原子力規制庁 殿

# 令和5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6年3月

日本エヌ・ユー・エス株式会社

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

本報告書に関する問い合わせは、原子力規制庁長官官房技術基盤グループ放射線・廃棄物研究部門までお願いいたします。

はじめ	ζ1
1 調査	δの概要
1.1 IC	RP 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 刊行物の翻訳対象の選定及び翻訳の実施
1.1.3	<b>ICRP</b> 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 IC	RP 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
2.1 IC	RP 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
2.1.2	ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施11
2.1.3	ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等14
2.2 IC	RP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等14
2.2.1	邦訳版タイトルの決定16
2.2.2	Publication 139 の用語の訳語の検討16
2.2.3	Publication 140 の用語の訳語の検討16
2.2.4	Publication 147 の用語の訳語の検討16
2.2.5	ICRU Report No. 95 の用語の訳語の検討17
2.2.6	Publication 123 の用語の訳語の検討17
2.3 IC	RP 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18
2.4 本	事業の理解促進活動
2.4.1	ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開18

# 目次

2.4.2	解説記事の国内の学術誌への投稿	19
2.4.3	日本アイソトープ協会殿のホームページでの紹介	19
2.4.4	放射線防護に係るシンポジウム等への参加、本事業に関する発表	19
2.4.5	国内関連学会のホームページでの周知	20
3 添付	付資料	22
3.1 🖡	<b>忝付資料 1. ICRP</b> 刊行物の翻訳物	22
3.1.1	Publ. 140: Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (最終	終版)
		22
3.1.2	Publ. 147: Use of Dose Quantities in Radiological Protection(監修版)	62
3.1.3	ICRU Report No. 95: Operational Quantities for External Radiation Exposur	re(監
	修版)	103
3.1.4	Publ. 123: Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space(校閲版	)
		269
3.1.5	Publ. 144: Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Source	es(校
	閱版)	427
3.1.6	Publ. 133: The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessme	nt for
	Reference Adults: Specific Absorbed Fractions (翻訳版)	533
3.1.7	Publ. 150: Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium(翻訳版).	581
3.1.8	Publ. 148: Radiation Weighting for Reference Animals and Plants(下訳版).	667
3.1.9	Publ. 152: Radiation Detriment Calculation Methodology (下訳版)	783
<b>3.2</b> ≇	忝付資料 2. ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要	873
3.2.1	第1回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要	873
3.2.2	第2回ICRP刊行物翻訳委員会議事概要	876
3.2.3	第3回ICRP刊行物翻訳委員会議事概要	879
3.3 ≱	忝付資料 3. 理解促進活動	882
3.3.1	ICRP2023 シンポジウムにおけるポスター発表	882
3.3.2	日本保健物理学会第 56 回研究発表会におけるポスター発表	883

# はじめに

本報告書は、原子力規制庁殿の委託業務「令和5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)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、ICRP 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 調査の概要

本事業では、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 ICRP 刊行物翻訳委員会が最終確認を行った刊行物の翻訳物

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(特に放射線障害防止の技術的基準の斉一化を図るた めの検討に必要となるもの)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、本事業で設置する ICRP 刊行物翻訳委員会(1.1.4 に後述)におい て翻訳文章を検討するとともに最終版について了解を得た。また、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 1.1.1~1.1.3 に示す 通りである。

#### 1.1.1 ICRP 刊行物の翻訳の継続

令和4年度以前の事業」で着手している表 1-1 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。

1 日本エヌ・ユー・エス株式会社、令和 4 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 5 年 3 月
 https://www.nra.go.jp/data/000447893.pdf

