順を考慮する）に基づくことが大切である。放射線被ばく量を推定する際には、現存する職業上の安全衛生規定（例えば、産業衛生、労働安全、空気中のダストに関する職場管理）を考慮すべきである。

(85) 将来の意思決定のため、この特徴付けの段階が、すべて文書化されていることが重要である。

(86) この特徴付けが、防護戦略の正当化、特に放射線防護目的の特定要件の必要性と最適化プロセスの規模についての根拠となるであろう。

(87) 初期の特徴付けは、定期的な見直しを行うべきである。この定期的な見直しの内容と頻度は、リスクのレベルに見合ったものであるべきである。原料、鉱石、製造方法、線量に影響しうる他の要因が著しく変化すると予想される場合、新しい特徴付けを行うべきである。

4.1.3.2 専門家による放射線防護助言の取得

(88) 通常、このような専門性が最初から（すなわち、被ばく状況の分類づけを補助するために）必要とされる。一般的に、NORMを伴う産業は自然放射能の問題が取り上げられるよりも前から長年にわたって操業を続けている。その結果、しばしば、放射能と放射線防護についての知識が完全に欠けている。したがって、NORMを伴う産業が既に幅広い分野で独自の技術支援を行っている場合であっても、最初の一步として、この問題について専門家のアドバイスを求めるべきである。そのような特定の専門知識は、内部や外部コンサルタントから得ることができる。このような放射線防護の専門知識が存在しない場合には、操業管理者と国内当局の双方が捜し出すべきである。放射線防護専門家からの助言は、一時的（例えば、最初の検討と評価で被ばくが非常に少ないことが示される場合）または継続的に必要となるかもしれない。

4.1.3.3 危害要因の防止または低減するための初期対策

(89) これは国際労働機関の手法の第一歩に相当する。初期段階では、NORMからの危害要因を作業工程から排除（あるいは実質的に低減）できる方法があるか検討することが有用である。例としては、代替供給材料（すなわち、はるかに低い濃度のNORM）の選択、または放射性核種の偶発的な蓄積と濃縮を防止するように設計された工程への変更があげられる。これは、特に古くからあるNORMを伴う産業において、実用的でないか、または可能でない場合があることを認識しているが、一定の考慮はなされるべきである。

4.1.3.4 エリアの区分

(90) エリアの区分は、計画被ばく状況における制御戦略で十分に確立されたものである。しかしながら、これは（すなわち、追加の安全対策（例えば、作業手順、換気要件、PPEの使用、立ち入り制限）が必要とされるエリアを特定することは）、より広範な産業上の健康と安全戦略の一部でもある。エリアが異なっても、決まった管理のタイプ（例えば、ラドンのエリアと他のエリア）である場合、同じ設備内で分けることができる。効果的なエリアの区分は、警告標識を必要とし、場合によっては、立ち入りを正式に制限することが必要となる。同じ手法が、NORMを伴う産業にも適している。作業者の知る権利という制度により、必要な標識の種類を決定することができる。この概念は、例えば、ダストに対する警告と管理があるように、いくつかの産業において既に実施されているかもしれない。

4.1.3.5 工学的制御

(91) 上記のとおり、NORMは事後的な被ばくによる高線量を伴うシナリオは一般的には想定されないという特徴がある。したがって、そのような被ばくを防止するための従来の工学的制御は必要ない。その代わりにNORMからの長期的な被ばくを制限するための対策が、より重要な検討事項である。これらは施設的设计配置とダスト管理の具体的な対策（例えば、封じ込めと換気）である。鉱物加工プラントのようなNORMを伴う産業は非常にダストが多い可能性があり、このような施設ではダスト管理

の戦略と計画が既に実施されている可能性がある。封じ込めと換気システムの改善は、全体的な観点から（すなわち、放射性物質および他材料に対する全体的影響の観点から）考慮されるべきである。

(92) 外部放射線被ばくを制限するための具体的な工学的対策（すなわち遮蔽）が必要とされることがあり、例えば非常に高放射能濃度の NORM を含む配管と容器周辺に局所的遮蔽が考慮されることがある。しかしながら、より一般的には、防護は作業パターンの調整、場合によっては、物質、プラント、人員の再配置（距離）によって行われる。

4.1.3.6 作業手順

(93) 元々被ばくが低い場合でも、被ばく時間を制限するなどの手順は、内部と外部線量の両方を制限するのに非常に効果的である。しばしば、適切な量の訓練（以下参照）と管理によって支えられる優れた産業衛生と単純な安全作業手順の遵守のみが必要な場合がある。

(94) 上記要件が補完された作業者のための一般的な情報計画（下記参照）は、NORM を伴うほとんどの産業における作業者の防護に対し十分なものである。しかし、必要に応じて、個人に関連する要件について補完することができる。

4.1.3.7 情報・指導・訓練

(95) 作業者に提供される情報と訓練は、放射線リスクと取るべき予防措置に釣り合うべきである。基本的には、職場内で情報を共有し、一般的に NORM についての意識を高める必要がある。特に、妊娠中と授乳中の作業者に対して情報が提供されるべきである。この過程において、NORM に係る作業者は主要なステークホルダーであり、開かれたコミュニケーションとステークホルダーの関与の原則は早期に適用されるべきである。放射線への被ばくを制限するための特別な予防措置が必要とされる場合、関係する作業者は、放射線リスクの性質と防護対策の重要性を理解するための特別な訓練、ならびにこれらの対策をどのように実施するかについての実用的な指示を受けるべきである。

4.1.3.8 個人用防護具 (PPE)

(96) PPE には、呼吸用保護具での防護（ダスト用マスクなど）が含まれ、これらは既に NORM を伴う職場で他の危害要因の防護のために広く使用されている。PPE は、関連する危害要因を十分に考慮して選択されるべきである。この装置は、十分な防護を提供するだけでなく、使い勝手が良く、快適であるべきである。既存の PPE の有効性は、放射線防護目的のための改善された PPE または追加の PPE が必要であるかどうかを決定する前に評価されるべきである。作業工程において工学的制御は望ましい選択肢であり、それ以上の工学的制御が効果的でないか、または実行可能でない場合にのみ、最終的に呼吸用保護具での防護が考慮される。また、PPE の過度な制約により被ばくが増加する可能性も考慮すべきである。

4.1.3.9 線量評価

(97) 作業者の被ばく評価は、前述の初期的な特徴付けの一部として必要とされる。これは、個人の線量測定ではなく、職場での測定とその他の情報（例えば、工程と作業行為に関する）に基づくことが想定される。実際には、線量レベルのみが基準とはならないかもしれないが、作業者の線量が年間数 mSv を超えると推定される場合、段階的手法に従って継続的な線量評価計画を実施すべきである。線量が年間数 mSv を超える場合、線量は職場での測定に基づいて推定されることが想定される。個人の線量評価（例えば、個人用線量計の使用による）は、被ばくの最適化を助けるための情報を提供する方法として有用であるかもしれないが、日常的に行われることは想定されない。

(98) 線量が年間数 mSv を大きく上回る場合には、個人の線量評価を行うべきである。外部放射線については、個人用線量計（パッシブ型または電子式）を用いて行われるべきである。ダストの吸入による内部被ばくの評価ははるかに困難であるが、NORM を含むダストが非常に多い職場では、放射線量の推定値算出に応用できるダストモニタリング計画が既に存在する可能性がある。もしこのような計画がなく、内部線量が高い場合は、適切な内部線量測定サービスの調達を検討する必要がある。しかしながら、そのような被ばくがある場合、防護が最適化されている可能性は低く、内部被ばくの低減だけではなくより適切な防護対策を行うべきであることに注意すべきである。

(99) ラドンやトロンに関しては、被ばくを評価するべきであるが、濃度の制御が可能であれば、必ずしも線量で評価する必要はない。ラドンやトロンは線量評価が適切である場合、それらの線量評価は集団や個人のモニタリングによって実施される、あるいはは職場でのモニタリングから推測されるかもしれない (ICRP, 2014b)。

4.1.3.10 線量記録

(100) 作業者の線量の推定や評価に関連する職場や個人のデータは両方を記録し、十分な期間保管されるべきである。記録は、状況に応じて異なる方法で行うことが可能である。例えば、特定の職場の空間線量による被ばくとそこへ頻繁に通う人々の記録によって、必要に応じ遡及的に、一定の作業者の線量を評価できる。また、懸念される各作業者の診療記録のための専用シートで個人線量を登録することも可能である。

4.1.3.11 健康監視

(101) NORM を伴ういくつかの産業では、既に放射線以外の理由で健康監視計画がある。数 mSv を大きく上回る年間線量を繰り返し受けるような非常に少ないケースを除き、放射線防護の目的のためだけに健康監視が必要とされる可能性は低いと考えられる。このような場合、職業被ばくする作業者の健康監視には既存の規定で十分であろう。

(102) これらの要件のほとんどは、容認可能な防護を達成するために必要な程度まで実施されればよい。実施方法は状況に応じて変更するべきである。被ばくを低減するためのあらゆる合理的な努力にもかかわらず、高い個人線量が持続され、業務を遂行するために特別な作業手順の適用が必要とされる場合、職業被ばくであると見なされる可能性が高い。ラドン被ばくの場合、*Publication 126* (ICRP, 2014b) では、「全国リストで特定されている一部の職場や作業者がやむを得ずラドンから相当な被ばくを受ける施設においては、作業者が職業被ばくしていると思なすことができ、この被ばくは業務活動とより密接かつ明白に関連している」と勧告されている。

(103) このような場合、*Publication 75* (ICRP, 1997)に記載されているように、教育と訓練、個人の放射線量のモニタリングと記録、あるいは放射線防護目的の健康監視をすべて実施する必要があるかもしれない。

4.2 公衆の防護

(104) 公衆の防護の一般的な手法は、被ばく経路の分析と線量評価を含め、被ばく状況（誰が、いつ、どこで、どのように被ばくしたか）の特徴付けから始めるべきである。この特徴付けが防護戦略の正当化の根拠を形成する。次に、参考レベルの選択、防護対策の選択と実施、意思決定過程へのステークホルダーの関与、必要に応じて状況の長期モニタリングの提供を含めて、最適化プロセスが実施されるべきである。

(105) この最適化プロセスは、善行（無危害）、慎重さ、正義、尊厳の倫理的価値を念頭に置きながら、合理的な方法で実施されるべきである。より複雑な状況では、ステークホルダーの各倫理的価値に関する潜在的な関心事項を確認するためにステークホルダーと協力することは、許容可能で持続可能な解決策に向けて取り組む上で非常に有用である。

(107) 公衆の防護のための参考レベルは、防護の最適化プロセスを有益に導くため、年間数 mSv 以下のオーダーを選択すべきである。NORM を伴う産業による公衆被ばくの一部の場合において、存在する線量分布を考慮すると、実際には 1 mSv/年未満の参考レベルが最も適切かもしれない。公衆の防護は、全体として（すなわち、様々な経路を考慮に入れて）対処すべきである。ある状況では、経路は NORM の流出物、廃棄物、残留物、レガシーサイトに関して考慮される必要がある。実際、それぞれの経路で最も被ばくした個人はそれぞれ異なる集団に属しているが、参考レベルはいかなる経路に対しても汎用的に適用することが可能である。NORM 残留物の再利用と再生利用が、新たな NORM 過程の開始地点となる可能性がある。

(107) NORM を伴う産業から生じるラドンとトロンによる公衆被ばくは、主に残留物の再利用（例えば建築材）によるものである。*Publication 126* (ICRP, 2014b) に定めた該当する勧告は 4.2.4 節に記載する。

4.2.1 NORM を伴う産業からの流出

(108) 放射性や非放射性の排水排気は、NORM を伴う産業の通常の操業から意図的に流出することがある。また、放射性核種は物理化学的形態を変えることがある（例えば、廃液や排気（エアロゾル）中の微粒子と反応することがある）。石油とガス採掘、リン酸塩処理産業、石炭燃焼などの特定の場合において、NORM の放出は人々と環境の両方の防護に関わる課題となってきた。したがって、放射線と放射線以外の影響を考慮に入れて排出を適切に管理するべきであり、必要であれば公衆と環境の防護のために制限するべきである。

(109) サイト固有の統括的な流出管理は、放射線防護の観点から以下の段階を含むべきである。

- 放出物の放射線学的特徴付け
- 空間と経時的な放射性核種の環境分布、周辺環境下での放射性核種の可動性を考慮した潜在的被ばく経路の特定
- 線量評価とリスク評価

- 流出の管理の正当化
- 参考レベルの選択
- 最適化プロセス（達成可能な限り低く）を通じた防護戦略の対応の選択と実施。

(110) 防護戦略には、流出量と濃度を除去低減することを目的とした防止対策と、公衆と環境の被ばくの観点から流出に関する影響を低減することを目的とした緩和措置が含まれるべきである。最適化プロセスとステークホルダーの関与は場合により異なるが、NORM施設の操業上の特徴、放出過程、放射能レベルと推定リスク、関与する公共団体、社会的側面と政治的側面、公衆の認識に依存する。実際には、排出物の処理などの一部の過程で高濃度の放射性核種を含む廃棄物のさらなる発生、あるいは全体的な廃棄物量の増加につながる可能性があるため、最適化は複雑となる可能性がある。

(111) 飲料水問題、環境影響（下記参照）、地域における現在と将来の土地利用、同地域に複数の施設が存在する可能性にも注意を払うべきである。

(112) 測定可能な量（例えば、全放射能、放射能濃度）に換算された参考レベルの使用は、NORMを伴う産業に適切な場合がある。

4.2.2 廃棄物

(113) 廃棄物（液体状と固体状の両方）は、さらなる利用が計画されない物質である。NORMを伴う産業は、放射性と非放射性汚染物質の両方を含有する廃棄物を発生させ、その両方を一貫して管理すべきである。世界的に、NORMを伴う産業は、高濃度の放射性核種を含む少量の廃棄物から低濃度の放射性核種を含む大量の廃棄物まで様々な廃棄物を発生させる。

(114) 適切な処分方法を決定するため、廃棄物の特徴付けを行うべきである。廃棄物処理は最適化プロセスにおいて関連するものとして考慮して実施されるべきだが、高濃度の廃棄物は難しい場合がある。廃棄物の課題は、新しいプロジェクトを開始するあるいは設計する際に、廃棄物の発生から最終処分（「ゆりかごから墓場まで」）まで考慮されるべきである。

(115) NORM廃棄物の処分方法は、存在するすべての種類の汚染物質（放射性と非放射性）を考慮し、危害要因の種類と程度に見合うべきである。放射能レベルと廃棄物量に応じて、段階的手法を適用すべきである。廃棄物の中には、産業廃棄物や有害廃棄物として処理され、それに応じて浅地中の埋設施設に処分できるものもある。より高い放射性核種濃度を有する廃棄物の処分は、放射性廃棄物の管理と一致すべきである。

4.2.3 残留物

(116) 残留物は再生利用や再使用できる物質である。それらは主にNORMサイクルの上流（採鉱、材料の抽出）で発生し、残留物の放射能濃度は原材料と比較して大幅に高められている可能性がある。それらは、廃棄物と同様に、潜在的な再使用の前に特徴付けを行い適切に保管されるべきである。NORM残留物の用途模索について、経済上と環境上の議論がある。NORMを伴う産業の副産物と残留物は、NORMを伴う他の産業による原料、埋立地（化学的な危害要因や地下水への経路がない場合）、商品（例えば、建築材）において使用できる。原料としての残留物の使用が新しいNORM利用過程の出発点である可能性がある。再生利用や再利用は廃棄物削減に貢献している。しかし、場合によっては、作業者、

公衆、環境への被ばくにつながる可能性がある。環境汚染を防止するため、保管される残留物は保管期間に関わらず適切に管理されるべきである。

(117) NORM 残留物の再利用や再生利用のため、防護戦略の実施が検討されるべきである。その評価には、被ばくレベル、環境汚染、代替策、製品の将来、社会からの受け入れなどの様々な部分を考慮するべきである。稀に、評価に基づき、新たな利用過程が正当化されず、残留物は廃棄物として扱われなければならないこともある。

(118) 防護戦略が正当化される場合、線量低減の範囲が制限される可能性があることを認識して、最適化が考慮されるべきである。

4.2.4 建築材

(119) 建築材には、原材料由来の自然放射性核種（例えば、採石場から採取されたもの）、NORM を伴う産業からの残留物、天然の放射性物質が一部混合する材料（例えば、コンクリート）が含まれていることがある。これらは、直接的な外部ガンマ線と屋内大気中に放出されたラドンとトロンによって、公衆被ばくを引き起こす可能性がある。通常、建築材の製造と利用による職業被ばくは低いが、NORM を伴う他の産業と同様に段階的手法で管理されるべきである。

(120) 流出物、廃棄物、残留物など、NORM が含まれる建築材の利用は NORM による公衆被ばくの一つの経路と考えられ、上述の通り公衆被ばくの参考レベルは年間数 mSv 以下のオーダーが適用される。これは、外部ガンマ放射線による公衆の実効線量として表されるべきである。このオーダーの線量の参考レベルは、建築材中の ^{226}Ra からのラドンの吸入が屋内ラドン濃度の参考レベルを通常超えないことも担保するべきである。ほとんどの国において、ラドン被ばくの主な原因は建築材ではないが、その線源が無視できない特別な場合もありうる。トロンの吸入は、比較的懸念されるものではないと予想される。

(121) 対象となる建築材、原材料、残留物のリストは様々な出版物（EURATOM, 2013; IAEA, 2015）に記載されているかもしれない。また、対象の建築材を選別し、建築材による線量を評価するための様々な方法もある（EC, 1999b; IAEA, 2005; EURATOM, 2013）。しかし、建築材による実際の被ばくに関する情報を提供するためには、建築物内の特定の建築材の実際の濃度と位置を考慮するために、より精密な方法を使用する必要がある（EC, 1999b; EURATOM, 2013; IAEA, 2015）。

(122) 参考レベルを超えない建築材の普及を図ることを目的とした防護戦略を策定すべきである。戦略は、様々な建築材の被ばくレベルに関する情報の提供、材料のラベル表示、放射能濃度が低い材料の使用の提案、重大な被ばくを引き起こす特定の材料の使用の制限などの対策を含むことができる。善行（無危害）の倫理的価値を遵守するため、想定される対策が実際に合理的かつ実行可能であることを確認してから決定することが重要である。

(123) *Publication 126* (ICRP, 2014b) で勧告された通り国で策定されるラドン対策計画には、適宜、建築材からのラドンとトロンによる被ばくを含めるべきである。発生源にかかわらず、建物でそのような被ばくを防止や緩和するための対策は *Publication 126* で示されており、ラドン被ばくを低減するために必要に応じて実施するべきである。

(124) 特に高い放射能濃度を有する残留物が建築材に含まれる場合の処置には、特別な注意が払われるべきである。それらは、意図的な希釈や、残滓の適切な管理に関するより厳しい要件を回避するための処置は実施されるべきではない。これは、建築材の参考レベルを超える可能性があるかどうかにかかわらず適用される。

(125) 他の建築材（住宅の基礎、庭の表面土壌、遊び場、街路と道路、橋、他の同様の構造物に使用されるものなど）に同様の手法を実施しなければならない場合がある。線量評価と別途計算した誘導空気中濃度指数を考慮する必要があるかもしれない。

4.2.5 レガシーサイト

(126) 放射性汚染を有する現在のレガシーサイトの多くは NORM を伴う産業によるものである。NORM を伴う産業と関連する放射線防護の課題に対する認識が高まるにつれて、NORM レガシーサイトが高い頻度で確認されている。この状況は、施設が閉鎖し解体される際に放射線防護が十分に考慮されていない場合があることを示している。レガシーサイトとなることを防ぐために、技術と方法があらかじめ存在していて、それらが NORM を伴う工程の操業中に実施されるべきである。

(127) レガシーサイトの問題は将来の ICRP 刊行物の内容である。したがって、本刊行物ではいくつかの一般的な考察のみを提供する。古いレガシーサイトの保守と修復に対する債務と責任の割り当ては、経過時間やしばしば情報紛失が原因で問題となる可能性がある。責任者が不明なサイトは、しばしば「orphan sites（身元不明サイト）」と呼ばれる。NORM を伴う産業施設を適切に解体し、必要に応じて長期的な行政管理を行うことにより、新たなレガシーサイトとなることを避けるべきである。

(128) レガシーサイト修復の正当化は、放射線防護の検討のみで推進されるものではない。NORM を伴う操業中の産業などでは、重金属のような他の危害要因も存在する。参考レベルは、1～20 mSv/年の下方にあるべきである。参考レベルは、修復の最終地点ではない。最終地点は、参考レベル未満の最適化された線量レベルであるべきで、世の中の状況（被害を受ける前の状況を含む）、サイトの将来の利用（予測可能な場合）、可能性のある利用条件（または制限）を考慮に入れて、ケースバイケースで決定されるべきである。

(129) 最適化原則の実施は、例えば NORM 汚染と自然のバックグラウンド放射能を区別することが時折困難であることを理由に、しばしば課題となる。この課題は、遺物やその管理さえ社会的に受け入れられていないことを原因とすることもある。ステークホルダーの意思決定過程への関与は、レガシーサイトの管理にとって非常に重要である。

(130) 修復過程に関与する作業者は、放射線を扱う作業のために特別に訓練される必要がある。そのような場合、彼らは職業被ばくしているとみなされるべきである。

(131) 一般的な作業員や公衆が（家庭や公共の場で）修復作業をしている場合には、関連する情報と勧告を伝えるとともに、必要に応じ、例えば呼吸器の防護などの保護具を提供するべきである。

4.3 環境の防護

<p>(132) 大量の NORM が、他の汚染物質と混合した状態で環境中に存在することがある。時間経過とともに環境中の様々な地球化学的で物理学的な過程は、NORM の放射性核種の平衡を妨げる。選択的拡散、浸出と移動、分別、生物濃縮、その他の汚染物質との反応などのメカニズムが時間経過を経て環境影響を変化させることがよく知られている。このようなタイプの環境被ばくでは、リスク評価のための単純な手法を用いて、人以外の生物種へのリスクと影響を評価することは困難である可能性がある。</p>
<p>(133) 最適化プロセスでは、環境の防護（すなわち、人以外の生物種の防護）に取り組むべきであり、環境中の経路を通じた人の被ばくの防止だけではない（ICRP, 2007a）。特に、排出物の放出の制御メカニズムには、人以外の生物種への線量予測の情報が活用できる。選択された制御は、特段、人以外の生物種への放射線防護を用いて実施されなくてもよいが、異なる選択肢の相対的寄与は有用な情報である。しかし、特定の環境コンパートメントにおいて高められた NORM の放射能濃度の情報は、必ずしも人以外の生物種への影響を導き出すものではない。影響評価は推定線量だけではなく様々な要因が考慮されるべきである。</p>
<p>(134) 過去数十年間にわたり、環境の放射線防護のための手法の開発のために、国際的で国家的な努力が重ねられてきた。産業活動における放射能についての認識を高めることは、国レベルと国際レベルの両方で重要となってきた。通常、NORM を伴う産業は放射能以外の汚染物質から環境を防護するために、一般的な基準に従ってきた。</p>
<p>(135) 委員会は以下を考慮した統合的手法を勧告する。</p> <p>1 全てのストレス要因と懸念要因（すなわち、放射線と放射線以外）</p> <p>1 環境被ばくによる人の健康影響、人以外の生物種とそれらの組み合わせ（すなわち、種の個体群から群集、生態系）の環境被ばくによる生態学的影響。</p>
<p>(136) 主な課題は、バランスの良い十分に正当化された統合的手法を用いて人々と環境に対して調和の取れた一貫性のある防護を実施することである。一般的に、この手法はすべての環境影響評価で勧告されている通り、非常に簡素で保守的な評価から開始し（慎重な被ばくシナリオの仮定のもと、一般的な入力情報を用いて段階を選別する）、その後必要であれば、明確で正当な結論に達するまで評価の複雑さと現実性を広く考慮することで（例えば、サイト特有のデータと、より詳細かつ現実的な被ばくシナリオを用いることで）、段階的な方法で実施することができる（IAEA, 2018）。</p>
<p>(137) 共通に選択される統合的手法として、どの産業も、複数の類似した施設や行為の一般的事例を実施することに付加価値を見出せる。人の健康（あるいは生態学的健康）に関するささいな懸念と放射線（あるいは放射線以外）の懸念がある施設外においても履行しやすい選択肢が使えるように、事例は説得力があり、適切なソースタームと被ばくシナリオに基づくべきである。</p>
<p>(138) このような一般的評価を補完する場合や、文化的側面、社会的側面、経済的側面、ステークホルダーが関与する意思決定過程を考慮すべきサイト固有の特性を検討する場合でも、防護対策を開発することは可能である。</p>

(139) 線源と環境媒体（大気、水、堆積物、土壌）に含まれる放射性核種の物理化学的な形態と放射能濃度に関し、複雑な状況の場合には放射性核種の分析を実施することで環境中に放出された NORM の放射線学的特徴付けを実施できる。人以外の生物種の被ばくを評価するためには、放射性核種の移動性、空間と時間的変動、植物と動物への環境中の経路、その生物学的利用能の同定がさらに必要となる可能性がある。RAP と DCRL を用いた手法が開発されている（ICRP, 2008, 2014b）。選択された放射性核種や関係する生態系と生物のための詳しい被ばく線量を計算する線量評価モデルが、固有のサイトで利用可能である。サイトや生息地の重要度、既存か存在しそうな実際の生物種の重要度により、ある程度の注意が必要と考えられる。多くの場合、植物と動物に危害を及ぼす他の要素にも留意することが重要である。委員会は、すべての危害要因に対する手法が取られるべきであることを再度強調して勧告する。

(140) 流出を制限する決定はあらゆる種類の曝露に影響を与えるため、環境影響評価は人と人以外の生物種の防護対策を正当化するための根拠として用いられる。ステークホルダーの関与が勧告される。環境の長期的な保全は、世界中で社会的関心事項であり、放射線防護の倫理的価値の適用は有益な貢献をもたらすであろう。

(141) 環境中への NORM の流出に対処する際は、必要に応じて、放射性核種、分析時間、分析試料、対象生物、記録保存、モニタリング計画に関する特別な要件を定めるべきである。防護基準が継続して満たされているか確認するために、長期にわたり定期的な環境モニタリングを実施すべきである。

5. 結論

(142) 産業過程における NORM は、放射線防護の観点から問題となることがある。その産業は多様で、その産業分野に収まらず、経済的に重要な大規模産業であることが多い。NORM を伴う産業の放射線防護の方法は、何十年も議論されてきた。放射線防護体系の倫理的価値である正義と公平性の問題は、放射線の側面と他の産業的および化学的な危険性を考慮することである。NORM を伴う産業による線量は様々であるが、それらは既に放射線防護体系を適用している他の人間活動から生じるものと同等かそれを上回ることがある。しかし、NORM を伴う産業では、その線量が組織反応に起こす線量となる可能性は非常に低い。

(143) NORM を伴う産業は、多くの場合一般的に許認可の対象ではあるが、許認可は放射線防護目的ではない。そして、これらの産業は、作業者、公衆、環境の防護のためのリスク管理の枠組みに精通している。通常、これらの産業では、放射線防護の目的で設定された基準と要件を適用できるはずである。過去の経験から、放射線防護体系からではなく、従来の安全衛生基準から始めた方が複数の危害要因のための手法を開発しやすいことがわかっている。その中で、委員会は現実的かつ実用的な姿勢をとることを勧告する。

(144) NORM を使用する産業過程は多様で、防護戦略において考慮されるべき特殊性を持っている。このような産業では、ほとんどが長い間操業されてきたが、最近になって放射線防護上の懸念が発生している。これらは複数の危害要因があるが、ほとんどの場合放射線リスクは主要なものではない。NORM を伴う産業は、リスク管理の経験があるが、放射線防護についての認識が限られていることが多い。ただし、今後、このような認識を育てていくことは可能であり、そうすべきである。

(145) NORM を伴う産業は制御が必要となることがあり、防護体系（正当化と防護の最適化の原則、対応する線量基準と要件を含む）の適用が可能である。NORM を伴う産業の特徴に適応するために、委員会は、出発点として、これらの産業が直面している危害要因を管理するために既に実施されている防護戦略を考慮し、特徴付けの後に、放射線防護対策の必要性を判断することを勧告する。そのような統合的手法は、合理的かつ慎重な姿勢をとり、経済的かつ社会的な事情を考慮して、様々な危害要因を適切なバランスで段階的に実施できる。関連するステークホルダーの意思決定過程への関与は不可欠である。

付属書 A NORM 被ばくが生じる活動

(A1) NORM 被ばくが生じる主な活動は以下の通りである。

A.1 希土類の抽出

(A2) 希土類の最も重要な原材料は、モナザイト (Ce, La, Nd, Th) PO₄ とバストネサイトである。モナザイトの結晶構造はウランとトリウムを取り込むことができ、地球上で最もよく見られる放射性鉱物である。放射能濃度は、²³²Th が 5,000~350,000 Bq/kg、²³⁸U が 10,000~50,000 Bq/kg の範囲である (UNSCEAR, 2008)。希土類元素を得るための（機械的または化学的手段による）抽出過程で、作業者のダスト吸入と外部ガンマ線が生じうる。さらに、抽出過程からの排出物、残留物、廃棄物は、原料中よりもトリウム、ラジウム、ウランの濃度が高くなる (EC, 1999a)。粉碎くず状の廃棄物は、埋め立て用の材料に使用することができ一方で、特定の管理を必要とすることもある。

A.2 金属トリウムとその化合物の製造と使用

(A3) 酸化物状のトリウムは、多くの鉱物、特にモナザイト中に存在する。トリウムは、鉱物を選鉱して酸分解することによりトリウム塩が得られ、これは金属トリウムの製造のための原材料となる。トリウムは、多くの材料に使用されており、通常は添加剤（例えば、通常 100,000 Bq/kg の ²³²Th および ²²⁸Th を含むトリウム入りタンゲステン電極棒 (EC, 1999a)）、合金（例えば、約 70,000 Bq/kg の放射能を含むジェットエンジンに使用されるマグネシウム・トリウム）、ガスマントルの製造における硝酸トリウムとして使用されている。少量のトリウムは、ガラス、空港の滑走路灯、点灯管など、多くの製品に含まれている。トリウムを含む物質を製造すると、ガンマ線の外部被ばくとダスト吸入による内部被ばくが生じる可能性がある。また、この過程により、監視と管理を必要とする固体廃棄物と排出物が発生する。

A.3 鉱石（ウランを除く）の採鉱と加工

(A4) 国際労働機関によれば、採鉱は世界中の労働力の約 1%（すなわち、約 3,000 万人の作業員でそのうち約 1,200 万人が石炭採鉱）を占める大きな産業である。採鉱作業における被ばくの主な線源はラドンであるが、ガンマ線の外部被ばくによる長期的な放射性核種による被ばく、および鉱物のダスト吸入および経口摂取も特定の状況において重要となりうる。

(A5) 鉱石の加工は、NORM の使用によっても影響を受けることがあり、作業員の被ばく状況は、産業の種類、職場条件、含まれる放射性核種、それらの物理化学的な形態などにより大きく異なる。抽出産業に伴う自然放射性核種は、最終的に生産品、排出物、廃棄物になる。環境中へ放出される排水中の堆積物の放射能は、最大で ²²⁶Ra 55,000 Bq/kg、²²⁸Ra 15,000 Bq/kg と測定されている (IAEA, 2003)。

A.4 石油・ガスの採掘

(A6) 石油やガスの地層に含まれる水は、貯留岩から溶解した ^{228}Ra 、 ^{226}Ra 、 ^{224}Ra と、それらの壊変生成物が含まれる。この水が石油とガスと共に地上に運ばれるとき、温度と圧力の変化により製造機器（配管、バルブ、ポンプ等）の内壁にラジウムを多く含む硫酸塩と炭酸カルシウムのスケールを発生させる可能性がある。古いスケールには、有意な量の ^{210}Pb と ^{228}Th が親核種と一緒に発生することがある（IAEA, 2006）。いずれにせよ、スケール中の放射能濃度は予測困難であるが、 ^{226}Ra の放射能濃度は 1,000~1,000,000 Bq/kg の範囲で変動することが報告されている（EC, 1999a）。ラジウム同位体とその子孫核種は、セパレーターとスキマータンク中のスラッジ中にも出現しうる（さらなる詳細は、IAEA (2003) の表 5 に記載される）。スケールに関連する主な放射線防護の課題は、スケールが析出した場合の作業員の外部ガンマ線被ばく、および保守や廃止措置中にスケール除去を行う作業員の内部被ばくである。石油、ガス、スケール、スラッジ中の放射能濃度に関する数値を表 A.1 (IAEA, 2003, 2011) に示す。

(A7) 操業者は、水中に化学的なスケール抑制剤を充当することにより、スケールの析出防止を試みることができる。その結果、ラジウム同位体は製造機器を通過し、生産水と共に放出される。同様に、ガス製造のための「フラッキング」（水圧破碎）の新しい技術もドリル切削くずと水中に NORM を放出する。例えば、米国地質調査では、生産水中の放射能濃度の中央値が 200 Bq/L であると報告した（Rowan ら, 2011）。

A.5 二酸化チタンの製造

(A8) チタンはイルメナイト（不純物としてモナザイトを含む）とルチルから抽出でき、これは高濃度の ^{232}Th と ^{238}U を含む可能性がある。二酸化チタニウム生成による放射線被ばくは、鉱石の種類、線源、製造過程によって変化する。 ^{238}U 、 ^{232}Th の鉱石の放射能濃度は 7~9,000 Bq/kg の範囲である（EC, 1999a）。分離過程は、ダストの吸入、物質の大量備蓄から発散する外部ガンマ線によって放射線の有害性を生じる可能性がある。ラジウム同位体を含む沈殿物は、加工中に生じ、廃棄物中に見つかることがある（放射能濃度は最大で 1,600,000 Bq/kg (IAEA, 2006)]）。

A.6 リン鉱石 加工業

(A9) リン鉱石は、すべてのリン酸製品の生産のための出発材料であり、肥料用リンのための主な資源である。鉱石中の放射性核種の含有量は起源によって大きく変化し（IAEA, 2003）、一般にウランで 3,000 Bq/kg 未満である。リン鉱石の加工は、リン鉱石の採鉱と粉砕（この段階の間、放射能濃度の有意な上昇はないが、吸入と外部被ばくによる被ばくが起こりうる）と、湿式や熱工程によるリン酸製品の製造に分けることができる。

(A10) ほとんどのリン鉱石は、硫酸で処理されてリン酸を生成する（湿式工程）。リン酸をアンモニアと組み合わせて、混合肥料の原材料のリン酸アンモニウムを製造できる。リン酸製造は大量のリン酸石膏を発生させ、リン酸石膏中にはラジウム同位体が含有されやすいという報告がある（EC, 1999a）。また、リン酸石膏は建築材や農業において使用される。環境防護の課題（放射線影響と毒性に関する）は、リン酸石膏の備蓄処分や地表水域への流出によって生じる可能性がある。

(A11) さらに、ラジウムを含むスケールと沈殿物は湿式工程の間に装置内部で形成され、スケール中のラジウム放射能濃度は元の鉱石中のものと同等の値から 1000 倍まで変化し (IAEA, 2006), 外部ガンマ線による被ばくと保守や廃止措置の間のダスト吸入を起こす可能性がある。

(A12) 熱工程では、リン酸塩を粉碎し、シリカとコークスと混合し、1500 度の溶鉱炉内で燃焼させる。この温度で、リン蒸気が生成され、凝縮し、液体や固体として取り出される。リン元素は、高純度リン酸と他のリン生成物の製造に使用することができる。この過程では、 ^{210}Pb や ^{210}Po などの揮発性放射性核種も生成され、集塵機に濃縮される (典型的な濃度は 50,000~500,000 Bq/kg (EC, 1999a)) が、トリウムとウランはスラグ中に留まる (放射能濃度は 1~3000 Bq/kg)。ダストとスラグは、セメント中の建築材として使用される場合、作業者と公衆に NORM 被ばくを与えることがある。

A.7 ジルコン・ジルコニア産業

(A13) ジルコン (またはケイ酸ジルコニウム) は、海岸の砂から収集される。鉱物を分離するために、重量分離と電磁分離によって非常に大量の砂が前処理される。作業者の被ばくは、この大量の物質によるダスト吸入や外部被ばくによって起こる。ジルコンが化学処理される時には、排出物に NORM が含まれることがある。 ^{238}U で 200~74,000 Bq/kg および ^{232}Th で 400~40,000 Bq/kg (EC, 1999a; IAEA, 2012) の非常に広い範囲の放射能濃度がケイ酸ジルコニウムについて報告されている。ほとんどのジルコン砂は、ファインセラミック、エナメル、釉薬、衛生器具において乳白剤として使用される。アルミナと炭酸ナトリウムと混合し、混合物を精錬することによって、ジルコンサンドから耐火性成分を製造することもできる。 ^{210}Pb と ^{210}Po は揮発し、最終的には集煙システムで回収される [最大で ^{210}Pb が 200,000 Bq/kg. ^{210}Po が 600,000 Bq/kg (IAEA, 2006)]。

A.8 金属製造

(A14) 金属鉱石の原材料に大きく依存するが、多くの金属抽出は高温で精錬と精製することにより鉱石から ^{210}Pb と ^{210}Po を揮発させる。この過程では吸入によって被ばくにつながる可能性があり、またその後これら放射性核種が凝縮し、(最大 200,000 Bq/kg (IAEA, 2006, 2013) まで) 濃縮された場合、NORM による被ばくを引き起こす可能性がある。不揮発性放射性核種は、スラグ (1,000 以上 10,000 Bq/kg 未満) に濃縮することがある。このような被ばくは、スズ、銅、鉄、スチール、アルミニウム、ニオブ、タンタル、ビスマス等の製造において起こりうる。

A.9 石炭の抽出・燃焼

(A15) ほとんどの化石燃料 (特に石炭) は、ウラン、トリウム、それらの壊変生成物、 ^{40}K を含む。放射能濃度は、一般的に高くなく、起源となる地域とその地質に依存する (数値の例は、UNSCEAR (2016) の 184 ページに示されている]。しかし、UNSCEAR は、石炭採掘による職業被ばくは 2002~2003 年の間で 2 万 3,000 人年であり、中国人炭鉱労働者 (労働力の 90%) の年間実効線量は 2.75 mSv/年であると推定した。材料の量が多いことにより、これに伴う放射性核種の量が多いことに留意すべきである。例えば、2014 年には 80 億トン以上の石炭が採取されており (ブリティッシュ・ペトロリアム社の世界エネルギー統計による)、ウラン 4 ppm, トリウム 10 ppm の低値を考慮すると、ウランは 32,000 トン、トリウムは 80,000 トン採取されていると考えられる。

(A16) 熱と電気の生成のために石炭燃料を燃焼させると、フライアッシュ、重いボトムアッシュ、スラグが発生する。ボトムアッシュとスラグの放射性核種の濃度は石炭よりも高い傾向があるが（約 10 倍）、一般に 5000 Bq/kg を超えない（IAEA, 2006）；各アッシュ中の放射性核種濃度の範囲は表 A.2（UNSCEAR, 1982）に示されている。近代的な発電所では、鉛とポロニウムのような揮発性物質は、空気中に放出されるか保持され、フライアッシュと燃焼装置の内面に蓄積することがある（ ^{210}Po 放射能濃度が 100,000 Bq/kg を超える堆積したスケールが報告されている）。排煙脱硫過程では、さらなるスラッジと石膏を発生させる。石炭燃焼による残留物（灰、石膏）のセメントとコンクリートへの使用は世界中で行われている。

A.10 水処理

(A17) 地下水の処理は、塩と他の汚染物質を除去するために行われる。フィルターやイオン交換樹脂のような様々な方法が使用される。地下水中に存在する自然起源の放射性核種は、水処理による廃棄物（スラッジフィルター）中に蓄積することがある。このような廃棄物の放射能濃度は一般に中程度だが、10,000 Bq/kg（IAEA, 2006）に達する可能性がある。

A.11 建築材

(A18) 高い濃度の放射性核種を含む一部の建築材、特に ^{226}Ra 、 ^{232}Th 、 ^{40}K を含むものを使用すると、屋内放射線量が高くなる可能性がある。建築材は、天然由来のものや、上記に列挙したような産業過程に由来する材料を含むものがある。一部の建築材における放射能濃度（Bq/kg）の値を表 A.3（UNSCEAR, 1982; IAEA, 2003）に示す。

(A19) 建築材における NORM の使用に関する放射能濃度ガイドライン（材料中の ^{226}Ra 、 ^{232}Th 、 ^{40}K の放射能濃度を考慮した放射能濃度の指標が用いられている）は、欧州で開発されてきた。（EC, 1999b; EURATOM, 2013）。

A.12 レガシーサイト

(A20) 世界では、過去の施設からの残留物を含むサイトもある。これらのサイトの大部分は、過去の NORM を伴う産業による自然放射性核種で汚染されている。場合によっては、これらのサイトは既に特定され、修復されている。しかし、過去の NORM を伴う産業により汚染されたサイトのかなりの数が、まだ特定されていない。

(A21) NORM を伴う産業は、広範囲の放射能濃度分布を持つ様々な原材料を加工し、大きな濃度変動を有する様々な生産物、副産物、廃棄物を生み出す。これらの産業が懸念の対象となるかどうかは、取り扱われる原材料中の放射能濃度、採用される加工、最終製品の使用、残留物の再使用と再生利用、廃棄物の処分に依存する。

謝 辞

2007 年 10 月にベルリン（ドイツ）で開催された会議において、ICRP の主委員会は、NORM レベルの高い物質の加工、製造、使用、処分に関連する幅広い活動を対象とする勧告を策定するために、第 4 委員会に報告するタスクグループ 76 の設立を承認した。また、被ばく状況のタイプ、被ばくのカテゴリー、NORM 管理に適用される基本原則に関する課題も本刊行物により明確になるであろう。

ICRP は、本刊行物の作成に携わったすべての人々の、長年にわたる多大な努力と献身に感謝する。

<p>タスクグループ 76 メンバー (2010～2013)</p> <p>P. Burns (議長) M. Markkanen Å. Wiklund*</p> <p>A. Canoba S. Romanov D. Wymer*</p> <p>A. Liland L. Setlow</p> <p>G. Lorient</p> <p>*通信メンバー</p>
<p>タスクグループ 76 メンバー (2013～2019)</p> <p>J-F. Lecomte (議長) F. Liu P.P. Haridasan (~2015)*</p> <p>D. da Costa Lauria M. Markkanen H.B. Okyar (~2017)*</p> <p>P. Egidi P. Shaw (~2017) S. Mundigl*</p> <p>A. Liland</p> <p>*通信メンバー</p>
<p>第4委員会の批評的査読者</p> <p>A. Canoba T. Pather (2013～2017) G. Hirth (2017～2021)</p>
<p>主委員会の批評的査読者</p> <p>C-M. Larsson S. Romanov</p>
<p>論説メンバー</p> <p>C.H. Clement (事務局長兼 <i>Annals of the ICRP</i> 編集長)</p> <p>H. Fujita (事務局長補佐兼 <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者) (2018～)</p> <p>H. Ogino (事務局長補佐兼 <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者) (2016～2018)</p>
<p>本刊行物の準備期間における第4委員会メンバー</p> <p>(2009～2013)</p> <p>J. Lochard (委員長) T. Homma A. McGarry</p> <p>W. Weiss (副委員長) M. Kai K. Mrabit</p> <p>J-F. Lecomte (書記) H. Liu S. Shinkarev</p> <p>P. Burns S. Liu J. Simmonds</p> <p>P. Carboneras S. Magnusson A. Tsela</p> <p>D.A. Cool G. Massera W. Zeller</p>
<p>(2013～2017)</p> <p>D.A. Cool (委員長) M. Doruff A. Nisbet</p> <p>K-W. Cho (副委員長) E. Gallego D. Oughton</p> <p>J-F. Lecomte (書記) T. Homma T. Pather</p> <p>F. Bochud M. Kai S. Shinkarev</p> <p>M. Boyd S. Liu J. Takala</p>

A. Canoba A. McGarry
(2017~2021)
D.A. Cool (委員長) A. Canoba Y. Mao K.A. Higley (副委員長) D. Copplestone N. Martinez J-F. Lecomte (書記) E. Gallego A. Nisbet N. Ban G. Hirth T. Schneider F. Bochud T. Homma S. Shinkarev M. Boyd C. Koch J. Takala
本刊行物承認時の主委員会メンバー 委員長 : C. Cousins, 英 副委員長 : J. Lochard, 仏 事務局長 : C.H. Clement, 加 ; sci.sec@icrp.org *
K.E. Applegate, 米 S. Liu, 中 名誉メンバー S. Bouffler, 英 S. Romanov, 露 R.H. Clarke, 英 K.W. Cho, 韓 W. Rühm, 独 F.A. Mettler Jr, 米 D.A. Cool, 米 R.J. Pentreath, 英 J.D. Harrison, 英 R.J. Preston, 米 M. Kai, 日 C. Streffer, 独 C-M. Larsson, 豪 E. Vañó, 西 D. Laurier, 仏
*事務局長は、1988年以降正式なメンバーではないが、主委員会に欠くことのできない役割である。
ICRPとタスクグループ76のメンバーは、S. Andresz (CEPN) に、タスクグループの秘書としての実りある科学的支援に感謝するとともに、L. Matta, J. Popic, B. Wang には、ICRPの意見募集プロセスを通じた本刊行物への役立つ貢献に感謝する。
最後に、意見募集プロセスにおいて本刊行物草案にコメントを提供するため時間を割いていただいたすべての組織と個人に対して感謝する。

図表

表 2.1 作業者の線量評価の例（外部とダストによる内部，ただしラドンへの被ばくを除く）

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)			
		最小	平均値	最大	分布
トリウム鉱物の加工 *	^{232}Th (原料, 生産物)	3.0		7.8	
トリウム化合物の生産 †				82	67%<1
希土類鉱物の採鉱 ‡	^{238}U , ^{232}Th 系列 (原料)		0.24~1		
希土類鉱物の選鉱 ‡			0.28 ~ 0.61		
モナザイトの取扱い	^{232}Th 系列			0.3	
希土類の分離・精製	^{228}Ra (残渣)			0.3	
希土類施設の廃止措置 §	^{228}Ra (残渣)	0.2	7.2	8.94	
ウラン鉱以外の採鉱	^{238}U , ^{232}Th 系列 (通常の場合)	1.3	3	5	
海上における石油・ガスの生産	^{226}Ra (スケール/スラッジ)			0.5	
陸上における石油・ガスの生産				0.05	
石油の生産・配管洗浄 ¶			0.6	3	80%<1
二酸化チタン顔料の生産	● ^{232}Th (原料) ● ^{226}Ra , ^{228}Ra (スケール)			0.27	
リン鉱石の貯蔵	^{238}U 系列			0.28	
リン酸肥料の製造	● ^{238}U (原料, 生産物) ● ^{226}Ra (残留物)			0.5	
ジルコンの生産	● ^{238}U 系列 (原料)			0.4	
バストネスサイト (ジルコニア) の生産	● ^{210}Po (集塵器中)			0.4	
ジルコニアの製造・使用	● ^{238}U (溶融ジルコニア/生産物)	0		2.3	87%<1
耐火セラミックスの製造・使用		~0.01		1.5	98%<1
ジルコニア/ジルコニアセラミックスの製造			極	僅か

表 2.1 (続き)

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)			
		最小	平均値	最小	分布

錫、アルミニウム、チタン、ニオブ、鈳石の加工	● ^{232}Th (原料, 生産物, スラグ)	0	3.2**	69%<1
銅の製錬	● ^{226}Ra (残留物)		<1	
金属スクラップの再生利用	^{210}Po , ^{210}Pb (集塵器)	極僅か.....	
石炭の採掘	● ^{238}U ● ^{226}Ra , ^{228}Ra (Ra 流入水の多い石炭)		2.75	
石炭燃焼	^{210}Po (スケール)	0	0.4	
石炭燃焼			<1	
石炭燃焼			0.13	
飲料水処理	^{226}Ra (スラッジ)		<1	
鈳物絶縁の製造††	NA	0.0011	0.0173	

NA : 該当なし

*線量にはトロン吸入による寄与が含まれる。

†1 mSv/年を超える線量は、主にダスト吸入によるもので、調査を行った6つの作業場のうち2つで確認された。線量低減対策（作業者に呼吸器の防護具を装備、定期的な作業場の清掃、エアフィルターの設置）を実施した後、評価を繰り返している。

‡外部被ばくのための線量。

§9 ヶ月間の廃止措置期間で受けた線量。

¶15 ヶ月間の改修期間で受けた線量。

**2008年以前の最大線量は6 mSvであった。

††鈳物は石炭、ボーキサイト、玄武岩、セメントであった。

表 2.2 公衆に対する線量評価の例（ラドン被ばくを除く）

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)
希土類の採鈳	^{232}Th (汚染土壌)	0.044
希土類の選鈳	^{232}Th (汚染土壌)	0.043
希土類と製鋼からのスラグの住宅用レンガの使用	^{226}Ra , ^{232}Th (レンガ)	~0.2
トリウム電極帽の生産	NA	極僅か
ウラン鈳以外の採鈳		<1 としか特定されていない
大量の鈳物残留沈殿物, ^{238}U , ^{232}Th が 1 Bq/g	^{232}Th および ^{238}U 系列	0.05~0.26
石油・ガスの生産	NA	<1 としか特定されていない
リン元素の生成		<0.04
リン酸二カルシウム動物飼料の使用	^{210}Po , ^{210}Pb (鶏の中)	<0.02

農業でのリン酸石膏 (PG) の使用	^{226}Ra (肥料中)	極僅か
住宅建設での PG の使用	^{226}Ra (建築材中)	
壁と天井, PG パネル		0.02~0.2
壁, 天井と床, 中空 PG パネル		0.46
壁, 天井, 床, 充填 PG パネル		4.5
壁, PG 板ライニング		0.15 (インド) または僅か (オーストラリア)
壁, レンガ・セメント内の PG		≤ 1.4
ジルコン/ジルコニアセラミックスの製造		極僅か
鋼鉄の製造	^{232}Th , ^{228}Ra (ダスト中/排気中)	< 0.01
道路建設における金属再生利用からのスラグの使用	^{226}Ra (スラグ)	< 1 としか特定されていない
石炭の燃焼	NA	極僅か
飲料水の処理	NA	

表 2.2 (続き)

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)
埋立地への水処理残留物の処分	^{226}Ra (スラッジ)	0.01
排出物の水処理, 旧ウラン鉱山	NA	< 1 としか特定されていない
住宅建設用の一般的な建築材の使用	NA	$< 0.3 \sim 1$

PG : リン酸石膏, NA : 該当なし

表 A.1 石油，ガス，副産物中の放射性核種の放射能濃度の範囲

	原油 (Bq/kg)	天然ガス (Bq/m ³)	生産水 (Bq/l)	硬質スケール (Bq/kg)	スラッジ (Bq/kg)
²³⁸ U	0.0001~10		0.0003~0.1	1~500	5~10
²²⁶ Ra	0.1~40		0.002~1200	100 ~ 15,000,000	5~800,000
²¹⁰ Po	0~10	0.002~0.08		20~1500	4~160,000
²¹⁰ Pb		0.005~0.02	0.05~190	20~75,000	100~1,300,000
²²² Rn	3~17	5~200,000			
²³² Th	0.3~2		0.0003~0.001	1~2	2~10
²²⁸ Ra	3~17		0.3~180	50~2,800,000	500~50,000
²²⁴ Ra			0.5~40		

表 A.2 石炭灰およびスラグ中の放射性核種の放射能の範囲。

	カリウム (Bq/kg)	トリウム系列 (Bq/kg)	ウラン系列 (Bq/kg)
ボトムアッシュ (スラグ)	240~1200	44~560	48~3900
フライアッシュ (回収)	260~1500	30~300	30~2000
フライアッシュ (漏洩)	260	100~160	20~5500

3.1.10. ICRP Publication 146 Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident (下訳版)

論説
備えあれ
<p>事故は起きるものである。航空機は墜落、船舶は沈没、列車は脱線、化学工場は爆発、ダムは破壊、そして原子力発電所は故障する。また、私たちは、洪水、干ばつ、ハリケーン・台風、地震、熱波、火山噴火、竜巻、隕石落下、森林火災、氷雨、土砂崩れ、津波など自然災害にも直面する。これらは一つでも、都市、地域、または国を揺るがすことができる。世界を揺さぶったものもある。その影響は、政治、社会、環境、経済、そして何よりも人間に及ぼされる。</p>
<p>事故や災害で一番重要であるのが自分たちへの影響である。そのうち最も明らかなものは、時に大規模で生じる、身体への損傷と死亡である。1984年12月3日、インド・ボパールの農薬工場からの漏洩により、少なくとも3,000人が死亡し、10万人以上が不治の障害を受けた。50万人以上の人々に傷害補償が支給された (Broughton, 2005)。</p>
<p>このような数字は驚くべきものだが、より深い部分に目を向けると、事故や災害の影響は目に見えるものだけではない。洪水は村を破壊し、何世代にもわたって住んでいた家を流し、文化的に重要な場所を破壊し、地域社会の歴史とのつながりを壊してしまう。施設からの放出は、直ちに健康に影響を及ぼすか否かにかかわらず、地域全体を汚染する可能性がある。たとえ人々がそこで生き続けることができても、新しい人々や事業が参入しづらいため、資産価値は下がり、人口は減少し、雇用機会は消滅する。更に詳しく目を向けるならば、祖父母の家に孫が訪れなくなったり、優先順位の違いによって家族が離れ離れになったりするような絶望的な状況を考えるべきである。</p>
<p>人間の苦痛や環境への影響を軽減するためには、事故や自然災害への対応を学ぶことが不可欠である</p>
<p>誰もが2011年の日本の福島第一原子力発電所や更に酷い1986年のソ連のチェルノブイリ原子力発電所(現ウクライナ)で発生した原子力事故のような規模の事故が再び起こらないよう望んでいる。現在、世界には約440の原子力炉が電気を供給し、約15の原子力発電所が建設中である (WNA, 2020)。</p>
<p>ICRPは、普遍的に適用される倫理原則及び基本勧告以外は、原子力に関する見解を持たない。これは、倫理的に、便益が害よりも望ましくなければならず、対策は十分な情報に基づき注意して検討されなければならない、人々は公正かつ尊厳をもって扱われなければならないことを意味する。我々は、これらの4つの革新的な倫理価値を、善行／無危害、慎重さ、正義、尊厳と呼ぶ (ICRP, 2018)。これらを成立させるために、我々は3つの放射線防護原則、すなわち正当化、防護の最適化、個人の線量制限を用いる。それぞれ、便益が害を上回り、その状況で防護が最善であり、不公正な線量がいずれの個人にも及ぼされないことを保証する。要するに、あらゆる状況において、ICRPの目的は、電離放射線が関与する場合には、人と環境が防護されるよう確保することである。</p>
<p>これを踏まえ、ICRPは、原子力安全を改善するためのあらゆる努力を賞賛したい(例えば、NEA, 2016)。私たちの使命は放射線防護を促進することである。原子力事故、とりわけ放射性物質を放出する事故を回避し、緩和することは、放射能への有害な被ばくから人間と環境を防護することの一部である。</p>
<p>しかしながら、私たちは今後の事故に備えなければならない。これは、原子力だけでなく、例えば、医療における放射線の使用にも関連する、我々の研究の重要な部分である (例えば、Publication 112</p>

<p>「Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies」(ICRP, 2009a) を参照)。</p>
<p>本刊行物は、福島第一事故から 2 年も経たないうちに、<i>Publication 112</i> と同じ年に偶然発行された以前の刊行物を更新し、置き換わるものである。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● <i>Publication 109</i> 「緊急時被ばく状況における人々の防護のための委員会勧告の適用」(ICRP, 2009b) ● <i>Publication 111</i> 「原子力事故または放射線緊急事態後の長期汚染地域に居住する人々の防護に対する委員会勧告の適用」(ICRP, 2009c)。
<p>理論的には、本刊行物の範囲は、特に大規模な原子力事故に適用されるため、<i>Publication 109</i> 及び <i>111</i> の範囲よりも狭い。実際には、以前の刊行物は、このようなタイプの事故に主に焦点を当てていたが、一般的な原則は、ほぼすべての規模の事故について同様である。たとえそうであっても、他のタイプの事故に対する放射線防護に関する追加の勧告が検討されている。</p>
<p>過去の 2 つの刊行物をまとめる利点の 1 つは、より全体的に対応を考えることができ、事故の早期および中期段階から長期段階への移行に、より多くの配慮ができることである。この刊行物では、緊急時対応から復旧過程までの道筋が追いやすくなっており、長期段階のための準備に関する助言が含まれていることも重要な点である。</p>
<p>読者の想像の通り、本刊行物は、福島第一事故後の 10 年近くにわたる経験に大きく基づいている。しかし、35 年近く経っても、チェルノブイリ事故からの新しい洞察もある。例えば、福島第一事故によってチェルノブイリ事故の社会的影響をより明確に見ることができ、福島第一事故は、たとえ直ちに壊滅的な健康影響が広く起こらなかったとしても、甚大な影響があり得ることを我々に教えてくれた。福島第一事故に関する報告で、原子放射線の影響に関する国連科学委員会は、「事故による放射線に被ばくした作業員や一般公衆の間で放射線に関連する死亡・急性疾患は観察されていない」こと、「被ばくした公衆またはその子孫の間で放射線に関連した健康影響の顕著な発生率の増加は予測されない」と述べたが、「最も重要な健康影響は、心理、社会的福祉への影響である」としている (UNSCEAR, 2013)。</p>
<p>この刊行物は何もなかったところから作成されたものではない。10 年近くにわたり、ICRP は、前回の基本勧告 (ICRP, 2007) の策定以来おそらく最も大規模な作業に着手した。ICRP 主委員会は、福島第一事故直後の 2011 年 4 月、日本からの代表者と会談した。その後すぐに、ICRP は、ICRP の放射線防護体系に対する日本の原子力発電所事故から学んだ最初の教訓について、タスクグループ 84 を立ち上げた。翌年、福島市で開催された主委員会において、タスクグループの調査結果の概要 (2012 年) が承認され、その後すぐに 84 タスクグループの委員がより詳細な報告書を発表した (González et al., 2013)。</p>
<p>この最初の評価は、ICRP の長年にわたる作業プログラムに影響を及ぼすであろう。特に、本刊行物を作成したグループである、ICRP <i>Publication 109</i> と <i>111</i> の改訂に関するタスクグループ 93 の設立が含まれる。</p>
<p>これと並行して、ICRP は、2011 年 11 月に開催された対話を初回とし、福島で一連の対話集会を開始した。その目的は、復旧過程の問題について自由に開かれた議論の場を作ること、日本、ベラルーシやノルウェーなどのチェルノブイリ事故によって直接影響を受けた国の専門家や市民の間で経験を共有すること、新しい ICRP 勧告が適切かつ可能な限り有用であるか関わった人々から状況について直接学ぶこと、そしてもちろん、非常に困難な状況に直面している人々を支援することであった (Kotoba,</p>

<p>2015)。これは「対話イニシアティブ」として知られるようになり、すべての点で非常に有効であることが証明された。ICRP が開始した対話集会は、今では地元の人々の手に渡り、2020年現在、22回の対話集会が開催されている。(Lochard et al., 2019)。</p>
<p>対話イニシアティブは、今回の刊行物を作成する上で重要なものであった。前線で活躍するの人々との密接な交流により、より深い理解を得られただけでなく、数名の地域の参加者には本刊行物の草案とレビューにも参加していただいた。</p>
<p>このプロセスを通じて、ICRP は、大規模原子力事故後の放射線防護のあらゆる側面が取り上げられるように、多くの専門家、保健専門家、被災した住民、日本政府を含む当局、専門家組織、原子力発電所の事業者と頻繁に連絡を取った。</p>
<p>多くの国際機関が本刊行物の作成にかかわった。草案作成中の多くの比較的非公式な交流や、プロセスの後半のより公式なピアレビューによるものであった。</p>
<p>すべてのICRPの刊行物は、現在、完成前に公開意見募集を行っている。この重要な段階では、誰もがウェブ上のポータルから我々の作業について意見する機会を与え、我々がすべての見解を聞き、考慮することが重要である。本刊行物の性質と、多くの人々がこれまでにない大きな関心を寄せていることから、意見はこれまでで初めて英語と日本語で受け付けられ、更にコメント期間も延長された。もう1つ初めて行われたのが、意見募集中に日本で開催された公開会議であり、早期に出された意見に我々がどのように対応しているかを人々は聞くことができ、また、彼らが個人的に意見を述べる機会を与えることができた。全体として300を超えるコメントを受けたが、これは、ほとんどのICRP刊行物に対するコメントの約10倍であり、現在の基本勧告(ICRP, 2007)について受けたコメントの数と比べ2番目に多かった。このような関心の高さが、本刊行物の質を高めていると確信しており、多くの方々にご意見をいただいたことに感謝を申し上げたい。</p>
<p>最後に、個人的に、2011年以降お会いできた日本の多くの方々や、チェルノブイリ事故に関する経験を共有していただいたヨーロッパの友人や同僚の親切な対応に感謝したい。私は、彼らの忍耐力、創意工夫、そして寛容さに触れ、何度も謙虚な気持ちを感じさせられた。私は、事故が起きたこと、人々がまだ苦しんでいることを悲しく思うが、これがなければ会えなかったであろう人々との間で生まれた友情は一つの希望の兆しである。原子力事故の影響のより深い理解と将来のためのより良い備えがもう一つの明るい兆しとなるよう望んでいる。</p>
<p>CHRISTOPHER H. CLEMENT 編集長</p>

<p>大規模原子力事故における人と環境の放射線防護：ICRP <i>Publication 109</i> と <i>111</i> の更新</p>
<p>ICRP <i>Publication 146</i></p>
<p>2020年7月 主委員会により承認</p>
<p>抄録—本書は、チェルノブイリ事故と福島第一原子力発電所事故の経験に基づき、大規模原子力事故における人と環境の防護のための枠組みを提供するものである。事故に対応する上で、委員会は、早期段階と中期段階を緊急時被ばく状況、長期段階を</p>

現存被ばく状況とみなして区別する。緊急時被ばく状況及び現存被ばく状況では、決定の正当化と防護の最適化という基本原則を用いて、人と環境に対する放射線の影響を緩和することが達成される。委員会は、事故のすべての段階において、サイト内でもサイト外でも、公衆と対応者の防護を最適化するための一連の参考レベルを勧告する。防護対策の実施は、放射線防護の要因を考慮するだけでなく、健康を保護し、影響を受けた人々の持続可能な生活状況を確保し、対応者の適切な作業条件を確保し、環境の質を維持するために、社会的、環境的、経済的な側面も考慮しなければならない。事故の早期段階では、緊急の防護対策を取らなければならないが、多くの場合、ほとんど情報がない。意思決定は、準備計画の段階で実際の状況に最も適していると確認された対応に依存することになる。中期段階では、防護対策により放射線被ばくが徐々に減少していく。放射線状況が十分に把握されると、長期段階に入り、その間に生活状況や作業条件を改善するためのさらなる防護対策が実施される。当局は、主要なステークホルダーを、事故に備える過程と事故が継続している段階の対応に参加させるべきである。当局の役割は、放射線モニタリングと健康サーベイランスを実施し、個人が放射線防護文化を育み、自らの防護について十分な情報に基づいた決定を下すことができるように、情報と専門知識を共有するための条件と手段を提供することである。

キーワード：チェルノブイリ事故，福島第一事故，緊急時被ばく状況，現存被ばく状況，正当化，最適化，参考レベル，防護対策，ステークホルダーの参画，共同専門知プロセス，放射線防護文化

要 点

- 大規模原子力事故は、個人や地域社会の生活のあらゆる側面に影響を与え社会の崩壊を引き起こす。それは、社会的、環境的、経済的に大きく長期的な影響を及ぼす。
- サイト内とサイト外の放射線状況の特徴を評価することは、防護対策の指針とするために不可欠であり、可能な限り迅速に実施されるべきである。
- 委員会は、事故の早期、中期、長期段階での防護対策の実施を導くために参考レベルを使用することを勧告する。
- 放射線防護の目的は、人と環境に対する放射線の影響を緩和することであるが、同時に影響を受けた人々の持続可能な生活状況、対応者の適切な作業条件、環境の質の維持を確保することでもある。
- 最も被ばくを受ける可能性の高い対応者には、サイト内とサイト外での対応の要件を考慮して、適切な防護を提供すべきである。
- 責任ある組織は、地域の状況のより良い評価、適切で実践的な放射線防護文化の発展、影響を受ける人々の間での情報に基づいた意思決定を達成するために、専門家との協力的なプロセス（共同専門知プロセス）に地域社会が関与することを促進すべきである。
- 大規模原子力事故が発生した場合、その影響を緩和するためには、準備計画が不可欠

<p>であり、ステークホルダーを巻き込む必要がある。</p>
<p>総括</p>
<p>(a) 大規模原子力事故の結果、環境への放射性物質の重大な放出に至り、広範囲に影響を与え、広範囲の人々に影響を与える。これは、個人、社会、環境に大きな影響を与える予期せぬ出来事である。望ましくない放射線源の存在によって影響を受けるすべての人々にとって、複雑な状況と、特に健康に関する正当な懸念が生じる。これらの状況を管理するためには、膨大な人的・財政的資源を長期的に動員することが必要である。放射線防護は不可欠ではあるが、影響を受けるすべての個人や組織が直面している問題に対処するために動員される必要があるであろう貢献の一つの要素に過ぎない。</p>
<p>(b) これらの事象を管理するために、委員会は、事故の早期・中期段階を緊急時被ばく状況とみなし、長期段階を現存被ばく状況とみなして区別している。また、委員会は、損傷を受けた施設と影響を受けた地域での活動を区別するために、サイト内とサイト外を区別している。本勧告は、原子力事故と他の種類の放射線緊急事態との間に必然的に存在する違いを十分に考慮した上で、それらの緊急事態にも適用可能である。</p>
<p>(c) サイト内とサイト外の放射線状況の特徴を評価することは、防護対策の指針となるために不可欠であり、放射性汚染の程度、期間と範囲に関する不確実性に対処するために、可能な限り迅速に実施すべきである。</p>
<p>(d) 緊急時被ばく状況と現存被ばく状況において、放射線防護の目的は、正当化と最適化の基本原則を用いて達成される。正当化の原則は、防護対策の実施に関する決定が重大な混乱を引き起こす可能性があるため、影響を受ける人々や環境に利益をもたらすことを保証するものとなる。参考レベルを用いて適用される防護の最適化の原則は、個々の被ばくの分布における不公平さを制限し、社会的、環境的・経済的要因を考慮に入れて、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持または低減することを目的としている。</p>
<p>(e) 正当化と最適化は、事故のすべての段階において、人と環境への放射線影響の緩和に適用されるものであり、適切な生活と生計を含め、影響を受けたすべての人々の生活と作業条件を維持または回復するために、すべての放射線以外の要因を慎重に考慮しなければならない。</p>
<p>(f) 原子力発電所事故の影響を直接管理する関係者は、その経歴、身分、準備の程度、放射線防護に関する訓練等の点で多様である。これらの人々には、緊急事態対応チーム（消防士、警察官、医療従事者など）、作業員（職業的に被ばくしているかどうかに関わらず）、その他、選ばれた代表者やボランティアとして活動する市民などが含まれる。これらのカ</p>

<p>テゴリーはすべて、委員会が「対応者」とみなしている。これらの人々は、適切に保護され、適切な作業条件が提供されるべきである。</p>
<p>(g) サイト内の対応者の防護のために、早期段階での参考レベルは、一般的に 100 mSv を超えてはならないが、数百ミリシーベルトの範囲内で、人命を救うため、あるいは壊滅的な状況につながる施設のさらなる劣化を防ぐために、例外的な状況で対応者に高いレベルが許可される可能性があることを認めている。事故の深刻度に応じて、状況に基づいてより低い参考レベルが選択されてもよい。中期段階では、参考レベルは 100 mSv を超えてはならない。長期段階では、その時点での特別な措置は限られ、参考レベルは年間 20 mSv を超えてはならない。委員会は、早期段階と中期段階の両方に関与した対応者の不必要な被ばくの蓄積を避けるために、責任ある組織がすべての実際的な措置をとるべきであることを勧告する。</p>
<p>(h) サイト外の対応者の防護のために、早期段階では 100 mSv を超えない参考レベルを、中期段階では年間 20 mSv を超えない参考レベルを選択することを委員会は勧告する。長期段階では、参考レベルは勧告されている年間 1～20 mSv のバンドの下半分の範囲内で選択されるべきである。</p>
<p>(i) 公衆を防護するために、早期段階と中期段階の両方の期間中、参考レベルは一般的に 100 mSv を超えてはならない。委員会は、責任ある組織が可能な限り低い参考レベルを採用すべきであることを勧告する。長期段階では、参考レベルは、集団における実際の線量分布や被ばく状況に影響を与える社会的、環境的・経済的要因を考慮して、年間 1～20 mSv という現存被ばく状況について勧告されているバンドの下半分の範囲で選択されるべきである。防護の最適化の目標は、バンドの下端に向かって、可能であればそれ以下のレベルまで被ばくを徐々に減少させることである。</p>
<p>(j) いくつかの原子力事故のシナリオでは、放射性ヨウ素の放出は、吸入摂取または経口摂取により高い甲状腺被ばくをもたらす可能性がある。特に子供や妊婦の放射性ヨウ素の摂取を避けるか、少なくとも減らすための特別な努力をすべきである。早期段階または事故直後では、放射性ヨウ素への可能性のある被ばくを検出するために、被ばくした人を測定すべきである。</p>
<p>(k) 中長期的な段階における被災地の人々の防護の管理は、放射線防護の要因だけでなく、社会的、環境的・経済的な考慮も含めた複雑なプロセスである。このプロセスには、国や地方自治体を実施する対策と、被災地の住民による自助努力による防護対策が含まれる。これらの段階では、被災地で生活し、働いている人々の放射線被ばくは、個人の生活様式に大きく依存する。委員会は、経験と情報を共有し、地域社会への関与を促進し、</p>

<p>人々が十分な情報に基づいた意思決定を行えるように実践的な放射線防護文化を発展させる、いわゆる「共同専門知プロセス」において、当局、専門家とステークホルダーが協力すべきであることを勧告する。このプロセスの実施には、適切な装置を用いた個人測定と関連情報が非常に有用である。</p>
<p>(l) 環境防護のために、委員会は、標準動物と標準植物に基づく枠組みを用いて、誘導考慮参考レベルとともに、動物相と植物相を防護すべきであることを勧告する。また、環境と同様に、防護対策がペットや家畜に与える影響についても、持続可能な開発、保護、保全、生物多様性の維持の観点から対処すべきである。</p>
<p>(m) 委員会は、原子力事故後の深刻で長期的な影響を回避するための計画を事前に準備すべきであると勧告する。このような準備計画は、事故の影響とその対応に影響を与える社会的、環境的・経済的要因を考慮に入れて、原子力発電所の現地の状況に適応する一貫した一連の防護対策で構成されるべきである。</p>

<h2>1 緒言</h2>
<h3>1.1. 背景</h3>
<p>(1) 原子力事故は、短期、中期、長期的な防護対策に関するガイダンスに従って管理される。委員会は、過去に、このような状況で防護対策を実施するための一般原則を定めている。最初のガイダンスは <i>Publication 40</i> (ICRP, 1984) で公表されたが、短期・中期的対策に限定されていた。このガイダンスは、その後 1990 年勧告 (ICRP, 1991a) を受け、<i>Publication 63</i> (ICRP, 1991b) において改訂と補完がなされた。<i>Publication 82</i> (ICRP, 1999) で、委員会は、長期的な放射線被ばく状況における公衆の防護を取り扱った。</p>
<p>(2) 欧州のチェルノブイリ事故の管理の経験を踏まえ、委員会は、<i>Publication 109</i> (ICRP, 2009a) において短期・中期的な対策に関するガイダンスを、<i>Publication 111</i> (ICRP, 2009b) において長期的な対策に関するガイダンスを公表した。後者の刊行物は、原子力事故後の長期的な対策を取り上げた初めての包括的な ICRP 勧告であった。両刊行物は、2007 年勧告 (ICRP, 2007) に基づいて策定された。</p>
<p>(3) 委員会は、2011 年 3 月に発生した福島第一原子力発電所の事故を受けて、大規模原子力事故における人と環境の放射線防護体系の実施に関わる課題を予備的に特定した (ICRP, 2012b)。これらの課題には、被ばくの定量化に関する難しさ、潜在的な放射線誘発の健康影響の解釈、対応者の臨時的防護、人々の避難の社会的影響、心理的影響の重</p>

要性の認識、汚染地域の生活状況の回復に関連する問題が含まれる。本刊行物は、事故から 10 年の間に学んだ教訓とともに、これらの課題を取り上げることを目的としている。

(4) 2011 年 11 月、委員会は日本の組織と協力し、福島県において地域住民、熟練者、村、町、福島県、政府機関と非政府団体などの代表者、ならびにベラルーシとノルウェーの専門家や住民と、福島第一原子力事故後の生活状況の回復に関して対話を行う福島ダイアログを開始した (ICRP, 2016 ; Lochard et al., 2019 ; NPO Fukushima Dialogue, 2020)。これらの対話集会の目的は、ステークホルダー間の議論を促進し、チェルノブイリ事故で被災した地域社会から経験を伝え、事故後の復旧に関与するすべての人々を支援するための課題について理解を深め、将来より良い ICRP 勧告を行うことであった。対話集会では、事故による人と環境への影響の幅広い多様性、間接的な社会的・経済的影響、状況の進展に対する早期決定の影響、避難者の帰還と農業や漁業活動の再開の複雑さ、放射線規制による日常生活の混乱、ステークホルダーの関与の重要な役割、被災した人々の尊厳の尊重の重要性などが明らかになった (Ando, 2016)。

1.2. 本刊行物の適用範囲と構成

(5) 本刊行物では、大規模原子力事故の際の人と環境の防護に焦点を当てている。チェルノブイリ事故と福島第一原子力発電所事故の経験を踏まえて、大規模事故による健康、社会的、環境的、経済的影響を見直し、これらの状況において委員会が勧告する放射線防護原則を適用すべき方法を更新する。大規模原子力事故は、大規模な放射性物質の放出が発生し、広い地域、広範な集団に影響を与えた場合に発生する (IAEA, 2008)。本刊行物の勧告の多くは、悪意のある行為を含む他の種類の放射線緊急事態にも適用可能であり、大規模原子力事故と放射線緊急事態の間に必然的に存在する相違点も考慮されている。委員会は、放射能を伴う悪質な行為の際の人の防護を *Publication 96* (ICRP, 2005) において取り上げている。

(6) 本勧告では、大規模原子力事故の影響を管理する上で、放射線と放射線以外の要因両方の重要な役割を認識している。特に住民の避難や対応者の防護のような難しい課題に関係した、原子力事故の早期段階における防護対策の決定の正当化の重要性が強調されている。本勧告は、これらの対策の終了と、中期・長期段階を管理するための放射線状況の特徴づけの重要な役割を取り上げる。

(7) また、これらの勧告は、中期・長期段階における被災地の生活と作業条件の回復に関する重要性を強調している。これらは、自らの防護についての説明 (情報) に基づく決定を促進するための、共同専門知プロセスにおける当局、専門家と被災した住民の間の協力の役割を強調する。また、このプロセスは、地元の地域社会における放射線防護文化の

<p>醸造を促進する。更に、これらの勧告は、防護対策を実施する際に考慮すべき倫理的、社会的、環境的側面を明確にしている。</p>
<p>(8) 第 2 章では、大規模原子力事故の時間軸、潜在的な放射線、放射線以外の影響、ならびに人と環境の防護のための放射線原則に関する全般的な考察を取り上げる。第 3 章では早期と中期段階に適用される委員会の勧告について述べる。第 4 章では長期段階に適用される勧告について説明する。第 5 章では事故への備えに関する概要を示し、第 6 章では結論を述べる。本勧告では、附属書 A と B は、チェルノブイリ事故と福島第一原子力発電所事故（以降、福島第一事故）の早期、中期と長期段階において、防護対策がどのように実施されたかを記載する。</p>
<p>(9) この刊行物は、<i>Publication 109</i> と <i>111</i> (ICRP, 2009a,b) を更新し、これに取って代わる。これはまた、過去の <i>Publications 40, 63, と 82</i> (ICRP, 1984, 1991b, 1999) の勧告にも取って代わる。</p>

<h2>2 概 論</h2>
<h3>2.1. 原子力事故の管理の時間軸</h3>
<p>(10) 大規模原子力事故を管理するためには、早期段階、中期段階、長期段階を区別すると便利である。2007 年勧告 (ICRP, 2007) において、委員会は、現存、計画、緊急時という 3 つのタイプの被ばく状況を導入した。原子力事故における放射線防護体系の実施にあたり、委員会は、早期・中期段階を緊急時被ばく状況、長期段階を現存被ばく状況と考える。委員会は、様々な国際機関や国の機関が、事故の時期とその管理を表すため、異なる文言または区分を採用していることを認識している (IAEA, 2018)。各国の検討事項に従い最も適切な用語の選択は実施機関次第である。</p>
<p>(11) 事故の早期段階は、「急性期」、「緊急対応期」、または単に「緊急時対応」と呼ばれることもあり、事故の宣言から始まる。この段階では、環境中へ大量の放射性物質が放出される。これらの放出は、数時間から数週間持続することがある。事故の種類に応じて、事故の宣言と放射性物質の放出の開始との間に一定の期間がある場合もある。放射線被ばくを避ける、または低減するために、様々な防護対策を迅速に講じる必要があるのは、この早期段階の間である。</p>
<p>(12) 中期段階（時には「移行段階」とも呼ばれる）は、放出の線源が安定化され、更なる重大な事故的放出の可能性が低い時に開始する。この段階では、早期段階で実施されたいくつかの防護対策を終了し、放射線被ばくを更に低減するために追加の対策が実施される。また、人と環境を防護する最善の対策を決定するため、サイト内とサイト外の放射</p>

<p>線状況の特徴づけることに焦点を当てられる。この段階は、数か月から 1 年以上続くことがある。</p>
<p>(13) しばしば「復旧段階」と呼ばれる事故の長期段階は、放射線源の安全性が十分に確保され、損傷した設備の解体の作業を開始できるよう被ばく状況が適切に特徴づけられたと考えられる場合にサイト内で開始する。サイト外では、長期段階は、被災地の将来に関する当局の決定を支援するためこれらの地域の放射線の状態が十分に特徴づけられたとき、また、人々がそこに留まることが認められた場所、または戻ることが予想される地域における生活状況の回復に伴う長期の防護対策が実施された時に始まる。生活状況には、健康、社会的、環境的、経済的考慮が含まれる。大規模事故の長期段階は、数年から数十年に及ぶことがある。</p>
<p>(14) 1つの段階から次の段階への移行は、多くの要因に依存する決定の問題である。実際は一般的に当局の宣言によって正式なものとなる。図 2.1 は、大規模原子力事故の時間軸をまとめたものである。緊急時被ばく状況から現存被ばく状況への移行は、必ずしもすべての被災地で同時に起こるとは限らない。</p>
<p>2.2. 大規模原子力事故の影響</p>
<p>(15) 大規模原子力事故は、個人と社会生活のあらゆる側面に影響を及ぼす。第 1 に、放射線の潜在的な健康影響を考えると、放射線の存在は人々にとって主な懸念の原因であり、その特徴が不明であることで懸念が一層強くなる。また、状況によっては、その他の影響が直ちに、かつ深刻なリスクをもたらすこともある。過去の経験から、すべての社会経済活動を含め、住民の日常生活と環境のあらゆる側面が影響を受け、非常に複雑な状況が生じることが明らかになっている（UNDP/UNICEF, 2002 年）。これらの状況は、放射線防護を考慮するのみでは管理できず、事故の結果に関連する社会的、心理的、環境的、教育的、文化的、倫理的、経済的、政治的要因も考慮しなければならない。この点に関し、チェルノブイリ事故と福島第一事故は、特に妊婦、小児、定期的／特別な治療を受けている人々、高齢者といった一部の脆弱な集団の防護に特に注意を払うことの重要性を示している。</p>
<p>2.2.1. 放射線誘発の健康影響</p>
<p>(16) 委員会は、放射線による 2 つの健康影響の重要なカテゴリー、すなわち、組織／臓器損傷（「確定的健康影響」とも呼ばれる）に至る組織反応と、がんと遺伝性疾患（「確率的健康影響」とも呼ばれる）を考慮する。</p>
<p>2.2.1.1. 組織反応</p>

<p>(17) 放射線被ばくに関連した組織／臓器損傷は、しきい値を超えると影響の重篤度が被ばくレベルと共に増加し、しきい値未満では1%未満の発生率で反応が起こると仮定されることが特徴である。このような損傷は、被ばく後すぐに（数時間～数ヶ月）、またはかなりの時間の経過後（数年または数十年）に起こり得、被ばくした個人の生活の質を著しく損なう可能性がある。表 2.1 に、一部の組織反応のしきい線量を示す。更なる詳細は、<i>Publication 118</i> (ICRP, 2012a) で入手することができる。</p>
<p>(18) 約 100 mGy までの急性臓器線量では、直ちに組織の機能障害は生じない。しかし、500 mGy を超える急性または集積線量では、被ばくから非常に長い時間が経過した後、特に眼の水晶体および循環系で組織反応の重篤度はますます重大になる。より高い線量では、チェルノブイリ事故で示されたように、組織反応の重篤度がますます重大になり、深刻な損傷が起こる可能性がある。</p>
<p>(19) 放射線治療を受けた患者のコホート、広島と長崎の原爆被爆生存者、原子力作業者など、いくつかの疫学研究では、心臓への数百 mGy あるいは数千 mGy の線量を受けることに伴う循環器疾患による死亡リスクの増加が示されている (Little et al., 2012)。より低い線量では、状況はより不明瞭である。委員会は、放射線誘発循環器疾患 (ICRP, 2012a) に対して防護するためには、500 mGy のしきい線量が適切であると勧告する。</p>
<p>2.2.1.2. がんと遺伝性疾患</p>
<p>(20) がんと遺伝性影響は、線量に比例した発生確率の増加を特徴とし、一方で、その重篤度は受けた線量とは関係しない。放射線防護のため、委員会は、これらの影響の発生確率は被ばくのレベルに比例する（すなわち、小さな被ばく線量でもリスクがわずかに増加する可能性がある）と仮定している (ICRP, 2007)。</p>
<p>(21) がんリスクの増加は、広島と長崎の原爆被爆生存者、ならびに環境、医療、職業被ばくの研究など、多くの被ばく集団に関する疫学研究で報告されている。これらの研究から、がんリスク（すなわち、がん症例の頻度）は、類似した特徴を持つ被ばくしていない個人と比較すると、被ばくした個人の方が高いことが示された (UNSCEAR, 2006)。</p>
<p>(22) 放射線被ばくが被ばくした集団のがん発生確率を増加させることを示す信頼できる科学的根拠がある。低線量・低線量率の放射線被ばくに伴う健康影響については大きな不確実性が残されているが、特に大規模な研究から、100 mSv 以下の線量・リスク関係の疫学的証拠が増えてきている。現在、入手可能なデータの多くは、直線しきい値なしモデルを広く支持している (NCRP, 2018a ; Shore, 2018)。疫学研究の結果に基づき、自然バックグラウンドレベルを 100 mSv 上回る線量では、全世界の集団の典型的な致死性がんの生涯リスク 25%が約 0.5%高まると推定されている (ICRP, 2007 ; Ogino and</p>

Hattori, 2014)。
(23) 甲状腺は、外部線源（外部被ばく）から照射されることがあるが、吸入または摂取（内部被ばく）によって放射性ヨウ素を蓄積することもある。原子力事故は、大量の放射性ヨウ素の放出をもたらし、住民における相当な甲状腺被ばくにつながる可能性がある。チェルノブイリ事故後、放射性ヨウ素に被ばくした幼児や小児の集団では、甲状腺がんの罹患率が増加した。事故後約 3 年間目から増加が見られ、事故当時幼児または小児として被ばくした人々の間では、現在も甲状腺がんの過剰が見られている（UNSCEAR, 2018）。
(24) 人間の放射線への被ばくが過剰な遺伝性疾患につながるという直接的な証拠はないが、動物では遺伝性（遺伝学的）影響がみられている。したがって、委員会は引き続き、慎重に、遺伝性影響のリスクを放射線防護体系に含めている。
2.2.2. 動物相と植物相の影響
(25) 原子力事故による環境中へ深刻な放射性放出の場合、施設周辺の隣接地域のヒト以外の生物相に対し放射線被ばくによる損害を及ぼす可能性がある。チェルノブイリ事故後、森林の死滅や土壌無脊椎動物数の減少から、一部の種の遺伝学的変化の報告など、動物相と植物相への損傷が見られた（UNSCEAR, 2000, 2011 ; IAEA, 2006）。時間の経過とともに、人間の活動の欠如を含む様々な要因に関連し、生物多様性に変化が生じている。原子力事故後の環境中の放射能の存在が懸念されるが、環境への直接観察可能な影響は、殆どの場合で放射性物質の沈着が最も多かった地域に限定される傾向がある（UNSCEAR, 2013）。
(26) また、事故による人への影響を緩和するための防護対策を実施することにより、植物相と動物相の一部のタイプの被ばくを減らす可能性もある。更に、表土または森林被覆の除去、または土壌改良剤の使用など、とられる防護対策の実施から生態系への環境影響が生じることがある。委員会は、様々な被ばく状況における環境防護に関する勧告（ICRP, 2014）において、原子力事故の早期段階では、環境影響は喫緊の優先事項ではないかもしれないが、中期・長期段階で人間を防護するための選択肢を選択する際には、防護対策の環境への影響を考慮すべきであると述べている。
2.2.3. 社会的影響
(27) 放射能汚染の突然の出現は、望ましくなく、不当であり、危険であると認識され、それを取り除きたいという欲求を生じさせる。人間の生活環境における放射能汚染の存在は、個人の幸福と被災した地域社会の生活の質を大きく狂わせる。多くの疑問、懸念、

恐怖を引き起こし、多数の見解を生じ、問題を悪化させる。一部の住民は認められれば被災地に留まることを選択し、その他の住民は退去するであろう。退去した住民のうち、帰還する人もいれば、恒久的に移転する人もいるであろう。これは、チェルノブイリ事故と福島第一事故後に見られたように、地域社会の生活、ならびに住民、特に若者の数の顕著な減少を伴う人口動態に大きな影響を及ぼす可能性がある。

(28) サイト内とサイト外での事故そのものの管理は、必然的に、被災した人々の生活様式や人々間の関係性に影響を及ぼす。これにより、対応者の作業条件と生活状況の整備、避難した人々の収容、地域の区画、防護対策の実施に関連する様々な制限、除染による2次的影響、補償制度の実施などの社会的影響がもたらされる。

(29) すべての個人は、多くの葛藤を引き起こす複雑な状況に直面し、彼らの反応は、その地域社会の一般的な状況と個人的な状況に依存する。教育、輸送、保健医療、地域社会支援、公共空間、情報、公衆安全、スポーツ、レクリエーション、芸術、文化などの社会基盤や活動はすべて影響を受ける。

(30) チェルノブイリ事故と福島第一原子力事故は、被災地における放射能汚染の存在による社会的影響に関して同様の影響をもたらした。住民のすべての部門に広がる放射線への恐怖以外にも、社会学的研究からは、専門家や当局への信頼の崩壊、家族や社会とのつながりの分断、特に子どもたちの将来への不安、徐々に強まる日常生活の制御を失うという感覚も生じることが明らかにされている。これらすべての結果が人々の幸福に影響を及ぼし、彼らの自律性と尊厳を脅かすものである。

(31) 長期的には、被災者が放射線状況に対処する方法を理解し、自律性と生計を取り戻した場合でも、当局と国の他の地域から見捨てられることへの恐怖、被災地の負のイメージは、社会の原動力を制約する問題であり続ける。また、原子力事故は、汚染によって直接影響を受けない地域にも社会的影響を及ぼす。避難者の受入れの管理は、特に早期段階において、組織的・人間的な課題を生じさせる。過去の経験から、原子力事故により、被災地やそこに住む人々、そこで生産された物品に対して、拒絶の態度が生まれることがわかっている。この態度は、特に若者に対して差別を引き起こすことが観察されている (Sawano et al., 2018)。このような状況では、被災者と世界のつながりを立て直し、維持していくことが重要である。

2.2.4. 経済的影響

(32) 大規模原子力事故の後、被災地の経済構造全体が直接的または間接的のいずれかの影響を受ける。例えば、農業部門は土壌と家畜の汚染により著しく妨げられ、食品生産、その流通と消費に影響を及ぼす。事故はまた、被災地の産業部門とサービス部門にも影響

<p>を及ぼす。グローバルな性質の経済では、国内的・国際的に影響が見られるかもしれない。</p>
<p>(33) 放射能汚染は、公共施設、公共交通機関、通信システム、食料と水の供給などの重要な基盤に直接影響を及ぼす可能性が高い。これは、地元の企業や雇用、ならびに政府サービス、セキュリティ機関、医療施設、金融システム、公衆衛生サービス、教育施設などの主要な公共サービスに影響がある。</p>
<p>(34) 被災地で経済活動の維持を望む会社や新たに起業する会社は、汚染の存在に関連する更なる障害に直面するかもしれない。従業員、職場、製品、そしてこれらの会社のイメージはすべて影響を受ける可能性がある。経験から、事故対応情報やモニタリングを提供する際は、従業員とその家族の両者が関与することが重要であることが示されている。地域の人口動態の変化も、被災地の経済全体に影響を与えるもう一つの要因である。</p>
<p>(35) 事故による経済的影響は、被災地内の、または被災地に関連するすべての経済活動に追加の技術的・財政的制約を引き起こす可能性がある。活動の維持または再開、ならびに新たな活動の展開は、地方自治体や政府が数年間支援する必要がある。当局が、人々が望むならば永住を認める決定した地域については、全体的な目標は、被災した領域における社会経済活動の持続可能な再展開である。</p>
<p>2.2.5. 心理的影響</p>
<p>(36) 大規模原子力事故は、緊急対応において、ならびに被災地の生活と作業条件の回復に焦点が移るにつれて長期的においても、人々の生活に非常に破壊的であることが予想される。事故は多くの懸念とかなりの恐怖を生み出す。人々は状況の複雑さによって不安定になり、多くの疑問を抱く。事故の直接的な影響に加えて、社会と経済の混乱による人々の精神衛生への影響もある。更に、原子力事故により被災した人々は、苦悩、失望、落胆、無力感、不満、欲求不満、怒りを感じることもある。多くの被災者は、個人の生活と作業条件に対する制御の喪失を感じていると報告し、これは高いレベルの心理的ストレスに結びついている。チェルノブイリ事故と福島第一事故後のいくつかの研究によって報告されているように、この状況は、実際の放射線被ばくの大きさとは相関せず、一部の人々に心理と心身に障害を誘発させる可能性がある (Yasumura et al., 2012 ; Kunii et al., 2016 ; Oe et al., 2016a,b)。</p>
<p>(37) これらの研究では、災害現場に実際直面した対応者において、抑うつおよび心的外傷後ストレス障害の発生率が上昇し、生活が脅かされる可能性があることが報告された。また、わずかであっても日常生活で放射能汚染に直面する人々や明確な将来の展望がなく生活環境の悪い避難者は、不安、ストレス、抑うつにさらされやすいとの報告もある</p>