Publ. No	原題	原文の頁数	委託	委託
(翻訳開始)			開始時	終了時
Publ.139	Occupation Radiological	118	最終版	公開
(平成 30 年度)	Protection in Interventional			
	Procedures			
Publ. 142	Radiological Protection from	67	最終版	公開
(令和2年度)	Naturally Occurring Radioactive			
	Material (NORM) in Industrial			
	Processes			
Publ.140	Radiological Protection in Therapy	95	監修版	最終版
(令和元年度)	with Radiopharmaceuticals			
Publ. 147	Use of Dose Quantities in	67	校閲版	監修版
(令和3年度)	Radiological Protection			
ICRU Report	Operational Quantities for	130	校閲版	監修版
No. 95	External Radiation Exposure			
(令和3年度)				
Publ. 123	Assessment of Radiation Exposure	366	翻訳版	校閲版
(令和3年度)	of Astronauts in Space			
Publ. 144	Dose Coefficients for External	147	翻訳版	校閲版
(令和3年度)	Exposures to Environmental			
	Sources			
Publ. 133	The ICRP Computational	73	下訳版	翻訳版
(令和4年度)	Framework for Internal Dose			
	Assessment for Reference Adults:			
	Specific Absorbed			
	Fractions			
Publ.150	Cancer Risk from Exposure to	139	下訳版	翻訳版
(令和4年度)	Plutonium and Uranium			

# 表 1-1 ICRP 刊行物の翻訳状況

#### 1.1.2 ICRP 刊行物の翻訳対象の選定及び翻訳の実施

ICRP の 2007 年勧告(Publ.103)以降に発刊され、令和4年度までに日本語に翻訳されていない刊行物から、以下の2つの刊行物を新たに翻訳対象として選定し、下訳版を作成した。

· Publ. 148: Radiation Weighting for Reference Animals and Plants

Publ. 152: Radiation Detriment Calculation Methodology
 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 4 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以下の 2 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(40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。

- · Publ. 139: Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures
- Publ. 142: Radiological Protection from Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes

#### 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 10 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

・ 量子科学技術研究開発機構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

表 1-2 に委員名簿を示す。

ICRP 刊行物翻訳委員会の会合は Web 会議の形態で 3 回開催した。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。

表 1-2 令和5年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 委員名簿

令和6年3月現在(委員は五十音順・敬称略)

委員長	鈴木 元	医療法人保内郷厚生会 保内郷メディカルクリニック
副委員長	甲斐 倫明	学校法人文理学園 日本文理大学 保健医療学部 教授
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
		サステナブルシステム研究本部 生物・環境化学研究部
		門 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	一般財団法人 電子科学研究所 理事長
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
		量子生命·医学部門 放射線医学研究所
		放射線規制科学研究部 主幹研究員
委員	迫田 幸子	一般財団法人日本アイソトープ協会 学術課
委員	佐々木康人	医療法人沖縄徳洲会 湘南鎌倉総合病院
		放射線医学研究部 部長
委員	谷村 嘉彦	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 放射線管理部次
		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 線量測定・評価研究分野 教授

#### 1.2 ICRP 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 2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を広く周知し、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。

- ・ ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開
- 本事業及び昨年度までの事業で翻訳した刊行物の中から重要なものについて、解説記事を和文で作成し、国内の学術誌に投稿
- ・ 日本アイソトープ協会殿のホームページでの紹介
- ・ 放射線防護に係るシンポジウム等に参加し、本事業について発表
- ・ 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

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435) (2021 年 12 月 17 日)

# 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4年度以前の事業。3で着手している 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 2-1 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。

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> 日本エヌ・ユー・エス株式会社、令和 4 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 5 年 3 月 <u>https://www.nra.go.jp/data/000447893.pdf</u>

## 表 2-1 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)

表山の▲	け業変開始時	▲は業務級了時の世況を示す
衣中の▲	は耒務開炉吋、	▲は耒務於」時の仏仇を小り

139: Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures					
IVR における職業被ばくの放射線防護 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					
委員校閱:大野和子 監修:米倉義晴					
事業終了時の状況:公開					
今年度の進行:仕上げ編集・公開					
下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開					
142: Radiological Protection from Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial					
Processes					
産業プロセスにおける自然起源放射性物質(NORM)に対する放射線防護 67頁(2020年度)					
翻訳:岩岡和輝 委員校閱:川口勇生 監修:本間俊充					
事業終了時の状況:公開					
今年度の進行:仕上げ編集・公開					
下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開					
140: De diele viert Duste stien in Whenever with De dierchemene stients					
140: Kadiological Protection in Therapy with Kadiopharmaceuticals 放射線医薬品治療における放射線防護(仮) 95 頁 (2010 年度)					
瓜和漱 医 衆 叩 印 席 に わ り る 瓜 វ 献 妙 蒔 ( 10 ) 50 貝 ( 2019 平皮) 翻訳・織 内 昇					
<ul> <li>         部(い)升 安貝()(): 佐々 小尿人 監修: 木 / 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一</li></ul>					
事業終了時の状況:最終版					
今年度の進行:承認投票·最終版					
下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開					

147: Use of Dose Quantities in Radiological Protection								
放射線防護における線量の使用(仮) 67頁(2021年度)								
翻訳:岩井敏 委員校閲:保田浩志・大野和子 監修:甲斐倫明								
事業終了時の状況								
今年度の進行:監修								
下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開								
ICRU Report No	o.95(joint with	n ICRP) : (	Operational	Quantities	s for External H	Radiatior	1 Exposure	
外部被ばくに対	する実用量(仮	支) 130	頁(2021年)	度)				
翻訳:黒澤忠弘	委員校閲:	小田啓二	監修:斎	「藤則生				
事業終了時の状況	兄:監修版							
今年度の進行:	監修							
下訳版翻訳	板 校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開		
123: Assessmen	t of Radiation	Exposure	e of Astronau	its in Spac	20	· 中/		
123: Assessmen 宇宙空間における	t of Radiation る宇宙飛行士の	Exposure )放射線被	e of Astronau ばく量の評価	uts in Spac ff(仮) :	ce 366 頁(2021 年	三度)		
123: Assessmen 宇宙空間におけ、 翻訳:込山立人	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲:	Exposure )放射線被 :保田浩志	e of Astronau ばく量の評価 監修:佑	ats in Spac fi(仮)   〔 E藤達彦	ce 366 頁(2021 年	三度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版	Exposure D放射線被 保田浩志	e of Astronau ばく量の評価 監修:佑	ats in Spac fi(仮)   〔 E藤達彦	ce 366 頁(2021 年	:度)		
123: Assessmen 宇宙空間におけ 翻訳:込山立人 事業終了時の状 今年度の進行:林	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲	Exposure D放射線被 保田浩志	e of Astronau ばく量の評価 監修:估	ats in Spac ff(仮) : E藤達彦	ce 366 頁(2021 年 	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:株         下訳版         翻訳	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版	Exposure D放射線被 CR田浩志 監修版	e of Astronau ばく量の評価 監修: 估 承認投票	ats in Spac ff(仮)   : E藤達彦 最終版	ce 366 頁(2021 年 仕上げ編集	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:株         下訳版         翻訳	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版	Exposure D放射線被 保田浩志 監修版	e of Astronau ばく量の評価 監修: 估 承認投票	ats in Spac ff(仮)   : E藤達彦 最終版	ce 366 頁(2021 年 仕上げ編集	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:株         下訳版         144: Dose Coeff	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版	Exposure D放射線被 保田浩志 監修版 Eernal Exp	e of Astronau ばく量の評価 監修: 估 承認投票	ats in Spac ff(仮) : E藤達彦 最終版	ce 366 頁(2021 年 仕上げ編集 tal Sources	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:林         下訳版         翻訳         144: Dose Coeffi         環境中の線源かり	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版 icients for Ext	Exposure つ放射線被 に保田浩志 監修版 Eernal Exp くに対する;	e of Astronau ばく量の評価 監修: 佐 承認投票 osures to Er 線量係数(仮	ats in Spac ff(仮) : E藤達彦 最終版 nvironmen f) 147 J	ce 366 頁(2021 年 仕上げ編集 tal Sources 頁(2021 年度)	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:林         