<p>(Bromet et al., 2011 ; Bromet, 2014 ; Harada et al., 2015 ; IAEA, 2015a ; Suzuki et al., 2015 ; Maeda and Oe, 2017)。</p>
<p>(38) 特に、小さい子どもを持つ親で、子どもや家族への潜在的な健康への悪影響について長引く懸念を持っていると、心理的障害を特に受けやすい。研究により、日常生活における汚染の存在によって生じる母親の不安は、不適切な行動（感受性の欠如または暴力も）を誘発し得る強力なストレス因子であり、これは、子どもの情緒・社会的発達を妨げる可能性があることが明らかにされている (Maeda and Oe, 2014)。</p>
<p>(39) 経験によると、心理的レベルでは、各個人の反応は、彼らの状況に大きく依存し、時間の経過とともに次のように進展することが示されている。一部の人々はうつ病に苦しむことがあり、また他の人々はその状況に身を任せ、最終的に無関心または拒絶の態度をとることがあり、それ以外の人々は自分自身と他の人々のため状況を改善するよう対策に関与することがある。原子力事故の心理的影響は、被災者に長期間影響を及ぼし続ける可能性がある。</p>
<p>2.2.6. 防護対策に関連する生活様式の変化による健康への影響</p>
<p>(40) 放射線誘発の健康影響に加え、放射能の存在に起因する生活様式の変化や、放射線被ばくを避けるためにとられる対策により、健康に関連する他の影響がある可能性がある。チェルノブイリ事故と福島第一原子力事故を受けて実施された多くの研究は、早期段階だけでなく、中期・長期段階の間にとられた防護対策に関連する様々な身体的、心理的障害を報告している (Hasegawa et al., 2015 ; Luccioni et al., 2016)。</p>
<p>(41) 避難後すぐに、病院の患者や介護施設の高齢者のような脆弱な集団は、低体温や脱水になりやすく、持病が悪化しやすい。これらは死亡率の増加につながり得る (Morita et al., 2017)。一方、避難所に住む子どもたちは、不十分な施設から生じる過密やストレスのため、感染症を起こしやすい。彼らはまた、心理的に影響を受け、その後、感情的な問題に発展する可能性がある (Oe et al., 2018)。避難した子どもたちの言葉による虐待といじめは、ストレスの更なる原因を作る可能性がある (Sawano et al., 2018 ; Oe et al., 2019)。</p>
<p>(42) 中期・長期段階には、汚染地域に留まる人々ならびに一時的な移転の対象の人々は、生活様式の変化による肥満、糖尿病、心血管と循環器疾患、食生活の悪さ（例えば果物や野菜不足）による高血圧や慢性腎臓病を含む長期にわたる様々な身体的な健康影響、運動不足、薬物乱用、医療施設へ行く手段または治療を求める機会の制限などを経験する可能性がある。更に、放射線の存在により子どもが屋外で遊ぶことを制限されることはより高いレベルの肥満につながり得る (Nomura et al., 2016 ; Ono et al., 2017 ; Tsubokura,</p>

2018)。
2.3. 人と環境の防護の原則
(43) 大規模原子力事故に関する委員会の勧告の目的は、人と環境に対する放射線防護の適切なレベルを確保するためにとられるべき対策について助言することである。これは、重篤な組織／臓器損傷が防止され、がんや遺伝性疾患のリスクが合理的に達成可能な限り低減され、ヒト以外の生物相に対する有害な放射線影響の頻度が防止または低減されるよう人間の被ばくを管理することを意味する。これらの目的は、人間、植物相、動物相への放射線被ばくの潜在的な悪影響、ならびに事故とその管理による社会的、環境的、経済的影響を考慮して追求されるべきである。これは、すべての被災した個人の健康と幸福、対応者の適切な作業条件、被災した地域社会の生活の質、被災地の生物多様性を可能な限り維持することを意味する。
(44) 緊急時被ばく状況と現存被ばく状況において、放射線防護の目的は、最初の2つの放射線防護の基本原則、すなわち、正当化、最適化の原則を用いて達成される (<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) の203項を参照)。防護対策は潜在的に重大な混乱を引き起こす可能性があり、正当化の原則は、防護対策の実施に関する決定が被災した人と環境に便益をもたらすことを保証するものとなる。参考レベルを用いて適用される防護の最適化の原則は、個々の被ばく分布の不公平さを制限し、社会的、環境的、経済的要因を考慮して、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持または低減することを目的とする。
(45) 第3の放射線防護の基本原則、すなわち線量限度の適用は、事故後の緊急時被ばく状況と現存被ばく状況においては適切ではない。この原則は、線源が意図的に取り入れられ、被ばくが完全に制御され、規制されている計画被ばく状況にのみ適用される。これを踏まえ、委員会は、線量限度を設定するためのリスクの考慮に基づく枠組みを定義した (ICRP, 1991a)。線量限度は、考慮される線源の通常の操業において、いかなる合理的な根拠に基づいても超えるべきではないリスクのレベル (すなわち、被ばくのレベル) に相当する。限度を超えることは、操業管理に問題があり、是正される必要があることを示すものである。
(46) 緊急時被ばく状況では、線源の制御を回復することが目的である場合、そして現存被ばく状況では、線源の存在が意図されないものである場合、被ばくのレベルは、計画被ばく状況に設定された限度よりも高くなる可能性がある。これは、これらの状況の管理の問題として体系的にみなすべきではない。線量限度のアプローチを使用する代わりに、経験に基づき、委員会は、放射線誘発リスクと状況を制御する実現可能性を考慮して、一般的な被ばくのバンドの中から選択されるべき参考レベルを定義した (ICRP, 2007)。

<p>(47) ひとたび緊急事態が宣言されれば、サイト内とサイト外の防護対策に関する決定は、効果的なものとなるために早期段階で迅速に行われるべきである。対応する時間が短く、不確実性が多いことを考えると、これらの対策は、妥当なシナリオに基づいて事前に準備され、可能な限り実際の状況に合わせるべきである。早期段階の管理には、特に国民の防護、国境をまたぐ課題、食品の制限、必要に応じた支援に対応するため、被災した国々との適切な交流と国際協力が必要である (IAEA, 2015b)。中期段階では、防護対策を開始、継続または終了する意思決定を導くために、徐々にサイト内とサイト外の放射線状況の特徴を把握していくことが不可欠である。長期段階では、サイト内とサイト外での放射線状況は、より理解が進み、被災地における地元の多様な特性に合わせた防護対策を実施することによって改善することができる。</p>
<p>(48) 早期段階では、環境の影響についての検討は喫緊の優先事項ではないかもしれない (ICRP, 2014)。しかし、飼育動物に関しては、委員会は、ペットと家畜を防護するために適切な措置をとるべきであり、それらの健康を維持し、病気や汚染の拡大を防止するために、準備計画のプロセスにおいて具体的な取決めを策定すべきであると勧告する。</p>
<p>(49) 中期段階では、人間の被ばくに対する懸念が主である場合でも、動物相と植物相への放射線被ばくの影響、ならびに、防護対策による環境への影響を考慮すべきである。特に、環境 (例えば、土壌) を除染するための対策の選択に関しては、長期的には土壌の有機無機質肥料と生物多様性に影響を及ぼす可能性があるため、これらへの影響を考慮すべきである。</p>
<p>(50) 長期段階では、長期に続く汚染によって脅かされる可能性のある種を防護するための対策を検討することが可能であるはずである。また、防護対策の実施により影響を受ける環境の質を維持するための特別な対応が必要となることがある。これらの対策は、絶滅危惧種の個体数、多様性、影響の空間的範囲、環境の内在的価値を含む、全体的なアプローチの中で検討されるべきである (NCRP, 2018b)。</p>
<p>2.3.1. 防護に関する決定の正当化</p>
<p>(51) 正当化の原則は、被ばく状況を変更するような決定は害よりも多くの益をもたらすべきであると述べている。これは、可能な限り害を及ぼさない (無危害) ようにしながら益になることを行う (善行) 倫理的価値の一部であり、<i>Publication 138</i> (ICRP, 2018) で説明されている善行と無危害の倫理的価値と一致する。緊急時被ばく状況と現存被ばく状況では、正当化の原則は、潜在的または実際の被ばくを避ける、または低減するための対策をとるかどうかを決定する際に適用される。原子力事故の場合の被ばく影響の低減を目的とするすべての決定により、サイト内の作業条件、被災地の日常生活に追加的な</p>

<p>制約が生じ、関係する個人と地域社会に多かれ少なかれ負の影響を及ぼす。決定は、サイト内ならびにサイト外の状況について避けられない不確実性を考慮し、潜在的な負の影響を念頭に置き、合理的に現実的であるが慎重なアプローチに基づくべきである。</p>
<p>(52) 正当化は、単に被ばくを避ける、または低減するだけでなく、放射線以外による健康影響、ならびに社会、経済、環境に関する考慮も含む放射線防護の一部である。正当化は、個人の幸福、被災した地域社会の生活の質、将来世代のための環境の質の保存に貢献するという社会全体の倫理目標に合致している。個人の幸福に貢献するために、正当化には、脆弱な集団または先住民のような特定の地域社会の特別な考慮も含まれるべきである。</p>
<p>(53) 防護の正当化に関する意思決定は、通常、当局と責任を持つ組織の役割である。その目的は、広い意味で、必ずしも一人ひとりの便益ではなく、社会全体に便益をもたらすことである。しかし、決定の正当化は、当局以外の組織と個人からの情報が有益となり得る多くの側面がある。したがって、委員会は、決定の正当化に関する公開プロセスにおいては、可能な限り、主要なステークホルダーに参画させるよう勧告する (NEA, 2006)。</p>
<p>(54) 委員会は、事故から生じる状況が全体的に進展するにつれて、決定の正当化は定期的に再評価されるべきであると考えます。したがって、正当化は、計画または事故の管理の間に考慮される「一回限りの」検討事項ではない。既に行われた決定が、広い意味で、害よりも多くの益をもたらすか否かを問うべきである。また、委員会は、全体的な防護戦略の正当化は、単一または組み合わせて適用される防護対策の害と益についても考慮すべきであると考えます。最終的には、被災者の残存被ばくのレベルと、社会的、環境的、経済的影響とのバランスをとることによって判断されるべきである。</p>
<p>(55) 早期段階では、被ばくを避ける、または低減するための迅速な対策をとるか否かの決定には正当化が適用される。そのような状況において、人々の避難と屋内退避は最も難しい決定である。これらの対策は、小さな地域社会を防護するためには効果的で比較的わかりやすいものだが、長期にわたり大規模に実施するには、混乱をもたらす、困難である可能性がある。例えば、福島第一事故から学んだ教訓は、介護施設からの高齢者や医療の管理下にある人々の非計画的な避難は、これらの人々に益よりも多くの害をもたらした可能性があることを示唆している (Tanigawa et al., 2012)。同様に、厳格な屋内退避は、1日または2日を超える期間では正当化されない (詳細については第3章を参照)。迅速に行動する必要性から、ステークホルダーの参画にはつながらない。しかしながら、ステークホルダーは準備計画と訓練において参画するべきである。</p>
<p>(56) 中期段階では、更なる対策の組み合わせが一貫した防護戦略を構成するという観点</p>

で、これらの防護対策を実施するかどうかの決定に正当化が適用される。正当化は被災地の将来に関する当局の基本的な決定にも適用され、長期段階の始まりでもある。この決定は、ひとたび放射線状況がより良く特徴づけられれば、既に実施された防護対策の結果を考慮に入れて、被災した個人と地域社会と協力して行われなければならない。また、この決定には、社会的・経済的活動の持続可能性について入手可能な情報を考慮に入れるべきである。とりわけ、被ばくの残存レベルが高く、適切な生活状況や作業条件を維持することが困難であることから、住民が留まることが許可されない地域と被ばく状況を踏まえ、希望する場合には、人々が恒久的に住むことが許される地域を決定しなければならない。予想される被ばくのレベルに基づく段階的アプローチ、ならびに社会、環境、経済に関する考慮に従って、臨時的な防護対策が実施できるいくつかの地理上の地域を定義することができる。これはチェルノブイリ事故と福島第一原子力事故後、当局によって採用されたアプローチであった。

(57) 大規模かつ長期にわたる汚染につながった原子力事故や産業事故、あるいは自然災害後の世界の経験では、国と個人が被災地を容易に放棄する意思がないことが示されている (Bonaiuto et al., 2016)。ただし、被災地に留まることの許可は、特に潜在的な健康影響に対する防護や持続可能な生活様式と暮らしを含む、適切な生活状況および作業条件の達成など、必要条件が満たされている場合に限り決定するべきである。過去の経験では、意思決定プロセスを改善するため、これらの決定に、ステークホルダー、特に地域当局の代表者、熟練者、被災した地域社会の住民を参画させることの重要性とメリットが示されている。

2.3.2. 防護の最適化

(58) 委員会は、人、／または環境を防護するための決定がされ次第、防護の最適化の原則に従って防護対策を実施すべきであると勧告する。この放射線防護体系の中心的な原則は、社会的、環境的、経済的要因を考慮し、すべての個人の被ばくが合理的に達成可能な限り低く保たれるべきであることを意味する。

(59) 防護の最適化原則の実施は、特別な状況を踏まえ最良の防護対策を選択するため、その時点で重要な様々な要因、被ばく状況を特徴づける放射線関連情報やデータを含む、被ばく状況に関する十分な理解を必要とするプロセスである。更に、ステークホルダーの見解や懸念、放射線防護を左右する倫理的価値を反映すべきである (すなわち、不必要な被ばくを避ける (慎重さ)、被ばくを受けた個人の被ばくの公正な割り当て (正義／公平性)、人々に敬意を払う (尊厳))。慎重さ、正義／公平性、尊厳は、放射線防護体系、特に最適化の原則を支える中核となる倫理的価値である (ICRP, 2018)。

<p>(60) 最適化原則の実施は、被ばく状況の特徴を踏まえ、最良の防護対策を選択することを目的とした段階的なプロセスである（図 2.2 を参照）。</p>
<p>(61) 正当化された防護対策の比較は、最適化プロセスの主要な特徴であり、状況のすべての特徴を注意深く考慮しなければならない。防護対策の選択を導くため、意思決定支援技術が用いられることもある。これらの技術の適用に関する助言は、<i>Publications 37, 55, 101</i> (ICRP, 1983, 1990, 2006) で提供されている。判断という性質上、透明性、被ばく状況に関わる ステークホルダー の直接的な参画が強く求められる。この透明性は、放射線影響、放射線以外の影響に関するすべての入手可能な関連情報、仮定、判断が被災した人々に提供され、意思決定プロセスのトレーサビリティが適切に文書化され、十分な説明を受けたうえでの決定の証拠を提供することを前提としている（ICRP, 2006, 34 項）。</p>
<p>(62) 最適化は、その時点の遍在する状況において一連の正しい対策が講じられているかどうか、ならびに合理的に達成可能な限り低く被ばくを維持または低減するために合理的なすべての対策が尽くされているかどうかを問う心構えである。実践的な防護の実施に関わる組織（例えば、農業、工業部門）および個人（責任を有する者または関係する市民）に対して、良いガイダンスと十分な支援を提供することは、当局の責任である。したがって、政府または責任当局は、それらの実施を適切に支援するため、地域または個人レベルでとられる防護対策を含め、常に実施されている防護対策の有効性を評価する必要がある。</p>
<p>(63) 決定の正当化と同様に、早期段階における実践的な最適化の実施は、サイト内とサイト外の放射線状況に関する不確実性と情報の欠如によって妨げられる。また、基盤設備の状態や住民の反応や行動などの不確実性を踏まえ、放射線以外の影響も考慮に入れて仮定するべきである。これらの理由のため、最初に実施されるのは準備計画において正当化されたと考えられた防護対策である。放射線状況の特徴の把握が進むにつれ、サイト内とサイト外の両方の被ばく状況の特殊性をより良く考慮に入れるため、実施される様々な防護対策の最適化プロセスを再度行うことが可能である。</p>
<p>(64) 原子力事故に起因する社会経済状況の複雑さのため、早期、中期、長期段階の最適化の実施においては、脆弱な集団、または特定の集団のグループの防護、または社会経済活動の重要性や優先度に関する多くの価値判断が認識されるべきである。これには、例えば、妊婦、小児、高齢者、病人に十分な注意を払うことが含まれる。また、戦略的な社会経済活動は、最適化のプロセスの実施において特定の防護対策の対象とするべきである。</p>
<p>(65) 最適化プロセスは、ステークホルダー間の利益相反に対処し、異なる希望や需要を</p>

和解させようとしなければならない。例えば、商品、サービス、食品の生産者は生産の継続を望むが、消費者がこれらの品目を購入する意思によってその能力は影響を受ける。また、他の例えとして、被災した人々が観光などを通じて国内と海外の人々と交流を継続することを望む一方で、これらの人々はそれを望まないということもある。したがって、防護対策は、被災地に関わるすべての人々の信頼に役立つべきであろう。

(66) 事故における放射線被ばくの特徴の 1 つは、対応者と被災地で生活または仕事をする人々が受ける被ばくの大きな分布である。過去の経験では、大部分の人々は比較的低い被ばくを受けるが、被災した一部の個人の線量がより有意に得ることが示されている。早期段階では、防護対策が迅速に実施されなければ、放射線による重度の健康影響を引き起こす可能性のある高い被ばくを受ける人もわずかにいる。したがって、委員会は、被災した人々のグループにおける被ばく分布の公平性に特に注意を払い、事故が発生した場合には、最も被ばくした個人の被ばくを減らすことを優先して、防護の最適化を実施すべきであると勧告する。

(67) 事故の際には、脆弱な人々の防護も懸念される。特に、妊婦や小児は、放射性ヨウ素の被ばくに対する感受性が高い。また、高齢者、ならびに病気の人および／または入院している人の健康状態は、その事象と防護対策による混乱によって特に影響を受け得る。ホームレスの人々も、生活状況が悪いことから、より多くの被ばくを受ける可能性がある (Sawano et al., 2019)。したがって、委員会は、最適化の原則の実施において、脆弱なグループの特定と彼らに対する考慮を勧告する。

(68) 個人被ばくを低減し、被ばくの分布における不公平さを制限するために、委員会は、原子力事故に続く段階で防護の最適化を導くため、参考レベルを使用することを勧告する。これらの参考レベルは、サイト内の対応者、サイト外の対応者、サイト外の公衆の構成員の被ばくを区別することによって、事故の様々な段階に適応させなければならない (3.3 節を参照)。委員会はまた、実施された防護対策の有効性を評価するために残存線量を使用することを勧告する。この残存線量は、自然バックグラウンドの被ばくを含まない、事故によって追加された残りの線量に相当する。最善の防護対策は常に被ばく状況に特有のものであり、最適化のプロセスを止めるべき線量レベルを先験的に決定することには関連がない (ICRP, 2007, 218 項)。ただし、防護の最適化は被ばくの最小化ではない。これは、被ばくの低減と関連する社会的、環境的、経済的影響とで慎重にバランスをとったプロセスの結果である。これは、必ずしも個人にとって最低の残存線量レベルをもたらすとは限らない。

(69) 中期段階が終了し、放射線状況が特徴づけられると、地域の状況を考慮し、放射線

状況が進展するにつれ防護対策を適応させ、個人と地域社会の懸念と希望を取り入れて、より詳細な最適化プロセスを段階的に実施することができる。環境中の放射能と個人の被ばくの測定回数が増加するにつれて、最も被ばくを受け続けている人々とその被ばくに寄与する要因を特定することができるようになる。対象を絞った防護対策を実施することは、最も高い被ばく、ならびに集団の平均的な被ばくの低減に徐々に貢献する。長期的には、人々が生活することが認められた地域では、一般的に被災地ではない地域における許可された人工の放射線源による公衆被ばくとして耐容できると考えられるレベルと同等のレベルまで低減できることが経験上示されている。

(70) 中期と長期段階では、個人の被ばくは個人が居住し作業をする地域の残存放射線状況だけでなく、個人の行動と生活様式（例えば、食事、レジャー活動など）にも大きく依存する。行動と生活様式は個人の状況、利用可能な資源、変化を起こす個人の意欲と能力に大きく依存する。一旦、何が自らの被ばくに寄与しているかについて適切な情報が個人に与えられると、彼らは自分たちの生活様式と習慣について選択を行い、対策をとり、自分たちの被ばくを更に減らすことができる。委員会は、このようなタイプの対策を「自助努力による防護対策」と呼び、その実施は極めて効果的であり、当局や専門家によって支持され奨励されるべき最適化プロセスの不可欠な部分であると考えられる。

(71) 放射線防護は、確率的影響の可能性が被ばくに比例すると仮定しているため、長期段階における個人における難しさは、自助努力による防護対策を取り入れることの努力と結果と、存在するかもしれない残存放射線リスクとのバランスを取ることである。更に、一般的に、個人の行動を不当に変えたり、要望を抑えたりすることなく個人が達成できることには限界がある。このような決定は、放射線状況に関する関連情報をもって、また個人測定できることでのみ行うことができる。

(72) 住民や地域社会が自助努力による防護対策を定義し、最適化し、適用することを望み、かつ行えるのであれば、当局と専門家は、質問に回答し、測定とその結果の解釈を助け、情報と支援を提供することにより、これを可能にするプロセスを促進すべきである（共同専門知プロセスについては3.4.3節を参照）。しかし、自助努力による防護対策は、混乱をもたらす可能性もある（例えば、内部被ばくと外部被ばくを低減するために、消費する食物や訪問する場所に絶えず注意を払う）。

(73) 防護対策を実施するための戦略は、国の事故への備えと計画の方策の一環として、当局により策定されるべきである。これらの計画では、自助努力による防護対策を、住民がそのような対策を取ることができる条件を含めて考慮に入れるべきである。被ばくを低減するための防護対策の成否を予測し、そのような対策を計画するよう人々に求める

のは困難であるが、委員会は、当局がこれらの計画の準備に代表的なステークホルダーを参画させるべきであると勧告する。

2.3.3. 最適化と参考レベルの使用

(74) 緊急時被ばく状況と現存被ばく状況における人の防護のため、委員会は個人の実効線量 (mSv) で表される参考レベルを使用して、被ばく分布の不公平さを抑制し、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持または低減することを勧告する。事故が発生する前の準備計画では、参考レベルは、特定のタイプの事故シナリオについて早期、中期、長期段階で実施されるべき防護対策を選択し、その程度を見積もるための誘導値として用いられる。したがって計画段階では、それらは超えるべきではない被ばくレベルを表す。緊急時被ばく状況が発生した場合、または現存被ばく状況が宣言された場合、参考レベルは防護対策の有効性を評価するためのベンチマークとなる。初めのうちは、これらの対策から生じる被ばくの分布に、状況に応じて参考レベルを超える被ばくが含まれても、含まれなくてもよい。その目的は、参考レベルを超える被ばくをそれ以下に減らすことに重きを置き、被ばくを更に低減することである。

(75) 委員会は、参考レベルが超えるべきではないあらかじめ定められた規制上の限度を表すものではないという立場を維持している。実際には、参考レベルは、規制違反になることなく、最適化プロセスの初めまたはその過程で、一部の個人で超える可能性がある。このように、参考レベルは実践的な最適化の原則の実施を導き、国際的ガイダンスや国内のガイダンスに組み込むことができるツールである。*Publication 103* (ICRP, 2007) は、考慮される被ばく状況の特徴を踏まえ、具体的な参考レベルを選択することができる一般的な参考レベルのバンドを提供している。

(76) 図 2.3 は、原子力事故のすべての段階において、参考レベルがどのように最適化プロセスを導いているかを図で表したものである。それぞれの段階の開始時には、一部の個人の被ばくが当局により選択された参考レベルを上回ってもよい。(潜在的または実際に) 最も被ばくしている人々の被ばくを防止または低減するために、これらの人々の特定を優先するべきである。その後の段階において実施される防護対策は、参考レベルを上回る被ばくを受ける人数を徐々に減少させるであろう。

(77) 状況が進展し、線量分布が変化した場合、参考レベルを再評価することが適切であろう。線量が参考レベルを越える、またはそれに近い個人が少なくなるにつれ、放射線状況の改善に伴い参考レベルを下げるができる。効果的であるためには、参考レベルの値の選択・再評価プロセスは状況に合わせるべきである。更に、委員会は、実現可能な場合には、特定の参考レベルを選択することにより達成されるべき希望レベルを決定する

ため、すべての関連するステークホルダーの見解を含めることを勧告する。

(78) 環境の防護に関し、委員会は、被災地の動物相と植物相への有害な影響の頻度を防止または低減させるために誘導考慮参考レベル (DCRL) の使用を勧告する (ICRP, 2008)。DCRL は、標準動物と標準植物 (RAP) の線量率のバンドで定義され、このバンド内では考慮される RAP に対し何らかの有害な影響が起こる可能性が高い。事故の早期段階では、一般的に動物相と植物相の防護は最優先事項ではない。しかしながら、DCRL は動物相と植物相への潜在的影響を理解するのに有用であろう。中期と長期段階において、放射線状況がより良く特徴づけられた時には、委員会は、社会的、環境的、経済的要因を考慮して、特に被ばくした RAP の被ばくを低減させるように配慮すべきであると勧告する。

(79) 本刊行物において、委員会は、大規模原子力事故の早期、中期、長期段階におけるサイト内とサイト外での人の防護のため、最適化の原則の実施と適切な参考レベルの選択について、ならびにヒト以外の生物相の防護について勧告を提供する。詳細は、それぞれ、第 3 章と第 4 章に記載される。

3. 早期段階と中期段階

3.1. 早期段階と中期段階の特徴

(80) 委員会は、緊急時被ばく状況に適用される放射線防護原則に従って、大規模原子力事故の早期と中期段階を管理することを勧告する。これらの状況は、放射線源の制御の喪失、または線源の意図的な誤用から生じるものとして定義され、望ましくない被ばくを回避または緩和し、線源の制御を取り戻すために、緊急かつタイムリーな対策を必要とする。緊急時被ばく状況は、線源の現状および将来の状態に関する大きな不確実性、高いレベルの被ばくの可能性を伴う被ばくの経路とレベルに関する不確実性、放射線と放射線以外の状況の急速な変化のいずれか 1 つ、または複数によって特徴づけることができる。

(81) 大規模原子力事故による緊急時被ばく状況は、対応者の被ばくや公衆の被ばくにつながる。これは、チェルノブイリ事故と福島第一事故に見られるように、数週間、更には数ヶ月という長期間持続する可能性がある。大規模原子力事故は、1 つの施設、同じサイトの複数の施設、または重大な外部事象が関与する場合には、複数のサイトが関わる可能性がある。早期段階では、放射性物質の放出の影響を緩和するために迅速に行動しなければならない。早期と中期段階において徐々に、放出は制御下に戻され、放射線の状況はより良く特徴づけられる。サイト外では、被ばくと被災地の将来についての不確実性が依然として存在する。したがって、中期段階は、サイト内よりもサイト外で長く持続する可能性

がある。
(82) 大規模原子力事故の場合、最も高い被ばくは、一般的に、線源が制御されていない早期段階の間に発生するであろう。委員会は、最初に優先すべきことは、サイト内とサイト外の両方で、直接的な重篤な組織／臓器損傷の発生を避けることであると勧告する。早期段階で考慮されるべき主な緊急防護対策は、避難、屋内退避、ヨウ素甲状腺ブロック、地域の食品と水の供給制限、ペットと家畜の防護である。これらの対策は迅速に実施されなければならないため、事前に準備しておく必要があり、特に実践する上での取決めや地理的範囲の概要をまとめておく必要がある (Callen and Homma, 2017)。
(83) 重大な放出の前にとられる防護対策は、直接的な重篤な放射線障害の発生を避けるために設計されるべきであり、これらはまた、一般的に放射線被ばくも防止するか、大きく低減するであろう (IAEA, 2015b)。これらの対策について決定する際には、潜在的な放射線以外の影響も考慮に入れ、それに応じて適応させることも重要である。実際の状況は、事前に計画されたシナリオとは大きく異なったり、急速に進展したりする可能性があり、対応中に防護対策を変更する必要もあり得る。
(84) 中期段階において放射線状況に関するより多くの情報が入手可能になるにつれ、最初の防護対策の地理的または時間的な範囲を変更し、一時的な移転、食品管理、環境除染、事業活動の管理などの新しい防護対策を導入する必要があるかもしれない。この段階の間、人々がどこで、いつ、どのように被ばくし、将来も被ばくする可能性があるのかを特定するために、被ばく状況をより良く特徴づけるための更なる対策が取られるべきである。
(85) 早期と中期段階では、被災者は、ラジオ、テレビ、ショートメッセージサービス、電子メール、ソーシャルメディアを含むすべての利用可能な手段により、状況とその進展について情報が与えられるべきである。この情報は、迅速かつ継続的に広められ、常に更新されるべきである。過去の原子力事故の経験から、正確な情報の発信は十分ではないことが示されている。したがって、委員会は、被災者の懸念に対応し、被災者が説明 (情報) に基づき決定するのを助けるため、共同専門知プロセスにおける当局、専門家、地元のステークホルダー間の協力を促進することを勧告する。
3.2. 放射線の特徴づけ
3.2.1. 被ばく経路
(86) 大規模原子力事故の場合、外部、／または内部被ばくは、様々な経路から生じる。外部被ばくは、損傷した施設によって放出されたプルーム中に存在する大気中の放射性

物質、プルームから地面、建物、衣服、皮膚に沈着した放射性物質から生じる。内部被ばくはプルームまたは汚染された物の表面からの再懸濁による放射性物質の吸入、放射性物質が含まれる食品と水の経口摂取、地面または物品に付着した放射性核種の意図しない経口摂取から生じる。

(87) 事故的な大気への放出の場合、プルーム中に存在する短寿命の放射性核種を吸入することによって、最初の被ばくは比較的高くなる可能性がある。その後、通常、放射性ヨウ素が作物の直接的な汚染とミルクへの移行により内部被ばくの主な要因となり、また、環境に沈着した汚染から外部被ばくが生じる期間が数日または数週間続く。中期段階では、外部放射線が、放射性セシウムによる食品の長期汚染とともに、主要になる可能性が高い。

(88) 沈着のパターンは、事象の規模と放出時の支配的な気象条件、特にプルームの通過時の風向、降雨または降雪に依存する。長時間にわたる放出の場合、風向は時間とともに変化することが予想される。長期的には、降雨とウェザリングは、土壌中の放射性核種の再分布と更なる移動を引き起こす。土壌からの放射性核種の植物への取込みは、土壌の物理的・化学的特性（例えば、水分と肥沃度）に応じて変化し、一般的に時間とともに減少する。また、沈着レベルも地域によって大きく異なる可能性がある。例えば、チェルノブイリ事故後、表面汚染は、同じ村の中で最大 10～100 倍の範囲で変動した。長期の場合には一般に、1 つまたは少数の放射性核種が、ヒト、ヒト以外の生物相の両方に対する被ばくを支配する。

(89) 人による放射性核種の摂取は、汚染された農地の野菜、肉、ミルクの摂取、汚染された河川、湖、海からの魚類、汚染された森林からの野生のベリー類やキノコ類から主に生じる。動物とその由来製品への移行は、飼料の汚染、ならびに管理技術に依存する。食品中の放射性核種濃度は、土壌と栽培される作物の種類に依存する一方で、住民による摂取は食習慣に依存して、時間とともに著しく変わる可能性がある。特定の地域では、農業地域に比べて特定の食品（例えば、森の中のベリー類やキノコ類、牧草地で放牧される家畜）への高いレベルの移行が現れる可能性がある。このような食品の摂取は、一部の個人において、摂取線量を増加させる可能性がある。

(90) 過去の事故の経験から、海水や地表水への液体放射性物質の放出、海水や地表水への直接の放射性物質の沈着、海水や地表水への流出による水路からの放射線被ばくの可能性があることが示唆されている。海への放射性物質の直接的または間接的な放出のために、人々は、海中または海底堆積物の放射性核種から外部被ばくを受ける可能性がある。これらの経路からの線量は、全体的な被ばくに有意に寄与することは予想されない。

<p>逆に、海産物への放射性物質の移行は、一部の公衆の構成員にとって、内部被ばくの主要な線源となり得る。</p>
<p>(91) 動物と植物は外部被ばくと内部被ばくの両方を受ける可能性がある。人と同様に、外部被ばくは、プルーム中に存在する大気中の放射性物質、損傷した施設から放出された放射性物質の水中への流出、プルームから地面、生物相に沈着した放射性物質から生じる。内部被ばくは、プルームまたは汚染された表面から再懸濁した放射性物質の吸入、汚染された水または植物と動物の摂取、ならびに地面の放射性核種の不注意な摂取から生じる。</p>
<p>(92) 放射性核種の汚染レベルと組成は経時的に、様々な場所に変化するはずであり、その結果、ヒト以外の生物相への様々な被ばくがもたらされる。また、特定の動物が汚染された地域でどのように時間を過ごすか、影響を受けた集団の大きさを理解することも重要であろう。</p>
<p>3.2.2. 環境と個人のモニタリング</p>
<p>3.2.2.1. 環境モニタリング</p>
<p>(93) 環境モニタリングは、サイト内及びサイト外の両方で、放射線状況の正確な実態を提供するために必要とされる。被ばくの予測は、気象情報、環境モニタリングデータ、モデリングを用いて行うことができる。放射線の懸念があり得る地域（すなわち、原子力施設の近くや、沈着物が居住地域または農地に影響を及ぼす可能性のある周辺地域まで）の気象条件の特徴を把握するためには、十分な数の気象観測所が利用可能であるべきである。より高い精度で被ばくを評価するために、訓練を受けた操作者が固定式・携帯式の放射線モニタリング装置を用いることもできる。また、広域に影響が及ぼされた場合は、航空モニタリングも環境汚染の程度と範囲に関する有用な情報を提供する（Saito et al., 2019）。</p>
<p>(94) 周辺線量率の環境モニタリングに加えて、大気中の放射性核種濃度の測定も行うべきである。このタイプの情報は、放射能の吸入による内部被ばくの推定を可能にする。環境中に沈着した放射性物質に起因する内部被ばくと外部被ばくへの懸念は、表土や飲料水中の放射性核種濃度の測定計画を必要とし、それによって食品と水の両方の規制の実施と防護対策（例えば、一時的な移転）の延長に関する決定が支援される。土壌、食品、水のモニタリングは、中期段階後、長期段階においても継続される可能性が高い。</p>
<p>(95) 詳細な環境モニタリングは、広範囲にわたる汚染地域の放射線状況を把握するため、ならびに早期段階で実施された緊急防護対策を終了するために不可欠である。放射性</p>

物質の放出が収まり、被災地でより詳細なモニタリングが可能になるにつれて、利用可能な環境測定データが増加する。早期・中期段階を管理する責任を有する組織によって行われた公式な測定に加え、被災したステークホルダーは、自ら購入した放射線検出器、または地域の機関（例えば、大学、地域の研究所など）から提供された放射線検出器を使用して、自らの放射線状況を地図化することを望む可能性がある。ステークホルダーによるデータ収集は中期段階から始まる可能性が高いが、長期段階ではより高い重要性を置かれることになると考えられる。特に、被災した人々がそのようなデータと自らの放射線状況の関連性を理解し、自身の防護について意思決定を行うことを支援することにより、ステークホルダーによるデータ収集を支援するための資源を事前に計画すべきである。

3.2.2.2. 個人モニタリング、健康サーベイランス

(96) 早期段階では、被ばくのレベルにより処置（除染、診療）が必要な人々や健康サーベイランスが必要な人々を特定するトリアージが大切である。これらの決定は、限られたモニタリング情報に基づいており、治療が緊急に必要な人の特定に集中している。最初の数時間では、例えば、手持ち式モニターまたは携帯型モニターを用いた初期的なスクリーニング測定を実行することのみが可能かもしれない。続いて、ホールボディカウンター、甲状腺モニターのような可搬式生体内モニタリング装置を用いて、より正確な測定を行うことができるようになる。その後、生物試料（例えば、尿中の放射性核種、血中の細胞遺伝学的測定）のインビトロ測定または遡及的な物理学的線量評価（例えば、携帯電話の画面のガラス、家庭内の塩）を行って、被ばくを特定することができる。

(97) 放射性ヨウ素の放出の場合、小児と妊婦は早期段階の甲状腺線量のモニタリングが重要である。環境モニタリングでは、個人の甲状腺被ばくの正確な推定ができない。したがって、小児（被ばく時年齢が約 15 歳まで）と妊婦の甲状腺の放射性ヨウ素の量を緊急的にモニタリングし、甲状腺線量の現実的な推定値を得るための具体的な取り組みを行うべきである。甲状腺の測定は、健康サーベイランスのために設立される避難センターと事故後センターで、訓練を受け、適切な機器を持った職員が行うことができる。放射性ヨウ素の半減期が短いことを踏まえると、被ばくから数週間以内に、理想的には被ばく後可能な限り早く、このような測定を行うことが重要である。委員会は、甲状腺被ばくを臓器線量で表すことを勧告する。測定された人々は、甲状腺線量の情報とともにその数値が個人の健康にとってどのような意味があるのか明確な説明がなされるべきである。

(98) 中期段階では、サイト内とサイト外の被災者が吸入または摂取した汚染物質の測定を行うため、ホールボディカウンターを使用することができる。これにより、内部被ばくの評価が可能になり、特に注意を払うべき経路、主に食品の特定に役立てることができ

<p>る。乳児を含む小児の内部被ばくの測定は、母親が子どもの状況を理解するための有用な情報ならびに食事を調整するための選択肢を提供する (Hayano et al., 2014)。時間とともに被ばく経路は変化する可能性があり、ホールボディの測定のため人々の優先順位を決める際は、これを考慮する必要がある。</p>
<p>(99) 測定データは一元的に収集し、早期・中期段階の管理を担うすべての関連組織の防護に関する決定を支援するために、可能な限り早く利用可能とすべきである。説明責任と透明性のため、委員会は、個人情報の保護を尊重しつつ、この情報を明確な説明も加えて公衆と共有すべきであると勧告する。</p>
<p>(100) 早期段階に放射線により影響を受けた人々に焦点を当てた医療モニタリング計画では、臨床症状を発現した人々と、被ばくしたことが分かっているにもかかわらず症状を示さなかった人々の2つの対象グループを考慮すべきである。最初のグループのフォローアップは、長期合併症の診断と治療を目的とする。2つ目のグループのフォローアップは、放射線被ばくに関連する可能性のある有害作用または疾患の発見を目的とする。</p>
<p>3.3. 早期段階と中期段階における対応者の防護</p>
<p>(101) 事故への対応に関与する可能性のある個人は、緊急時チーム (例えば、消防士、警察官、医療従事者)、作業員 (職業的に被ばくしているかどうかに関わらず)、熟練者、当局、軍人、援助のためのボランティア市民など、その身分は様々である。これらの個人を分類するために、国の機関と国際機関により様々な用語が使用されている。本刊行物において、委員会は、「対応者」という用語が、これらの個人のすべてを指すのに適切であると考えられる。事故により発生した放射線状況は、施設の通常の操業状況とは全く異なり、被ばくの線源がもはや制御されておらず、作業条件が通常と異なることを考慮に入れるため、対応者の防護は特別な方法で管理すべきである。早期・中期段階における広範囲の被ばくを考慮すると、段階的アプローチが必要とされる。また、事故から生じた状況が予測不可能であることを踏まえると、このアプローチは、慎重でありながらも、有効であるために十分に柔軟であるべきである。早期・中期段階の対応者の防護を整理するために、委員会は、サイト内 (損傷した施設) とサイト外 (被災地) の対策を区別し、2つの段階を区別することを勧告する。</p>
<p>3.3.1. 早期段階のサイト内における対応者の防護</p>
<p>(102) 最初にサイト内で関与する対応者は、緊急時チームを待つ、損傷した発電所の作業員である。彼らの役割は事故への初期対策の実施、施設の安定化、サイト外への影響を緩和することである。初期対策の実施において、一部の個人は高い被ばくを受ける可能性がある。これらの対応者は依然として操業管理者の責任下にあるが、もはや事故以前に一</p>

一般的に見られた計画被ばく状況に従った管理はできない。対応に関与していない作業者は、特に、必要に応じて避難、屋内退避、ヨウ素甲状腺ブロックを通じ、サイト外の集団と同じ方法で防護されるべきである。対照的に、早期段階の対応に関与する人々は、防護の決定の正当化と最適化の原則を適用し、対応者として管理されるべきである。状況によっては、外部から他の対応者が参加し、施設の作業者を支援する可能性がある。これは、通常それぞれの組織の責任下で活動する専門チーム、あるいは損傷した施設の管理責任の下で通常活動する他の施設からの作業が含まれる。状況によっては、軍人が軍事組織内の特別な立場で動員されることもある。

(103) 対応者の被ばくに影響を及ぼす可能性のある決定の正当化は、損傷した施設の状況とその後の展開、ならびにサイト外の集団の被ばくと環境中の汚染の回避または低減の観点から期待される便益を考慮して行われるべきである。全体として、これらの決定は、害よりも多くの益をもたらすことを目指すべきであり、言い換えれば、関係する個人と社会全体に対する便益が、対応者に対し引き起されるかもしれない害を補うのに十分であることを保証すべきである。施設の状況とサイト外の環境を特徴づける不確実性を考慮すると、これらの便益を評価することは困難であり、決定の正当化は必然的に操業管理者による価値判断に基づくものになる。

(104) 早期段階の施設の放射線状況は、大部分が不明かつ不安定である可能性があるため、対応者の防護の最適化の実施は複雑になる。多くの作業は、関与する対応者の潜在的影響を先に推定することができないまま行われる。更に、被ばくを引き起こす線源の制御を大きく、または完全に喪失しているため、対応者が受ける被ばくを十分な精度で予測し、予め確立された放射線基準以下で作業が実施されることを保証するのは困難である。このような状況では、線量限度適用の原則は、対応者の被ばくの制御に適していない。その代わりに、委員会は、個人線量を管理するために参考レベルを用いた防護の最適化の原則を適用することを勧告する。これらの参考レベルは、変化する状況の特徴と対応者の種類を考慮して選択されるべきである。

(105) 18項と22項で言及されているように、がんのリスクは線量とともに増加し、100 mSv を超える被ばくでは確定的影響の可能性が高くなる (ICRP, 2007)。このため、委員会は、急性あるいは1年間のいずれかで受ける100 mSv よりも高い被ばくは、極端な状況においてのみ正当化されるであろうと考える。したがって、早期段階では、委員会は、対応者の被ばくを制御するため、100 mSv 以下の参考レベルを勧告する。数百 mSv の被ばくは、人命を救うために、あるいは壊滅的な状況につながる施設の更なる劣化を防ぐために、例外的な状況においてのみ正当化されるであろう。更に、放射性ヨウ素の有意

<p>な摂取が起こる可能性がある。この場合は、別途考慮されるべきであり、必要に応じて具体的な防護対策を実施すべきである（3.4.1.3節を参照）。</p>
<p>(106) 早期段階における対応者の被ばくは、評価と記録がなされるべきである。必要に応じて、個人防護具が使用されるべきである。特に確定的影響を誘発する可能性が高い被ばくの場合には、必要に応じて、治療とその後の健康サーベイランスを提供するべきである。妊婦と18歳未満の若年者は、早期段階にサイト内で作業する対応者チームに含まれるべきではない。</p>
<p>(107) 委員会は、対応者の防護に関する決定は、被ばく状況のすべての特徴に基づき、存在する可能性のある他の危険を踏まえて行うべきであると勧告する。また、一部の原子力施設の作業者は、事故が起きる前に、操業管理者の責任の下、各サイトまたは国レベルのいずれかで、専任の緊急時チームに参加するための訓練を受け、備えるべきであると勧告する（Ohsuga, 2012）。このようなチームの参加者は、事故の場合の放射線リスクを十分に認識し、インフォームドコンセントを正式に提示すべきである。</p>
<p>3.3.2. 早期段階のサイト外における対応者の防護</p>
<p>(108) 消防士、警察官、救助、医療従事者、軍人を含む、いくつかのカテゴリーの対応者が、早期段階の間にサイト外で介入する可能性がある。一部の国では、サイト外で原子力事故に対処するための専門チームが設置されている。また、避難時のバス運転手、選出された代表者、ボランティアなど、特定のスキルを持つ作業員も関与することがある。これらの対応者はすべて、直接的または間接的に対応組織の責任下にある。その役割は、人と環境に対する緊急防護対策の実施を支援することである。彼らが受ける被ばくは高くなり得るが、サイト内より少ないと予想される。</p>
<p>(109) これらの対応者は、事前に（すなわち、緊急時チーム）、またはその関与の直前に（例えば、市民、バス運転手などの作業員）、特定されるべきである。緊急時チームのメンバーは、放射線が存在する中で作業するために備え、訓練されるべきである。委員会は、事前に特定されておらず、訓練を受けていない対応者については、放射線と関連リスクの存在下で行われるべき作業に関する情報が与えられるべきであり、また、（例えば、防護具によって）十分に防護されるべきであると勧告する。これらの対応者は理解し、かつインフォームドコンセントを示したうえで介入すべきである。</p>
<p>(110) 損傷した施設付近に位置する原子力施設または原子力以外の施設にいる一部の個人は、極めて重要な活動またはネットワークの管理を維持するために、状況にかかわらず、その作業を行う場所に留まる必要がある場合がある。これらの作業員は、対応者として扱うことができる。特に、そのような作業員を事前に可能な限り特定し、原子力事故の</p>

際に何をすべきかについて情報を与え、適切な防護のもとで作業を実施するための訓練をするべきである。

(111) 早期段階におけるサイト外の対応者の防護のため、委員会は、状況に応じて、被ばくを制御するため、100 mSv以下の参考レベルを用いることを勧告する。サイト内での防護と同様に、サイト外の対応者の参考レベルを上回る被ばくは、人命を救うため、あるいは人または動物の一部のグループに対する重篤な放射線影響を防止するためなど、例外的な状況においてのみ正当化されるであろう。線量は、可能な限り個人ごとに評価と記録がなされるべきである。確定的影響を誘発する可能性が高い被ばくの場合には、必要に応じて、治療とその後の健康サーベイランスを提供するべきである。妊婦と18歳未満の若年者は、早期段階にサイト外で作業する対応者チームに含まれるべきではない。

3.3.3. 中期段階のサイト内における対応者の防護

(112) サイト内では、中期段階は、線源が安定化された（すなわち、更なる放出はない、あるいは数回のみであり、線源の更なる劣化のリスクは限定的）と宣言された時に開始する。中期段階は、線源の安全が確保されたと宣言され、制御された作業条件下で損傷した設備の解体の作業を始めることができるよう、放射線状況の状況が十分に評価された時点で終了する。この段階では、発電所と請負業者の作業者が、状況の特徴の把握と線源の制御の回復に関与するであろう。すべての作業者は、一般に、損傷した施設の操業管理者の責任下でありながらも、必要に応じそれぞれの雇用主の責任が維持される。サイトは損傷を受け、汚染され、脆弱になっているため、前例のない難しい作業条件となる可能性がある。不適切な行動や不測の事態により、新たな緊急事態が発生し得る。しかしながら、作業の整理と被ばくの管理は徐々に改善されるべきである。このような状況において、作業者は依然として対応者とみなされているが、彼らの被ばくの管理はもはや、早期段階と同じ放射線に関する制限を受けるものではない。

(113) 委員会は、サイトに入る新規対応者は特定され、訓練を受け、割り当てられた作業のため装備を身に着けるべきであるとともに、正式にインフォームドコンセントを示すべきであると勧告する。これらの対応者の多くは、土木など放射線の存在下では通常行われない仕事のために雇用され、損傷した施設に留まるのは彼らの職業生涯の中の僅かな期間である。特定の状況に適応した訓練がなされるべきであり、放射線防護の知識と文化の不足を克服するために、操業管理者によって特別な研修が開かれることがある。これらの対応者は難しくストレスの多い状況で作業するため、適切な作業条件や居住環境を確保するために、特別な注意を払わなければならない。対応者の個人線量のモニターと記録を行い、受けた被ばくについて各対応者に情報提供されるべきである。