下訳版         翻訳:         144: Dose Coeffi         環境中の線源から         翻訳: 佐藤大樹	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版 icients for Ext らの外部被ばく 委員校閲:	Exposure つ放射線被 に保田浩志 監修版 Ernal Exp に対する; 二川口勇生	e of Astronau ばく量の評価 監修: 估 承認投票 osures to Er 線量係数(仮 監修: 估	ats in Spac function (仮) 注藤達彦 最終版 nvironmen function (147 function) 主藤達彦	ce 366 頁(2021 年 仕上げ編集 tal Sources 頁(2021 年度)	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:林         下訳版         翻訳:         144: Dose Coeffi         環境中の線源から         翻訳:佐藤大樹         事業終了時の状況	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版 icients for Ext らの外部被ばく 委員校閲: 兄:校閲版	Exposure つ放射線被 に保田浩志 監修版 Eernal Exp くに対する: 川口勇生	e of Astronau ばく量の評価 監修:佐 承認投票 osures to Er 線量係数(仮 監修:佐	uts in Spac fi(仮) : E藤達彦 最終版 nvironmen fi) 147 fi E藤達彦	ce 366 頁(2021年 仕上げ編集 tal Sources 頁(2021年度)	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳:込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行:林         下訳版         翻訳:佐藤大樹         事業終了時の状況         今年度の進行:本	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版 icients for Ext らの外部被ばく 委員校閲: 兄:校閲版	Exposure つ放射線被 に保田浩志 監修版 Eernal Exp くに対する; 川口勇生	e of Astronau ばく量の評価 監修:依 承認投票 oosures to Er 線量係数(仮 監修:依	uts in Spac fi(仮) : E藤達彦 最終版 nvironmen fi) 147 fi E藤達彦	ze 366 頁(2021 年 仕上げ編集 tal Sources 頁(2021 年度)	:度)		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳: 込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行: 株         下訳版         翻訳: 佐藤大樹         事業終了時の状況         今年度の進行: 株         下訳版         都訳: 佐藤大樹         事業終了時の状況         今年度の進行: 株         下訳版         翻訳	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版 icients for Ext らの外部被ばく 委員校閲: 兄:校閲版	Exposure つ放射線被 保田浩志 監修版 Eernal Exp くに対する 川口勇生 監修版	e of Astronau ばく量の評価 監修:佐 承認投票 oosures to Er 線量係数(仮 監修:佐 承認投票	ats in Spac 面(仮) : 三藤達彦 最終版 nvironmen 瓦) 147頁 三藤達彦 最終版	ze 366 頁(2021 年 仕上げ編集 tal Sources 頁(2021 年度) 仕上げ編集	:度) 公開 公開		
123: Assessmen         宇宙空間におけ、         翻訳: 込山立人         事業終了時の状況         今年度の進行: 株         下訳版         翻訳: 佐藤大樹         事業終了時の状況         今年度の進行: 株         下訳版         都訳: 佐藤大樹         事業終了時の状況         今年度の進行: 株         下訳版         翻訳	t of Radiation る宇宙飛行士の 委員校閲: 兄:校閲版 交閲 坂 校閲版 icients for Ext らの外部被ばく 委員校閲: 兄:校閲版	Exposure つ放射線被 に保田浩志 監修版 Eernal Exp くに対する。 二川口勇生 監修版	e of Astronau ばく量の評価 監修: 佐 承認投票 oosures to Er 線量係数(仮 監修: 佐	ats in Spac 面(仮) : 三藤達彦 最終版 nvironmen 瓦) 147頁 三藤達彦 最終版	ze 366 頁(2021 年 仕上げ編集 tal Sources 頁(2021 年度)	·度) 公開 公開		

133: The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults:						
Specific Absorbed Fractions						
標準成人に対する内部被ばく線量評価のための ICRP 計算フレームワーク:比吸収割合(仮) (73						
頁) (2022 年度)						
翻訳:木名瀬栄 委員校閱:佐々木道也 監修:稲葉次郎						
事業終了時の状況:翻訳版						
今年度の進行:翻訳						
下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開						
150: Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium						
プルトニウムおよびウランからの被ばくによるがんリスク(仮) (139 頁)(2022 年度)						
翻訳:山田裕 委員校閱:鈴木元 監修:小笹晃太郎						
事業終了時の状況:翻訳版						
今年度の進行:翻訳						
下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 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、新規の翻訳対象として 2 本の刊行物を選定し、下訳版を作成した。表 2-2 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。

表 2-2 各刊行物の翻訳者、校閲者、監修者(敬称略)

Publ. No	原題、翻訳者、校閲者、監修者	頁	委託終了時			
Publ.148	Radiation Weighting for Reference Animals and					
	Plants					
	翻訳者:川口勇生(量子科学技術研究開発機構)	135	下訳版			
	校閱者:保田浩志					
	監修者:未定					
	Radiation Detriment Calculation Methodology					
Publ.152	翻訳者:浜田信行(電力中央研究所)	109	下当店			
	校閲者: 佐々木道也	103	下司八九风			
	監修者:甲斐倫明(ICRP 主委員会)					

#### 2.1.2.1 次年度新規刊行物候補からの除外について

新規翻訳作成対象の選定にあたって、直近3年間で新規翻訳候補として委員会での得票4 の合計が1点未満の刊行物を除外対象の候補とし、委員会に除外することを承認された刊 行物を次年度の新規翻訳候補から除外することとした。

令和 3 年度に除外対象とした Publication 119: Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60 に加え、以下の 2 つの刊行物を除外対象とすることが決定した。

- Publication 106: Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals -Addendum 3 to ICRP Publication 53
- Publication 110: Adult Reference Computational Phantoms

<sup>4</sup> 委員一人当たり、合計2点(0.5 点刻み)の持ち点で、新規翻訳対象にふさわしい刊行物 について投票を行った。

#### 2.1.2.2 OIR シリーズの翻訳対象検討について

第1回委員会にて、放射性核種の職業上の摂取 (Occupational Intakes of Radionuclides、 以下、「OIR」とする。)シリーズの翻訳 5について、Part 2~Part 5 については、一部を 翻訳することを検討することが委員より提案された。翻訳委員会事務局より ICRP 事務局 に問い合わせた結果、OIR シリーズの一部を翻訳して公開することは問題ないという回答 を得たことから、各刊行物の一部を翻訳対象とする検討を行った。

ICRP 刊行物翻訳委員会の委員に対し、OIR Part 2~Part 5 のうち、必要と考えられる章 に関するアンケートを実施した。委員 10 名に持ち票 20 票で、翻訳すべきと考える章に投 票いただいた。なお、Abstract、Preface、Introduction は今回のアンケートの対象からは 除外した。

また、原子力規制庁「令和4年度放射線対策委託費(被ばく線量評価コードの開発)事 業」を実施した日本原子力研究開発機構 安全研究センター リスク評価・防災研究グループ 研究主幹 真辺健太郎氏にヒアリングを行い、当事業で翻訳対象とする元素の選定にあたり、 重要な観点や考慮するポイントなどの解説をいただいた。

アンケート・ヒアリングの結果から、アンケートで4票以上を得票した章に、ヒアリング でコメントのあった章を追加または削除する方向で、議論を継続することとなった(表 2-3 参照)。

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> Part 1 (Publ. 130) は令和2年度事業にて邦訳版を公開済みである。 https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20130

	Puhl. 134-Part. 2	Publ. 137-Part 3	Publ. 141-Part 4	Publ. 151-Part 5
2. H	(YDROGEN (Z=1)	4. TELLURIUM (Z=52)	2. A GENERIC	3. FLUORINE (Z=9)
ы. С	CARBON (Z=6)	5. IODINE $(Z=53)$	BIOKINETIC	9. POTASSIUM (Z=19)
4. I	PHOSPHORUS (Z=15)	6. CAESIUM $(Z=55)$	MODELLING SCHEME	
%	COBALT (Z=17)	7. BARIUM $(Z=56)$	FOR THE LANTHANIDES.	
10.	STRONTIUM (Z=38)	9. LEAD (Z=82)	22. $PLUTONIUM$ (Z=94)	
11	. YTTRIUM (Z=39)	11. POLONIUM (Z=84)	23. AMERICIUM (Z=95)	
<u>п</u>	S. TECHNETIUM (Z=43)	12. RADON (Z=86)		
		13. RADIUM (Z=88)		
		14. THORIUM (Z=90)		
		15. URANIUM (Z=92)		
Ω.	SULPHUR (Z=16)	10. BISMUTH (Z=83)	18. A GENERIC	6. ALUMINIUM (Z=13)
Ë	3. NOBIUM (Z=41)	ANNEX A. AEROSOL	BIOKINETIC	38. ASTATINE (Z=85)
		DATA AND DOSE	MODELLING SCHEME	ANNEX A. TREATMENT
		COEFFICIENTS FOR	FOR THE ACTINIDES	OF OCCUPATIONAL
		RADON		EXPOSURE BY
		PROGENY		SUBMERSION
				ANNEX B. SYSTEMIC
				BIOKINETIC MODELS
				FOR PROGENY
澎	当なし	7. BARIUM (Z=56)	該当なし	9. POTASSIUM (Z=19)