<p>(114) 中期段階では、委員会は、100 mSv 以下の参考レベルを用いることを勧告し、線量限度の適用が適切であるとは考えていない。施設における線源の制御の回復と被ばく状況の進捗に応じ、参考レベルは中期段階で引き下げてもよい。必要に応じて治療とその後健康サーベイランスを提供すべきである。妊婦と18歳未満の若年者は、中期段階にサイト内で作業する対応者チームに含まれるべきではない。</p>
<p>3.3.4. 中期段階のサイト外における対応者の防護</p>
<p>(115) サイト外では、中期段階は、放出の線源が安定した時に開始し、当局が被災地の将来を決定することを可能にするため、住民の被ばく状況と被災地の特徴が十分に把握された時に終了する。対応者が行うべき主な作業は、放射線状況の特徴の評価、食品の放射線管理と住民の健康サーベイランスのための基盤整備、建物と環境の除染である。これらの作業に関与する個人は、作業員（職業的に被ばくしているかどうかに関わらず）とボランティアの混合集団である。この状況は依然として緊急時被ばく状況であるが、これらの対応者の被ばくは比較的良く制御することができる。</p>
<p>(116) 委員会は、サイト外の対応者の防護を可能な限り通常の活動の間に計画することを勧告する。関与する対応者は、登録され、放射線が存在する場合に必要な作業、関連するリスクについて情報を与えられるべきである（知る権利）。可能な限り各個人に対し、線量は評価され、情報は対応者に伝えられるべきである。委員会は、状況に応じて個人の被ばくを制御するために、年間 20 mSv 以下の参考レベルを用いることを勧告する。中期段階では、サイト外の対応者は、サイト内に比べ、より低い参考レベルが勧告される。彼らの活動の実施において、より高い被ばくを受ける必要がないためである。放射線の状態が望ましい方向に進展する場合には、この段階で参考レベルを引き下げることができる。</p>
<p>3.3.5. 早期段階と中期段階における対応者の被ばくの管理</p>
<p>(117) 一部の対応者は早期と中期段階の両方に関与している可能性がある。これらの対応者については、被ばくの管理は、両段階の被ばくの合計を 100 mSv 未満に保つという目標により導かれるべきである。しかしながら、特に早期段階において、サイト内とサイト外でさえ、難しく予測不可能な介入の条件の可能性を踏まえると、限られた対応者については、合計 100 mSv を超える被ばく、または例外的に数百 mSv の範囲の被ばくを受ける可能性があることに留意することが大切である。委員会は、早期段階の被ばくは、必ずしも対応者の中期段階への関与を制限すべきではないと勧告する。また、100 mSv を超える被ばくが蓄積された対応者に対しては、適切かつ持続可能な医療サーベイランスを提供すべきであると勧告する。</p>

<p>(118) 職業被ばくを受ける作業者が対応者として関与する場合、対応中に受けた被ばくは、計画被ばく状況で受けた被ばくとは分けて扱われ記録されるべきであり、職業被ばくの線量限度の遵守は考慮されるべきではない。責任当局、操業者、雇用主、作業者間の合意に基づく対応者の線量記録に関する取り決めは、原子力施設の事故に関する計画の一部として、準備段階で事前に決めておくべきである。</p>
<p>(119) 委員会は、中期段階の終了後、職業被ばくを受けた作業者が通常の活動、職業へ復帰を望む場合、それを禁止すべきではないと勧告する。その決定は、施設について責任を有する当局により、事故前と事故対応中に受けた被ばくの履歴の詳細な見直し、徹底した健康診断後に、ケースバイケースでなされるべきである。</p>
<p>3.4. 早期段階と中期段階の公衆と環境の防護</p>
<p>(120) 早期段階と中期段階における人の防護は、参考レベルを用いて正当化され最適化されるべき一連の防護対策の実施に依拠している。目標は、被災地に住み、働く個人や地域社会の生活を形成する社会的、環境的、経済的要因を考慮して、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持、／または低減することである。防護対策は、個人の被ばく分布の不公平さを制限するため、参考レベルに基づく基準を用いて実施されるべきであり、特に、脆弱な集団または先住民民族のような特定の地域社会を防護することを目的とする。</p>
<p>(121) <i>Publication 109</i> (ICRP, 2009a) において、委員会は、緊急時被ばく状況の参考レベルは、典型的には、20~100 mSv のバンドに設定されるべきであり、潜在的または実際の事故シナリオに対して適切な参考レベルを選択することになると勧告した。この勧告では、1年以上緊急時被ばく状況が続く可能性については検討されていなかった。</p>
<p>(122) 本勧告では、委員会は、早期・中期段階の間、最も高い被ばくを受けた個人が、両段階の全期間で 100 mSv を超えないように、すべての合理的な防護対策がとられるべきであると定めている。これは、急性被ばくを緩和し、確定的影響を防ぐためである。委員会は、状況次第で、これらの段階の期間が 1 年未満またはそれ以上になる可能性があることを認識している。また、委員会は、可能な場合、早期・中期段階における最も適切な参考レベルは 20 mSv 未満となることを認識している（表 6.1 を参照）。なお、放射性ヨウ素の摂取が多い可能性がある場合は、具体的な防護対策を講じるべきである。</p>
<p>(123) 早期段階では、サイト外の放射線状況の大部分が依然として分かっておらず、急速に進展している場合、防護対策は、準備計画中に該当するシナリオについて設定された参考レベルに基づいて実施されるであろう。この参考レベルは、特定の防護対策の実施のトリガーとして使われる、運用上の基準を設定するために用いられる（IAEA, 2011,</p>

<p>2015b)。しかしながら、予想した通り状況が進展しない可能性があり、防護対策が講じられているにもかかわらず、一部の被ばくは、参考レベルと同じ程度か、それよりも高いことさえあり得る。反対に、特に事故が事前に計画されたシナリオよりも過酷ではない場合、すべての被ばくが参考レベルよりも低くなる可能性がある。そのため、モデル化と環境の初期測定を行い、被ばくの特徴を可能な限り早く評価することが大切である。これにより、当局は、防護を最適化するために、必要に応じて、防護対策の範囲、／または参考レベルの値を調整することができる。</p>
<p>(124) 中期段階の間、放射線状況がより良く特徴づけられる場合、参考レベルを再評価し、それを低減しなければならない場合がある。例えば、ソ連当局は、チェルノブイリ事故の中期段階において、参考レベルを次第に引き下げている (Kryuchkov et al., 2011)。</p>
<p>(125) 環境の防護に関し、委員会は、早期段階とおそらく中期段階でも、影響を受けた環境に沈着する放射性物質の濃度または量を大幅に低減させることは、困難または実行不可能であると認識している。早期段階では、一部の動物と植物の被ばくのレベルはDCRLよりも高い可能性がある。動物相と植物相への潜在的影響を評価するためにICRPが勧告する枠組みは、特に影響を受けた可能性のある種を同定し、更なる対策の必要性を検討するために用いることができる。</p>
<p>3.4.1. 早期段階の防護対策</p>
<p>3.4.1.1. 屋内退避</p>
<p>(126) 大気浮遊放射性プルームが住宅の上空を通過する場合、一部のグループは、被ばくを低減するために緊急防護対策を必要とすることがある。これらのグループは、避難しない場合、屋内に残り、窓やドアを密閉し、可能であれば換気システムを切ることで屋内退避を行い、更なる指示を待つよう勧告されるべきである。</p>
<p>(127) 頑丈に建てられた建物は、大気浮遊プルームへの被ばくを大幅に低減し、地面に沈着した放射性物質からの放射線を弱めることができる。しかし、住民の屋内退避は、重篤な潜在的な健康影響を防ぐのに十分ではない可能性があり、可能であればヨウ素甲状腺ブロックと併せて行うべきである。</p>
<p>(128) 安全な状態で迅速に避難することが困難である特定の施設（例えば、高齢者または重体患者がいる保健医療施設）では、早期段階では屋内退避が望ましい対策となり得る。屋内退避した人々を介護するために留まる職員は、緊急事態対策の一環で対応者として訓練され、装備を身に着ける必要がある。これらのボランティア職員は、訓練の終了時にインフォームドコンセントを提示する必要があるが、可能であればリアルタイムで、放</p>

<p>射線状況の進展を知らされるべきであり、必要があれば、測定と適切な防護対策をとるための装備が与えられるべきである。</p>
<p>(129) 数日間以上の嚴重な屋内退避は、退避する住民の福祉に大きく影響することなく維持することが困難となり得る。治療を受ける必要性や医療用品を得る必要性、農家が家畜の面倒を見る必要性、あるいは単に家族が一緒にいるという正当な要望といった問題は、困難な状況を作り出し、ストレスを引き起こす可能性がある。数日間の嚴重な屋内退避後、重大な被ばくの可能性が持続する場合には、人々の避難を検討すべきである。また、放射性物質の放出が続く間は避難を行うべきであり、避難者の外部被ばくと内部被ばくを可能な限り防止するように注意を払うべきである。これは、準備と計画段階で事前に特定されるべき追加の防護対策を策定することを必要とする困難な業務である。</p>
<p>(130) 屋内退避の解除は、比較的短い時間枠により、屋内退避している人々とコミュニケーションを取る仕組みは不可欠であっても、ステークホルダーが殆ど関与せずに行われる可能性が高い。屋内退避の解除とは、制限の有無にかかわらず、自宅に留まり日常生活に戻ることを認められるか、留まることを認められず、避難または移転させられることを意味する。しかし、屋内退避が解除される前に、解除後の外部照射による被ばく、地面に沈着した物質の再懸濁による吸入が懸念される可能性があるかどうかを判断するため、モニタリング情報が必要とされる。サンプリング・測定チームの動員・配備には時間がかかり、個人の状況を踏まえた優先順位づけが不可欠である。放射線状況からは屋内退避の解除を支持する合理的な時期が確信できない場合、継続的な屋内退避により、容認できないリスク、または定義が不十分なリスクがもたらされる可能性のあるグループについては、十分に計画された避難を考慮すべきである。</p>
<p>3.4.1.2. 避難と一時的な移転</p>
<p>(131) 避難とは、重篤な組織／臓器損傷（確定的健康影響）をもたらす可能性があり、がん、遺伝性疾患（確率的健康影響）の長期リスクを増加させる可能性がある短期的な放射線被ばくを回避または低減するための、迅速かつ一時的なサイト外地域からの人々の退去を意味する。放射性物質の重大な放出が起こる前に予防的対策としてとることができれば、放射線被ばくを避けるという観点では最も効果的である。しかしながら、放出の発生後または状況によっては放出時でさえも、避難が実施される可能性がある。</p>
<p>(132) 避難は、短期間の防護対策であり、例えば、放出の線源を制御することができない場合、更なる事故または放出の重大なリスクがある場合、または環境中で高いレベルの放射線被ばくが継続する場合など、その継続は必要であり、正当化され得る場合もある。放射線状況により、人々が約 1 週間以上の長い期間、自宅から離れる必要がある場合に</p>

<p>は、初期的な避難に続いて、一時的または恒久的な移転が必要となる可能性がある。</p>
<p>(133) 過去の経験から、避難は効果的であり、自然災害、人為的災害を伴う緊急事態の対応として、しばしば行われていることが明らかになっている。しかしながら、避難は、十分に計画されていない場合、病院と老人ホームの患者、高齢者などの特定の集団に対しては悪影響を及ぼす可能性がある (Tanigawa et al., 2012)。</p>
<p>(134) また、正式な避難勧告が発令されているか否かに関わらず、自主避難が行われる可能性があることが経験により示されている。当局は、早期段階の準備計画を実施する際に、このような人々の自主的に開始される避難の悪い面と良い面を考慮すべきである。</p>
<p>(135) ひとたび人々が避難すると、公共施設など避難所は、大抵、短期的な収容のための設備しか準備されていないため、帰宅の可否と時期を決定する必要がある。これは、被災地の放射線状況と、人々に適切な生活状況と作業条件を整える能力との両方に基づいて決定される。委員会は、早期段階を所管する当局が、避難者と被災した地域社会の当局や熟練者と共に、避難区域へ帰還するかどうかについての複雑な意思決定プロセスに密接に関与すべきであると勧告する。これは、帰還が予想される地域における生活の質と作業条件を含む放射線状況について得られる全ての情報に基づいて、透明性のある方法で行われるべきである。</p>
<p>(136) 避難区域の放射線状況の特徴の評価は、環境汚染の測定、ならびに放射線状況の進展の予測とそれを改善する能力に基づくべきである。どの程度迅速に評価を行うことができるかは、放出の組成、汚染パターンの複雑さ、影響を受けた地域の大きさにより左右される。人々が過ごす場所や、被災地に住むであろう人々の将来の被ばくの評価に焦点を当てて、様々な環境について測定を行うべきである。</p>
<p>3.4.1.3. ヨウ素甲状腺ブロック</p>
<p>(137) ヨウ素甲状腺ブロックは、非放射性ヨウ素で甲状腺を飽和させることにより、放射性ヨウ素の吸入、摂取による甲状腺への被ばくを防止するか低減させるために、安定ヨウ素化合物 (通常、ヨウ化カリウム) を投与することに基づくものである。安定ヨウ素は、放射性ヨウ素から甲状腺を防護する際にのみ有効であるため、屋内退避または避難を伴うべきである。甲状腺ブロックに対する安定ヨウ素の有効性は、タイムリーな投与に依存する。放射性ヨウ素に被ばくする直前または被ばくの時点で安定ヨウ素を投与するのが最も効果的な防護を提供する。安定ヨウ素の投与が早すぎたり遅すぎたりすると、甲状腺を効果的に防護できる可能性が低くなる。放射性ヨウ素が長期的に放出される場合、ヨウ化カリウムを繰り返し摂取するよう勧告される可能性がある (Benderitter et al., 2018)。放射性ヨウ素の摂取は、特に若年層において、甲状腺がんのリスクを高める可能</p>

性があるため、早期段階の安定ヨウ素の投与は特に妊婦や小児に対し重要である (WHO, 2017)。

(138) 対応できる時間が短いため、安定ヨウ素の配布は、特に大きな集団のグループが関わる場合、実践上の問題があるかもしれない。したがって、国の当局は、事前配布を含む、潜在的影響のある集団が安定ヨウ素を確実に入手できるようにするための最も効果的な方法を慎重に考慮すべきである。世界保健機構が推奨する用量では、早期段階におけるヨウ化カリウムによる甲状腺ブロックの全体的な便益は、全年齢層における副作用のリスクを上回っている (WHO, 2017)。

3.4.1.4. 人の除染

(139) 個人の除染とは、慎重に考慮された物理的または化学的プロセスによって、個人から汚染を完全にまたは部分的に除去することである。緊急の個人の除染は、衣服、髪、皮膚の汚染からの外部放射線による被ばく、またはそのような汚染からの不注意な経口摂取による被ばくを低減するため、助言される可能性がある。この措置は、対応者を防護するために特に有効であろう。避難が進言されている地域の外側では個人の除染が必要になることはないと思われる。人々の避難は、個人を除染するための対策により遅延されるべきではない。

3.4.1.5. 食品の予防的制限

(140) 汚染された食物の摂取は、被災地に居住する人々にとって、事故直後の重要な被ばく経路である可能性がある。これらの地域以外の消費者も、汚染された生産物が市場に出されることを懸念する場合もある。したがって、人々と生産物のイメージを守るため、被災地または潜在的影響がある地域において、早期段階で可能な限り早く対策をとることが賢明である。この段階での防護対策は、主に農林水産物と飲料水の消費制限、ならびに野生の食物の狩猟や採取が含まれる。これらの地域からの全ての食品のモニタリングが必要である可能性があり、これを実施するのに数日から数週間かかることがある。当局は、食品の消費を禁止または制限する場合には、これらの地域に居住または働く人々に対し、汚染されていない食料と水の供給を確保するべきである。

(141) ミルクは、殆どの国で子どもの食事の重要な一部であり、放射性ヨウ素からの甲状腺被ばくの潜在的線源であるため、ミルクの放射能汚染のモニタリングは、事故の早期段階において特に重要である。このような制限が必要な場合、住民に対して汚染された可能性のある牧草地に放牧された牛や山羊のミルクを飲まないよう指示すべきである。さらに、放射性物質の放出の間に汚染されている可能性がある生鮮野菜、果物または他の食物を食べないよう指示すべきである。

<p>3.4.2. 中期段階の防護対策</p>
<p>3.4.2.1. 一時的な移転</p>
<p>(142) 一時的な移転は、すでに避難しているか、自宅から直接来た人々を、すべての基本的ニーズを満たすことができ、生活状況を適切に支援することができる一時的な宿泊施設に移動させることである。一時的な移転は、汚染の特徴と範囲に応じて、数週間、数ヶ月、または数年続くことがあり、高すぎると考えられる被ばく、または必要な食物と水が著しく汚染され容易に替えることができない場合の被ばくを避けることを目的とする。一時的な移転は、急がず、関与する人々と接する十分な時間をもって実施することができるため、この対策に伴う物理的なリスクは避難と比べると比較的小さい。しかし、一時的な移転は心理的影響と関連する (Oe et al., 2017 ; Ohto et al., 2017)。</p>
<p>(143) 一時的な移転に耐え得る最大の期間は、社会的・経済的要因の範囲による。例えば、一時的な宿泊や生活状況への不満、あるいは単純に自宅で落ち着いた社会的パターンを築きたいという要望が高まるかもしれない。逆に、残存被ばくの持続、雇用機会の不足、廃屋の修理・再建の必要性、学校・病院・店舗などの基盤不足などの帰宅に関する懸念もある。</p>
<p>3.4.2.2. 食品の管理</p>
<p>(144) 中期段階では、季節、環境の特徴などに応じた放射性核種濃度の変動を理解するとともに、食品の放射線の特徴を把握することで、食品管理のためのより詳細で適応した戦略を策定することができる。これは、食品の放射線と放射線以外に関わる質、消費者の信頼回復、ならびに持続可能な経済活動の維持の可能性を考慮に入れるべきである。このためには、地域社会に対する防護対策の全体的な影響を考慮する必要がある。委員会は、当局が全体的な状況がある程度理解できるよう特徴づけが十分に進められた時点で、参考レベルに基づき、食品中の放射性核種の測定可能なレベル ($Bq \cdot kg^{-1}$または $Bq \cdot L^{-1}$) で表される、食品の消費に関わる放射線基準を設定すべきであると勧告する。これらの基準に基づく食品の放射線モニタリングは、人の防護を確保しつつ、被災地の内外の売買を促進するために重要である。</p>
<p>(145) 委員会は、このような放射線基準を設定するのは複雑であり、地域、国、国際レベルの生産者、小売業者、消費者の利害を踏まえ、多くの検討事項のバランスを取る必要があることを認識している。委員会は、関連するステークホルダーが意思決定プロセスに参画すべきであると勧告する (Kai, 2015)。国内である程度の連帯を保つためには、国レベルで深く議論される必要がある</p>

(146) ガイドラインレベルは国際貿易で用いるためコーデックス委員会によって策定されている (FAO/WHO Codex Alimentarius Commission, 2006)。これらのレベルは、汚染された食物が飲食物のうち最大 10%を占めると想定した上で、線量基準が年間 1 mSv となることに基づいている。この想定はいくつかの地域社会には適切ではなく、別の割合がより適している可能性がある。したがって、食品の放射線基準は、Codex ガイドラインレベルよりも低く定められるであろう。逆に、放射性物質が含まれる食品が食事のより少ない部分に影響を及ぼす場合、放射線基準はより高く定めても差し支えない。また、伝統に深く組み込まれているものや、地域社会全体の経済にとって必要不可欠である地域の生産物を保護するため、放射線基準が高めに設定されることもある。このような決定は、チェルノブイリ事故後のサーメ人が生産したトナカイの肉のノルウェーの場合のように、当局、専門家、地元の熟練者、被災した地域社会の間で密接に協力して下さなければならない (Skuterud et al., 2005)。その結果、地域の状況を管理するために設定される食品の放射線基準は、国際貿易で採用されるものとは異なり、特別な基準となる可能性がある。地域の状況を管理するための放射線基準は、食品の放射線に関わる質を更に改善するインセンティブとして変化する可能性がある。

(147) 中期段階では、食品の放射能汚染は、生産から消費までの食物連鎖における放射性核種の移行を減らすことを目的とする多くの防護対策により改善することができる (Nisbet et al., 2015)。これらの対策には、例えば、表面土壌の除去、耕起、土壌の化学処理、家畜への汚染されていない飼料または飼料添加物の提供、汚染を取り除くための産業規模の食品加工が含まれる。選択される対策は、放出された放射性核種の物理的・化学的特性、季節、ならびに土壌や土地利用の種類に依存する (Bogdevitch, 2012)。

(148) 食品管理に加えて、水の供給は、被災地での汚染流出後の蓄積が進んでいないことを確認するために、中期段階の間、定期的にモニタリングされるべきである。

3.4.2.3. その他の商品の管理

(149) 食品以外の商品も、原子力事故後に汚染される場合がある。車、包装、輸送容器など、屋外に保管されるすべての製品が汚染されている可能性がある。これは木材と採石場からの鉱石のような原材料の場合にも当てはまる。これらの商品の汚染は、被ばくに大きく寄与しないかもしれないが、ステークホルダーからは重大な関心事項であると見なされ、商品を管理する必要があるかもしれない。管理の種類は、汚染のレベル、商品の種類と数、使用の状況によって異なる。更に、時には、汚染の可能性のある商品の放射線に関わる質の証明プロセスを実施する必要がある。

3.4.2.4. 環境の除染

(150) 中期段階では、表面と土壌からの汚染物質の除去は、被ばくを低減するための非常に効果的な対策となり得る。建物、路面、土壌、植生を除染するために適用できる多くの技術が存在する (Nisbet et al., 2015)。しかし、環境の除染は、しばしば大量の、汚染された廃棄物の発生につながる可能性がある。汚染された廃棄物については、適切な特徴評価、分別、一時保管 (場合により長期)、処分ルートが必要である。このような汚染物質の除去は、環境自体に重大な損傷を与える可能性にもなる。

(151) 建物 (公共と私有)、道路と舗装された区域、空き地、レクリエーションエリア、農地の除染は、中期段階で始まり、影響を受けた場所の大きさに応じて、長期段階でも継続する可能性がある。被ばくに最も寄与する場所と人々が最も時間を費やす場所を優先すべきである。地域の状況に合わせた現実的な被ばく評価は、個人の被ばくに主に貢献するものを特定するのに役立つ。これらの除染対策に関し、委員会は、個人の被ばくを効果的に低減するために、参考レベルを用いた最適化の原則を適用することを勧告する。これは、負の影響が意図した便益を上回らないように、被ばく状況の実際の特徴、ならびに関連する社会的、環境的、経済的要因を考慮して、被災した住民と密接に協議して行われるべきである。

3.4.2.5. 事業活動の管理

(152) 様々な企業の経済活動は、原子力事故によって影響を受ける可能性がある (2.2.4 節を参照)。中期段階では、被災地に所在する企業は、従業員の家族の懸念や要望を考慮して、従業員の防護対策を確立する必要がある。また、製品の放射線モニタリングなど、事業を維持するための専用の対策、イメージを保つための対策を設ける必要がある場合もある。特定の企業は、移転が促される可能性がある。

(153) 企業が最初にとるステップは、放射線状況の特徴の評価に依存する。殆どの企業は放射線防護の問題に精通していないことを考慮すると、専門家の支援と、具体的な放射線基準を含む適切なガイドラインの提供が必要である。評価の目的は、どこで、いつ、どのように、誰が被ばくし、何が汚染されているかを特定することである。

(154) 汚染のレベルに応じて、特定の除染対策の有無にかかわらず、被災地における一部の企業や経済活動は維持することができる。いずれにせよ、雇用主は、従業員と生産のための適切な作業環境を確保し、汚染の進展の可能性を考慮しなければならないであろう。

(155) 被災地で維持される経済活動における作業中の被ばくは、作業の性質がこの残存汚染への著しく高い被ばくにつながる特殊な場合を除き、作業自体からではなく、環境の残存汚染から生じる。したがって、委員会は、関係する作業者は公衆の構成員として防護

されるべきであると勧告する。しかしながら、特に放射線リスクに関する適切な情報を提供し、希望する場合には作業員自身のため、ならびに場合によっては家族のためにもモニタリング計画の実施を助け、自助努力による防護対策を実施することによって彼らが自らの被ばくをどのように低減することができるかを検討することによって、従業員の防護を確保することは雇用主の責務である。委員会は、森林地域の森林労働者や製材所の従業員など、特定の被ばく状況に関わる活動に関与する作業員については、職業被ばくを受けているとみなすべきであると勧告する。

(156) また、多くの産業は、実際にまたは潜在的に製品に影響を及ぼす放射能の存在による問題もある。これらの産業の中には、特に輸出のために、製品の放射線に関わる質を証明しなければならないものもある。製品または活動自体が影響を受ける可能性のある他の産業（例えば、採石場、森林活動、観光）については、経済活動を維持するか否かについての決定が必要であろう。

(157) 被災地の経済活動については、放射線防護の文化を作り、様々なステークホルダーとの対話を確立し、作業員、その家族、消費者が自らを防護するため、説明（情報）に基づき決定するのを助ける仕組みが整えられる必要がある。

3.4.3. 共同専門知プロセス

(158) 委員会は、中期段階において共同専門知プロセスを導入することを勧告する。このような専門家、熟練者、地域のステークホルダー間の協力のプロセスは、放射線状況を評価し、より良く理解し、人と環境を防護するための防護対策を構築し、生活状況と作業条件を改善するために、地域の知識と科学的な専門知識を共有することを目的としている。共同専門知プロセスは、ステークホルダーの参画とエンパワメントに基づく最適化原則の実施に不可欠な部分である。これは、国レベル、地域レベルの責任ある組織が行う防護対策を補完する、被災した住民が実施する自助努力の仕組みの構築に役立つ（ICRP, 2009b, 2016）。チェルノブイリ事故と福島第一事故の経験から、このプロセスの有効性が実証されている（Liland and Skuterud, 2013; Lochard, 2013; Ando, 2018; Takamura et al., 2018; Yasutaka et al., 2020）。

(159) 倫理的観点から、共同専門知プロセスは、放射線防護体系の中核的価値の一つである人の尊厳（ICRP, 2018）の回復と維持に焦点を当てている。具体的には、このプロセスは、ステークホルダーの参画の概念の背後にある手続上の価値である包括性を反映するものと見ることができる。それ以外にも、共感する（すなわち、専門家に、他者の経験、視点、状況に寄り添って考える機会を与える）ことを可能にし、その結果、適切で持続可能な防護対策を見つけることが可能になる。

(160) 共同専門知プロセスは、時間がかかり、地域と個人の放射線モニタリングのための専用の資源を必要とし、長期にわたり人々と協力することに尽力する放射線防護の専門家または熟練者の支援によってのみ構想することができる (Gariel et al., 2018 ; Schneider et al., 2019)。共同専門知プロセスは、関与するすべてのステークホルダーの間で放射線防護文化の発展を促す段階的なアプローチである (図 3.1 を参照)。

3.4.3.1. 共同専門知プロセスの段階

(a) 対話の構築

(161) 最初の段階は、経験と知識を共有するために、事故により被災した地域社会の人々と対話することである。この対話の中で、被災者は自身の生活状況や地域社会の知識をもたらし、専門家は放射線の科学的知識や放射線防護の実施に関する経験をもたらす。また、専門家や被災者は、疑問、懸念と期待を含め、日常生活の状況とその影響についての認識を共有する。放射線の課題に関する住民の知識が不足し、専門家や当局に対する不信感がある状況では、すべての人々にとって真の挑戦は、心を開き、お互いの尊重を維持することである。

(b) 放射線状況の特徴の合同評価

(162) 第 2 段階は、人々が日常生活において、いつ、どこで、どのように被ばくしているかについて意識を高めるため、人々を測定に参加させて、放射能を「見える」ようにすることを目的とする。このため、当局、／または被災者によって実施された測定 (自己モニタリング) に基づいて、包括的なモニタリングアプローチを策定すべきである。測定は、被ばくの線源から始め、個人と地域社会の被ばく状況がより良く特徴づけられるよう、次第に拡大し、様々な被ばく経路を通じて人々が受ける被ばくを含むよう、段階的に行われなければならない。測定結果を共有し、個人の状況を議論し、比較することは、被災者の放射線防護を改善する機会を特定する強力な手段であることが、経験によって示されている。この合同での特徴評価により、放射線基準と他の放射線被ばく状況との比較を考慮して、地域の状況をより良く理解でき、大局的に見ることができる。

(c) 防護対策の特定と実施

(163) 第 3 段階は、回避可能な個人の被ばくを低減するため、地域の人々と専門家の両方で地域の状況に適した防護対策を特定することを目的とする。これにより、被災者が実施できる自助努力による防護対策を特定できるとともに、当局が推進する防護対策を評価し、必要に応じて、それらを適応させることが可能となる。またこのプロセスを通して得られた経験は、対応する放射線基準を再検討するのに役立てられる。共同専門知プロセ

スは、地域のステークホルダーが自らの防護のために説明（情報）に基づき決定することを可能にする。防護対策の実施には、必然的に技術的、人的、財政的資源が必要であり、専門家や当局からの支援が求められる。

(d) 市民の警戒心の体系化と地域プロジェクトの実施

(164) 共同専門知プロセスにおける第4段階は、放射線状況に関する「市民の警戒心」を持つため地域社会において放射線モニタリング計画を整理し、また、被災した地域社会のレベルで地域プロジェクトを特定し実施することを目的とする。これらのプロジェクトは、非常に多様な性質（教育的、社会的、記念的、文化的、環境的、経済的等）となる可能性があるが、放射線と放射線以外の側面を考慮すべきであり、人と環境の防護、ならびに人々の幸福と地域社会の生活の質を改善することを目的として実施すべきである。これらのプロジェクトへの地域住民の関与は、当局、専門家と地元の熟練者の支援とともに、その効果と持続可能性を左右する要因となる。地域プロジェクトの実施にあたっては、ステークホルダーを巻き込んだ適切なガバナンス体制を確立し、意思決定プロセスの正当性、透明性と公正性を確保する必要がある。

3.4.3.2. 放射線防護文化

(165) 共同専門知プロセスは、放射線の影響を受けた個人や地域社会に、自らを防護する方法を知り、それにより原子力事故の影響と向き合うために必要な実践的な放射線防護文化を育むためのエンパワメントに効果的である。委員会は、この文化を、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と定義している（ICRP, 2018）。

(166) この文化は、人々が日常生活における懸念に対処するのに助けるために実践的であるべきである。これにより彼らは以下を行うことが可能になる。

- 測定結果（例：周辺線量率、内部・外部線量、食品の汚染）を解釈する。
- どこで、いつ、どのように被ばくしているかを把握することで日常生活における放射線の存在に対処する。
- 彼らが直面する放射線のレベルについて独自のベンチマークをつくる。
- 彼らの防護について説明（情報）に基づき決定し、対策（自助努力による防護）をとるために、関連する情報を収集する。
- 自らが実施する防護対策と当局が実施する防護対策の適切性・有効性を判断する。

(167) 実践的な放射線防護文化は、放射線防護を支える科学的知見と日常生活の対策を結びつける学習プロセスに基づき発展する。これは、人々に影響を及ぼす決定に関し、事故時には深刻に損なわれていた自律性を回復させることができる。また、人々とのつながりを取り戻し、連帯を深め、より自信を持って将来を見据える機会を提供することにも貢献する。

3.5. 中期段階から長期段階への移行

(168) 当局やステークホルダーが、早期・中期段階の間に実施された防護対策が期待される効果を達成したと考える場合、あるいは、継続的な適用が正当化されない場合（すなわち、最も広い意味で益よりも大きな害をもたらす場合）、これらの対策は、解除、適応、または補完されるべきである。しかしながら、実際には、経験上、早期・中期段階の間に実施された防護対策の解除は難しい決定であることが示されている。これには、対策がもはや必要でないと見なされ、その評価が共有されることを必要とする。対策の解除は、多くの場合、状況により適した他の対策に置き換えるか補完することを意味する。実際には、この移行は、状況の管理に関与する様々な組織の調整と支援を必要とする。また、様々なステークホルダーに適切に情報提供し、参画させるための効果的な仕組みも必要である。

(169) 被災地の残存汚染レベルが、防護対策を通じて持続可能な衛生条件、社会的、経済的・環境条件が達成できない程度である場合、当局は、以前に避難または一時的な移転の対象となった人々が自宅に戻ることを許可しないことがある。このような被災地への帰還を禁止する決定は、そのような困難な決定の重大性、ならびに一部の人々にとって取り返しのつかない性質であることを十分に認識して正当化されるべきである。汚染のレベルが低い被災地については、当局は、予想される被ばく水準と、持続可能で適切な生活状況と作業条件を合理的な期間内に回復することができるかどうかを考慮して、人々が自宅に滞在または帰還し、そこで恒久的に生活することを認める決定をする可能性がある。このような決定は、放射線状況に関する入手可能なすべての情報とこれらの地域における基盤とサービスの状態に基づいて正式に正当化されるべきである。

(170) 実際には、人々が帰還し恒久的に住むためには、将来の被ばくと関連するリスクの評価が必要である。この評価は、周辺線量率や環境と食品汚染の測定、個人の被ばくの進展に関する予測ならびに放射線状況を改善する能力に基づくべきである。環境と食品のモニタリングデータを現実的なモデリングと組み合わせて使用することで、将来の被ばくを予測することができる（Takahara et al., 2020）。

(171) 一時的に移転された人々が自宅に戻ることを許可する決定は、被災した人々と彼らの地域社会の当局と熟練者との広範囲に及ぶ対話を伴う。住民に生活状況や作業条件、帰還を選択した場合に直面する環境の質について、十分な詳細を提供することが重要である。彼らは、共同専門知プロセスの専門家の支援を求めるとともに、適切な医療サービスや教育を受ける権利がある（Miyazaki, 2017）。

(172) 委員会は、個人は将来について決定する基本的権利があると強調する。被災地に

<p>留まる、退去する、あるいは自宅に戻るか否かに関して、自主的避難者を含む個人の意思決定は、尊厳の問題として尊重され、当局によって支援されるべきである。また、自宅に戻ることを望まない、または許可されない人々の移転のための戦略も策定されるべきである。</p>
<p>(173) 人々をある地域から永久的に退去させ、(少なくとも予見可能な将来は) その土地の利用を禁止することは、難しい決定である。放射線に関する考え方をを用いてこのような地域の境界を定めることができるが、既存の地理的または管轄区域の境界も社会的な理由から考慮されるであろう。</p>
<p>(174) 避難した人々の帰還を許可する決定には、当局設定する放射線基準を伴うことがある。その基準を超えると集団を恒久的に移転させることが義務付けられ、その基準を下回ると、早期・中期段階から生じる放射線状況を維持、または場合により改善するための防護対策を実施することを条件に、住民が留まることを認められる。委員会は、そのような放射線基準の特定の数値は勧告しない。数値を選択する場合は、現存被ばく状況の管理に関するガイダンスと整合性が取れているべきである(第4章を参照)。整合性を確保するために、被災地での生活を許可するための放射線防護基準の選択は、長期段階で適用される参考レベルの値の選択とともに議論され、決定されるべきである。</p>
<p>(175) 委員会は、人々が被災地で恒久的に生活することを認める当局の決定は、少なくとも以下の条件と手段が満たされた時点で、地域の地域社会の代表者とその他すべてのステークホルダーと緊密に協議しながら行われるべきであると勧告する。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 人と環境を防護し、生活状況と作業条件を改善するために効果的な決定ができるよう、被災地の環境、食品、物品、人々の放射線状況の特徴づけが十分に達成されている。 ● 地域のステークホルダーが意思決定プロセスに参画するための仕組みが確立されている。これらの仕組みは、透明性があり、すべての関連するステークホルダーによって理解されるべきである。 ● 環境の放射線モニタリングと個人の外部・内部線量の測定の体系、ならびに、データの収集、保存、利用のための適切な仕組みを含む健康サーベイランスの体系が確立されている。 ● 地域当局と熟練者の支援とともに、被災した人々の地域社会における福祉と生活の質の向上に彼らを参画させる適切な仕組み(例えば、共同専門知プロセス)が導入されている。

<h4>4. 長期段階</h4>
<h5>4.1. 長期段階の特徴</h5>
<p>(176) 長期段階は、サイト内では、事故の管理に責任を持つ当局が、損傷した施設の安全が確保されているとみなした際に開始する。サイト外では、長期段階は、当局が被災地</p>

<p>の将来について決定し、また希望する住民がこれらの地域に恒久的に留まることを認める決定をした際に開始する。これらの決定は、委員会が現存被ばく状況とみなす長期段階の開始を示すものであり、決定の正当化と参考レベルを用いた防護対策の最適化の原則を適用して管理される。</p>
<p>(177) チェルノブイリ事故と福島第一事故の経験から、放射線の側面以外に、大規模原子力事故後の生活状況と作業条件の回復は、あらゆる個人と地域社会の生活が関与し、相互に関連し合う複雑なプロセスであることが示されている。これら 2 つの社会的に大きな混乱を招いた事故は、放射線の原則と基準のみに基づいた長期段階の管理では、被災地の個人や地域社会が直面する課題に対応するには不十分であることが示されている。そのような管理は、住民の生活状態の回復には不適切であり、また、個人の幸福や被災地の生活の質に影響を及ぼす不必要な分断を引き起こすことが経験により示されている (Ando, 2016)。したがって、放射線の原則と基準は、長期段階の管理に不可欠な情報であるが、被災した個人と地域社会の生活状況と作業条件の回復のため、適切に柔軟性をもって用いられるべきである。</p>
<p>(178) 多くの現存被ばく状況のように、被災地に居住する人々の被ばくのレベルは、個人の行動によって大きく左右され、一般に、非常に不均一な個人の被ばく分布が生じる。被ばくの範囲は、以下を含む多くの要因によって影響を受ける可能性がある。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 汚染地域における住居と職場の位置 ● 職業または仕事、ならびにその結果として汚染の影響を受けた特定の地域内での作業に費やされた時間 ● 個々の習慣、特に食習慣。これは社会・経済状況に大きく依存する可能性がある。
<p>(179) 食習慣、生活様式、職業によって、隣接する地域社会との間、同じ地域社会に住む家族の間、あるいは同じ家族の中でさえ、被ばくのレベルに大きな差異が存在し得ることが、経験によって示されている。このような差異は一般に、少数の個人が平均よりも大きな被ばくを受ける歪んだ線量分布をもたらす。</p>
<p>(180) 一時的であっても、被災地に居住し、作業する人々は、放射線状況について適切に知らされるべきである。彼らは、放射線に対する十分な防護を確保するためだけでなく、適切な生活様式と暮らしを含む持続可能な生活状況と作業条件を保証するために、当局や専門家からの支援を受けるべきである。</p>
<p>(181) 住民が自らをどう防護するかについて、ならびに効果的な防護を実施するための条件、手段、資源について、適切なガイダンスを提供することは国の責任である。したがって、どのように長期的な防護を確保し、状況を更に改善するかについて適切な支援を提供するために、政府または責任当局は、ステークホルダーと共に、地域社会または個人レ</p>

<p>ベルで実施される自助努力による防護対策を含め、適切な防護対策の有効性を定期的に評価すべきである。</p>
<p>4.2. 放射線状況の評価</p>
<p>4.2.1. 被ばく経路</p>
<p>(182) 長期段階では、被ばく経路によって、初期の放射能の沈着のレベルと程度、環境の除染のため実施された対策の結果、放射性壊変が表される。様々な被ばく経路の重要性は、拡散し沈着した放射性物質の種類に依存する。降雨とウェザリングは、沈着した放射性核種の土壌への浸透、一部は水系または再浮遊を通じた移行に影響を及ぼした可能性がある。高山牧草地、森林、高地など特定の地域では、農業地域に比べて土壌中での残留期間が長くなる可能性がある。植物による汚染の吸収は、種に依存する。特定の食品（例えば、森の中のベリー類やキノコ）への高いレベルの移行は、体内摂取量を増加させる可能性がある。これは魚類や野生動物とは異なり、家畜の汚染はその食べ物に依存するため制御することができる。動物への移行は、様々な放射性核種の摂取と新陳代謝に依存する。</p>
<p>(183) 長期的には、1 つまたは少数の放射性核種が、個人の被ばくへの主要な寄与因子となる。沈着した放射性核種による外部被ばくは、周辺線量率、自宅、職場やレクリエーションなど、様々な場所で個人が過ごす時間に依存する。内部被ばくは、汚染物質の飲食による摂取または吸入から生じる。人による放射性核種の摂取は、野菜、ミルク、肉や魚の飲食によって生じる可能性がある。住民による摂取は時間の経過とともに著しく変わる可能性があり、季節や農作業でもたらされた結果、土壌や植生の種類、そして個人の食習慣によって異なる。</p>
<p>4.2.2. 放射線モニタリング</p>
<p>(184) 長期段階の開始時には、被災地の放射線の特徴づけが行われ、汚染の空間的分布について理解が得られているべきである。人々が住むことを許された被災地では、必要に応じて防護対策を適応させるために、放射線状況の進展を追跡することが重要である。これは、当局ならびに個人や地域社会によって実施される個人の外部、内部被ばくのモニタリング計画を維持し、必要に応じて適応することで実施される。</p>
<p>(185) この計画は、被災地における汚染の進展に関するデータを提供するだけでなく、食品中の放射性核種濃度を制御するのにも役立つ。外部周辺線量率については、様々な場所の結果を表示する機器を用いることで情報を提供する。それは、各々の個人が自らの被ばくの情報を得て、彼らがどこで、いつ、そしてどのように被ばくしているかを知ること</p>

<p>ができる。この情報は、共同専門知プロセスの実施に不可欠である。実際には、これにより、被災した地域社会に、周辺線量レベル、個人の外部被ばく、食品、環境中の放射性核種濃度、ならびに個人の内部被ばくを測定するための手段（測定機器と資格を持つ人員）が提供されるであろう。また、このモニタリングによって提供されるデータを理解し解釈するための支援を提供することも重要である。動物相と植物相の環境モニタリングも考慮すべきである。</p>
<p>(186) モニタリング計画の有効性は、被災地の特異性に対処する能力に依存しており、これは潜在的にリスクのあるグループを決定するために特に重要である。このような計画の持続には、国や地域当局による継続的な保守・訓練を行う必要がある。</p>
<p>(187) 放射線モニタリング計画の実施に関与する組織の多様性（当局、専門家団体、地方、国立研究所、非政府組織、民間機関、大学、地元のステークホルダー、原子力事業者等）は、放射線状況の評価を強化する上で重要な要因であることが経験から示されている。これはまた、測定についての被災した住民の信頼性の向上にも貢献する。</p>
<p>4.3. 長期段階における対応者の防護</p>
<p>(188) 長期段階では、サイト内の目標は、関連する廃棄物の管理を含め、損傷した施設を解体することである。被ばく状況の主な特徴が把握され、線源はほぼ制御可能であるが、一部の技術的な課題が残ることがあり、予期しない状況がいつでも起こる可能性がある。委員会は、サイト内の対応者の管理のために、年間 20 mSv 以下の参考レベルを設定し、必要に応じて職業被ばくの要件を適用することを勧告する。委員会は、一部の当局とステークホルダーが線量限度の適用を望むことがあることを認識している。これは、線源が十分に特徴づけられ、制御される状況では適切かもしれないが不可欠ではない。多くの対応者は、土木工事のような、通常放射線がある場所では行われたい作業のために雇用されている。そのため、訓練には、放射線リスクと放射線防護原則に関する基本的な情報だけでなく、彼らが作業しなければならない特定の作業条件に関する情報も含めるべきである。サイト内の状況により、参考レベルよりも高い被ばくを計画する必要があるかもしれない。そのような場合、委員会は、防護の最適化を目的として、関係者間での検討後、細心の注意を払い期間を定めた特別措置が準備されるべきであると勧告する。</p>
<p>(189) サイト外では、長期段階の間に対応者によって行われるべき作業は、早期・中期段階に開始された建物と環境の浄化と除染を継続し、完了することを目的とする。また、対応者は、被ばくの維持、および／または低減、ならびに被災地に居住し、働く人々の生活状況の改善のための長期的な防護対策の実施を支援することにも関与している。サイト外の対応者は、高い被ばくにつながる状況に直面することは予想されない。中期段階で</p>

<p>は、住民自身を含め、多くの人々のグループが防護対策の実施に関与する可能性がある。これらの住民の被ばくは、公衆被ばくとみなされるべきであり、被災地の一般住民と同じ要件を用いて管理されるべきである。</p>
<p>(190) 浄化または除染作業と長期段階における防護対策の実施に関与する対応者については、委員会は、被ばくのレベルに見合う、状況に適したアプローチを勧告する。一般に公開されていない制限区域で防護対策を実施する場合には、年間 20 mSv 以下の参考レベルを用いて防護を管理することが勧告される。しかし、公共の場所で防護対策が実施される場合、委員会は、参考レベルが年間 1~20 mSv のバンドの下半分の範囲内であるべきであると勧告する。</p>
<p>4.4. 長期段階における公衆と環境の防護</p>
<p>(191) 長期段階の管理は、早期・中期段階に実施された対策を継続し補完する一連の防護対策の実施に依存する。人の防護については、防護を最適化すること（すなわち、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持、および／または低減すること、ならびに個人の被ばく分布の不公平さを抑えること）が目標である。これは、被災地に居住し、働く個人や地域社会の生活を形成する社会的、環境的、経済的要因を考慮して行われるべきである。防護対策には、国と地域レベルで当局によって実施される防護対策、ならびに共同専門知プロセスを支援するために当局によって提供される枠組みの中で被災した住民によって実施される自助努力による防護対策が含まれる（3.4.3 節参照）。</p>
<p>(192) <i>Publication 111</i> (ICRP, 2009b) では、委員会は、汚染地域内に居住する人の防護の最適化のための参考レベルは、状況に応じて、年間 1~20 mSv のバンドの下方部分から選択されるべきであると勧告し、更に、長期の事故後の状況における代表的な値は年間 1 mSv であると述べた。これは、被ばくした個人と当局が、「正常」と考えられる状況の線量の範囲内になるように被ばくレベルを引き下げることが望んでいることと一致する (ICRP, 2007)。</p>
<p>(193) 委員会は、今回、年間 1~20 mSv のバンドの下半分から選択された参考レベルを用いて、長期段階で最適化を実施すべきであるとともに、被ばくを徐々にバンドの下端に向かって、あるいは可能であればそれ以下に低減することを目標とするべきであると勧告する。参考レベルを選択する際は、集団における被ばくの実際の分布とそれらの低減の優先順位を考慮に入れるべきである。また、<i>Publication 111</i> (ICRP, 2009b) に述べられているように、委員会は、参考レベルの選択プロセスは、社会生活や経済活動の持続可能性、ならびに環境の質を含む多くの相互に関連する要因について注意深くバランスを取った結果であるべきであり、関連するすべてのステークホルダーの見解を適切に取り</p>

入れるべきであると改めて述べておく。

(194) 委員会は、被災した住民の大部分が参考レベルを上回る被ばくを受けている場合には、長期段階の間、いくつかのタイプの防護対策を維持すべきであると勧告する。汚染地域で生活し、働く人々の被ばくは習慣や生活状況に大きく依存し、これらを厳しく制御することはできないため、事故のシナリオによっては、これは数年間または数十年間続く可能性もある。従って、すべての個人線量が長期的に参考レベル以下に保たれることを保証するのは不可能である。*Publication 111 (ICRP, 2009b)* で示された過去の経験では、数年経つと、ウェザリング、放射性壊変、適切な防護対策の実施を組み合わせさせた結果、居住が許可された地域に住み、働く大多数の人々において、年間 1 mSv 未満の被ばくがもたらされることを示している。年間数 mSv を超える被ばくを受ける可能性があるのは、ごくわずかな集団のみである。

(195) 当局が被災地の将来について決定する中期段階の終わりに選定された公衆の防護のための参考レベルが有効であるためには、放射線状況を正しく反映しなければならない。これは、関連する社会的、環境的、経済的要因を考慮した特徴づけのプロセスに基づいている。参考レベルは、最適化の取り組みを導くことを意図しているため、高すぎる値を選択すると住民や地域社会の生活状況の回復に当局や他のステークホルダーを関与させるインセンティブにはならない。同様に、低すぎる値を選択することは、社会状況に影響を及ぼし、地域の経済活動を損ない、逆効果となる可能性がある。長期段階を管理するための参考レベルの選択は、社会的および倫理的価値判断による情報に基づくべき複雑な決断である (ARPANSA, 2017)。この複雑さのために、委員会は、参考レベルの値を選択する際は、状況に直面する可能性のあるステークホルダーをできる限り参画させるべきであると勧告する。

(196) ヒト以外の生物相の防護については、生物多様性と種の繁殖を保存することを目的として、被ばくを合理的に達成可能な限り低減し、人のために採用された防護対策と両立できることが目標である。事故により大きく影響を受けた地域、高度に汚染された物質が処分または貯蔵されている場所では、委員会が勧告する枠組みを用いて、ヒト以外の生物相を防護するための具体的な評価を実施すべきである (ICRP, 2014) (2.3.3 節参照)。ヒト以外の生物相への影響は、決定の正当化と防護の最適化の際に考慮されるべきである。

(197) 長期段階の管理は、汚染レベルならびにその空間・時間分布に従って、(社会的、経済的、健康、環境など) 多数の側面を取り扱う回復プログラムの履行に依存する。このプログラムには、被災した地域社会の被ばく状況の特定の課題に対応する一連の専用の

防護対策を組み合わせた防護戦略が含まれるべきである。また、被災した人々の健康状況を追跡調査するための健康サーベイランスや、特に市民が主導する活動や地域プロジェクトの発展を支援するための付随的な措置、ならびに、状況の管理で得られた経験の周知し伝えていくことなども含まれるべきである。

4.4.1. 長期段階の防護対策

(198) 長期段階で実施できる防護対策は、環境中に存在する汚染の除去（除染と廃棄物管理）から、外部被ばくと内部被ばくを制御するための集団的または自助努力による防護対策（食品の管理、食事に関する助言）の実施に至るまで、その数は多く、様々である。それらは、農業分野におけるように、単独またはより広範な防護戦略の一部として組合せで用いることができる（Bogdevich, 2012）。家畜に汚染されていない飼料を与えるなどの一般的な対策は、被災地全体で共通して体系的に適用することができるが、例えば土壌改良など他の対策は、被ばくの条件に基づき、特定の場所にものみ適用可能である可能性がある。例えば、ある防護対策は一つのタイプの土地利用または土壌にものみ有効である可能性がある。他の選択肢は、大量の廃棄物を発生させることがあり、または特定の季節や特定の条件下でのみ有効である可能性がある。防護対策の評価、選択、組合せは、潜在的影響の現実的な評価と、幅広いステークホルダーからのインプットに基づくべきである。それらの実施は、放射線状況の進展に伴って変化する動的なプロセスである。

(199) 自助努力による防護対策は、防護の持続可能性と、被災地における実践的な放射線防護文化の普及と将来世代への伝達のための鍵である。経験上、市民の警戒心を維持するのは難しいことが示されている。これを成功させるためには、当局は、共同専門知プロセスの構築と自助努力による防護対策の実施のための技術的なガイダンスと継続的な支援を提供すべきである。

4.4.1.1. 除染と廃棄物管理

(200) 建物と公共の場所（例えば学校）、住居に近い環境の除染は、中期段階で始まり、長期段階のある期間（数年）にわたって継続する可能性がある。委員会は、被ばくに大きく寄与する地域、または住民にとって主な懸念である地域を特定するため、住民、住居、建物、庭園、公衆とレクリエーション場所の利用者と密接に協議しながら、除染対策を実施すべきであると勧告する。

(201) 除染対策は、特に外部被ばくを低減するのに役に立つ（Tsubokura et al., 2019）。実際には、共同専門知プロセスへの参画を通じた人々のエンパワメントにより、人々が住み、働き、リラックスする場所の線量率の地図を作ることで、自身の外部被ばくをより良く管理できるようになる。そうすることで、より高い周辺線量率が記録される場所、およ

<p>び／または特定の場所で費やす時間が外部線量に大きく寄与する場所を特定することができる。いずれの場合においても、これらの場所で費やす時間を可能な限り短くするよう努力することが可能である。</p>
<p>(202) 廃棄物の問題は、どの除染対策を採用するか決定する際に考慮されるべきである。被災地の廃棄物の大半は、建物、道路、舗装地域の浄化と除染から生じる物質、土壌と植生、汚染された農産物、その他の家庭、商業廃棄物、ならびに廃棄物処理（例えば、焼却灰、水処理のスラッジ）から生じる。汚染の初期レベルと処理のタイプに応じて、低・中・高の程度の放射能濃度になり得る。</p>
<p>(203) 除染中の放射性廃棄物の発生は、利用可能な処分ルートと考えられる代替策を考慮して、慎重に考慮されるべきである。長期段階では、持続可能な選択肢を見つけることを目的として、放射性廃棄物を管理すべきである。経験によれば、大規模原子力事故の後、通常の操業の放射性廃棄物処理に使用されていた原則や選択肢は、大量の廃棄物、放射線の特徴、除染プロセスにより生じる廃棄物の性質を考慮して適応する必要がある。具体的な廃棄物管理の選択肢は、正当化と最適化の原則に基づき、事故の状況（すなわち、事故の種類と過酷度）、汚染の程度、発生する廃棄物の種類と量、廃棄物管理に関与する者の放射線被ばくなどを考慮して実施されるべきである。放射線防護の側面に加え、事故後の状況を特徴づける社会的、環境的、経済的考慮も考慮されるべきである。</p>
<p>(204) 除染対策により発生する放射性廃棄物の管理については、委員会は、放射性廃棄物からの被ばくを被ばくの線源の 1 つと考え、公衆または環境被ばくのために設定された参考レベルを考慮すべきであると勧告する。除染廃棄物の管理（特に保管場所）と関連する防護対策の選択（特にサイトのサーベイランス、ならびに潜在的な再利用・再生利用）に関連する決定には、関連するステークホルダーが可能な限り参画すべきである。</p>
<p>(205) 委員会は、廃棄物の貯蔵・処分サイトのサーベイランスは、必要な限り実施すべきであると勧告する。経験によれば、除染廃棄物のサーベイランスに地元の住民が参画することは、貯蔵・処分サイトの持続可能性を確保するために効果的なアプローチである。</p>
<p>4.4.1.2. 農業、漁業と食品管理</p>
<p>(206) 長期段階では、土壌中の汚染物質の持続的な移動の可能性は、農業の防護対策が依然として適切であることを意味する（3.4.2.2 項を参照）。食品の生産と消費の長期的な制限の維持は、被災地の持続可能性に影響を及ぼす可能性がある。可能な限り、地元の生産を維持するための防護対策を実施すべきである。しかしながら、農家は経済的に存続を維持できるよう、生産のタイプの変更（例えば、食品の代わりに飼料、放射能の濃縮が少ない作物、種子、食品以外の生産）を検討しなければならない状況もあり得る。または、</p>

<p>農業以外の土地利用への変更を検討する必要さえあるかもしれない。</p>
<p>(207) 福島第一事故では、海洋環境の重大な汚染とそれが漁業活動に及ぼす影響が顕在化された。海産魚の汚染レベルを制御することは不可能である。汚染レベルは種と漁場の位置に依存する。十分にモニタリングすることにより、これら 2 つのパラメータに基づき、漁業活動を管理することができる。また、直接販売するのではなく、漁業資源を主に加工に使うことも可能である。チェルノブイリ事故と福島第一事故では、湖沼や河川への放射能の直接沈着と汚染土壌からの流出により淡水魚も汚染された。</p>
<p>(208) 摂取経路のモニタリングは、公衆の防護の重要な部分である。経験によれば、長期段階で食品の放射線モニタリングを継続することは、被災地の内外の食品流通業者、小売業者、消費者の信頼を徐々に回復させるのに有効であることが示されている (Strand et al., 1992 ; Skuterud and Thorrying, 2012)。更に、共同専門知プロセスに合わせて、地域の農産物、家庭菜園からの食品、自然の中で採取・捕獲された食品 (例えば、森林のキノコ、野菜、野生の捕獲鳥獣、淡水魚など) の放射線レベルを個人がモニタリングするためのモニタリング装置を地域社会に提供することは、自助努力による防護対策の実施に役立つであろう。</p>
<p>(209) 実際には、地元の人々は、毎日消費する食品の放射線に関わる質に基づき対策をとることができる。これは、家庭菜園を含む地元の製品の測定値を入手できることが前提である。これらの測定の結果に基づいて、通常他のものよりも汚染されているもの (例えば、キノコは、野菜や果物よりも簡単に汚染される) を同定することができる。このような状況では、汚染された食品の摂取の割合を減らすために食習慣を適応させることができる。被災者の食事の変化の有効性を評価するには全身の測定が役に立つ。</p>
<p>(210) 汚染された地域から食品を購入するかどうかを最終的に決定するのは消費者である。これは市場に重大な影響を及ぼす。食料生産、漁業活動のための持続可能な戦略を策定する際、食品の (放射線および放射線以外に関わる) 質を確保し、消費者の信頼を回復することが重要である。委員会は、関連するステークホルダー (当局、農業組合や漁業組合、食品産業、食品流通業者、小売業者、消費者団体など)、一般住民の代表者が、食品の品質に関する消費者の期待を考慮して、農業と漁業の維持、適応に関する意思決定プロセスに参画すべきであると勧告する。国内である程度の連帯を得るためには、地域、国レベルで徹底した対話を行う必要がある。</p>
<p>4.4.1.3. 経済と事業活動</p>
<p>(211) 長期段階では、経済活動の発展と持続可能性には、残存汚染、様々なステークホルダーの期待に応じて、従業員、作業環境、製品の放射線モニタリングが維持され、適応</p>

<p>されることが必要である。モニタリングは長期的に警戒心を持つこと役立つ、したがって、追加的または変更された防護対策を必要に応じて特定することができるであろう。</p>
<p>(212) 早期または中期段階に避難または移転した一部の企業は被災地での営業再開の検討を望む可能性があり、また、これらの地域での新たに経済活動を始める検討をする企業もある。これらの企業の活動に応じて、上述した通り、専用のモニタリング計画を実施することができる。また、消費者でもある従業員のために、放射線防護文化を維持し、更に発展させるための手段を提供することも不可欠である。</p>
<p>(213) 3.4.2.5 項で述べたように、委員会は、被災地で様々な経済活動のために雇用されている人々は、公衆の構成員として扱われるべきであると勧告する。</p>
<p>4.4.2. 健康サーベイランス</p>
<p>(214) 被災地の被ばくレベルに関わらず、汚染の有無とその潜在的な健康影響は、長期段階において住民の間で広く懸念されることが経験により示されている。前の段階で実施された健康サーベイランスを継続し、適応させることによって、この懸念に対応することが不可欠である。これは、放射線の影響に関する慎重さと被災者の自律性の尊重を考慮して行われるべきである (Oughton et al., 2018)。</p>
<p>(215) 長期段階における健康サーベイランスは、3 つの主要な要素から構成されるべきである (Oughton et al., 2018 ; WHO, 2006)。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 早期、中期段階に臨床的に有意な組織または臓器の損傷 (例えば、皮膚火傷、白内障など) をもたらす被ばくを受けたか、予防的サーベイランスが正当化されるような十分に高いレベルの被ばくを受けた少数と予想される人々の医学的追跡調査 ● 潜在的に有害な影響 (放射線誘発ガンの罹患のほか、生活様式の変化による健康影響) および事故の心理的影響に対する住民全体の健康モニタリング。健康モニタリングのサブカテゴリーは、潜在的に脆弱な集団 (例えば、子どもや妊婦) の追跡調査; ● , 被ばく集団に対して長期的に起こりうる放射線の健康影響に関する情報を提供するための特定の疫学的研究である。
<p>(216) 1 つ目の要素については、必要な診療に加えて、定期的な健康診断を確立し、一般的な健康状態の進展に特に注意を払うべきである。</p>
<p>(217) 2 つ目の要素については、被ばくした住民に特化した健康モニタリング計画が策定されるべきであり、それには、初期的な医学的評価、線量評価、必要に応じた診療、健康状況の追跡調査、住民の社会的・心理的状态に関する問診、適切な支援の構築などが含まれる。この計画の主な目標は、被ばくした住民の健康と生活状況の特徴を把握し、改善することである。この計画を実施するためには、健康調査、健康データベース、, 情報提供と健康支援を受けるための仕組みを構築する必要がある。</p>
<p>(218) チェルノブイリ事故後に被ばくした小児の間で甲状腺がん発症の放射線誘発リス</p>

<p>クの増加が観察されたことから (UNSCEAR, 2018), 可能な限り早期に重度の甲状腺障害を発見するためには, 具体的な甲状腺のモニタリング計画が有用である場合がある。ただしそのようなモニタリングは, 住民のレベルで益が害を上回るように組織されるべきである (Togawa et al., 2018)。体系的なスクリーニングは, 甲状腺がんの過剰診断 (Katanoda et al., 2016 ; Ohtsuru et al., 2019), 心理的悪影響 (Midorikawa et al., 2017, 2019 ; Midorikawa and Ohtsuru, 2020) につながる可能性がある。これを踏まえ, 長期的な甲状腺の健康モニタリング計画は, 胎内あるいは小児期または青年期に甲状腺へ 100~500mGy またはそれ以上の吸収線量を被ばくした個人に対して主に実施されるべきである (IARC, 2018)。</p>
<p>(219) 健康サーベイランスの3つ目の要素については, 被災した住民の懸念に対応することを踏まえ, 疫学的研究の発展を考えるべきである (WHO, 2006)。</p>
<p>(220) 委員会は, 健康サーベイランス計画の設計と追跡調査に可能な限りステークホルダーを参画させ, 学際的アプローチを策定することを勧告する。このような状況には倫理行動規範が適切であろう。また, 住民の健康状況の予期せぬ変化に対処するために適切な対策をとるための準備が必要であると勧告する。</p>
<p>4.4.3. 付随手段</p>
<p>(221) 人々が居住することが認められた被災地において, 個人の幸福と地域社会の生活の質を回復させるためには, 防護対策そのものだけでなく, 付随的な手段を講じる必要がある。第1の目的は, 技術的ネットワーク (水道, 電気, 電話など), 基盤 (道路, 鉄道の線路など), 生活に必要な公的サービス (学校, 病院, 郵便局, 銀行, 店, 社会活動など) を再構築することである。また, 対象となる地域の全体的な社会経済的発展 (工業地帯の設置, 農業・工業・商業活動の維持・確立のための支援など) を確保することが重要である。</p>
<p>(222) 回復プロセスの課題に取り組むため, 特に, 健康, 社会経済, 環境影響, 農業・漁業・林業活動の分野において, また除染, 廃棄物管理, 損傷した施設の解体についても特別な研究計画が検討されるべきである。</p>
<p>(223) 当局は, 放射線状況の制御を取り戻すことを目的とした市民主導の活動 (共同専門知プロセス, 自助努力による防護対策, 地域プロジェクトなど) を支援すべきである。また, 被災した住民の代表者, 関連する専門家 (例えば, 健康, 放射線防護, 農業当局等) が参加する対話の確立を推進すべきである。これらの対話は, 情報の収集と共有を目的とし, 住民と当局が推進する戦略の有効性をともに評価することが可能になろう。こうした市民が主導する活動には資源が必要であることから, 資源配分のための意思決定プロセ</p>

スの正当性、透明性、公平性を確保するための適切な仕組みを確立する必要がある (Eikermann et al., 2016)。

(224) 過去の経験から、回復プロセスに参加した地域社会は、しばらくすると、記憶、文化、教育の分野でプロジェクトを立ち上げる必要性を感じていることが示されている。この記憶は、事故の記念のためだけでなく、意識を高め、警戒する心を維持し、経験を伝承することで未来を築くために思い起こさせてくれる生きた証拠としての役割もある。これについて教育制度（学校、大学）の関与は、次世代へ経験を伝えていくための重要な方法である。

(225) 委員会は、記憶、文化、教育の分野における市民主導の活動やプロジェクトは現在と将来の世代の適切で持続可能な生活状況に役立つものであり、これらを支援するための付随手段の策定には十分な注意を払うべきであると勧告する。

4.5. 長期的な防護対策の進展と終了

(226) 長期的には、人々、動物相や植物相の被ばくは、防御対策と放射性壊変のような自然のプロセスが組み合わさった効果により、時間とともに次第に低減する。その結果、原子力事故の数年後（あるいは過酷事故の場合は数十年後）、防護対策を維持、変更、または終了するかどうかを検討することが望ましい。そのような決定は、関連するステークホルダーの参画とともに行われるべきである。長期段階では異なる時間軸で様々な防護対策を実施することができるため、必ずしもすべての対策を同時に終了する必要はなく、1つの対策がその目的を達成した時に、または継続的に適用することで広い意味で益より害が多くもたらされる場合には、終了することができる。

(227) 被ばくが参考レベルを下回ることで自動的に長期段階の終了を意味するわけではなく、最適化の原則に従い、更に被ばくを減らす可能性はあり、被ばくの増加を避けるため警戒心を維持することが望ましい。委員会は、たとえ防護対策が終了した場合でも、適切な長期モニタリング計画を維持し、実践的な放射線防護文化を伝えていくことを推奨し、残留放射線の状況とその進展について継続的な警戒を促す。

5. 大規模原子力事故に対する準備計画

(228) 原子力事故の際の人と環境の防護のための戦略を策定する上で、準備計画は重要なプロセスである。早期、中期段階では、この準備は、ハザード評価に基づいた想定されるシナリオに対し、事前に計画された防護対策の策定に依拠する。長期段階では、準備の目的は、潜在的な被災地の社会的、環境的、経済的な脆弱性を特定し、現実で何が起ころうと対応するのに十分な柔軟性を備えたガイドラインを策定することである (Schneider

et al., 2018)。
(229) 準備の前提条件は、原子力事故が発生する可能性を認識すること、,,、一般市民とまではいなくても、事故後の段階の管理に潜在的に関与する全ての組織は少なくとも意識を高めておく必要性を認識することである。原子力事故が起こる前に住民の準備がなされることを想定することは困難であるが、委員会は、主要な代表的ステークホルダーは、事故のすべての段階に対する準備計画に参加すべきであると勧告する。
(230) 準備計画では、異なる組織の責任者が、組織間のコミュニケーションと調整のための仕組み、ならびに意思決定プロセスを導く枠組みを作ることに関与する必要がある。国境を越えた事故の影響の可能性を考えると、近隣諸国における同様の組織と国際機関との調整を準備しておくことも重要である。
(231) 実際には、準備計画には、参考レベルを含む一連の適切な防護対策、それらを実施するための取り決めが含まれるべきである。放射線状況の評価のために必要な設備の整備、ならびに共同専門知プロセスの実施に関する規定も検討されるべきである。更に、公衆やその他のステークホルダーに情報を提供するための具体的なコミュニケーション計画、,,、対応に関与する人の訓練のための規定も策定すべきである。これらの計画は、様々なステークホルダーが参画する定期的な演習の対象とするべきである。
(232) 準備計画は、現実の状況に応じて対応するために必要な柔軟性を念頭に置きながら、予測されるシナリオの範囲に適した計画の詳細を取り上げるべきである。これはまた、放射線と放射線以外の両要因を考慮すべきである。早期段階については、屋内退避、避難、,,、安定ヨウ素の配布のような、迅速に実施しなければならない防護対策に関する、あらかじめ定められた放射線基準を含むべきである。
(233) 事故、事故後の管理のための詳細な計画を準備するのは国の責任である。更に、詳細な要件、実践的ガイダンス、共同訓練の策定に反映される各国間と国際レベルでの協力もある (IAEA, 2015b ; Duranova et al., 2016 ; NEA, 2018 ; Schneider et al., 2018)。委員会は、最終的には国の機関、国際機関が本刊行物の勧告を用いることを期待する。

6. 結 論
(234) 大規模原子力事故は、個人と社会を非常に不安定にし、複雑な状況を生み出し、膨大な人的・財政的資源を動員することを必要とする予期せぬ出来事である。影響を受けたすべての人々の放射線被ばくによる健康への悪影響に関する正当な懸念を超えて、大規模原子力事故がもたらす社会的、環境的、経済的影響、そして事故への対応は多大なものであり、非常に長い間続く可能性がある。事故が生み出した状況の複雑さとその影響の

<p>大きさを考えると、放射線防護は不可欠ではあるが、影響を受けるすべての個人や組織が直面している問題に対処するために動員される必要があるであろう貢献の一つの要素に過ぎない。</p>
<p>(235) このような状況において、放射線防護の第一の目的は、放射線による組織や臓器への重篤で即時の障害の発生を防止し、社会的、環境的、経済的な配慮を考慮に入れて、将来のがんや遺伝性影響のリスクを合理的に達成可能な限り低くすることである。これは、早期段階の最初に開始され、数十年にわたって継続する可能性のある一連の補完的な防護対策によって達成される。防護対策は、放射線および放射線以外の事項を考慮して選択される。</p>
<p>(236) 過去の原子力事故の経験から、正当化と最適化の原則に従って害よりも善を行い、放射線被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持し低減したいという要望にもかかわらず、早期、中期、長期段階のいずれかで採用された防護対策が負の結果を招き、複雑さを追加する原因となり得ることが示されている。</p>
<p>(237) 運用上は、放射線による健康と環境への潜在的影響を緩和するという委員会の主たる勧告は、サイト内とサイト外の被ばく状況の特徴や被ばくする人のカテゴリーを考慮して、防護対策を選択し実施するための参考レベルに基づく判断基準を使用した最適化の原則に依存している。人々の防護の最適化のために委員会が本刊行物で勧告する参考レベルを表 6.1 にまとめている。ヒト以外の生物相の防護のために委員会が勧告する関連した参考レベルは、<i>Publication 124</i> (ICRP, 2014) に示されている。</p>
<p>(238) 本刊行物に記載されている勧告は、過去の原子力事故から得られた経験と、放射線の健康と環境への影響に関する最新の科学的知見を考慮に入れて作成されている。また、放射線防護を、影響を受けた地域社会の生活状況、作業条件や生活の質の回復に役立てることを目的として策定されている。この目的を達成するために、委員会はステークホルダーの参画が極めて重要であることを強調する。</p>
<p>(239) チェルノブイリ事故と福島第一の事故の経験から、早期、中期、長期段階に従事する放射線防護の専門家や熟練者は、放射線防護の科学的基礎とその実際的な履行を習得するだけでなく、放射線防護システムを支える中核的かつ手続き上の倫理的価値観に従って、共同専門知プロセスの中で被災した人々と協力すべきであることが示されている (ICRP, 2018)。</p>
<p>(240) このために、専門家や熟練者は、被ばくを管理するために慎重なアプローチを採用し、被ばくの不公平さの低減を図り、脆弱な集団に配慮し、人々の選択の自律性を維持しつつ、個々の決定を尊重すべきである。また、専門家や熟練者は、その限界を認識しな</p>

がら保有する情報を共有し（透明性）、どのような行動をとるべきかを影響を受けた人々とともに熟慮して決定し（包括性）、それらを正当化できるようにしなければならない（説明責任）。懸案の問題は、人々にリスクを受け入れさせることではなく、彼らの防護と人生の選択について十分な説明（情報）に基づいた意思決定ができるように支援すること（すなわち、彼らの尊厳を尊重すること）である。

7. 附属書の紹介：チェルノブイリ事故と福島第一原子力事故の概要

(241) 次の2つの付属書では、チェルノブイリ事故と福島第一原子力事故の経緯の概要が示される。その意図は、これら2つの重大事故の様々な側面を詳細に説明するのではなく、放射線防護の観点から最も重要な側面を明らかにすることである。それぞれの事故は、早期、中期、長期という連続的な段階で表されているという点で本文と一致している。この目的は、何年にもわたりこれら2つの事故の管理を特徴づけ、現在の勧告の策定の参考となった事象と決定を明らかにすることで、後者を説明することである。

(242) より詳しい情報に興味がある読者は、チェルノブイリ事故と福島第一事故の事象、影響の分析に大きく貢献した主な国際機関が作成した文書を参照することができる（IAEA, 1991, 2015a ; WHO, 1995, 2012, 2013 ; UNSCEAR, 2000, 2011, 2013, 2018 ; NEA, 2002, 2013）。読者を助けるために、これらの文書は付属書において参照されるほか、参考文献の完全なリストも記載している。

付属書 A. チェルノブイリ原子力発電所事故

A.1. はじめに

(A1) チェルノブイリの事故は、1986年4月26日01時23分、チェルノブイリ市から約15 km、キエフ市から110 kmのドニエプル川の支流に位置するチェルノブイリ原子力発電所（正式名称：レーニン原子力発電所）4号機において発生した。当時、発電所は旧ソ連のウクライナ・ソビエト社会主義共和国にあった（図 A.1 を参照）。低出力試験中が行われている最中に、安全システムが停止し、原子炉の不適切な運転が制御不能な出力の増加につながり、蒸気爆発により原子炉建屋に深刻な損傷を与え、原子炉は完全に破壊された（UNSCEAR, 2000）。この事故は、国際原子力事象評価尺度では最高レベル7に分類されている（IAEA, 2013）。

(A2) 損傷を受けた原子炉からの放射性核種の放出は、主に10日間にわたり、異なる放出の割合で起こった。地面への放射能の沈着は、原子炉を取り囲むベラルーシ、ロシア、ウクライナの領土に大きな影響を与えたが、実質的には北半球のすべての国で放射能が

発見された (UNSCEAR, 2000)。
A.2. 早期および中期段階
(A3) 早期段階は、1986年4月26日に事故と共に始まった。1986年5月初旬、環境中への放射性核種の放出の度合いは数桁減少した。1986年5月中は、更なる放出を制限するための対策が実施された (IAEA, 1991)。これが早期段階の終了と中期段階の始まりと考えられる。
(A4) 1986年4月26日、ソ連政府はチェルノブイリ事故影響緩和委員会を設置した。本委員会は、旧ソ連副首相を議長とし、様々な専門家 (医師、緊急事態、放射線防護の専門家など) や官僚が参加した。委員会の活動には、緊急事態のあらゆる側面の専門家が関与したが、決定権は官僚のみにあった。
(A5) サイト内では、1986年11月に石棺が完成し、放射線源が封じ込められ、安全が確保されたことにより、中期段階が終了したと考えられる。サイト外では、1991年2月～5月の間に中期段階が終了したとみなされ、長期段階の管理に関する法律が採択された。
(A6) 早期段階では、当局は、屋内退避、避難、安定ヨウ素配布、食品制限を実施した。中期段階では、移転、除染、廃棄物管理などの更なる措置が実施された。しかし、いずれの段階においても、すべての被災地で常にタイムリーかつ体系的に実施されていたわけではない。
(A7) 早期、中期段階では、多くの市民、軍の対応者がサイト内とサイト外での事故の影響の緩和に関与した。これらの個人の一部は、かなりのレベルの被ばくを受け、早期に重度の組織/臓器損傷を誘発し、長期的にはがんを発症した。
A.2.1.放射線モニタリング
(A8) 事故後の最初の数日間に、チェルノブイリ原子力発電所周辺で広範な空間線量率測定プログラムが実施された。その結果、1986年5月1日付けで最初の線量率マップが作成された。チェルノブイリ事故後にソ連で実施された放射線モニタリング計画には、空間線量率、食品汚染、土壌および草の試料の汚染など広範な測定が含まれた。放射線学的に重要な放射性核種であるヨウ素、セシウム、ストロンチウム、プルトニウムの同位体に焦点をあてた。早期段階では、モニタリング計画の開始が遅れたため、土壌試料中の放射性ヨウ素測定値が得られなかった。機器や専門家が不足しており、モニタリングすべき地域は広大で、放射線状況の詳細な特徴の把握には数年を要した。ソ連の被災地以外にも、影響を受けた多くの欧州諸国も独自の測定を行った (EC, 1992)。
A.2.2. 汚染レベル

(A9) 1986年4月26日から5月中旬にかけて、放射性ヨウ素や放射性セシウムなどの様々な放射性核種が放出し、北半球の殆どの国に拡散した。
(A10) ウクライナ、ベラルーシ、ロシアが、フォールアウトによって最も影響を受けたソビエト連邦構成共和国であった。これらの影響を受けた広域な地域（約150,000 km ² ）では、放出された総放射能の約60%を受けており、セシウム137 (Cs-137) は平均37,000 Bq・m ⁻² を超え、しばしば1平方m当たり数十万Bqに達した（図A.2を参照）。放射能は、ヨーロッパ全域で、線源からの距離とその時点で広く見られた気象条件に従って不均一に沈着した（図A.3を参照）。
(A11) これらの国では、当局は、Cs-137が3万7,000 Bq m ⁻² を超える地域では、汚染され、防護対策の対象とみなした。この基準に基づき、影響を受けた地域はベラルーシで46,500 km ² 、ロシアで57,700 km ² 、ウクライナで41,900 km ² であった。プルトニウム汚染のある地域は、主に損傷した施設の周辺に限られたが、ストロンチウムについては、発電所周辺の最大100 kmの地域まで広がった（UNSCEAR, 2000）。
(A12) ヨーロッパでは、スカンジナビア（フィンランド南部、スウェーデン中央部・東部、ノルウェー中央部）、中央ヨーロッパ（特に、ルーマニア南部、チェコ共和国とポーランドの国境）、オーストリア、ギリシャ北部、英国・スイス・ドイツ（主にババリア）・イタリアの小さい地域で、37,000 Bq m ⁻² を超えるセシウムの沈着が確認された。
A.2.3. 個人の被ばくのレベル
(A13) 早期段階では、公衆の主な被ばく経路は、放射性ヨウ素の摂取によるものであった。1986年5月～6月にかけて、ベラルーシ、ロシア、ウクライナで甲状腺のヨウ素含量に関する大規模なモニタリング研究が行われた。全体として、1986年6月末までに、400,000人以上の甲状腺の直接測定が行われた（Zvonova and Balonov, 1993; Likhtarev et al., 1996; Stepanenko et al., 1996; Gavrilin et al., 1999）。
(A14) 大多数の人々にとって、事故以前に放牧されていた家畜からの新鮮な牛乳の摂取が放射性物質の摂取の主な経路であった。これは、特に損傷した原子炉付近の農村地域に住む子どもに大きな甲状腺線量をもたらした。ベラルーシのゴメリ州南部の3つの地域で、避難した村と避難しなかった村の3歳未満の子どもの約95%が、0.25 Gyを超える甲状腺線量を受けた。そのうちかなりの人数が2.5 Gyより高い甲状腺線量を受けた（Savkin and Shinkarev, 2007）。甲状腺の直接測定値から得られた子どもの甲状腺線量の最も高い推定値は50 Gyであった（Shinkarev et al., 2008）。
(A15) 放射性ヨウ素の被ばくに加えて、早期、中間段階で被災地域の住民が受けた線量

は、主に地上に沈着した放射性セシウムへの外部被ばく、汚染した食品の摂取による内部被ばくによるものである。被災地の住民が受けた実効線量は、約数十 mSv と推定されている。実効線量の中央値は、約数 mSv であった。約 10,000 人が 100 mSv より高い実効線量を受けたと推定されている (UNSCEAR, 2000)。

A.2.4. 対応者

(A16) 早期段階では、発電所の職員、初期対応に関わった消防士、警備員、地域の医療施設の職員を含む約 600 人の対応者が、事故の日の夜に発電所内にいた。その後、約 60 万人の対応者、いわゆる「事故処理従事者」(市民または軍人) が、放射性がれきの除去、石棺の建設、原子炉職員および対応者のための居住地の建設に関与した。これらの対応者には、輸送とセキュリティを担当する人、ならびに科学者や医療従事者も含まれた (UNSCEAR, 2000)。

(A17) 最も有意な被ばくは外部照射によるものであった。134 人の対応者は急性放射線症が確認された。このうち 41 人の対応者は 2.1 Gy 未満の外部照射による全身線量を受け、93 人の対応者はより高い線量 (50 人は 2.2~4.1 Gy, 22 人は 4.2~6.4 Gy, 21 人は 6.5~16 Gy) を受け、より重度の急性放射線症の症状を示した。彼らの線量は、主に臨床用の線量評価方法 (すなわち、血液成分、/または血中リンパ球の細胞遺伝学的パラメータに基づく) を用いて推定した。合計 28 人が事故から数か月以内に死亡した (UNSCEAR, 2000)。

(A18) 事故以前は、作業者の線量基準は、平常時では年間 50 mSv であり、事象/事故の場合には、対象の職員のインフォームドコンセントを得て 250 mSv まで引き上げることができた (SRS 76, 1977)。1986 年の事故時はこの規制が対応者に適用された。

(A19) 1987 年には、対応者の最大年間線量基準が 100 mSv に引き下げられた。しかし、極めて重要な介入の実施のため、限られた対応者に対しては、保健省により 250 mSv までの線量が認められた。1988 年、線量基準は、石棺内部の主循環ポンプ室の除染に関与した者を除き、対応者を含むすべての作業者に対し 50 mSv まで引き下げられた。主循環ポンプ室の除染の対応者については、100 mSv の年間線量基準が維持された。1989 年以降は、例外なく、すべての対応者について、線量基準が 50 mSv に設定された (Kryuchkov et al., 2011)。

(A20) 特に、軍の対応者については、1986 年 5 月 21 日まで、戦時中に認められる放射線被ばくに相当する 500 mSv の線量基準が適用された。その後、防衛省によって 250 mSv に引き下げられた (Chvyrev and Kolobov, 1996)。1987 年以降は、軍と民間の対応者は同じ線量基準であった。

<p>(A21) すべての対応者は、1986年に確立した公式登録に記録された。この登録には、被ばくの主要な経路であった外部照射による被ばくの推定値が含まれた。記録された平均的な被ばくは、1986年の約170 mSvから1987年に130 mSv、1988年に30 mSv、1989年には15 mSvへと減少した（UNSCEAR, 2000）。これらの値には関連する不確実性が含まれていることが認識されている。</p>
<p>(A22) 原子炉周辺には放射性ヨウ素が多く存在しているため、事故後の最初の数週間にサイト内にいた対応者は、内部照射によりかなりの甲状腺線量を受けていた可能性がある。1986年4月30日～5月7日の間に600人以上の対応者を対象に実施された限られた数の測定に基づいて、彼らの甲状腺線量は平均0.21 Gyと推定された。しかし、1986年5月以降に受けた外部線量と比べると、放射性ヨウ素の摂取による内部線量は小さかったことに留意する必要がある（UNSCEAR, 2000）。</p>
<p>A.2.5. 早期段階における防護対策</p>
<p>A.2.5.1. 屋内退避</p>
<p>(A23) 事故当日（1986年4月26日）、原子力発電所の作業者の大半がその家族と住んでいた原子炉サイトから約3 kmの所に位置するプリピャチの住民に対し、政府委員会から屋内退避の勧告が発表された。プリピャチの住民5万人の約25%は、屋外で過ごす時間を制限した（Likhtarev et al., 1994）。原子力施設付近の農村の住民は事故について正式に通知されず、その結果、屋内退避の必要性についての正式な情報がなかった。</p>
<p>A.2.5.2. 避難</p>
<p>(A24) 1986年4月27日、事故後37～40時間の間、キエフ州の当局は、プリピャチのすべての住民のバス、鉄道、車による避難を組織した。これは、損傷した原子炉からの放射性核種の放出が続き、町の様々な場所で空間線量率が増加したためである。約9,000人の住民が自主避難した（Alexakhin et al., 2004）。避難者は、限られた期間のみプリピャチから離れると想定され、書類やペットのような僅かな所持品のみを持って行くことが許された。避難者は、主にキエフ州に位置するウクライナの様々な地域や居住地に移された。事故後、チェルノブイリ原子力発電所の職員約5,000人がプリピャチに残り、その後、周辺地域の各地に移転された。</p>
<p>(A25) 1986年5月1日に公表された情報によれば、発電所の近くに住む大部分の人々にとって、予想される被ばくは避難を必要とするようなものではなかった。しかし、炉心に残っていた燃料の温度の大きな上昇が観察され、モスクワのクルチャトフ研究所の専門家によると、炉心の底を破り、さらなる重大な放射性物質の放出につながる可能性があ</p>

<p>った。被ばくの推定では、損傷した原子炉から 30 km 地点まで、重大な確定的影響の発症の可能性があることが示された。</p>
<p>(A26) 1986 年 5 月 2 日、政府委員会は、原子炉やその時点で広く見られる気象状況の不確実性のため、30 km 圏内に住むすべての住民を避難させることを決定した。この避難（住民約 5 万人）は、1986 年 5 月 2 日から 7 日の間に行われた。同時に、約 50,000 頭の牛、13,000 頭の豚、3300 頭の羊、700 頭の馬を 30 km 圏内から避難させた（Nadtochiy et al., 2003）。避難させなかった猫や犬をはじめとする 2 万匹以上の家畜やペットは殺処分され埋められた。</p>
<p>A.2.5.3. 安定ヨウ素</p>
<p>(A27) チェルノブイリの原子力発電所に隣接する地域に住む人々には、安定ヨウ素剤は事前に配布されていなかった。そのため、1986 年 4 月 26 日から 27 日にかけて、医療従事者らがプリピャチの住宅、学校、幼稚園に行き、市民に安定ヨウ素剤を提供した。安定ヨウ素剤を摂った住民は、1986 年 4 月 27 日午後までに 62%に達したと推定されている（Likhtarev et al., 1994）。プリピャチは、安定ヨウ素の投与、使用が有効であった唯一の居住地であった。30 km 圏内の村における安定ヨウ素剤の配布は、避難とほぼ同時に開始された。30 km 圏内に住む人々からの聞き取りの結果によると、安定ヨウ素剤の配布は主に、ベラルーシで 1986 年 5 月 1～4 日に、ウクライナで 1986 年 5 月 2～7 日に行われた（UNSCEAR, 2000）。しかし、これは実際の効果を得るためには遅すぎた。30 km 圏外の農村地域では、事故の早期段階では安定ヨウ素は使用されなかった（Uyba et al., 2018）。</p>
<p>A.2.5.4. 食品の消費の制限</p>
<p>(A28) 事故の最初の数日間（1986 年 5 月 5 日まで）は、公衆は放射線状況について知らされていなかったため、事故の早期段階では汚染された食品の消費が制限されなかった。被災地の住民は放射性ヨウ素で汚染された牛乳を摂取し、特に幼児の甲状腺の線量が高くなった。</p>
<p>A.2.6. 中期段階における防護対策</p>
<p>(A29) 1986 年 5 月、ソ連の国家主任衛生医は、最初の年（1986 年 4 月 26 日から 1987 年 4 月 25 日まで）の公衆の被ばくを制限するために、100 mSv の線量基準を採用した。1987 年 4 月 23 日に、事故後 2 年目の線量基準として 30 mSv に引き下げられた。その 1 年後、1988 年 7 月 18 日には、事故後 3 年目と 4 年目の年間線量基準として 25 mSv に更に引き下げられた。</p>

<p>(A30) また、国家主任衛生医は、空間線量率に基づき、事故後の最初の年の外部被ばくが制限される3つの地域（区域）を定義した。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 立入禁止区域：恒久的な移転の対象となる地域 ● 一時的移住区域：移転した住民が放射線状況の「正常化」後に帰還できる区域 ● 厳戒管理区域：1986年夏に子どもや妊婦が立ち入りを禁止された区域である。
<p>A.2.6.1. 移転</p>
<p>(A31) 1986年5月中旬から8月中旬にかけて、30 km 圏外のベラルーシとウクライナの40の村が比較的高い空間線量率のため、村が立入禁止区域に指定され、住民約9,000人が移転した (Alexakhin et al., 2004)。</p>
<p>(A32) 1986年8月、政府委員会は、立入禁止区域の南部、西部にある47の被害の少ない居住地について、住民が自宅に戻ることができるか決定するため、詳細な放射線モニタリング調査を実施するよう、ソ連の Goskomhydromet、公衆衛生省、国防省に命じた。モニタリング結果により、石棺が完成すれば、27の農村の居住地（ベラルーシ12、ウクライナ15）は、住民が戻ることができることが示された。1987年のこれらの住民の総被ばく量（外部被ばくと内部被ばく）は、30 mSv 未満であると推定された。ベラルーシの12の居住地の住民は、1986～1987年の冬までに帰還することが許された。これに対し、ウクライナ当局は、30 km 圏内の15の居住地に住民を帰還させることは経済的、社会的に不適切であると考えた。</p>
<p>A.2.6.2. 食品の消費の制限</p>
<p>(A33) 中期段階の始めに、食品、特にミルクの消費による放射性ヨウ素の摂取は、依然として公衆の内部被ばくの主な線源であった。その結果、1986年5月6日、ソ連の国家主任衛生医は、食品、飲料水中の放射性ヨウ素を制御するために、ミルクと水、乳製品、葉野菜の放射線基準を導入した。基準を超えるミルクは、放射性減衰をうまく利用するためバターやチーズなどに加工された。1986年5月30日、国家主任衛生医は、関連するすべての放射性核種について新しい基準を導入し、これらは定期的に改訂された (Alexakhin et al., 2004)。</p>
<p>A.2.6.3. 除染</p>
<p>(A34) 除染作業は、1986年5月末に被災した居住地で開始された。この作業には、汚染された土壌の除去とその「清潔」な土壌への置き換え、浄化できなかった物の解体、道路、道、舗道のアスファルトでの舗装、屋根の張り替え、一時保管地域で発生する廃棄物の埋設などが含まれた。除染作業は、主にソ連軍の化学部門、民間の防衛団によって行われた。除染されるべき場所を選択するための放射線基準が確立され、これらは定期的に改訂された (Alexakhin et al., 2004)。</p>

<p>(A35) 除染に関する意思決定では、放射性汚染のレベルだけでなく、影響を受けた場所、物の社会的および経済的重要性も考慮された。1986年から1987年にかけて、居住地で頻繁に訪れる場所における放射能レベルの大幅な低減により、放射線状況の大きな改善が達成された。その結果、様々な熟練者や一部の年齢層（子どもなど）の外部線量が平均30%減少した。1989年までに、居住地の完全な除染はほぼ完了した。全体として、除染の平均な効率は、10%を超えないと推定された（Alexakhin et al., 2004）。</p>
<p>A.2.6.4. 農業の防護対策</p>
<p>(A36) 中期段階では、被災地において、牧草地の深耕、表土の除去、汚染土壌への肥料や化学物質の添加、畜牛の屠殺の禁止、動物のための汚染されていない飼料の提供、高レベルの放射能を持つ穀物の除外、土地利用の変更など、あらゆる農業防護対策が漸進的に実施された（IAEA, 1991）。</p>
<p>(A37) ロシアにおける農業生産は、土壌汚染が $1,480,000 \text{ Bq} \cdot \text{m}^2$ を超えた地域では中止された。</p>
<p>A.2.6.5. 情報提供</p>
<p>(A38) チェルノブイリ事故後の放射線状況について、公衆への早期の通知は行われなかった。それどころか、空間線量率、様々な放射性核種の汚染レベルなどの測定結果も機密扱いされた。これは、事故に関する国、地方当局から提供された情報に対する国民の不信の一因となった。放射線データは、事故から1年後にようやく公開された。しかし、国民の信頼を改善するには十分ではなかった。</p>
<p>A.3. 長期段階</p>
<p>(A39) 概要を説明すると、1990年代前半に採用された防護対策は、被災地での人の居住を引き続き制限すること（強制的または自発的な移転）と、食品の汚染、個人の全身汚染のレベルを厳しく制御することに依存していた。多くの対策は、集団農場における農産物の放射性汚染の管理と改善に重点を置いていた。個人の生産は、その質を管理することや監視が難しいため、できる限り制限された。</p>
<p>A.3.1. 規制の枠組み</p>
<p>(A40) 1988年11月22日、ソ連放射線防護委員会は、長期段階に備えるため、1986年の事故時以降の被ばくを含め、70年間の公衆の生涯被ばくについて 350 mSv の線量基準を提言した（Ilyin, 1995）。この提言は、国、共和国のレベルで当局と専門家の間の活発な議論を引き起こし、ソ連政府はIAEAに専門知識の提供を要請することとなった（IAEA, 1991）。1990年から1991年にかけて、独立した国際専門家チームがソ連を訪</p>

<p>問し、チェルノブイリ事故の放射線影響を評価した。</p>
<p>(A41) 専門家は、ソ連の科学者が提供した概念、方法論、推定被ばくをレビューした。IAEA は、提案された線量基準は「一般的に、放射線防護の観点から厳密に求められる基準を超えていた」と結論づけた。また、「多くの社会的、政治的要因が考慮されるべきであり、最終的な決定は責任当局に委ねられていることが認識された」(IAEA, 1991)。最終的に、ソ連政府は、公衆やマスメディアからの圧力を受けて、その年に勧告を放棄した。</p>
<p>(A42) 1991 年末にソ連は 15 カ国に分かれた。ベラルーシ、ロシア、ウクライナの各政府は、放射線モニタリングと健康サーベイランスを組織化し、被災地に居住する住民の社会経済的な生活状況を改善するため、国内法を採択した。これらの法律の目的は、放射線学的基準に従って主に計画された一連の防護対策と補償体系によって、長期的な課題に対処することであった。</p>
<p>(A43) 例えば、ベラルーシでは、被災した住民の社会的防護と被災地の状況の管理を行う原則を定めるため、2 つの法律が発布された。1991 年 2 月に採決された 1 つ目の法律は、「チェルノブイリ原子力発電所での災害により被災した市民の社会的保護」に関するもので、事故によって被災した人々——被災地における事故処理従事者（対応者）、住民、作業員——に配分される補償だけでなく、法的地位を明らかにした。1991 年 11 月に採決された 2 つ目の法律は、「チェルノブイリ原子力発電所での災害により被災した地域の法的地位」に関するもので、これらの地域における社会・経済活動を組織するための条件と手段、ならびに付随する科学的プログラムを定めている。この法律はまた、ベラルーシ地域の「区域」設定構成も定めている。どちらの法律も約 200 万人のベラルーシの人々に適用され、ベラルーシ領土の 20%（約 40,000 km²）が著しく汚染されていることが認められた。</p>
<p>(A44) 2001 年、「チェルノブイリ原子力発電所での災害によって被災した市民の社会的保護」に関するベラルーシ法が修正され、明確化された。その時、生活と仕事の条件に何の制限も課されていないような地域では、住民の（外部、内部の）平均総被ばくは年間 1 mSv（バックグラウンドを除く）を超えるべきではないと定められた。</p>
<p>(A45) ウクライナとロシアで採用された防護計画は、国と地域の状況に関連するいくつかの特異性はあるものの、全体的にベラルーシで採用されたものと類似している。</p>
<p>A.3.2. 放射線モニタリング、被ばく</p>
<p>(A46) 長期段階において、個人の放射線モニタリングは、個人の外部および内部被ばく</p>

<p>を評価するために、それぞれ熱ルミネセンス線量計、ホールボディカウンターの使用に基づいて、被災地で広く採用された。</p>
<p>(A47) 公衆の外部被ばくのデータでは、居住地間の大きなばらつき、大きな個人線量分布、時間依存性が認められた。その結果、同レベルの放射性汚染地域に住む農村の住民と比較して、都市部の住民はおよそ 2 分の 1 の割合で外部線量にしていることがわかった。内部被ばくのデータでは、平均より 2~3 倍高い被ばく（甲状腺への線量を含まない）を受けた人々は、農村部の 1 階建ての住宅の住み、捕獲鳥獣の肉、キノコ、ベリー等の野生の食品を大量に摂取した者であったことが示された（IAEA, 2006）。</p>
<p>(A48) ドイツの研究において、ベラルーシ、ロシア、ウクライナで 1991 年から 1993 年にかけて、約 30 万人の全身被ばくのモニタリングが行われた（Hill and Hille, 1995）。モニタリングされた人々の 90% で、放射性セシウムによる内部被ばくが年間 0.3 mSv 未満であったことがわかった。2000 年代初めにベラルーシで実施されたフランスの研究では、2,500 人の学校児童のうち、平均全身汚染は 25 Bq・kg⁻¹ の範囲であり、また、1 kg 当たり最大数百 Bq の汚染があった児童もいたことが明らかにされた（Bataille et al., 2008）。線量に換算すると、内部被ばくは年間 0.05 mSv の範囲であり、グループの 1% が約 1 mSv 以上被ばくを受けていた（ICRP, 2009）。</p>
<p>(A49) 2000 年代前半にベラルーシ、ロシア、ウクライナの被災地に居住していた 500 万人の大多数は、年間 1 mSv 未満の被ばくを受けたと推定されている。最も被害の大きかった 3 カ国の被災地で、年間 1 mSv 以上の被ばくを受けた住民は約 10 万人と推定される（IAEA, 2006）。</p>
<p>A.3.3. 食品のモニタリング</p>
<p>(A50) 長期段階では、食品のモニタリングは継続され、更に農業部門（集団農場、民間農場）、住民の自家生産の両方の必要性、ならびにキノコ、ベリー、捕獲鳥獣などの野生の食品を対象とするべく拡大された。測定データは、野生の食品を除き、農業部門において食品中の汚染レベルが徐々に減少したことが示された。</p>
<p>(A51) 例えば、ベラルーシでは、2001 年から 2005 年の間に、放射線に関する食品基準を超えるミルクの測定値が検出された集団農場の数は 5 分の 1 に減少した。2000 年から 2010 年の間には、民間農場でミルクの測定値が基準を超えた村の数は、ほぼ 20 分の 1 に減少した。野生の食品の測定は、汚染の年間レベルに有意な減少はなく、大きな季節変動が示された（Belarusian Ministry for Emergency Situations, 2011）。</p>
<p>(A52) 食品の制御に関する限り、当局は、状況の改善に伴い、放射線基準を引き下げる</p>

実用的なアプローチを採用した。
A.3.4. 長期的な防護対策
A.3.4.1. 永久移転
<p>(A53) 1991年5月12日、ソ連では「チェルノブイリ災害によって被災した市民の社会的保護に関する法律」という特別な連邦法が制定された。この法律には、以下の通り、地面の汚染レベルに基づいた被災地の地位の改正が含まれる。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 立入禁止区域：1986年にすべての住民が移転された被災地に相当する。住民の永住が禁止され、経済活動や自然管理が制限されている ● 移転区域：住民への平均年間被ばくが5 mSvを超える可能性があり、住民を移転しなければならない被災地と、住民が自主的に移動するか、または相当の補償を受けて残ることを決定しなければならない他の被災地の2つの部分に分けられる ● 移転権居住区域：平均年間被ばくが1 mSvを超える可能性のあり、自主的に移動することを決定した者は、それに応じた補償を受ける権利を有する。 ● 社会経済的地位の高い居住区：当該居住区に居住する住民に対する平均年間被ばくが1 mSvを超えないようにするべきである。
<p>(A54) この法律に基づき、1990年代にベラルーシとウクライナを中心とし、最も被災した地域で大規模な移転が行われた。例えば、ベラルーシでは、約14万人の移住が義務化され、約20万人が自主的に被災地を離れている（Belarusian Ministry for Emergency Situations, 2011）。</p>
A.3.4.2. 農業の防護対策
<p>(A55) 中期段階で実施された農業の防護対策の多くは、長期段階も継続した。しかし、農業分野の研究、特に1990年代に行われた研究は、地域の状況に応じて土壌施肥を最適化することで効率を改善することができた。これにより、農場の近代化と再分化、作物と品種の選択、土地の代替利用が可能になった。乳牛にセシウム結合フェロシン（プルシアンブルー）を濃縮した混合飼料（図A.4参照）を使用し、年齢に応じて動物用の別の飼料を使用することにより、牛乳、肉の質を有意に改善することができた（Bogdevitch, 2003；Belarusian Ministry for Emergency Situations, 2011）。</p>
A.3.5. 健康サーベイランス
<p>(A56) チェルノブイリ事故後、ソ連政府は、対応者ならびに最も影響を受けた地域の住民とその子どもの強制登録、継続的な健康モニタリングプログラムを開始した。1991年末までに、全ソ連分散臨床線量登録に約66万人の情報が記録された。ソ連が独立国家に崩壊後、国のチェルノブイリ登録は運用を続けたが、データの比較可能性は限られていた。住民を基にした甲状腺がん、血液悪性腫瘍を含む多くの専門的な登録が、ベラルーシ、ロシア、ウクライナで設定された。</p>
<p>(A57) 国際協力は1990年に発展し始め、チェルノブイリ事故の健康影響を評価する上</p>

<p>で重要な役割を果たしてきた。ベラルーシ、ロシア、ウクライナでは、避難者、被災地の住民、対応者に関する多くの疫学的研究が実施された。殆どの研究は、子どもの甲状腺がん、白血病、その他のがんに焦点を当てていたが、一部は心血管疾患、白内障、または先天奇形を対象としたものもあった。</p>
<p>(A58) 最も重要な知見の1つは、チェルノブイリ事故が、事故当時乳児または幼児として被ばくした公衆において、甲状腺がんの比率を劇的に増加させたことである。1990年から2005年にかけて被災地（ベラルーシとウクライナ全体、ロシアの最も汚染された4つの州）で入手したデータをレビューしたところ、1986年に18歳未満であった人々の甲状腺がんの症例数は約7000件に近かった（UNSCEAR, 2011）。1991年から2015年の期間を対象としたより最近の調査では、甲状腺がんの総症例数はほぼ3倍であったことが示された（UNSCEAR, 2018）。</p>
<p>(A59) 対応者のグループで白血病の発生率が増加するという証拠がいくつかある（UNSCEAR, 2011 ; Zablotska et al., 2013）。その他の健康影響の頻度の増加に関する研究は、決定的なものではない。事故から35年後、被災地の住民と避難者の間で、受けた線量と白血病および結腸、肺、乳がんなどの固形がんの増加との間に明確な関連性は示されていない。しかし、これらのタイプのがんでは、事故以降の期間が依然として短すぎて、頻度の増加を検出することができないことを排除することはできない。同様に、先天性奇形や心血管疾患などの非がんに関する疾患についても、実施された研究は決定的なものではない。</p>
<p>(A60) いくつかの研究では、特定のグループの事故処理従事者が受けた線量とともに白内障や心血管・脳血管疾患の頻度の増加が観察されている。現在の研究結果では、結腸、肺、乳がんなどの固形がんの頻度が、事故処理従事者の間で増加しているという結論は認められていない。最後に、被災集団において事故から10年以上経ってから行われた調査では、放射能の存在による生活様式の変化が原因であった自殺を含む心理社会的問題の増加も明らかにされた（Bromet et al., 2011）。</p>
<p>A.3.6. 共同専門知プロセスの出現</p>
<p>(A61) 1991年にソ連が崩壊し、ベラルーシ、ロシア、ウクライナの社会経済状況は急激に悪化した。1990年代前半に当局が放射線状況に関する情報を発信し、より開かれた方法で行動するよう努力したにもかかわらず、放射能の存在と特に子どもたちの健康への潜在的影響に対する国民の懸念が高まった。当局や専門家に対する全般的な信頼の喪失も加わり、次第に被災地の人々の間で無力感が生じた。</p>
<p>(A62) これを踏まえ、フランスの専門家グループは、国、地域当局の支援を得て、1990</p>

<p>年代半ばにベラルーシで ETHOS 試験プロジェクトを開始した。その目的は、被災した住民、他のステークホルダーを、放射線状況の管理に関与させ、彼らの防護と生活状況の両方を改善することであった (Hériard Dubreuil et al., 1999)。</p>
<p>(A63) 5年間、専門家は村民らと協力し、子どもの内部汚染を減らし、村で生産された牛乳や肉の放射線に関する質を戻し、周辺の森林からの木材を使用することで発生した放射性灰を管理し、子どもと若者の間で実践的な放射線防護文化を作り出した。これらすべての分野で目に見える成果が得られ、ETHOS プロジェクトは、環境教育を含む地域社会ベースのプログラムを推進する重要なモデルとして、国連開発計画から認められた (UNDP, 2002)。</p>
<p>(A64) ETHOS プロジェクトで得られた経験は、2004年から2008年までベラルーシで実施された CORE プログラム (チェルノブイリ事故により被災したベラルーシにおける生活状況の回復に関する協力) の基礎となった。このプログラムは、ベラルーシのチェルノブイリ委員会によって実施された国際イニシアティブであり、特に UNDP やその他の国際機関によって支援され、ベラルーシの4つの被災地域で、保健、教育・記憶、経済開発、放射線に関する質の4つの活動分野で現地プロジェクトを支援することを目的とした (Trafimchick, 2005)。</p>
<p>(A65) 放射線に関する質のプロジェクトの1つは、ブラヒン地域 (ゴメリ州) で実施された放射線モニタリングプロジェクトであった。それは、住民、特に子どもたちの全身汚染を減らし、自助努力による防護対策を促進することを目的とした。ブラヒンプロジェクトでは、被災した人々による回復プロセスへの関与、彼らの防護に関し説明 (情報) に基づいた決定を下すための被災者のエンパワメントにおける測定の重要な役割が示されている (図 A.5 参照)。また、様々なステークホルダーとの関わりにおける対話の役割も重要であることが強調された (Bataille et al., 2008)。</p>
<p>(A66) ETHOS プロジェクトと CORE プログラムは、日々の放射線状況の管理に地域のステークホルダーが直接関与可能であることを実証した。また、それが持続可能であるとともに、ステークホルダーによる放射線状況の管理は、国、国際的な専門家と連携して主に地域の参加者の個人イニシアティブに依存して、経済的発展の動きに頼るべきであることを実証した。これらのアプローチは、その10年後に福島第一事故で被災した地域社会で更に発展した、共同専門知プロセスの前身である。</p>
<p>A.3.7. 長期的な防護対策の進展と解除</p>
<p>(A67) 2010年代前半から、住民に対し追加的な被ばくレベルが年間 1 mSv 未満に低下した地域において、被災地における防護対策の解除が課題となった。これは、長期段階の</p>

<p>始めに開始された補償制度の終わりを意味するため、難しい問題である。</p>
<p>(A68) これを踏まえ、被災した居住地における長期的な防護対策の解除をするための基準および要件に関する勧告は、サンクトペテルブルク放射線衛生研究所の科学者グループにより策定された (Barkovskii et al., 2012 ; Romanovitch et al., 2016)。これらの勧告は、長期的な防護対策を終了させ、放射線防護に関して制限のない状態に移行するために満たされる必要がある放射線および放射線以外の基準を定めるものである。</p>
<p>(A69) 放射線基準によると、対象とする居住地における 10 %の最も被ばくした住民の線量は、年間 1 mSv 未満であるべきである。これは、自然バックグラウンド被ばくを含まない事故に関連する線量である。放射線基準によれば、居住地域の農業活動は、制限、防護対策なしに実施できるべきである。また、地域当局は、対象とする居住地の住民と協議をしながら、長期的な防護対策の解除の実施、見直しのための計画を策定する必要性についても述べられている。</p>
<p>(A70) しかし、ロシアでは、長期的な防護対策の解除に関する勧告は、現在でも達成されていない。それらは依然として勧告事項にすぎない。「汚染された居住地」として司式に指定された地域の当局は、社会的抗議を恐れ、この立場を撤回することに抵抗している。したがって、ロシアでは、被災地における防護対策の解除を決定する法的規制文書は存在せず、このような解除は現在まで行われていない。</p>
<p>(A71) 防護対策の解除は難しい問題であることから、執筆時点では、上記の勧告はまだ実施されていない。</p>
<p>A.4. チェルノブイリ事故の段階の時間軸</p>
<p>A.5. 参考文献</p>

<p>附属書 B. 福島第一原子力発電所事故</p>
<p>B.1. はじめに</p>
<p>(B1) 2011 年 3 月 11 日、地震とその後の津波により、東京から約 220 km 北東に位置する、東京電力が運転していた福島第一原子力発電所の 6 基の原子炉のうち 4 基が大規模な被害を受けた (図表 B.1 を参照)。</p>
<p>(B2) 東日本大震災は 2011 年 3 月 11 日 14 時 46 分、マグニチュード 9.0 の地震が発生し、日本の東側の海岸を大規模な津波が襲った。約 1 万 6,000 人の死者、約 2,500 人の行方不明者が発生し、この地震と津波によって日本全土に甚大な被害がもたらされた。</p>
<p>(B3) 地震により原子力発電所への外部からの電源がすべて失われ、ディーゼル発電機</p>

が稼働中であった 6 号機を除き、津波によりすべての非常用電気系統が浸水した。その結果、1～3 号機、4 号機の使用済燃料プールの冷却が失われた。1～3 号機では、原子炉圧力容器への注水を継続することができなかつたため、1 号機、3 号機の原子炉建屋において、それぞれ 2011 年 3 月 12 日と 13 日に、原子炉の温度の上昇により核燃料の溶融、一連の水素爆発が発生した。これらの結果、1 号機、2 号機、3 号機から大気中に大量の放射性物質が放出され、地面と海に沈着した。この事故は、国際原子力事象評価尺度で最も高いレベル 7 に分類された。

B2. 早期, 中期段階

(B4) 2011 年 3 月 11 日、日本政府により緊急事態が発表され、早期段階が始まった。主な大気中の放射性物質の放出は爆発中に起こり、2011 年 3 月末まで続いた。2011 年 7 月中旬には、これらの放出の線源は安定化されたものと考えられ、日本政府、東京電力は、損傷した原子炉の安全を確保するために策定されたロードマップの第 1 段階が達成されたことを発表した (NERHQ, 2011c)。これが中期段階の始まりであると考えられる。

(B5) 早期段階では、サイト内で対応者の防護を確保するための例外的な取り決めが採択された。サイト外では、事故の早期段階において、屋内退避、避難および一時的な移転、安定ヨウ素の投与、人々の除染、ならびに食品、飲料水の消費の制限を含む、公衆のための一連の防護対策が実施された。また、早期段階では、当局は被災地で放射線状況を一般公衆に知らせるために一連の公開集会を開催した (Takamura et al., 2019)。

(B6) 中期段階においては、被災地においてどこで、いつ、どのように人々が被ばくし、また将来被ばくする可能性があるのかについて十分な情報を収集できるよう、被ばく経路の特徴を評価するためのいくつかの活動が実施された。この特徴づけにより、2011 年 8 月には、これらの地域の除染と放射性廃棄物の処理のための計画が策定されることになった。2011 年 11 月、ICRP は、地域のステークホルダーが被災地の現状と将来の課題に関する知識や情報を交換できるように、福島ダイアログを開始した。

B.2.1. 放射線モニタリング

(B7) 2011 年 3 月 11 日の電源喪失により、サイトの境界のすべてのモニタリングポストが使用できなくなった。モニタリング活動は 2011 年 3 月 11 日夕方にモニタリング車両を用いてモニタリング活動を開始し、2011 年 3 月 15 日午前、敷地境界南西部に 12 mSv h⁻¹という最大値を測定した。地震と津波の結果、発電所から約 5 km 圏内の 23 カ所のモニタリングポストのうち、1 カ所のみが稼働していた。2011 年 3 月 13 日以降、福島県と日本政府は、監視車両を用いて、周辺線量率、大気中の粉じん、環境と土壌の試料

<p>などのモニタリング活動を協同で行った。しかし、地震による道路状況の悪化や燃料不足のため、最初のモニタリング活動は想定通り実施できなかった (ICAFN, 2011)。</p>
<p>(B8) 中期段階では、政府、政府機関、自治体、事業者、非営利団体、国際機関などの様々な団体が放射線測定を行った。収集された情報の一貫性を確保するため、日本政府は、モニタリング活動の調整のための枠組みを確立した。最初の総括的なモニタリング計画は、2011年8月に、被災地への事故の全体的な影響を評価し、採用される可能性のある将来の防護対策を準備するために開始された。また、発電所周辺の環境の質の向上、子どもの健康、国の防護と安全に対する国民の要望に応じて、詳細なモニタリングを実施した (NERHQ, 2011b)。</p>
<p>B.2.2. 汚染レベル</p>
<p>(B9) 2011年5月、日本政府と米国エネルギー省が共同で、発電所の半径80 km以内の空中周辺線量率測定のための最初の地図を作成した。地図には地表1 mより上の線量率が示された (NERHQ, 2011a)。日本政府は、被災地における周辺線量率の分布の変化を把握するため、引き続き定期的な空中モニタリングを実施している。</p>
<p>(B10) 2011年6月から7月にかけて、原子力発電所から約100 km圏内の約2,200箇所から採取された土壌試料の放射性核種の分析が実施された。空間線量率の測定も試料が採取された同じ場所で行われた。放射性セシウムの沈着密度と空間線量率の分布の詳細な地図を2011年8月に作成した。発電所付近のいくつかの場所で300万 Bq m⁻²を超える放射性セシウムの沈着密度が測定された (NERHQ, 2011b)。</p>
<p>B.2.3. 個人の被ばくのレベル</p>
<p>(B11) 2011年6月、福島医科大学の下、福島県「県民健康調査」が開始された。福島県の被災した住民の全体的な健康状態に関する遡及的、前向きな概要を提供することを目的とし、特に脆弱なグループに焦点が当てられている。この調査には、(i) 18歳未満の小児に対する甲状腺検査、(ii) 健康調査に加え、包括的な血液検査、(iii) 妊婦に対する調査、(iv) 心の健康、生活様式に関する調査の4つの部分が含まれた。調査の一部では、聞き取り調査による住民の動きと、日常の周辺線量率マップに基づき、事故後4ヶ月間の外部被ばくを推定した。その結果、99.4%の住民が3 mSv未満の線量を受けたと推定され、平均値は0.8 mSv、最大値は25 mSvであった (Ishikawa et al., 2015)。</p>
<p>(B12) 県民健康調査の一環として、警戒区域、計画的避難区域の住民を対象に、ホールボディカウンター、尿のバイオアッセイにより内部被ばくを測定した。Cs-134, Cs-137による推定内部線量は、1 mSv未満であると報告された (Momose et al., 2012)。</p>

(B13) 2011年3月26日から3月30日にかけて、いわき市、川俣町、飯館村で乳児と小児の甲状腺被ばく調査を実施した。15歳未満の子ども1080件の結果によると、1歳児の甲状腺への吸収線量量100m Gyに相当する、0.2 mSv h⁻¹のスクリーニングレベルを超える者はいなかった (NERHQ, 2011a)。これは、甲状腺線量の再校査に関する更なる研究によって確認されている (WHO, 2012 ; UNSCEAR, 2013 ; IAEA, 2015a ; Kim et al., 2020)。

B.2.4. 対応者

(B14) サイト内の緊急時対応者は、損傷した施設の制御の回復に関与した。彼らには、東京電力や下請会社が雇用した発電所の人員、自衛隊から派遣された隊員、消防士、警察官などが含まれていた。サイト外の対応者には、様々な対応機関やサービスからの人員が含まれていた。彼らは避難者への支援、医療、モニタリング、試料採取に携わった。

(B15) 事故に伴う過酷な放射線状況により、当局、事業者は、サイト内と30 km圏内の対応者の防護を確保するための例外的な取り決めを採用するようになった。2011年3月14日、彼らの防護の規制上の放射線基準が、一時的に100 mSvから250 mSvに引き上げられた。6名の対応者がこのレベルを超える線量（最高線量678 mSv）を受けたが、これは主に適切な防護手段の不足と訓練の不足によるものであった。2011年3月の約4000人の対応者の外部被ばくは平均約14 mSvであった (ICAFN, 2011 ; TEPCO, 2012)。最も被ばくした作業者のうち12人については、甲状腺への吸収線量は2~12 Gyの範囲であった (UNSCEAR, 2013)。250 mSvという規制上の線量基準は、2011年11月から2012年にかけて段階的に撤回された。

B.2.5. 早期段階における防護対策

(B16) 原子力事故に対する準備計画の一環として、防護対策は、シミュレーションモデル (ERSS/SPEEDI) (NAIIC, 2012) から推定された公衆に関する被ばくレベルに基づいて決定された。日本政府が2011年3月11日夕方に原子力緊急事態宣言を発表した後、公衆に対する防護対策は、主に発電所の状況と事故の早期段階で行われた環境放射線モニタリングに基づいて実施された。

B.2.5.1. 屋内退避

(B17) 2011年3月11日に最初の屋内退避指示が半径3~10 km以内の住民に対し発令されたが、この指示は2011年3月12日には避難指示に変更された。2011年3月15日、2号機の発煙、4号機の爆発・火災などの発電所の更なる故障により、図B.2に示すように、半径20~30 km圏内に住む住民の避難が命じられた。

(B18) 屋内退避は、主とブルームの大気中の放射能による被ばくを軽減することを目的とした短期のものであるが、自主的に避難した人々以外の住民は 10 日間の継続的な屋内退避が求められた。日本政府は、食料の供給および許容できる生活状況の維持が困難であったため、2011 年 3 月 25 日、20～30 km 圏内の屋内退避区域における住民に対し自主避難を勧告した (NAIIC, 2012)。

B.2.5.2. 避難

(B19) 福島第一原子力発電所周辺からの避難は、2011 年 3 月 11 日夕方から始まり、避難区域は、発電所の半径 2 km から 3 km、その後 10 km に徐々に拡大した。2011 年 3 月 12 日夕方、1 号機の水素爆発後、図 B.2 に示すように、避難区域は半径 20 km (約 78,000 人) にまで拡大した。これらの決定はすべて、各号機の状態と原子力発電所全体の潜在的リスクの分析に基づいて下された。また、多くの人々は、影響を受けた都道府県から日本各地へ自主的に避難した。

(B20) 地震や津波による被害、またそれによって生じたコミュニケーションや輸送の問題により、避難プロセスは煩雑なものになった。また、避難区域が拡大するにつれて、多数の住民が複数回、異なる場所に避難することを余儀なくされた。また、避難指示が発令された際には、多くの住民が事故の過酷度や予想される避難期間について正確な情報が得られなかった。また、20 km の避難区域内の病院や介護施設から患者や高齢者を避難させることは非常に困難であり、結果として 60 人以上が死亡した (NAIIC, 2012)。

B.2.5.3. 安定ヨウ素剤

(B21) 福島県は、事故直後から自治体への安定ヨウ素剤の配布を開始したが、日本政府、福島県知事は、住民に対し、有効な期間内に錠剤を服用するよう指示しなかった。2011 年 3 月 16 日、20 km 圏から避難中の人々に対し、安定ヨウ素投与が指示された。しかし、国が 20 km 圏内の避難が既に完了していることを確認していたため、福島県はこの指示に従わなかった。甲状腺ヨウ素ブロッキングは、主に国と地方自治体の間の詳細な取り決めがなかったため、一律に実施されなかった (ICAFN, 2011 ; NAIIC, 2012)。しかし、福島県は安定ヨウ素剤の服用を指示しなかったが、いくつかの自治体は住民に対し服用を指示していた。これらの自治体の 1 つ (三春町) を対象とした遡及的な研究では、配布率が非常に高い (94.9%) にもかかわらず、母親が錠剤の服用による副作用の可能性について懸念し、子どもの間での摂取率はわずか 63.5%であったことが示されている (Nishikawa et al., 2018)。

B.2.5.4. 人の除染

(B22) 福島県の被災地において、住民の身体の表面汚染を調べるためのスクリーニング調査を実施した。事故直後に使用した初期スクリーニングレベルは、13,000 cpm であった。しかし、原子力安全委員会は、IAEA が勧告した 1 mSv h^{-1} の基準に基づいて、2011年3月20日、レベルを100,000 cpm に引き上げることを勧告した。調査した20万人の人々の大部分で体の表面汚染は100,000 cpm 未満であった。スクリーニングレベルを超えた約100人が全身除染を必要としたことが報告された (ICAFN, 2011)。

B.2.5.5. 食品の予防的制限

(B23) 日本政府は、20 km 圏内を越えて、水道水、牛乳、葉物野菜の試料に高濃度の放射性核種が検出された時点で、特定の食品や飲料水の流通と消費の制限を開始した。このため、2011年3月21日に、原子力安全委員会の規制指針の基準が、厚生労働省の暫定規制値として採用された。2011年4月、日本政府は、被災した住民への食料の配布を可能にする計画を策定し、また、食料および飲料水の制限をどのように設定、解除するかについてのガイドラインを策定した (NERHQ, 2011a)。

B.2.5.6. 移転と学校

(B24) 2011年4月22日、事故発生後1年目の推定予測線量が 20 mSv に達する可能性のある半径20 km 圏外の区域は「計画的避難区域」に指定された。日本政府は、この地域からの人々の移転を約1ヶ月の期間にわたって実施すべきであると指示した。移転の基準は、ICRP が勧告する緊急時被ばく状況の参考レベルである年間 $20 \sim 100 \text{ mSv}$ のバンドを踏まえ、日本政府により選択された。計画的避難区域以外では、半径 $20 \sim 30 \text{ km}$ 圏内で屋内退避の対象となった区域を「緊急時避難準備区域」、既存の20 km 避難区域を再入域が管理される「警戒区域」に指定した (NERHQ, 2011a)。

(B25) 同時に、学校の休暇が終了後、日本政府は、校庭で高レベルの放射線が検出された避難区域外の学校の再開について決定しなけりなかつた。2011年4月19日、我が国は、校庭の線量率が 20 mSv の推定年間線量に相当する 3.8 mSv h^{-1} を超える可能性のある学校において、屋外活動を制限することを決定した。この基準は、ICRP が勧告する現存被ばく状況の管理のための参考レベルである年間 $1 \sim 20 \text{ mSv}$ のバンドを考慮して選択された。公衆は、子どもの安全を確保するために設定された基準は、計画的避難区域に設定された基準と同じであると主張し、強く抗議した。2011年5月、日本政府は福島県に対し、2011年4月から2012年3月にかけて、就学児の線量を年間 1 mSv に低減するよう通知した。これは、*Publication 111* (ICRP, 2009) で勧告されている長期目標である。国の当局は、 $1 \text{ mSv} \cdot \text{h}^{-1}$ を超える線量率が測定された学校の除染のための財政支援を提供した (ICAFN, 2011 ; NAIIC, 2012)。

B.2.6. 中期段階における防護対策
B.2.6.1. 高レベルの被ばくがある特定の場所の避難
(B26) 警戒区域と計画的避難区域のモニタリング結果では、事故から1年以内で住民への予想される被ばくが20 mSvを超える可能性のある特定の場所が確認された。2011年6月、日本政府は、これらの場所を「特定避難勧奨地点」に指定し始め、2011年11月までにいくつかの住宅が特定された。日本政府は、被災した住民に対し放射線被ばくレベルについて注意喚起するための情報を提供し、避難を希望する場合には支援を行った (ICAFN, 2011 ; NERHQ, 2011b)。
B.2.6.2. 緊急時避難準備区域における避難の解除
(B27) 2011年8月、日本政府は、原子力発電所の損傷した炉の安全性、大気中の線量率の低減、公共事業、基盤の復旧の観点から、避難区域の見直しを行った。被災地におけるモニタリング活動や自治体により実施された様々な対策を踏まえ、日本政府は、緊急時避難準備区域の避難解除の条件をすべて満たしていると判断した。日本政府と自治体の協議を経て、2011年9月30日にこれらの地域の避難指示が解除されることとなった (ICAFN, 2011)。
B.2.6.3. ペットや家畜の避難
(B28) 多くのペットや家畜は人々が避難した際に放棄された。2011年5月から警戒区域内で許可された短期的な一次立ち入りによって、区域内に残っているペットを避難させる機会が与えられた。このペットの避難は、様々な組織の支援を受け長期にわたって続けられた (MOE, 2012)。また、2011年5月の日本政府の決定により家畜が放棄された警戒区域を除き、被災地の牛の大部分は避難された。これらの動物は、所有者の許可を得て殺処分された (MAFF, 2011)。
(B29) 環境省は、2013年に「災害時におけるペットの救護対策ガイドライン」を策定した。このガイドラインは、原子力事故事故を含む災害が発生した際、ペットは飼い主とともに避難させるべきであるという原則に基づいて、地域の政府が取り決めをし、規則を制定するのに役立つものである。
B.2.6.4. 廃棄物管理
(B30) 事故後、サイト外で発生した汚染した廃棄物は、地震と津波によるがれき、または修復活動を含む防護対策の実施による副産物のいずれかに分類された。事故以前には、放射性物質で汚染された災害廃棄物の公共の場所における処分を規制する法律はなかった。したがって、日本政府は、このような廃棄物の処理・処分について、他の関係機関と

協議の上、特別な基準を設定した。

(B31) 2011年8月に放射性物質汚染対処特措法が公布され、2012年1月から全面施行された(MOE, 2011)。この法律は、被災地におけるすべての修復活動、関連する放射性廃棄物を取り扱うための主要な法的図書となった。この図書は、汚染地域の管理について概説し、国や地方自治体、事業者、公衆に責任を割り当てた。また、除染措置、ならびに放射性物質で汚染された土壌や廃棄物の指定・処理・保管・処分についても制定した。

B.2.6.5. 除染プログラム

(B32) 日本政府は、除染が喫緊の課題であったことから、2011年8月に除染の基本方針を策定し、除染を行う具体的な目標と作業の原則を定めた。日本政府は、追加の(事故による)放射線量が年間20 mSvを超える地域を漸進的に削減するため、迅速な除染プログラムを実施したいと考えた。追加の放射線量が20 mSv未満と想定される地域では、日本政府は、地方自治体や地域住民と連携して除染を実施し、長期的な目標として、追加放射線量を年間1 mSv以下に低減することを目指した(NERHQ, 2011b)。

(B33) 被災地の除染は、放射性物質の物理的壊変やウェザリングの影響を考慮し、2年後までに、追加放射線量を一般公衆で約50%、子どもで約60%低減することを目標とした。長期目標は、原子力事故後の長期汚染地域に居住する人々の防護に関するICRPの勧告(ICRP, 2009)に従い、追加の年間線量を1 mSv以下に低減することであった。除染作業の指針として、日本政府は、自然バックグラウンドを含む0.23 mSv・h⁻¹の線量率基準を採用した(NERHQ, 2011b; IAEA, 2015b)。

B.2.7. 福島におけるICRPダイアログイニシアティブ

(B34) 2011年末にかけて、被災した人々、特に、国と地方当局の防護対策にもかかわらず、自宅に戻れなかった人々の状況は依然として不安定であった。日常生活の問題に加えて、放射線への被ばくに対する懸念が続き、個人の幸福と影響を受けた地域社会の生活の質が大きく低下した。これを踏まえ、ICRPは2011年11月にイニシアティブをとり、国の当局と福島県の当局の代表者、地元の熟練者、被災した地域社会、メディア、チェルノブイリ事故の長期的な影響に対応した直接的な経験を持つベラルーシとノルウェーの代表者との間の対話を開始した(図B.3を参照)。その目的は、ステークホルダー間の議論を促進するとともに、チェルノブイリ事故の影響を受けた地域社会、特にベラルーシの地域社会の経験を日本国民と共有することであった。これを行うことで、福島第一原子力事故の影響を受けた地域の生活状況の長期的な回復をもたらす課題に対応する方法を見出すことが期待された。ICRPにとっては、将来のICRP勧告の改善ができるよう日本人から直接学ぶ機会でもあった。

<p>(B35) 2019 年末までに、福島県内の様々な場所で、地域のステークホルダーの支援とともに 20 回以上の対話集会が行われた。これらの集会では、特に汚染された食品の処理、子どもの教育、被災地に留まるか帰還するかの問題、測定の役割など、難しい課題に取り組んだ。また、多くの自治体の生活状況の回復の課題にも取り組んだ。放射線の問題に関する教育方法やツールを検討するために教師が参集するなど、具体的な成果が得られている。大規模な全国食品小売業者の購入、マーケティング方針でさえも変化した (Kotoba, 2015 ; ICRP, 2016 ; Lochard et al., 2020)。</p>
<p>(B36) この対話集会の結果、福島地域で多数の小規模な集会が開催された。また、日本、ベラルーシ、ノルウェーの被災者を対象に交流訪問が行われ、被災地の生活状況の回復に関する長期的な課題について、自らの経験を共有し、検討することができた。最後に、福島ダイアログは、いくつかの地域社会における共同専門知プロセスを推進し、実践的な放射線防護文化の発展と多くの地域住民の自助努力による防護対策の実施を奨励した (3.5 節を参照)。</p>
<p>B.3. 長期段階</p>
<p>(B37) サイト内の長期段階は、国が「1～3 号機で制御が回復し冷温停止状態に到した」と発表した、つまり放射線源は十分に安全性が確保されたと考えられた、2011 年 12 月 16 日から開始した。しかし、これは法的文書では確認されなかった。</p>
<p>(B38) 2011 年 12 月 26 日、日本政府は、防護対策が実施されているサイト外の地域を見直すプロセスを開始した。その結果、2012 年 4 月からは、警戒区域、避難指示区域の整理が行われた。これがサイト外の長期段階の開始と考えることができる (ICAFN, 2012)。</p>
<p>B.3.1. 対応者</p>
<p>(B39) 日本政府は、2011 年 8 月に採択された除染作業に関する基本方針、ガイドラインに従い、除染活動に従事する対応者の放射線防護を確保するための通知を発出した。すべての雇用主は、除染作業に従事する各対応者の防護を確保する責任を負った。原則的に、通常運転での職業被ばくの要件が、除染作業、回復、廃棄物処理に従事するすべての対応者に適用された。それぞれの地元で除染作業を行った自営業の対応者、住民およびボランティアは、国家当局から除染作業に従事する対応者のガイドラインの該当箇所に従うよう求められた。</p>
<p>B.3.2. 避難指示の解除</p>
<p>(B40) 日本政府は、地方当局と協議の上、避難指示解除のための一連の条件を策定した。</p>

<p>これにより、避難指示が出された区域の状況を見直すことができた。</p>
<p>(B41) 避難指示の解除条件は、(i) 年間累積線量が 20 mSv 未満であることの確認、(ii) 特に子どものために必要な基盤・社会サービスの復旧が充分に進んでいることの確認、(iii) 地元政府と住民との間で幅広い協議が行われていることの確認であった (NERHQ, 2011d)。</p>
<p>(B42) これらの条件に基づき、新たに 3 つの分野が検討された。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 区域1：避難指示が解除される準備ができていない区域（推定される年間累積線量が20 mSv未満の区域） ● 区域2：住民の生活が許されないエリア（推定される年間累積線量が 20 mSv を超える地域） ● 区域3：住民が戻ることが長期間難しいと予想される地域（推定される年間累積線量推定値が 50 mSv を超える地域、または推定される 5 年間の年間累積線量が 20 mSv を超えると予想される地域）
<p>(B43) 福島県と関係する自治体において協議と調整が行われた。初めに 2012 年 4 月に 3 つの市町村が地域の取り決めを変更することを決定した。図 B.4 に示すように、2013 年 8 月までに、被災した 11 の市町村すべてで避難指示が出された区域に関する提案が策定された。最初の避難指示の解除は、2014 年 4 月に区域 1 で行われた。2017 年 4 月までに区域 1 と区域 2 の両方で避難指示の解除が完了した。区域 3 については、2018 年から 6 つの市町村の一部の指定回復・復興拠点区域において、重要な基盤の回復、除染活動が開始された。</p>
<p>(B44) 自宅に帰還した人の割合は 30%未満であり、2020 年初めの時点で 10%未満から約 80%と自治体によって大きくばらつきがあった (Fukushima Prefecture, 2020)。これらの値は、一部は避難指示の解除の時期に依存した。これらの 3 つの区域について、日本政府は、住民がこれらの地域において生活するために自宅に戻った場合の個人が追加で受ける線量として、年間 1 mSv 未満という長期目標を設定した (NRA, 2013)。避難指示が解除された自治体における被ばくは、個人線量計によるモニタリングでは、2019 年末までに外部被ばくで年間 1 mSv の範囲であると推定されている (Nomura et al., 2020)。</p>
<p>B.3.3. 食品管理</p>
<p>(B45) 2012 年 4 月には、責任当局は、年間被ばく 1 mSv に基づき、食品中の放射性セシウムの新しい放射線基準を設定し (ICAFN, 2012 ; MHLW, 2012)、2011 年 3 月に設定された暫定的な規制値に取って代わった。</p>
<p>(B46) 内部被ばくをより良く制御するために、責任当局は、新しい放射線基準を超える食品を避けるための広範な食品のモニタリング計画を策定した。厚生労働省から提供さ</p>

れた情報によれば、福島県産の食品が基準を超える割合は、2014年8月には1%未満であった (Merz et al., 2015)。例えば、福島県産のすべての米袋で放射性セシウムのレベルが測定され、約1,000万袋中100袋未満が100 Bq kg⁻¹の基準を超えていたことが分かっている (Nihei et al., 2015)。

B.3.4. 除染と廃棄物管理

(B47) 「放射性物質汚染対処特措法」に基づき、被災地の主な被ばく経路である外部照射による慢性被ばくを低減するため、2012年以降、被災地において除染活動が広く実施された。効率的かつ安全で費用効果の高い除染プログラムを計画し、実施するための経験、ツール、ガイドラインを提供するために試験的な除染計画が最初に実施された。

(B48) 除染活動は、大量の汚染された土壌、廃棄物を発生させ、日本政府は、この廃棄物を福島第一原子力発電所の近くの間貯蔵施設に移す前に、自治体の仮置場に置くことを決定した。最終処分場は、まだ決定されていない。しかし、仮置場の選定の合意が困難な場合のため、汚染された廃棄物の一部は、除染が行われた場所の近くで柔軟性のあるコンテナバッグに一時的に保管されている。国の当局は、土壌を可能な限り減容した後に再生利用することを促し、最終処分される土壌の容量を減らすため、2016年に減容・再生利用技術開発戦略を策定した (MOE, 2018)。

B.3.5. 共同専門知プロセスと自助努力による防護対策

(B49) 当局によって実施された防護対策に加えて、自助努力による防護対策の実施を望むいくつかの地域社会において、共同専門知プロセスが採択された。これらの共同専門知プロセスは、ICRP ダイアログから着想を得たか、独自に考案され、市長、住民、衛生の専門家、学者など、地域の状況に応じて様々なステークホルダーによって開始された (ICRP, 2016)。ボランティアの専門家の助けを借りて地元の人々が行ったプロセスの一部は非公式のまま継続されものもあれば、地方当局、専門組織または大学との間の正式な協力をもたらしたものもあった (Ando, 2016 ; Naito et al., 2017 ; Takamura et al., 2018 ; Yasutaka et al., 2020)。

(B50) これらの共同専門知プロセスの経験は、専門家と被災者との間の定期的な対話の重要な役割を実証している。グループ形式または対面式の集会で行われたこれらの対話により、被災者は、放射線誘発の健康リスク、仕事の将来、事故による家族構成、結びつきへの影響、森林への立ち入り、除染活動、関連する廃棄物の管理などに関する懸念を表すことができた。専門家にとってこれらの対話は、被災した地域社会が直面する問題について考えるとともに、知識や経験を共有する機会となった (図 B.5) (Miyazaki, 2017)。聞き、共感するということが根底にあったこれらの対話は、徐々に専門家と当局に対する

<p>信頼を取り戻した (Ethos in Fukushima, 2019)。</p>
<p>(B51) 共同専門知プロセスは、被災者がどこで、いつ、どのように被ばくしたかを理解するために、被災者が放射線状況の評価に直接関与することを支援した。事故後数年間の周辺線量率、外部被ばく、食品汚染を測定するための適切で使いやすい装置を提供することで住民の関与が大きく促された (Naito et al., 2015 ; Brown et al., 2016)。また、内部被ばくモニタリングもより利用しやすくなった。個人の被ばく測定値を共有し、専門家の支援の下で解釈することで、共同専門知プロセス (Tsubokura et al., 2020) に参加したステークホルダーの間で、徐々に実践的な放射線防護文化が創り出されることを可能にした。</p>
<p>(B52) この実践的な放射線防護文化の展開は、多くの被災した人々とその愛する人々のための自助努力による防護対策を実施することだけでなく、その地域社会の専門家の支援とともに、様々な集団的防護対策を実施することにもつながった。これらの対策は、除染廃棄物の一時保管の放射線モニタリングから、キノコの放射線に関する質を調べるための採集までと様々であった (Orita et al., 2017 ; Lochard et al., 2020)。</p>
<p>(B53) 福島の被災地で実施された共同専門知プロセスは、関与する地域社会の復旧に貢献する地域プロジェクトの発展にもつながった。これらのプロジェクトは、個人の起業家または地方当局によって開始され、放射線防護の専門家または学者の科学的支援、国の当局の財政支援を受けてきた。しかしながら、良い成果がいくつかあったにも関わらず、福島の被災地における共同専門知プロセスの普及は依然として限定的である。</p>
<p>B.3.6. 一般住民の健康サーベイランス</p>
<p>(B54) 県民健康調査の一環として、4回の甲状腺超音波検査が実施された。2019年6月までに、約300,000人の住民で220例以上の甲状腺がんの症例が確認された (FMU, 2019)。このような高い頻度の小児甲状腺がんの症例は、甲状腺がん登録で予想されるものよりも明らかに高い。この所見は、体系的な超音波スクリーニングによるものと考えられ、更なる調査が必要である (Ohtsuru et al., 2019)。更に、子どものスクリーニング検査によりいくつかの倫理的問題も生じている (Midorikawa and Ohtsuru, 2020)。</p>
<p>(B55) 従来の健康診断やがん検診など、避難区域内外の住民を対象とした総合的な健康診断では、循環器疾患のリスク因子の増加が明らかにされている (FMU, 2019)。</p>
<p>(B56) 心の健康、生活様式の調査では、事故以降、抑うつ等の情動障害または不安障害の疑いのある人々は減少しているにもかかわらず、支援を必要とする人々の割合は、依然として他の一般的な日本国民に比べて高い。</p>

(B57) 妊婦と小さな子供を持つ母親の不安に対処するための特定の調査が実施され、同じような結果が得られている。この調査では、未熟児、低出生体重、先天異常の発生率は、他の一般的な日本国民で報告されているものと類似していることが示された (FMU, 2019)。

用語解説
<p>共同専門知 [Co-expertise]</p> <p>放射線の状況を理解し、自らまたは他者が生活状況を回復するための対策を立てることを目的として、地域の知識、科学的な専門知識を活用するために専門家と地元のステークホルダーが協力するプロセス。</p>
<p>汚染 [Contamination]</p> <p>建造物、地域、物品、生物相、または人々の外部または内部に望ましくないレベルの放射性物質が存在すること。</p>
<p>除染 [Decontamination]</p> <p>物理的、化学的、または生物学的プロセスによる意図的な汚染の完全または部分的な除去。</p>
<p>緊急時被ばく状況 [Emergency exposure situation]</p> <p>制御を喪失した線源、または意図的に悪用された線源に起因する被ばく状況で、被ばくを避ける、または軽減するために緊急かつタイムリーな対策を必要とするもの。</p>
<p>現存被ばく状況 [Existing exposure situation]</p> <p>現存被ばく状況は、結果として生じる被ばくを管理する決定が行われる時点においてすでに存在する線源に起因する被ばく状況である。これらの線源には、自然線源（宇宙放射線、ラドン、その他の自然起源の放射性物質）、人工線源（過去の行為、事故、または放射線事象による長期被ばく）が含まれる。被ばくの特徴づけは、それらの管理の前提条件である。</p>
<p>被ばく経路 [Exposure pathway]</p> <p>放射線や放射性核種がヒトおよびヒト以外の生物相に到達し、被ばくを引き起こす経路。</p>
<p>段階的アプローチ [Graded approach]</p> <p>リスクの大きさと可能性、被ばく状況の複雑さ、遍在する状況に見合った方法で防護体系を実施するために勧告される方策。</p>
<p>健康サーベイランス [Health surveillance]</p> <p>健康への悪影響の早期発見、被災した個人の管理と治療に必要な健康関連データの継</p>

<p>続的かつ系統的な収集、分析と解釈。</p>
<p>職業被ばく [Occupational exposure]</p> <p>操業管理者の責任であることが当然と見なされ得る状況で、作業中に受ける放射線被ばく。</p>
<p>計画被ばく状況 [Planned exposure situation]</p> <p>放射線の特性に応じて使用される放射線源の意図的な導入と運用から生じる被ばく状況。このタイプの被ばく状況では、線源の使用が分かっているため、被ばくは最初から予想され、制御され得る。</p>
<p>正当化の原則 [Principle of justification]</p> <p>放射線被ばくの状況を変える（例えば、導入する、低減する、または取り除く）決定は、全体として、害よりも多くの益をもたらすべきである。これは、新しい放射線源を導入するとき、あるいは現存または緊急時の被ばくを減らすことにより、人間と環境への放射線損害を含む、いかなる害も相殺されるよう、個人または社会の十分な便益を達成すべきであることを意味する。</p>
<p>最適化の原則 [Principle of optimisation]</p> <p>被ばくを被る可能性と個人線量の大きさは、社会的、経済的及び環境的な要因を考慮し、合理的に達成可能な限り低く維持されるべきである。被ばくの不公平な分布を避けるため、被ばくする人数や個人線量の制限を考慮しなければならない。</p>
<p>予測線量 [Projected dose]</p> <p>防護対策が講じられない場合に個人が受けると予想される線量。</p>
<p>防護対策 [Protective action]</p> <p>被ばくを低減または防止するために緊急時または現存被ばく状況で講じられる対策。対策は、線源、被ばく経路上の点、時には被ばくした個人の場所、習慣、または作業条件を修正することによってとることができる。</p>
<p>防護戦略 [Protection strategy]</p> <p>特定の被ばく状況、遍在する状況において、合理的に達成可能な限り被ばくを低く保つまたは低減するために実施される一連の防護対策の組み合わせ。</p>
<p>放射線損害（デトリメント） [Radiation detriment]</p> <p>放射線への特定の被ばくにより、被ばくした集団とその集団の子孫が被る健康への一般的な害。</p>
<p>実践的な放射線防護文化 [Practical radiological protection culture]</p> <p>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>

放射線に関する判断基準 [Radiological criteria]
放射線防護体系を実施するための定量的な値。線量または導き出した数量で表す。この一般的な用語は、さまざまな設定で使用され、すべての被ばく状況で同じように適用できる。
復旧 [Recovery]
事故前の遍在する状況など、適切な状況を可能な限り表すための修復及び復旧のプロセス。
参考レベル [Reference level]
現存被ばく状況と緊急時被ばく状況における最適化プロセスを導くために用いられる線量基準。参考レベルの値は、一般的に個人の年間線量 (mSv/年) として表され、適切な時間枠、被災した人々の個人線量分布、その状況におけるリスクの耐容性を考慮して選択されるべきである。目標は、防護の取り組みが優先されるべき人々の特定を促すことである。
生活状況の回復 [Rehabilitation of living conditions]
長期間汚染された地域に住む人々のために、持続可能で適切な状況を維持するためのプロセス。
修復 [Remediation]
汚染そのものを除去 (除染) したり、被ばく経路に影響を与える対策を通じ、汚染からの放射線被ばくを低減するプロセス。
残存線量 [Residual dose]
特定の線源から個人が被った、または被ると予想される線量。これは、線源、経路、または個人に講じられた防護対策を考慮に入れて、推定または測定することができる。残存線量は、緊急時被ばく状況または現存被ばく状況において適用される。
知る権利 [Right to know]
自分がどのような危険に曝されており、いかに自分自身を守るべきかについて情報を得る個人の権利。
自助努力による防護 [Self-help protection]
個人が、自分自身を、自分の家族を、そして地域社会を守るために、十分な説明 (情報) に基づいて講じる対策。
ステークホルダー [Stakeholder]
課題に対し、関心または懸念を有する人、グループ、または組織。
ステークホルダーの参画 [Stakeholder involvement]
関係する当事者すべてが放射線防護に関係する意思決定プロセスに参加すること。「ス

テークホルダーの関与」とも呼ばれる。

謝 辞

タスクグループ 93 (TG93) のメンバーは、本刊行物の準備中に貴重な意見を提供した Ralph Andersen, Marcel Lips, Miroslav Pinak の各氏に感謝の意を表したい。また、ICRP 福島ダイアログの定期参加者として、洞察を共有し、提言を提供するために、TG93 メンバーと数回の会合を行った、安東量子、後藤あや、半澤隆宏、早野龍五、菅野クニ、黒田裕次郎、宮崎真、多田順一郎、坪倉正治の各氏に対し、お礼を申し上げたい。

その他多くの組織や個人 (300 以上!) から、委員会が開催した公開意見募集プロセスの間にフィードバックが寄せられた。これらの意見によって、本刊行物の様々な部分が大きく改善された。また TG93 は、福島ダイアログに参加したすべての人々の貢献や、日本の組織と連携し開催された会議に参加した多くの専門家からのインプットからの恩恵を受けた。これらの組織と個人のすべての貢献に感謝する。

TG93 のメンバーは、本刊行物の準備中に開催された多数の会議に参加し、今回示された勧告の発展に大きく貢献した Christopher Clement 氏に特別な感謝の意を表したい。

最後に、TG93 のメンバーは、ICRP の同僚で日本のステークホルダーとの交流を大きく促していただいた丹羽太貫と伴信彦の両氏、ならびに我々を長年にわたり継続的に支援していただいた佐々木道也、浜田信行、荻野晴之、藤田博喜の各氏に感謝したい。

タスクグループ 93 のメンバーは以下のとおりであった (2013~2020)。

M. Kai (Chair)	T. Lazo	T. Schneider
T. Homma (Vice-Chair)	M. Lips	S. Shinkarev
R. Andersen	A. Nisbet	
V. Averin	M. Pinak	

第 4 専門委員会の批評的査読者は以下のとおりであった。

E. Gallego J. Takala

主委員会の批評的査読者は以下のとおりであった。

J. Harrison C-M. Larsson S. Romanov

編集メンバー

C.H. Clement (事務局長, *Annals of the ICRP* 編集長)

H. Fujita (事務局長補佐, *Annals of the ICRP* 共同編集者)

本刊行物の作成機関における第 4 専門委員会のメンバーは、以下の通りであった。

(2013~2017)

D.A. Cool (委員長)	M. Doruff	A. Nisbet
K-W. Cho (副委員長)	E. Gallego	D. Oughton
J-F. Lecomte (書記)	T. Homma	T. Pather
F. Bochud	M. Kai	S. Shinkarev
M. Boyd	S. Liu	J. Takala
A. Canoba	A. McGarry	
(2017～2021)		
D.A. Cool (委員長)	A. Canoba	Y. Mao
K.A. Higley (副委員長)	D. Copplestone	N. Martinez
J-F. Lecomte (書記)	E. Gallego	A. Nisbet
N. Ban	G. Hirth	T. Schneider
F. Bochud	T. Homma	S. Shinkarev
M. Boyd	C. Koch	J. Takala
<p>本刊行物承認時の主委員会のメンバーは、以下のとおりであった。</p> <p>委員長：C. Cousins, 英</p> <p>副委員長：J. Lochard, 仏</p> <p>事務局長：C.H. Clement, 加；<i>sci.sec@icrp.org</i>[†]</p> <p>K.E. Applegate, 米 S. Liu, 中 名誉メンバー</p> <p>S. Bouffler, 英 S. Romanov, 露 R.H. Clarke, 英</p> <p>K.W. Cho, 韓 W. Rühm, 独 F.A. Mettler Jr, 米</p> <p>D.A. Cool, 米 R.J. Pentreath, 英 J.D. Harrison, 英</p> <p>R.J. Preston, 米 M. Kai, 日 C. Streffer, 独</p> <p>C-M. Larsson, 豪 E. Vañó, 西 D. Laurier, 仏</p>		
<p>[†]事務局長は、1988年以降正式なメンバーではないが、主委員会に欠くことのできない役割である。</p>		

図表

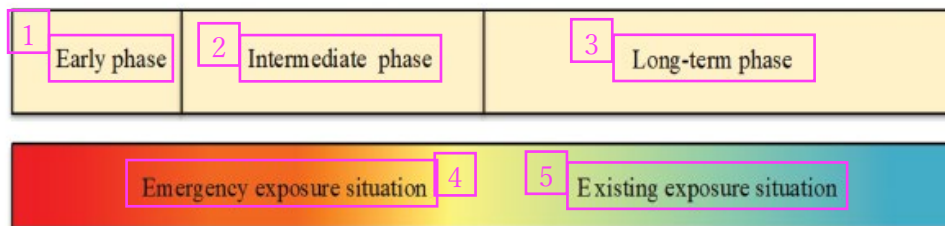


Fig. 2.1. Phases for managing a large nuclear accident.

図 2.1 大規模原子力事故の管理の段階

- 1 早期段階
- 2 中期段階
- 3 長期段階
- 4 緊急時被ばく状況
- 5 現存被ばく状況

表 2.1 代表的な組織／臓器損傷に関する線量しきい値。かっこ内の情報は影響が発生するまでの時間を表す。

影響	しきい値
致死（数週間以内）	治療を行えば，全身への急性線量が2～3 Gy 1週間以上の4～8 Gyの慢性被ばく 十分な治療を仮定して1～3か月の間に10～14 Gy
皮膚の大きな範囲への火傷（2～3週間）	皮膚への急性線量が5 Gy
永久不妊（男性）（3週間）	生殖腺への急性線量が6 Gy
永久不妊（女性）（<1週間）	卵巣への急性線量が3 Gy
心臓病のリスク増加（>10年）	心臓または脳へ0.5 Gy
白内障誘発（>20年）	目の水晶体へ0.5 Gy

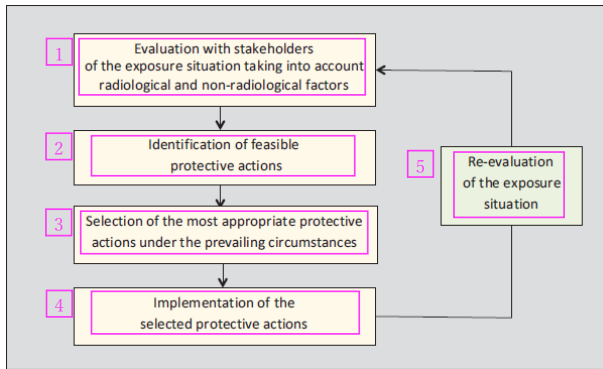


Fig. 2.2. The optimisation process.

図 2.2 最適化のプロセス

- 1 ステークホルダーと放射線および放射線以外の要因を考慮した被ばく状況の評価
- 2 実行可能な防護対策の特定
- 3 その時点で広く見られる状況において最も適切な防護対策の選択
- 4 選択された防護対策の実施
- 5 被ばく状況の再評価

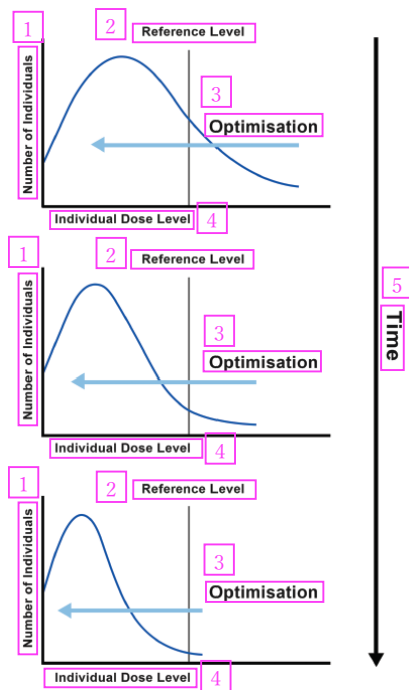


Fig. 2.3. Schematic illustration of the evolution of the distribution of individual exposures with time as a result of implementing the optimisation process with a reference level.

図 2.3 参考レベルを用いた最適化プロセスの実施により時間とともに進展する個人被ばくの分布

- 1 個人の人数
- 2 参考レベル
- 3 最適化
- 4 個人線量レベル
- 5 時間

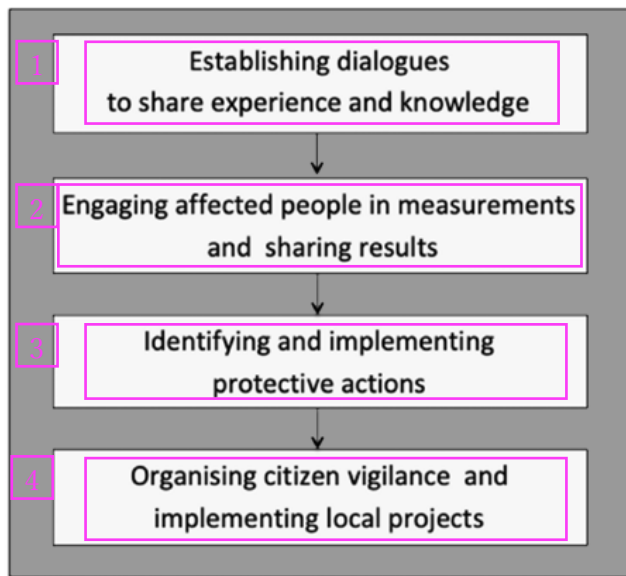


Fig. 3.1. The co-expertise process.

図3.1 共同専門知プロセス

- 1 経験と知識を共有するための対話を立ち上げる
- 2 被災した人々を測定とその結果の共有に関与させる
- 3 防護対策を特定し実施する
- 4 市民の警戒を組織化し、地域のプロジェクトを実施する

表 6.1 原子力事故に続く段階における対応者と公衆の防護の最適化を導く参考レベル

	早期段階	中期段階	長期段階
サイト内 の対応者	100 mSvあるいはそれ以下*	100 mSvあるいはそれ以下*	年間20 mSvあるいはそれ以下
	例外的な状況では超過できる†	状況に応じて進展する可能性がある *‡	
サイト外 の対応者	100 mSvあるいはそれ以下*	年間20 mSvあるいはそれ以下‡	公衆に開放されていない制限地域では、年間20 mSvあるいはそれ以下
	例外的な状況では超過できる†	状況に応じて進展する可能性がある	その他のすべての地域において、年間1~20 mSvのバンドの下半分¶
公衆	早期および中期段階の両段階について、100 mSvあるいはそれ以下§		年間1~20 mSvのバンドの下半分で、バンドの下端に向かって徐々に被ばく量を減らし、可能であればそれ以下であることを目標とする¶

* 以前、委員会は、緊急時被ばく状況に対して、20~100 mSvのバンドから参考レベルを選択することを勧告していた。今回の勧告では、状況によっては、最も適切な参考レベルがこのバンドよりも低くなる可能性があることを認識している。

† 委員会は、人命を救うため、あるいは壊滅的な状況につながる施設の更なる劣化を防ぐために、数百mSvの範囲内でより高いレベルが対応者に許可される可能性があることを認めている。

‡ 対応者の中には早期段階と中期段階の両方に関与している者もいるため、これらの段階での総被ばく量を100 mSv以下に抑えることを目標に、被ばくの管理を行うべきである。

§ 以前、委員会は、緊急時被ばく状況について、20~100 mSvのバンドから参考レベルを選択することを勧告していた。今回の勧告では、状況によっては、最も適切な参考レベルが20 mSv以下である可能性があることを認めている。

¶ これは、*Publication 111*で使用されている「下方部分」という表現を明確にするものである。

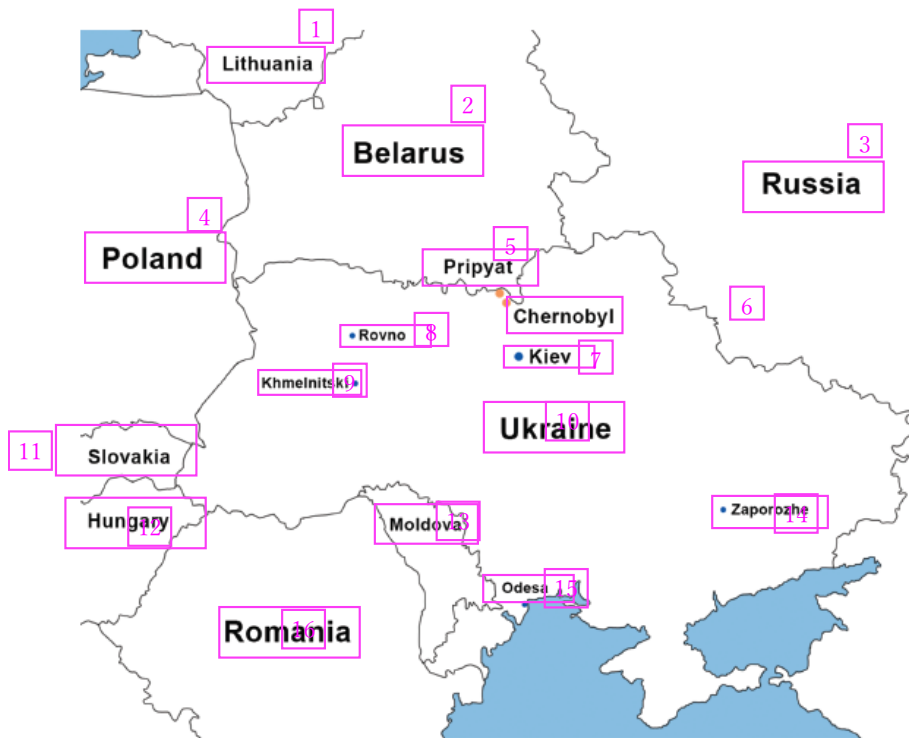


Fig. A.1. Location of Chernobyl.

図A.1 チェルノブイリの位置

- 1 リトアニア
- 2 ベラルーシ
- 3 ロシア
- 4 ポーランド
- 5 プリピャチ
- 6 チェルノブイリ
- 7 キエフ
- 8 リウネ
- 9 フメリニツキー
- 10 ウクライナ
- 11 スロヴァキア
- 12 ハンガリー
- 13 モルドバ
- 14 ザポリージャ
- 15 オデッサ
- 16 ルーマニア

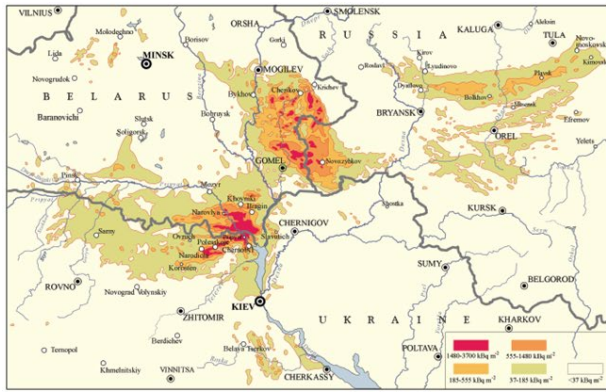


Fig. A.2. Surface ground deposition of Cs-137 in areas of Belarus, Russia, and Ukraine near the accident site (IAEA, 1991).

図A.2 事故サイト近郊のベラルーシ、ロシア、ウクライナの地域におけるCs-137の表土への沈着 (IAEA, 1991)

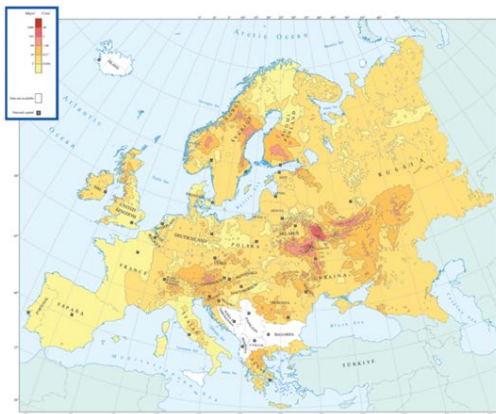


Fig. A.3. Map of Cs-137 deposition after the Chernobyl accident across Europe. Source: European Atlas EC / IGCE 1998. No data are available for the Balkans.

図A.3 チェルノブイリ事故後の欧州全域に渡るCs-137の沈着を示す地図。出典：European Atlas EC / IGCE 1998。バルカン諸国に関するデータは入手不可。



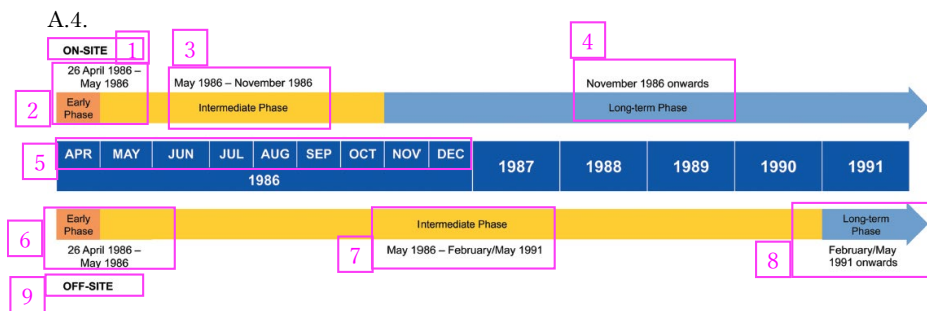
Fig. A.4. Cow in a stable licking ferrocene (Belarus).

図A.4 牛舎でフェロセンをなめる牛 (ベラルーシ)



Fig. A.5. Measurements at home by a resident during the ETHOS project.

図A.5 ETHOSプロジェクト中の住民による自宅の測定



図A.4

- 1 サイト内
- 2 1986年4月26日～1986年5月
早期段階
- 3 1986年5月～1986年11月
中期段階
- 4 1986年11月以降
長期段階
- 5 4月 5月 6月 7月 8月 9月 10月 11月 12月
- 6 早期段階
1986年4月26日～1986年5月
- 7 中期段階
1986年5月～1991年2月／5月
- 8 長期段階
1991年2月／5月以降
- 9 サイト外

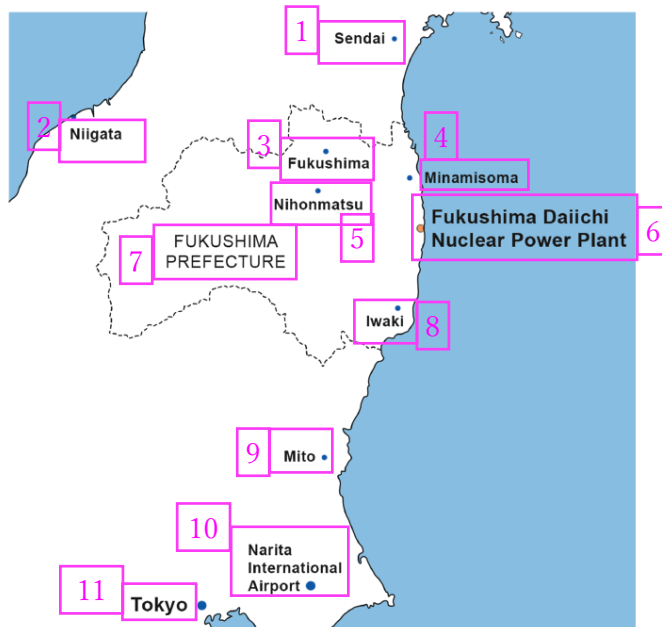


Fig. B.1. Location of Fukushima Daiichi nuclear power plant.

図B.1 福島第一原子力発電所の位置

- | | |
|----|------------|
| 1 | 仙台市 |
| 2 | 新潟市 |
| 3 | 福島市 |
| 4 | 南相馬市 |
| 5 | 二本松市 |
| 6 | 福島第一原子力発電所 |
| 7 | 福島県 |
| 8 | いわき市 |
| 9 | 水戸市 |
| 10 | 成田国際空港 |
| 11 | 東京 |

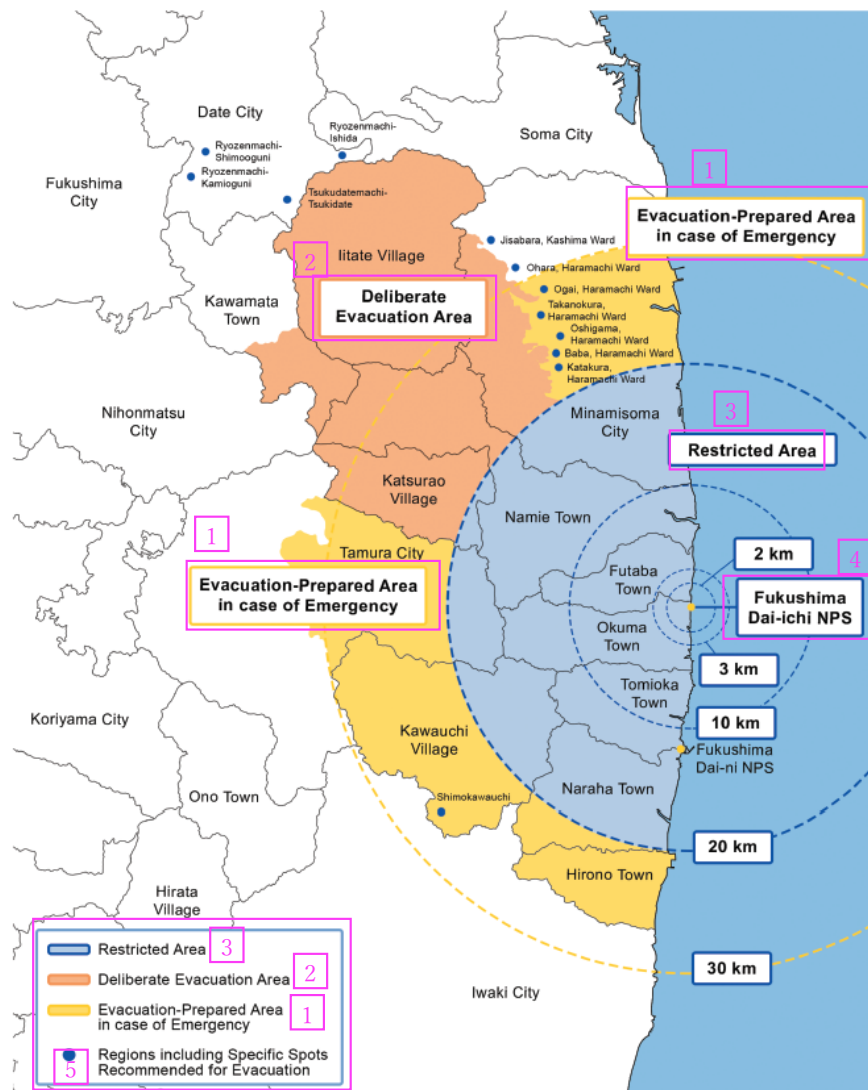


Fig. B.2. Areas and locations for which urgent protective actions were ordered in 2011 (As of 3 August, 2011).

図B.2 2011年に緊急防護対策が発令された地域と場所（2011年8月3日時点）

- 1 緊急時避難準備区域
- 2 計画的避難区域
- 3 警戒区域
- 4 福島第一原子力発電所
- 5 避難が勧告される特定場所を含む地域



Fig. B.3. The second Fukushima Dialogue meeting in February 2012 in Date City.

図B.3 2012年2月の伊達市内の第2回福島ダイアログの様子

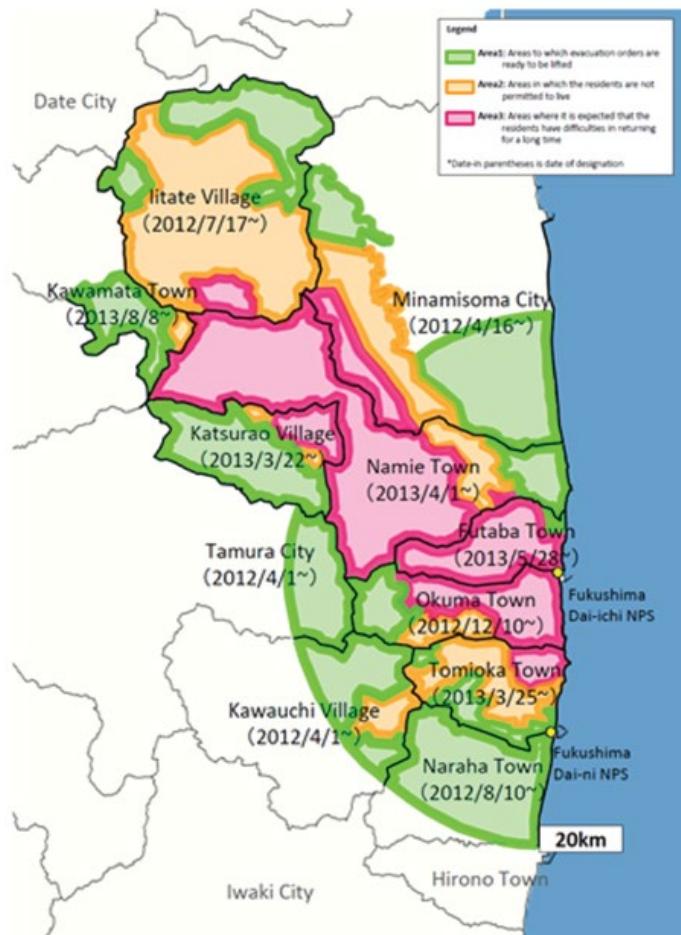


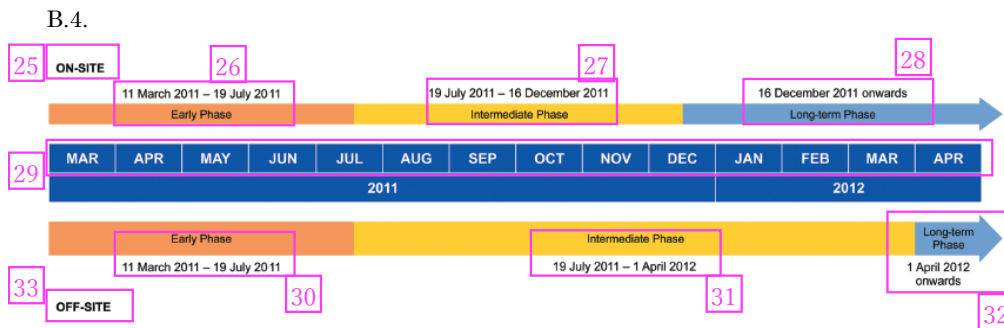
Fig. B.4. Completion of arrangements for areas where evacuation orders had been issued (as of 7 August 2013).

図B.4 避難指示が出された地域の取り決めの完了 (2013年8月7日時点)



Fig. B.5. Dialogue between experts and villagers.

図B.5 専門家と村民の間の対話



図B.4

25 サイト内

26 2011年3月11日～2011年7月19日

早期段階

27 2011年7月19日～2011年12月16日

中期段階

28 2011年12月16日以降

長期段階

29 3月 4月 5月 6月 7月 8月 9月 10月 11月 12月 1月 2月 3月 4月

30 早期段階

2011年3月11日～2011年7月19日

31 中期段階

2011年7月19日～2012年4月1日

32 長期段階

2012年4月1日以降

33

3.2. 委員会議事録

3.2.1. 第1回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録

令和2年度 ICRP 刊行物翻訳委員会

第一回会議 議事録

日時：2020年8月3日（月） 14:00-16:00

場所：WebEx 会議

出席者（敬称略・委員は五十音順）：

委員長・鈴木元（国際医療福祉大学クリニック）、副委員長・佐々木道也（電力中央研究所）、委員・大野和子（京都医療科学大学）、委員・小田啓二（神戸大学）、委員・川口勇生（量子科学技術研究開発機構）、委員・木内伸幸（日本原子力研究開発機構）、委員・佐々木康人（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター）、委員・保田浩志（広島大学）

原子力規制庁：小林

事務局：賞雅、當麻、迫田、平杉、森、中村

【配布資料】

資料1：令和2年度 ICRP 刊行物翻訳委員会運営要領及び委員名簿

資料2：各刊行物の進行状況

資料3：今年度の翻訳の流れ

資料3-1：機械翻訳に関する資料

資料3-2：奥付のイメージ

資料4：新規翻訳物の予備選定結果

資料4-1：新規翻訳物の翻訳者、校閲者、監修者の候補案

資料5：理解促進活動実施案

資料6：令和2年度年間スケジュール案

【議事】

1. 開会

事務局より新型コロナウイルス感染症への感染防止対策としてウェブ会議での開催となることと、ウェブ会議に関する注意点についての説明を行い、会議を開始した。開会にあたり、原子力規制庁 小林氏より本事業について、以下の通り挨拶があった。

- ・ 本事業は規制庁が担当するようになり4年目となった。ICRP から出されている重要な刊行物はしっかり翻訳して国内向けに発表したいので、先生方のご協力をお願いした

い。(原子力規制庁・小林氏)

2. 委員長・副委員長就任

事務局より、資料 1 を用いて運営要領を説明し、委員名簿の紹介があった。昨年度に引き続き、鈴木元委員長、佐々木道也副委員長にご就任頂くことが承認された。鈴木委員長より、挨拶があった。

3. 現在までの進行確認

鈴木委員長より、資料 2 について紹介があった。事務局より、資料 2 を用いて、現在の進捗状況と次に行う作業を刊行物ごとに確認した一覧を紹介し、承認された。

4. 今年度の翻訳の流れ

事務局より、資料 3、3-1 を用いて、今年度の翻訳の流れの説明が行われた。下訳版は学習機能のあるロゼッタ T-400 (以下、「ロゼッタ」とする) を使用して作成することで翻訳版の早期完成を目指すことを提案された。鈴木委員長より委員の反対意見がないことが確認され、資料 3 について承認された。

資料 3-2 奥付は、これまでの体裁を踏襲するが、事務局を日本エヌ・ユー・エス株式会社とすることが承認された。

本件について以下の意見があった。

- ・ 下訳版作成について、従来は同じ翻訳業者に外注することで専門性を向上させていたところ、今回は近年技術が進歩している AI を用いた翻訳ソフトを使用することで品質に期待している。翻訳版以降の作業方針は従来とほぼ同じだが、翻訳者が手直しをする際に、これまでのように委員の間で議論があれば品質についてさらに期待できる。(鈴木委員長)
- ・ ロゼッタについて詳しく教えてほしい。特に下訳作成がどの程度効率化できるのか。ロゼッタは市販品なのか。(佐々木康人委員)
 - ロゼッタは市販品で、100 ページあたり 20 分程度の作業時間で機械翻訳が完了するため、時間と費用の削減効果がある。更に専門知識のある者により翻訳出力の推敲を行うため、これまで以上の品質向上を目指せる。ロゼッタは市販品であるが、辞書登録は弊社で独自に行っており、継続使用で辞書は AI 機能により学習を深める。(事務局)
 - ロゼッタの学習内容は使用するたびに更新されて財産となっていく。今後事務局が変わった場合、辞書は引き継ぐことができないのが難点であるが、規制庁からも試したいとの判断がある。(鈴木委員長)
- ・ 翻訳着手から既に途中段階まで進めてきて、事務局移行後、公表のため仕上げ準備に入る刊行物について、奥付で表示する事務局はどの段階を担当した事務局とするのか。(鈴木委員長)
 - 事務局の表示を出版の段階とするか調整の段階とするかは、規制庁内で検討する。(規制庁小林氏)

5. 今年度の新規翻訳対象物の選定

鈴木委員長より、資料 4 について紹介があった。事務局より、資料 4 を用いて、今年度の新規翻訳対象物の予備選定結果を説明し、得票の高いものと、今後 ICRP から刊行される新規刊行物に対する対応について議論を行った。結果と主な議論内容は以下の通り。

① Publ.142 “Radiological Protection from Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes”

翻訳者候補：岩岡先生に事務局から依頼。校閲者候補：川口委員、監修者：本間先生

委員全員より得票があり、規制庁からも優先的に取り組むというコメントがあるため、下訳版に着手することとなった。

翻訳者等の候補に関するご意見：

- ・ JANUS が翻訳するなら確実に締め切りを守ってもらえるのでは。(保田委員)
- ・ 岩岡先生は長年 NORM の研究を続けているので推薦したい。JANUS 側で補助してほしい。(川口委員)
- ・ 飯本先生は専門知識をお持ちだが、多忙につき避けたほうが良い。古田先生も専門分野が近いが、岩岡先生が NORM やラドンを研究されており、岩岡先生を推したい。(佐々木道也委員)
- ・ 校閲者について、岩岡先生が翻訳者であれば校閲者として連携しやすく、引き受けることが出来る。(川口委員)
- ・ 翻訳者の岩岡先生・校閲者の川口先生をサポートしたい。(佐々木道也委員)
- ・ 監修者は関連する分野で ICRP の委員をされている本間先生にお願いするのが妥当。(鈴木委員長)

② Publ.123 “Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space”

得票数において次点であり、日本語版の出版により放射線防護分野の専門家など潜在的な関心を持つ読者層はありと推定されるが、ページ数が多く、他に優先すべき刊行物がない場合において優先順位を上げることとなった。関連のご意見：

- ・ 以前、JAXA 宇宙飛行士の放射線線量限度を決める委員会に入っており、JAXA で運用されている規則を改定するにあたり、Publ.123 を参考にしている。一方、宇宙飛行士の放射線管理についてあまり公表されていないので、放射線防護の世界で関心高い。宇宙開発は今後も進むため、日本語での出版に関心が高いことから点数を入れた。(佐々木康人委員)
- ・ Publ.123 では放射線加重係数でなく線質係数を用いて線量を評価しており、対象が特殊である。宇宙放射線の環境と線量についての解説となっており、先行している NCRP レポートの内容を書き写したような部分が多い。また、Publ.123 は、第 2 委員会が担当したこともあり、宇宙放射線被ばくのリスクや防護策についてはほとんど取り上げていない。よって、本事業の趣旨に照らして、あまり優先度は高くないように思う。(保田委員)
- ・ 放射線管理に携わる者として大変興味はある。放射線防護とはいえ宇宙分野は親しみがないので、日本語であれば手に取りやすい。(木内委員)
- ・ ICRP の防護体系から離れたアセスメントを中心とした内容となっている。宇宙分野は魅力的で関心を引くが、現場ではあまり実用的でない。ページ数が多いので余裕があれば対象としてもよいのではないか。(佐々木道也委員)
- ・ 個人的に使っていた測定器が宇宙でも使われているので興味はあるが、線量評価という意味では特殊である。(小田委員)

- ・ ICRP が宇宙飛行士の防護に力を入れていると聞いていることから点数を入れた。ページ数が多いため余裕があれば対応してはどうか。(川口委員)
- ・ ページ数が多い。内容は大事だが特殊な印象があり、他に優先すべきものがない場合に対象としてはどうか。(大野委員)

③ その他の刊行物

今年度は、下訳版を 200 頁、2～3 本程度、翻訳版を 100 頁程度の作業を目標としている。

今後、ICRP から新たに刊行物が出された場合、時期により下訳に着手できるため、SAGE のホームページにある近刊情報等も参考に刊行予想も含めて、翻訳対象とする候補について議論した。

【ICRP 刊行物を出版する SAGE のホームページによる近刊情報】 2020 年 7 月末現在

Upcoming Publications from the Annals of the ICRP

Publications in Press

- ・ Radiation Weighting for Reference Animals and Plants
- ・ The Use of Dose Quantities in Radiological Protection
- ・ Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources
- ・ Adult Mesh-type Reference Computational Phantoms
- ・ Paediatric Reference Computational Phantoms

事務局付記：

上記のほか、Publ.109 と 111 を併せた改訂版は、昨年秋にパブリックコメントを終了している。

関連のご意見：

- ・ Publ.142 以外は得票点数に大差がなく、今後出版が予定されている刊行物も候補として議論したい。事務局説明にあったように、今後、より重要な刊行物が出版される可能性が高く、その状況に応じて対応していきたい。(鈴木委員長)
- ・ 候補リストの Publ.110“Adult Reference Computational Phantoms”はデータブックではあるが、レファレンスファントムがどのように開発されたものか案外知られていないので点数を入れた。今後、小児を対象としたファントムについて刊行されれば ICRP が初めて公開するテーマでありそちらのほうが優先順位は高い。(佐々木康人委員)
- ・ ファントムは線量評価のベースとなる大変重要なものであるが、これについて、文章を通して理解できる人は少なく、日本語版を読者が楽しめるか疑問に感じている。(鈴木委員長)
- ・ Publ. 110 は 164 ページあり、1/3 が本文、そのほかはデータ集、グラフだった。ファントムなので各臓器・組織の計算、重量や大きさがどれくらいということが書かれている。小児版はより詳しいデータが出てくるのではないか。(佐々木道也委員)
- ・ Publ. 134 以降の OIR シリーズは、パート 1～4 全ての和訳が必要なページ数を合算し、シリーズ全体に係る労力を試算したほうが良いのではないか。候補リストでは、緊

急のものはないが、比較的読者が多いものとして Publ.133：内部被ばくの実効線量計算を挙げたい。(保田委員)

- ・ OIR シリーズはデータ集として専門家が見るものという印象。翻訳が必要か、事務局及び規制庁の判断はどうか。(鈴木委員長)
- ・ OIR シリーズのパート 1 は方法論の解説、パート 2 以降はそれぞれの核種のデータとなる。ページ数が多いが、ロゼッタはこのタイプの翻訳に強い印象がある。Publ. 30 シリーズはすべて翻訳されている。翻訳必要となれば対応は可能であろう。(事務局)
- ・ OIR シリーズは出そろってから放射線審議会においても審議をするため、今年、喫緊に必要という段階ではない。(規制庁・小林氏)
- ・ OIR シリーズのパート 2 以降は非常に専門的であるとの意見がある。今後、Publ.111 の改訂版が出てきたら、ぜひ翻訳してほしい。(木内委員)
- ・ Publ.109 と Publ.111 の改訂版は出版時期がまだ不明確だが、出されれば優先順位が高い。外部放射線の換算係数については日本語版が既にあるが、福島事故に関連し、環境線源による外部被ばくに関するものが刊行されれば、翻訳の対象としても良いのではないか。(佐々木道也委員)
- ・ すべて重要ではあるが、今年・来年と優先順位を決める必要がある。Publ.123 と OIR シリーズのパート 2~4 のうち一つを次年度までに行い、福島、環境放射線による外部被ばく関係の刊行物が出されれば優先してはどうか。(小田委員)
- ・ 候補リストのうち、Publ.114、Publ.136 が環境に関するものであるが、換算係数に関するものは専門性が高く読者が限定的で翻訳対象からは外したほうが良い。環境分野で今後出てくるのであればヒト以外の RBE に関するものが出版されれば対象としたい。ファントム関連について、Publ.110 アダルトファントムを翻訳するのなら、次に出てくるであろう小児、メッシュファントムに関するものも訳す必要がある。Publ.109 と Publ.111 の改訂版が出るのであれば、委員会の全力を注いででもすぐにやるべき。環境線源による外部被ばくに関するものも刊行されれば翻訳すべき。(川口委員)
- ・ 福島関係の刊行物は翻訳の意義があるので是非対応すべき。小児ファントムは魅力的ではあるが、医療現場ではソフトに組み込まれたかたちで利用するので、元のものについての翻訳はさほど実用性を感じない。Publ.106 に点数を入れたが、核医学の医師は自分で原文を読むので後回しでかまわない。(大野委員)
- ・ Publ.109 と Publ.111 の改訂版については、今年の夏ごろドラフトが出た際に、日本人からも多くのパブリックコメントが寄せられたものと承知しており、国民の関心が高い出版物であることから、出版されたら速やかに翻訳がされると良い。(規制庁・小林氏)
- ・ まとめとして、Publ.109 と Publ.111 の改訂版は出版時期が未定であるが、出版され次第最優先とする。次回委員会までに状況について情報がなければ、次の候補としては環境線源の外部被ばく線量係数に関する刊行物が出版されれば翻訳すべき。Publ.123 も、日本語版があるとより興味を持たれるという意義がある。OIR シリーズも、パート 2~4 のうちどれかひとつを候補とする。(鈴木委員長)

6. 理解促進活動実施案

鈴木委員長より、資料 5 について紹介があった。事務局より、資料 5 を用いて、ICRP ホームページへの掲載、学会等での広報について説明した。新型コロナウイルスの影響により、学会・シンポジウム等への参加が難しい状況であるため、学会でのチラシ配布や学会のウェブ掲載も検討しており、委員の先生にサポートを依頼した。結果と主な議論内容は以下の通り。

① ICRP ホームページ

- ・ 例年通り、ICRP と調整のうえ日本語版掲載を実施することが承認された。
- ② 学会等参加
- ・ 日本医学放射線学会必須の講習会、医療放射線防護連絡協議会に参加予定であり、理解促進活動に協力できる。(大野委員)
 - ・ 今後、規制委員会のホームページに規制庁事業の成果である IAEA と ICRP 関連の日本語翻訳版が掲載される予定である。翻訳物の著作権は一義的に規制庁にあるので、各学会は規制庁のホームページにリンクを貼るのが適当と考える。(規制庁・小林氏)
 - ・ 学会に掲載・リンクを貼るのは理事会承認事項となる。各学会のどの理事に依頼するか、その学会に関係する委員も協力して働きかける必要がある。事務局はなるべく早く依頼文書と具体的な掲載イメージについて案をまとめて委員に共有してほしい。各学会の広報担当者のみでなく、担当理事の事前確認が重要となる。(鈴木委員長)
 - ・ 学会にリンクやバナーを載せることについて技術的には容易にできる。放射線・放射線医学学会、協賛メーカーが入っている学会、医療系の学会での調整に協力できるので、メールで別途詳細を相談してほしい。(大野委員)
 - ・ 学会のウェブページに掲載されているバナーは、各学会が自らの活動あるいは協賛組織等の宣伝と思われる。ICRP 刊行物の日本語版情報の掲載は外部からの依頼であるため、バナー掲載の依頼は慎重に行ったほうがよいかもしれない。一方で ICRP 刊行物の新たな日本語版が利用できるようになった時に、学会員に対してメーリングリスト、ニュース等を介して配信することは有効な宣伝と考えている。(佐々木道也委員)

7. 今年度のスケジュール案と今後のスケジュール

鈴木委員長より、資料 6 について紹介があった。事務局より、資料 6 を用いて、今年度に予定している委員会、翻訳の継続と新規翻訳、理解促進活動のスケジュール案について説明し、承認された。関連のご意見：

- ・ Publ.130 について追加作業はあるか。(鈴木委員長)
 - 解剖学関連の用語について大野先生よりご指摘がある。委員校閲で鈴木先生と調整して頂きたい。(事務局)
- ・ Publ.130 と Publ.138 は仕上げ編集に係る時間が違うがなぜか。(保田委員)
 - ページ数の違いで、Publ.138 のほうが短い。Publ.130 は数式も多く編集に時間を要している。(事務局)
- ・ Publ.138 はページ数は短いですが、内容が哲学的で和訳が難しい表現が多いので、もう少し議論が必要ではないか。(保田委員)
 - Publ.138 はこれから承認投票を行う段階。気になる点は承認投票のドラフトにご指摘頂きたい。必要に応じて議論の機会を設ける。(事務局)

以上

3.2.2. 第2回ICRP刊行物翻訳委員会議事録

令和2年度 ICRP 刊行物翻訳委員会
第二回会議 議事録

日時：2020年12月7日（月） 14：00-16：00

場所：WebEx 会議

出席者（敬称略・委員は五十音順）：

委員長・鈴木元（国際医療福祉大学クリニック）、副委員長・佐々木道也（電力中央研究所）、
委員・大野和子（京都医療科学大学）、委員・小田啓二（神戸大学）、委員・川口勇生
（量子科学技術研究開発機構）、委員・木内伸幸（日本原子力研究開発機構）、委員・
佐々木康人（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター）、委員・保田浩志（広島大学）

原子力規制庁：田中、小林、角田

事務局：賞雅、當麻、迫田、平杉、森、中村

【配布資料】

資料1：各刊行物の進行状況

資料1-1：奥付に関する変更

資料1-2：C3 ご監修の分担による監修者の変更

資料1-3：Publ.142 の謝辞の位置

資料1-4：ICRP 刊行物等の最新情報

資料2：訳語検討

資料2-1：121、135 の訳語検討状況

資料2-2：126、138 の訳語検討リスト

資料2-3：139、107、124 の訳語検討リスト

資料3：理解促進活動の状況

資料3-1：学会発表等実施状況

資料3-2：学会 HP 掲載依頼リスト

【議事】

1. 開会

事務局よりウェブ会議に関する注意点についての説明を行い、会議を開始した。開会にあたり、原子力規制庁田中氏より挨拶があった。

2. 現在までの進行状況確認【資料1】

鈴木委員長より、資料1について紹介があった。事務局より、資料1を用いて、現在の進行状況と次に行う作業を刊行物ごとに確認した一覧を紹介し、委員による議論が行われた。結果と主な議論内容は以下の通り。

<資料1-1：奥付に関する変更>

- ・ これまで奥付に事務局名が入っていたが、なくすことになった。これに伴い、翻訳版の序に事務局に対する謝辞を入れたい。(鈴木委員長)
- ・ 事務局が変更になったので、翻訳版の序で事務局の名前を記載いただく。(規制庁)

<翻訳版のタイトルについて>

Publ. 121、130、138の翻訳版タイトル案について委員による議論が行われた。

Publ. 121

- ・ 原文に忠実に訳すと「小児の放射線診断とIVRにおける放射線防護」となる。(鈴木委員長)
- ・ 賛成(全委員)

Publ. 130

- ・ JAEAが確認して最終案になっているのであれば、これで良い(佐々木道也委員)
- ・ 翻訳者、監修者への確認をしてほしい。(木内委員)
- ・ 事務局は翻訳者、監修者に確認を取ること。以前の本Publ.に相当する出版物(30シリーズ)との整合性も確認すること。(鈴木委員長)

Publ.138

- ・ 本文とタイトルの訳を整合させるべき。(保田委員)
 - 本文後半に出てくるethical basisも倫理的基盤と訳している。foundationとbasisをどちらも同じ訳にしない方が良い。foundationは根拠、基礎等ではどうか。(大野委員)
 - 放射線防護体系の倫理の話であって防護体系の基盤ではない。倫理的基盤とすると、基盤の方にウエイトが行く気がする。本刊行物題名としては、「倫理基盤」のすわりがよいように思う。本文中の訳の場合は、倫理基盤で良いと思うが、ニュアンス上変えた方が良ければ、倫理的基盤や基礎などでもよい。(佐々木康人委員)
 - 倫理的基盤が出来上がっているのではなく、これから作る上で考え方を提示している。「倫理基盤」とすると、既に出来上がっているように感じる。(小田委員)
 - 医療倫理の先生方が著者になり、他分野の先生方から見て、放射線防護体系もこれに基づくべきだという提案で、それに基づいて放射線防護(の倫理)を見直したという位置づけの出版物である。曖昧なところが残っているのは小田委員の指摘通り。生命倫理と倫理基盤のどちらに重きを置くかということ、倫理基盤であり、タイトルは「倫理基盤」が良い。本文中のethical basisは「倫理的な基礎付け」など、柔らかい訳にするのはどうか。(鈴木委員長)
 - 保健物理学会誌で栗原先生は「倫理的基盤」と紹介した。著者の一人がそのように

訳しているが、ユーザーサイドとしては倫理基盤が良い。委員長判断に任せる。
(佐々木道也委員)

- 委員長判断に任せる。(川口委員)
- 「放射線防護体系の倫理基盤」とする。(鈴木委員長)

<資料1-4: ICRP 刊行物等の最新情報>

- ・ Publ.147 は発刊され次第、翻訳を行いたい。規制庁より、優先順位を上げてほしいという要望があり、委員会としてもそうしたい。(鈴木委員長)
- ・ 事務局より委員に新規出版物の原本が配られていたが、そのような対応ができるか。(佐々木康人委員)
 - 事務局は規制庁との契約内容にその項目が入っていれば、翻訳が決まったものについては委員に印刷版を提供することを検討すること。(鈴木委員長)

3. 訳語検討【資料2】

鈴木委員長より、資料2について紹介があった。事務局より、資料2を用いて、訳語の検討状況について報告し、委員による議論が行われた。結果と主な議論内容は以下の通り。

<資料2-1: 121、135の訳語検討状況>

regional

- ・ Regional は Publ. 135 に明確な定義があり、EU など、複数の国をまとめて指している。Publ. 121 では国同士や地域が混在している。
 - Regional は両方の意味で使われている。ICRP に問い合わせるか検討する。(事務局)

<資料2-2: 126、138の訳語検討リスト>

prevailing

- ・ prevailing はテクニカルタームではないので、定訳にする必要はなく、ニュアンスが正しく伝わればよい。(鈴木委員長)
 - 柔軟に書いた方がよい(保田委員)

radon prone areas

- ・ 建物の構造によってラドン濃度が高くなりがちな地域というニュアンスであるため、どこかに注釈を付けたい。(鈴木委員長)

practical implementation

- ・ implementation は実践だけで良いと思うが、practical がつくと、現場での実践になる。実務での実践でもよいが、日本語的に「実」が重なるのが気になる。(佐々木康人委員)
 - 「現場での」になると思う。(小田委員)
 - 実装はどうか。Ethical value は倫理的価値よりも倫理観、考え方として使われているところが多い。考え方を現場に実装するようなイメージで、実践というと行動、アクションを起こすということになる。(保田委員)。

- 「現場での実践」とする。(鈴木委員長)

empowerment

- ・ どういう学問体系のバックグラウンドを持つかによって、ニュアンスが違ってくる。日本語にきれいに訳そうとすると違和感が出てくると思う。エンパワメントとそのまま使ったら良い。(鈴木委員長)
 - 看護の分野では当たり前に使われる。医療関係者は片仮名で使っている。保健物理関係の人がどうとらえるかは検討すべき。(大野委員)
 - 潜んでいる活力や能力を上手に引き出しというような訳注をつければよい。(鈴木委員長)
 - 無理に訳さずともよい。本来の意味がゆがめられるこのとのないよう、解説があるとよい。(佐々木康人委員)
 - エンパワメントとする。(鈴木委員長)

veterinary patients

- ・ 患者は人という意味が強い。疾患動物、疾病動物という言い方もある。(佐々木康人委員)
 - 患者は分かりづらい。(鈴木委員長)
 - この翻訳を別の刊行物で出したときに患者が一般的に使われているということで患者を提案した。どれぐらい一般的かはわからない。(川口委員)
 - 広辞苑第2版にはない。一般的ではないと思う。最終的には保田先生の「診療対象となる動物」でいいと思う。(鈴木委員長)
 - 環境省は患者と発表していたが、獣医学の業界用語であり、違和感がある。(大野委員)
 - 「診療対象となる動物」などにする。(鈴木委員長)

the Fukushima accident

- ・ 福島事故の正式な和訳は、原子力災害対策指針(告示と同等のもの)では、「東京電力株式会社福島第一原子力発電所事故」としたい。(規制庁)
 - 福島事故という言葉から受けるニュアンスが多様であることからコメントした。(木内委員)
 - チェルノブイリ事故も同じ。編集者のルールはあるのか。脚注で書くのはいいと思うが、本文で正式名称を書くのはどうなのか?(鈴木委員長)
 - 編集上のルールとして、まったく異なるニュアンスにするのはともかく、正確性を持たせるためということがあればよいと思う。東京電力・・・は長いので、二回目以降はどうするか。(事務局)
 - UNSCEARの福島レポートでは、Fukushima Daiichi Accident とすることで、福島県での事故という印象を減らし、発電所敷地内での事故というニュアンスが出るようにした。本訳でも、初出で「東京電力福島第一原子力発電所(福島第一原発事故)」として、以後は福島第一原発事故と呼ぶのがよいと思う。(保田委員)
 - 保田先生に賛成。福島事故は、パブリックコメントで直すべきものだった。翻訳で直せるなら変えたほうがいい。(川口委員)
 - UNSCEARと同様、1回目は「東京電力株式会社福島第一原子力発電所事故」、2回目以降、福島第一事故と訳す。(鈴木委員長)

<資料2-3:139、107、124の訳語検討リスト>

interventionalist/interventionist /interventions guided by radiological imaging

- ・ Publ.139は赤羽先生の意見の通りで良い。(大野委員)
 - 異議なし(佐々木康人委員)

nuclear transformation/forbidden transition

- ・ 核変換、禁制遷移が多い。物理学事典で禁止遷移としているものもあるのでどちらでも良い。(小田委員)
 - 核変換、禁制遷移とする。(鈴木委員長)
 - 異議なし。(佐々木道也委員)

Transfer of radiation

- ・ 放射線のエネルギーの移行と、放射性核種の移行、両方のニュアンスがある。(川口委員)
 - **Exposure situation** はここでは被ばく状況ではなく、被ばくの状況と訳す方が良い。放射線の移行ではなく、放射性物質・核種の移行とすると良い。(佐々木道也委員)
 - 142にも同じような記述がある。(事務局)
 - 両方のニュアンスがあるかどうかICRPに事務局から確認してほしい。(鈴木委員長)

4. 理解促進活動の状況【資料3】

事務局より、資料3を用いて、学会等での広報について説明した。結果と主な議論内容は以下の通り。

- ・ 各委員は担当の学会HPでの情報掲載を依頼してほしい。(鈴木委員長)
- ・ 核医学会について、細野先生経由に追加で甲斐先生とある。学会員メーリングリストとHPでは、メーリングリストの方が敷居が低い。HPのリンクを貼ったり、PDFを置くのは時間がかかる。いずれか一方でよいか。(大野委員)
 - 学会の判断による。要望としては両方だが、アクションは先方に任せる。(鈴木委員長)
 - 依頼状を準備する際には、そのように(第一希望、第二希望・・・)書いてほしい。(大野委員)
- ・ 12月12日に令和2年度医療放射線防護連絡協議会年次大会 第31回「高橋信次記念講演・古賀佑彦記念シンポジウム」にて佐々木道也先生に本事業の概略を紹介いただくので、これも資料3に含めて欲しい(大野委員)
 - 資料3に追記する。(事務局)

5. 新規翻訳対象物の確認

事務局より、Publ.146がまだ公開されていないことを報告した。

- ・ Publ.146は規制庁が優先して翻訳することを希望している。甲斐先生・本間先生がICRPの立場として仮翻訳を公開する予定である。過去にも著者が翻訳者となり、監修を省略した例がある。委員校閲は自分がやってもよい。(鈴木委員長)

- 賛成（他委員）
 - ・ 原著が出た段階で、事務局が下訳に着手する。（事務局）
6. 今後のスケジュール
次回委員会日程は1月中旬～2月初旬を予定している。
7. 閉会

以上

3.2.3. 第3回ICRP刊行物翻訳委員会議事録

令和2年度 ICRP 刊行物翻訳委員会
第三回会議 議事録

日時：2021年2月8日（月） 14：00-16：00

場所：WebEx 会議

出席者（敬称略・委員は五十音順）：

委員長・鈴木元（国際医療福祉大学クリニック）

副委員長・佐々木道也（電力中央研究所）

委員・大野和子（京都医療科学大学）

委員・小田啓二（神戸大学）

委員・川口勇生（量子科学技術研究開発機構）

委員・佐々木康人（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター）、

（ご欠席：委員・木内伸幸（日本原子力研究開発機構）、委員・保田浩志（広島大学））

原子力規制庁：高山企画官、角田係長

事務局：賞雅、當麻、迫田、平杉、森、中村

【配布資料】

資料1：各刊行物の進行状況

資料1-1：奥付に関する変更_確定版

資料1-2：ICRP 刊行物等の最新情報

資料2：訳語検討

資料2-1：Publ. 130, 138 の訳語検討

資料2-2：Publ. 126 の訳語検討

資料2-3：その他の訳語検討

資料3：理解促進活動の実施状況

資料3-1：学会 HP 掲載依頼状況・予定

資料3-2：令和3年度の学会開催予定

資料4：第一回、第二回議事録最終確認

【議事】

1. 開会

事務局よりウェブ会議に関する注意点についての説明を行い、会議を開始した。開会にあたり、原子力規制庁高山企画官より挨拶があった。

2. 現在までの進行状況確認【資料1】

鈴木委員長より、資料1について紹介があった。事務局より、資料1を用いて、現在の進行状況と次に行う作業を刊行物ごとに確認した一覧を紹介し、委員による議論が行われた。結果と主な議論内容は以下の通り。

<資料1：各刊行物の進行状況>

- ・ (佐々木道也委員) Publ.146 監修なしだが、これまで監修が ICRP で翻訳はそれ以外の専門家だが、今後どうするのか。
- ・ (鈴木委員長) 同じ議論を事務局ともしたが、監修者と翻訳者が共通になった例はあるか。
- ・ (事務局) ICRP で原著を作成した先生に翻訳いただき、監修者を置かなかったというのは、アイソトープ協会の時代、Publ.116で前例がある。
- ・ (鈴木委員長) 甲斐先生、本間先生のお二人に翻訳していただくということで、監修は要らないと思う。
- ・ (佐々木康人委員) この刊行物は甲斐先生、本間先生が中心となって作成したものであり、鈴木委員長が校閲するならば監修はおかなくて良いと思う。
- ・ (鈴木委員長) 異論がないなら、監修なしとして、承認投票の際に何かあれば甲斐先生・本間先生にお戻しする方針としたい。
- ・ (他委員) 異議なし。

3. 訳語検討【資料2】

鈴木委員長より、資料2について紹介があった。事務局より、資料2を用いて、訳語の検討状況について紹介し、委員による議論が行われた。結果と主な議論内容は以下の通り。

<資料2-1：Publ. 130, 138の訳語検討>

- ・ (鈴木委員長) Prevailing circumstances の定訳を作っていくという方向で議論するのか、今まで通り、その時々で柔軟にするのか。
- ・ (佐々木康人委員) 定訳を作ってはどうか。
- ・ (佐々木道也委員) グロッサリーに出てくる部分は定訳で、本文では前後関係を踏まえて変更することもありうる。
- ・ (鈴木委員長) 現在のところ、線量の話とペアになっているので、定訳にするか決めておいた方がよい。
- ・ (佐々木康人委員、佐々木道也委員、大野委員) 定訳に賛成。
- ・ (小田委員) 状況によって変わるような気がする。あまり定訳に縛られるのはどうかと思う。
- ・ (川口委員) 小田先生と一緒に、この prevailing circumstances はかなり頻繁に出て

くる割に訳が難しい。定訳的に決めてしまうと、ニュアンスが伝わらないことを危惧する。

- ・ (鈴木委員長) 今日の参加者だと 3 対 3 で意見が分かれている。保田先生と私は定訳反対派。
- ・ (佐々木康人委員) 前回の議論は定訳にする必要はないと発言した。言葉自体は定訳にそぐわないと思う。2007 年勧告で使って、テクニカルターム的に出てくるたびに翻訳で皆さん苦勞している。素直に訳すと「広くいきわたっている状況」となるだろう。書き言葉にすると「遍在状況」を認めるならば、防護のテクニカルタームとして使えるのではないか。100%賛成しているわけではないが、定訳があってもいい。
- ・ (鈴木委員長) 状況・事情のどちらかでは状況があっているだろう。広くいきわたっているというのを遍在というのはなかなかいい訳だと思う。
- ・ (小田委員) 訳にもよる。漢字を見るとそうかと思うが、音にしてしまうと、偏っている状況とも聞こえて、特に若い人には難しいのではないか。prevailing circumstances が参考レベルと合わせて出てきたときは、遍在状況とするが、それぞれ別々に出てきたときには、定訳にするのはよくない。
- ・ (佐々木康人委員) 小田先生のおっしゃる通りで、場合によっては文章に合わせる必要があるが、決まった出方の時は、決まった訳というのは良いのではないか。
- ・ (川口委員) 遍在に関しては、小田先生のおっしゃる通り、偏在をイメージしてしまった。訳す立場から考えると、参考レベルは重要な概念なので、定訳があると使いやすいというところはあるだろう。たびたびこの言葉を議論していると、一つの言葉で表すのは難しいと感じている。
- ・ (鈴木委員長) 私自身は prevailing circumstances が参考レベルと関連して出てくるときはテクニカルタームとして訳してもいいかと思っており、多数決的に定訳をつけるということになる。遍在状況を使ってみて、文章が変わってきたときに違和感があれば変更するということで良いか。
- ・ (他委員) 異議なし。
- ・ (事務局) 130、138 とも遍在状況で良いか。
- ・ (鈴木委員長) それで良い。
- ・ (佐々木康人委員) 状況という日本語は Situation の訳に使っている。2007 年勧告は Situation ベースの防護体系である。Circumstances も状況となってしまう、分けられるならば分けた方がいいのではないか。
- ・ (鈴木委員長) Situation は状況、Circumstances は事情、状況の両方使っている。それぞれ異なる訳語に固定するという縛りを掛けるとかなり窮屈であり、circumstances を「遍在状況」と決めるのもいいのではないか。
- ・ (佐々木道也委員) Publ.130 は被ばく状況の prevailing circumstances、111、115 では被ばくの遍在状況。ここは日本語で「被ばく“の”」とすると良いのではないか。
- ・ (佐々木康人委員) 委員長のお考えに賛成する。
- ・ (鈴木委員長) 文脈で訳出を変えると定訳を作らないことになる。「遍在状況」で訳していって、109 と 130 で日本語に当てたときに違和感が大きいかということになる。(訳語検討資料の) 109 では「その時点で」があった方がわかりやすい。とりあえず「遍在状況」を使って、文章の中で落ち着く言い回しにするしかない。そうでないなら、文脈に合わせて定訳ではない方向にする。定訳という大原則を決めたので、しばらくは「遍在状況」という言葉でやっていきたい。2~3 年後に議論を繰り返す可能性もあるかもしれない。
- ・ (事務局) 「遍在する状況」の方が組み合わせやすい。
- ・ (鈴木委員長) その方向とする。

<資料2-2: Publ. 126 の訳語検討>

- ・ (鈴木委員長) 委員校閲の段階で議論になった言葉は委員会で検討したい。
- ・ **Indoor atmosphere**
 - (鈴木委員長) 屋内環境で問題ない。雰囲気は伝わらないだろう。屋内の空気質の話なので環境で問題ないと思っている。
 - (他委員) 雰囲気は反対。
 - (佐々木康人委員、川口委員、大野委員) 屋内環境で異議なし。
 - (小田委員) 環境だと別の意味がある。大気の話しかしていないので、「屋内大気」が良いのでは。
 - (鈴木委員長) 前後の文章を読まないで判断できないが、事務局は前後の文章を出して「屋内大気」として文章を完成させ、あとで委員に回覧をお願いしたい。
- ・ **Radon-prone areas**
 - (鈴木委員長) エリアは狭い地域から広い地域を意味する。ここでは土地の特性を言っている。エリアと訳すと狭い場所を意味する可能性もあり、誤訳になるのではないか。WHO ハンドブックで明らかなのは、エリアはその場に建物を建てるとラドンが高くなる。建物の建材によってラドンが高くなるというものもある。私が WHO ハンドブックを翻訳した際、そのような解釈を進めてきた。エリアという地域の大小を捨象した概念よりは、地域など、広い概念とした方がいいのではないかと。もともとのラドン高濃度地域でどうか。
 - (他委員) 異議なし。
 - (鈴木委員長) 「ラドン高濃度地域」で決定とする。
- ・ **porosity and permeability of the soil**
 - (鈴木委員長) 透気性は造語に近い。
 - (大野委員、小田委員、川口委員、佐々木康人委員) 通気性で良い。
- ・ **There is a large distribution of individual radon exposures,**
 - (鈴木委員長) この前後の文章だと「濃度」で OK だと思う。ここは今の訳「個人のラドン被ばく(濃度)は広く分散しており」で正訳としたい。
- ・ **In order to avoid severely inequitable outcomes of this optimisation procedure**
 - (佐々木康人委員) 不公平がいいのではないかと。「公正」は正しいかどうかの価値判断が入っているように思う。ここで言っているのは平等・不平等という意味で、不公平がいいと思う。
 - (鈴木委員長) 不公平の方が言葉として適切だと思う。後は「結果を回避する」という部分はどうか。
 - (佐々木康人委員) **outcome** を訳した方が良い。
 - (鈴木委員長) 校閲案・監修案どちらが日本語として良いか。
 - (事務局) 読みやすさの感覚からの発言だが、文章の組み立て自体は途中段階までの形がわかりやすい。「きわめて不公正」というあたりが、判断のニュアンスが強くて出ているのを「大幅な不公平」としているのだから、そこを差し替えればいいのではないかと。
 - (鈴木委員長) 「この最適化措置の結果が、大幅な不公平になるのを防ぐために」とする。

- ・ **Graded approach**
 - (鈴木委員長) 等級別という訳はあまりよくなく、段階的はこなれた訳だと思う。
 - (小田委員) 等級別は違うと思っていた。段階的アプローチはすんなり入ってくる。
 - (他委員) 段階的アプローチに賛成。
 - (事務局) 現在ほかの刊行物はグレード別としているが、すべて段階的にするか。
 - (鈴木委員長) そのようにする。

- ・ **Indoor air quality**
 - (鈴木委員長) 住宅の専門家は「空気質」という言葉を使って、法律用語にもなっている。
 - (佐々木康人委員) 承知した。

- ・ **Mitigation**
 - (佐々木道也委員) 緩和が良いと思う。
 - (川口委員) 承認投票の際、ほとんど軽減となっていた。軽減でも違和感なく読んでいた。
 - (鈴木委員長) 定訳にするかという話にもなると思うが、規制庁としては「緩和」を使っていたと思う。
 - (規制庁) 緩和を一般的に用いてきたと考える。
 - (鈴木委員長) ここは緩和策・緩和措置・緩和対策などで修正する。

- ・ **the dose conversion convention based on epidemiology**
 - (鈴木委員長) 保田先生案だと、日本語としては柔らかいが、まだ理解しづらい。訳注でもう少し書くと良いのでは。リスク係数の大きさを合わせたというやり方なので、線量換算規約の解釈文があれば、それを訳注で入れる方向にしたい。後で皆さんに回覧したい。

<資料2-3：その他の訳語検討>

- ・ **Prudent**
 - (佐々木康人委員) 「さ」をつけるか付けないか。自分としては「慎重さの基礎」が良いと思った。
 - (鈴木委員長) 「慎重さの基礎」が正しいと思う。慎重な配慮をするという対応のことを言っており、慎重になる理由を言っているわけではない。
 - (事務局) ICRP が倫理的基礎として4つの価値観を並べている。善行／無危害、正義、慎重さ、尊厳。慎重さだけ「さ」がついている。
 - (鈴木委員長) ここは慎重さで良いと思う。
 - (他委員) 賛成。
 - (鈴木委員長) 慎重さとする。
 - (事務局) 他の Publ.も遡って修正するか。
 - (鈴木委員長) 引用するときに、●●年以降定訳とした、などとコメントをつけてはどうか。

4. 理解促進活動の状況【資料3】

<資料3-1：学会 HP 掲載依頼状況・予定>

- ・ (大野委員) Publ.121 は IVR 学会に連絡をするべき。IVR 専門診療放射線技師認定機

構にも載せてもらえると周知できるのではないか。連絡先情報は事務局に送る。

- ・ (佐々木康人委員) 日本循環器学会はどうか。
- ・ (大野委員) 日本循環器学会の下にある日本心血管インターベンション治療学会 (CVIT) も送ってもいいと思う。3つの連絡先を事務局に送る。

<資料3-2: 令和3年度の学会開催予定>

- ・ (鈴木委員長) 国際学会だと ICRP のバンクーバーがある。コロナワクチンを打っていれば参加しようと思う。自分が発表するとしたら甲状腺検査についてであり、日本でこういう活動をしているという活動報告のリーフレットがあればよい。予算の関係もあるため、来年度委員会で議論したい。

5. 第一回、第二回会議議事録の確認【資料4】

- ・ (鈴木委員長) 議事録の議論はここではせず、目を通して修文があれば事務局に連絡してほしい。
- ・ (事務局) 2月末までにいただきたい。

6. 今後のスケジュール

事務局より承認投票、翻訳刊行物公開のスケジュールを説明した。

7. 閉会

以上

3.3. 理解促進活動

3.3.1. ICRP International Conference on Recovery After Nuclear Accidents Radiological Protection Lessons from Fukushima and Beyond のポスター発表

ICRP刊行物の翻訳に関する原子力規制庁事業の紹介

Introduction of Nuclear Regulation Authority of Japan's Project on Japanese Translations of ICRP Publications

森分 勇人^{1,3} 賞雅 朝子^{1,3} 當麻 秀樹^{1,3} 迫田 幸子^{1,2,3}
¹日本エヌ・ユー・エス株式会社、²公益社団法人アイソトープ協会、³2020年度 ICRP 刊行物翻訳委員会事務局
 Yuto Moriwake^{1,3}, Asako Takamasa^{1,3}, Hideki Toma^{1,3}, Sachiko Sakoda^{1,2,3}
¹JAPAN NUS CO., LTD., ²Japan Radioisotope Association, ³Secretary, ICRP Publications Japanese Translation Committee 2020
 連絡先(E-mail) moriwake.y@janus.co.jp

本発表は原子力規制庁委託事業「国内規制に係る国際放射線防護委員会(ICRP)刊行物の調査」の理解促進活動の一環として行っています。

事業の紹介

- 事業の開始
ICRP刊行物の邦訳は、約60年間にわたり、(公社)日本アイソトープ協会により自主的学術活動として行なわれてきたが、2017年度から原子力規制庁の委託事業として引き継がれた。今年度で4年目となり、完成した邦訳版を含め15本の刊行物が翻訳されている。
- 目的
 - ・世界の規制基準の基礎であるICRP刊行物を調査する
 - ・重要性の高いものについて翻訳版を作成する
 - ・翻訳成果公開などによりICRPの知見を広く共有する
- ICRP刊行物翻訳委員会の設立・監修者への依頼
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、翻訳事業を進めている。

2020年度 ICRP刊行物翻訳委員会 委員名簿(敬称略・五十音順)

委員長	鈴木 元	(国際医療福祉大学クリニック)
副委員長	佐々木道也	(電力中央研究所)
委員	大野 和子	(京都医療科学大学)
委員	小田 啓二	(神戸大学)
委員	川口 勇生	(量子科学技術研究開発機構)
委員	木内 伸幸	(日本原子力研究開発機構)
委員	佐々木康人	(湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)
委員	保田 浩志	(広島大学原爆放射線医学研究所)

翻訳対象の選定方針と翻訳プロセス

- 翻訳対象
Publication 103 (2007年勧告)以降で既訳がない刊行物。
- 選定方針
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が高いこと。
- 翻訳の質を保つ3段階のシステム
適正な専門用語で原著の内容を的確に伝える翻訳を実施するため「翻訳」⇒「校閲」⇒「監修」の3段階で翻訳を進める。

翻訳者 (1名程度/刊行物)	専門家の視点で下訳を検討し、訳文を仕上げる ⇒(翻訳版)
校閲者 (2名程度/刊行物)	シリーズ統一と読者への伝達性の観点から翻訳版を校閲する(翻訳委員校閲) ⇒(校閲版)
監修者 (1名程度/刊行物)	原著作成時にICRPで議論した内容・ポイントが的確に翻訳されているか校閲版を確認する ⇒(監修版)

- 2020年度はPublication 142“Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes”が翻訳対象として新たに選定された。この間刊行物はNORMに関する全般的な勧告を記載している。
今後公開されるPublicationも新たな翻訳対象として委員会で検討する予定である。

ICRP刊行物の翻訳状況

2020年11月16日現在における翻訳状況(着手順)

Publication No.	タイトル(邦題)	状況
125	セキュリティ検査における放射線防護	公開済み
132	航空飛行時の宇宙放射線からの防護	公開済み
131	放射線防護のための発がんの幹細胞生物学	公開済み
121	小児医療における放射線防護の改善(仮題)	近日公開予定
130	放射性核種の職業上の摂取:第1部(仮題)	近日公開予定
138	放射線防護体系の倫理基盤(仮題)	近日公開予定
126	ラドン被ばくに対する放射線防護(仮題)	翻訳中
124	さまざまな被ばく状況における環境の防護(仮題)	翻訳中
135	医用画像における診断参考レベル(仮題)	翻訳中
127	粒子線治療における放射線防護(仮題)	翻訳中
107	線量計算のための壊変データ(仮題)	翻訳中
139	IVRにおける職業放射線防護(仮題)	翻訳中
129	コンビームコンピュータ断层撮影(CBCT)における放射線防護(仮題)	翻訳中
140	放射線医薬品治療における放射線防護(仮題)	翻訳中
142	Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes(仮題未決定)	翻訳中

ICRP翻訳物の公開

これまでに完成した翻訳は、ICRPホームページにPDFにて無償公開されており、また原子力規制委員会ホームページでも紹介されている。

原子力規制委員会HP
https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html

3.3.2. 令和2年度 放射線安全取扱部会年次大会のポスター発表

「ICRP Publication 130 放射性核種の職業上の摂取：第1部」の概要
～原子力規制庁のICRP刊行物調査翻訳事業より～

○迫田幸子*1,2,3, 高橋聖*4, 吉澤道夫*4,
宮雅朝子*1,3, 當麻秀樹*1,3

2020年度 ICRP刊行物翻訳委員会事務局*1,
日本アイソトープ協会*2, 日本エヌ・ユー・エス株式会社*3
日本原子力研究開発機構*4

1. はじめに

- この発表は原子力規制庁委託事業「国内規制に係る国際放射線防護委員会（ICRP）刊行物の調査」の理解促進活動の一環として行っています。
- 本発表では、今年度 邦訳版公開予定の「ICRP Publication 130 放射性核種の職業上の摂取：第1部（Occupational Intakes of Radionuclides：Part 1）」の内容について紹介します。
- Publication 130は 2020年10月現在、翻訳進行中で、今後一部変更されることがあります。
転載は★完成版★からお願いいたします。

令和2年度放射線安全取扱部会年次大会 2020年度ICRP刊行物翻訳委員会 2

1. はじめに

- ICRPの翻訳についてはアイソトープ協会から原子力規制庁に引き継がれ、2017年度から原子力規制庁の委託事業として開始された。
- 2020年度までに3本の邦訳が完成し、ICRPと原子力規制庁のHPに公開されている。
- ✓ Publ.125 セキュリティ検査における放射線防護
- ✓ Publ.131 放射線防護のための発がんの幹細胞生物学
- ✓ Publ.132 航空飛行時の宇宙放射線からの防護
(原子力規制庁HP：
https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html)

ICRP Publication 1の邦訳版

2. Publ.130の邦訳版の作成

- Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1. は2015年に公開された。
- Publ.130は2017年度から翻訳が開始され、JAEAの翻訳チーム（代表：吉澤道夫）が翻訳、JAEA遠藤章先生（前ICRP第2専門委員会委員）が監修を担当。
- 今年度邦訳版が公開予定

令和2年度放射線安全取扱部会年次大会 2020年度ICRP刊行物翻訳委員会 3

2. Publ.130の邦訳版の作成

- ICRP2007年勧告（Publ. 103）
 - 放射線加重係数と組織加重係数が変更
 - 実効線量の計算に必要な全身ファントムが大きく変更
 - 核壊変データの見直し

職業上の内部被ばくによる線量の評価では、線量係数（線種・化学形態ごとの単位線量当量(Bq)あたりの実効線量(Sv))が重要になる

↓

全面的な線量係数の再評価が必要になり、ICRP第2専門委員会を中心に改訂作業が行われた。Publ. 30 シリーズおよびPubl. 68に置き換わる刊行物シリーズ。

令和2年度放射線安全取扱部会年次大会 2020年度ICRP刊行物翻訳委員会 3

3. Publ.130の各章の内容

- 1章 イントロダクション
- 2章 職業被ばくにおける内部被ばく測定及び評価
- 3章 体内動態モデルおよび線量評価モデル
- 4章 個人及び作業場モニタリングの方法
- 5章 モニタリングプログラム
- 6章 モニタリング値を用いた線量評価の一般例
- 7章 OIRシリーズで提供されるデータ
- 付属書 A ヒト呼吸気道モデルの改定
- 付属書 B ICRPの全身体内動態モデルの発展

Publ.130はシリーズ第1部として、職業被ばくに関する体内動態モデルや線量評価モデル、管理に関する全体的な考え方が記載されているため、本事業の翻訳対象として選定された。

令和2年度放射線安全取扱部会年次大会 2020年度ICRP刊行物翻訳委員会 3

2. Publ.130の邦訳版の作成

最新のOIRシリーズ

- Publ.130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1
職業上の吸入摂取および経口摂取によるICRP2007年勧告に基づく内部被ばく線量評価に必要な体内動態モデル等の全体像と考え方
- Publ.134 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2
H,C,S,Y,Sr,Ca,Y,Zrなどの放射性核種に関するデータを記載
- Publ.137 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3
I,Cs,Rn,Ra,Th,Uなどの放射性核種に関するデータを記載
- Publ.141 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 4
La,Ce,Nd,Sm,Euなどの放射性核種に関するデータを記載
- Publ.XXX Part5は未刊行

令和2年度放射線安全取扱部会年次大会 2020年度ICRP刊行物翻訳委員会 4

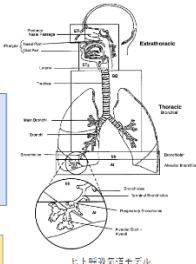
3. Publ.130の主な変更点

- ① ヒト呼吸気道モデル（Publ. 66）の改定
- ② ヒト消化管モデル（Publ. 100）の採用
- ③ 全身体内動態モデルの全体的見直し
- ④ バイオアッセイ（モニタリング）データの解釈

令和2年度放射線安全取扱部会年次大会 2020年度ICRP刊行物翻訳委員会 4

4. Publ.130の概要：① ヒト呼吸気道モデルの改訂

ヒト呼吸気道モデル：
呼吸によって体内に取り込まれる放射性物質の呼吸気道（気道・肺野など）に付着し、移行、血中への吸収を素モデル



主な改訂内容
・呼吸気道中の粒子の移行に関するコンパートメントモデル及びパラメータの変更
・血中への吸収速度（タイプ、M、S）に関するパラメータの変更
・一部元素の固有の血中吸収速度の設定

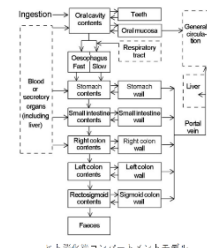
新たな実験データを反映し、より実際に近い放射性物質の挙動を再現している

ヒト呼吸気道モデル (出典：ICRP Publ. 130 Figure 3.2)

4. Publ.130の概要：② ヒト消化管モデルの採用

胃腸管モデル (Publ. 30) に代わり、ヒト消化管モデル (Publ.100) を採用

ヒト消化管モデル：
消化管（口腔～直腸など）における放射性物質の移行、血中への移行などを素モデル

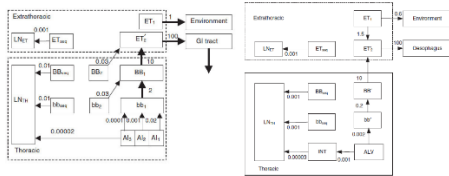


胃腸管モデルからの主な変更点
・口腔、食道、各消化管壁などのコンパートメントの追加
・各消化管壁における長期残留の再現
・消化管壁内の放射線感受性の高い領域を考慮した線量評価

ヒト消化管コンパートメントモデル (出典：ICRP Publ. 130 Figure 6.6)

4. Publ.130の概要：③ ヒト呼吸気道モデルの改訂

コンパートメントモデルの変更

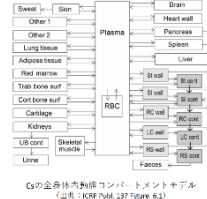


元の粒子輸送コンパートメントモデル (出典：ICRP Publ. 130 Figure A.1) 改定された粒子輸送コンパートメントモデル (出典：ICRP Publ. 130 Figure A.2)

鼻道・咽喉部 (ET) の移行経路等の変更、気管支・細気管支領域 (BB、bb) の単純化、肺野・肺野鎖 (Al) の肺中長期残留に関する変更などが行われた

4. Publ.130の概要：④ 全身体内動態モデルの見直し

全身体内動態モデル：
放射性物質がどのよう全身の全身熱平衡へ取込まれたかの体内動態を素モデル。臓器動態モデル、消化管モデルと異なり、元素ごとに追加される。



改定のポイント
・各元素の生理学的プロセスを反映したコンパートメントモデルの全体的見直し
・消化管モデルと結合し消化管壁から放射性物質の移動の再現
・体内生成子孫検査に対する観測種と独立した動態モデルの採用

Csの全身体内動態コンパートメントモデル (出典：ICRP Publ. 137 Figure 6.3)

具体的な元素ごとの全身体内動態モデルは以降のOIRシリーズの報告書に示される

4. Publ.130の概要：④ バイオアッセイデータの解釈

OIRシリーズでは線量評価のための2通りのデータが提供される

1. 実効線量係数 (Sv/Bq)：単位摂取量あたりの予測実効線量
バイオアッセイの種類から体内摂取量や尿中排泄量などの動態パラメータを用いて初期摂取量 (Bq) を算出し、線量係数と実効線量係数の積により実効線量を計算する。
(国内法令でも採用されている従来の方式)
・全身計測や尿分析などの内臓検査はモニタリング
2. 単位内蔵量あたりの線量の関数 (Sv/Bq)：実定値あたりの推定実効線量
単位内蔵量あたりの線量の関数はバイオアッセイの測定値と摂取時間を関連付けた関数である。実定した関数に利用する実定値を線量係数、測定値 (Bq) との積により実効線量を計算する。

¹³⁷Csの単位内蔵量あたりの線量 (Sv/Bq)


Type F	Type M		Type S	
	Comp.	Extr.	Comp.	Extr.
1	1.0E-07	1.1E-07	1.2E-07	1.3E-07
2	1.1E-07	1.2E-07	1.3E-07	1.4E-07
3	1.2E-07	1.3E-07	1.4E-07	1.5E-07
4	1.3E-07	1.4E-07	1.5E-07	1.6E-07
5	1.4E-07	1.5E-07	1.6E-07	1.7E-07
6	1.5E-07	1.6E-07	1.7E-07	1.8E-07
7	1.6E-07	1.7E-07	1.8E-07	1.9E-07
8	1.7E-07	1.8E-07	1.9E-07	2.0E-07
9	1.8E-07	1.9E-07	2.0E-07	2.1E-07
10	1.9E-07	2.0E-07	2.1E-07	2.2E-07
11	2.0E-07	2.1E-07	2.2E-07	2.3E-07
12	2.1E-07	2.2E-07	2.3E-07	2.4E-07
13	2.2E-07	2.3E-07	2.4E-07	2.5E-07
14	2.3E-07	2.4E-07	2.5E-07	2.6E-07
15	2.4E-07	2.5E-07	2.6E-07	2.7E-07
16	2.5E-07	2.6E-07	2.7E-07	2.8E-07
17	2.6E-07	2.7E-07	2.8E-07	2.9E-07
18	2.7E-07	2.8E-07	2.9E-07	3.0E-07
19	2.8E-07	2.9E-07	3.0E-07	3.1E-07
20	2.9E-07	3.0E-07	3.1E-07	3.2E-07

※¹³⁷Csでは吸収タイプ (F, M, S) ごとに全身、肺中、尿中の放射能あたりの実効線量が示される

5. まとめ

- ・ Publ.130は今年度中に邦訳版が公開される予定である。原子力規制庁ホームページ、ICRPホームページにて、邦訳版PDFが無料で公開される。
- ・ Publ.130はOIR (Occupational Intakes of Radionuclides) シリーズ第1部となる重要なICRP刊行物である。
- ・ 内部被ばく評価用の各モデルの変更を含め、放射線加重係数、組織加重係数、標準ファントムの変更などが反映される。
- ・ OIRシリーズは、RI関係の国内法令に記載される実効線量係数の大幅改定につながるものである。
- ・ Publ.130邦訳版が国内の職業上の内部被ばく評価分野の発展に資することを期待する。

3.3.3. 日本放射線安全管理学会 第19回学術大会のポスター発表



ICRP刊行物の翻訳に関する原子力規制庁事業の紹介

—2020年度までの翻訳状況—

Introduction of Nuclear Regulation Authority of Japan's Project on Japanese Translations of ICRP Publications –The translations status up to FY2020-

賞雅 朝子^{1,3}, 森分 勇人^{1,3}, 當麻 秀樹^{1,3}, 迫田 幸子^{1,2,3}

¹ 日本エヌ・ユー・エス株式会社、² 公益社団法人アイソトープ協会、³ 2020年度 ICRP 刊行物翻訳委員会事務局
Asako Takamasa^{1,3}, Yuto Moriwake^{1,3}, Hideki Toma^{1,3}, Sachiko Sakoda^{1,2,3}

¹ JAPAN NUS CO., LTD., ² Japan Radioisotope Association, ³ Secretary, ICRP Publications Japanese Translation Committee 2020
連絡先 (E-mail) takamasa-ask@janus.co.jp

本発表は原子力規制庁委託事業「国内規制に係る国際放射線防護委員会(ICRP)刊行物の調査」の理解促進活動の一環として行っています。

2020年11月30日現在における翻訳状況(着手順)

Publication No.	タイトル(邦題)	状況
125	セキュリティ検査における放射線防護	公開済み
132	航空飛行時の宇宙放射線からの防護	公開済み
131	放射線防護のための発がんの幹細胞生物学	公開済み
121	小児医療における放射線防護の改善(仮題)	今年度公開予定
130	放射性核種の職業上の摂取:第1部(仮題)	今年度公開予定
138	放射線防護体系の倫理基盤(仮題)	今年度公開予定
126	ラドン被ばくに対する放射線防護(仮題)	翻訳中
124	さまざまな被ばく状況における環境の防護(仮題)	翻訳中
135	医用画像における診断参考レベル(仮題)	翻訳中
127	粒子線治療における放射線防護(仮題)	翻訳中
107	線量計算のための壊変データ(仮題)	翻訳中
139	IVRにおける職業放射線防護(仮題)	翻訳中
129	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(仮題)	翻訳中
140	放射線医薬品治療における放射線防護(仮題)	翻訳中
142	Radiological Protection from Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes(仮題未決定)	翻訳中

これまでに完成した翻訳は、ICRPホームページにてPDFにて無償公開されており、また原子力規制委員会ホームページでも紹介されている。

原子力規制委員会ホームページ
https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html

ICRP Publication 125の紹介

Publication 125
 原題: Radiological Protection in Security Screening
 邦題: セキュリティ検査における放射線防護
 翻訳: (公益財団法人)原子力安全研究協会 米原英典氏
 監修: ICRP C4 本間俊充氏

概要(抄録より抜粋):
 個人と物品に対するセキュリティ検査において電離放射線の利用も増加している。本報告書は、委員会によって勧告された放射線防護原則をセキュリティ検査に関連する範囲内で、どのように適用すべきかについて助言を提供するものである。本報告書では、検査を受ける可能性がある貨物コンテナや車両等の輸送機器に潜んでいるために(「密航者」)、個人が被ばくするかもしれない状況を含め、いくつかの特定テーマが検討されている。

要点(抜粋)

- 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、認可および審査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。

ICRP Publication 138の紹介

Publication 138(*2020年10月現在、翻訳進行中、今後一部変更されることがあります。転載は今後公開される完成版からお願いいたします。)
 原題: Ethical Foundations of the System of Radiological Protection
 邦題: 放射線防護体系の倫理基盤(仮)
 翻訳: (公益財団法人)原子力安全研究協会 杉浦伸之氏
 監修: ICRP MC 甲斐倫明氏

概要(抄録より抜粋):
 放射線防護は科学だけの問題ではなく、倫理問題も絡んでいると認識されて久しいが、ICRP刊行物が放射線防護体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。本報告書の目的は、放射線防護体系を発展するにあたって、委員会が意図的であれ間接的であれ、どれほど倫理的価値に依拠してきたかを記述することであり、倫理学がどのようこの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。本刊行物は、1928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善行/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。

要点(抜粋)

- 放射線防護体系は四つの中核となる倫理的価値に基づいている。善行/無危害¹、慎重さ²、正義³、尊厳⁴。
- 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、最適化、個人線量の制限の三つの基本原則を支えている。
- 放射線防護の現実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。

*1 善になることを促す、または行うこと。害を及ぼすのを避けること。これは、例えば、放射線防護体系の第一の目的の中で「正しい人間性を、不適切に制限することなく、適正なレベルに限定して反映されている」。
*2 なる行の動機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。慎重さは、例えば、人の健康の状況について放射線リスクの不確実性を考慮する際に役立つ。
*3 有害と不利益の配分における公正さ。正義は、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結果の制限の根拠にある重要な価値である。
*4 個人の個性や置かれている状況に問わず、誰もが受けられる機会に等しく、個人の自覚性や人の尊厳から導かれる当然の権利である。このことは、個人が強制的に決断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。