て検討する章
で翻訳対象とし
$0^{\circ}$ Part 2~5
OIRシリース
表 2-3

#### 2.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

令和 4 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 139、142の2本を原子力規制庁殿との協議の上で選定し、組版、製本(40部) を作成し、報告書別冊として提出した。

#### 2.2 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、表 2-4 のとおり 3 回の会合を開催した。議事概要 については 3.2 に示す。

2.2.1 より、第1回~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 を抜粋する。なお、下記の内容は、組版、製本作成の過程により変更の可能性がある。

	開催日時	開催形態	議事
第1回	令和5年	Web 会議	<ul> <li>・ 委員会編成の確認、委員長・副委員長</li> </ul>
	6月8日(木)15:30		選任
	$\sim \! 17:\! 30$		・ 現在までの進行確認
			<ul> <li>今年度の新規翻訳対象物の選定</li> </ul>
			· 訳語検討
			<ul> <li>今年度の理解促進活動実施案につい</li> </ul>
			7
			<ul> <li>今年度のスケジュールについて</li> </ul>
第2回	令和5年	Web 会議	<ul> <li>前回議事概要の承認</li> </ul>
	10月12日(木)		・ 現在までの進行確認
	$15:00 \sim 17:00$		・ OIR シリーズについて
			· 訳語検討
			・ 今年度の理解促進活動について
			<ul> <li>今年度のスケジュールについて</li> </ul>
第3回	令和6年	Web 会議	<ul> <li>前回議事概要の承認</li> </ul>
	2月1日(木)15:30		・ 現在までの進行確認
	$\sim \! 18:00$		・ OIR シリーズについて
			· 訳語検討
			・ 今年度の理解促進活動について
			<ul> <li>今年度のスケジュールについて</li> </ul>

表 2-4 ICRP 刊行物翻訳委員会の開催実績

## 2.2.1 邦訳版タイトルの決定

令和 5 年度に邦訳版を公開した刊行物について、邦訳版のタイトルを検討した。検討の 結果決定したタイトルは以下の通り。

Publ. No	原題	邦訳版のタイトル
Publ. 139	Occupational Radiological	IVR における職業被ばくの放射線防
	Protection in Interventional	護
	Procedures	
Publ. 142	Radiological Protection from	産業プロセスにおける自然起源放射
	Naturally Occurring Radioactive	性物質 (NORM) に対する放射線防護
	Material (NORM) in Industrial	
	Processes	

## 2.2.2 Publication 139の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果		
Training	course と組み合わせて使われている場合は「研修」として、		
	training が単独で使われている場合は「訓練」とする。		
heritable effect	「遺伝性影響」と訳す。		

## 2.2.3 Publication 140の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果		
Biologically effective	「生物学的効果線量」に統一する。		
dose (BED)			
contact dose rates	「接触可能な表面の線量率」のようにテクニカルタームにしない		
	ような訳出で進める。		

### 2.2.4 Publication 147の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
medical procedure	文脈に応じて、わかるように訳出することとする。例えば、「医
	療手段」、「技術」等に訳出する場合もあり、すべてを「医療処

原文の用語	訳語検討結果		
	置」とする必要はない。「医療処置」という訳出が相応しい場合		
	は採用する。		

# 2.2.5 ICRU Report No. 95 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果	
dosimetry	計測、計測量、線量評価、線量測定など、場合によって使い分ける	
	こととする。	
special name	Publ. 139 以降の邦訳版では、「固有の名称」とし、訳注で「特別	
	な名称だったが SI 単位に則して固有の名称」と説明を加えること	
	とする。	
gray per second	SI 単位の表記法を使用することとし、記号は使用しないこととす	
	る。	
	なお、peryear、permonth、perweekの場合は、「年当たり」、	
	「月当たり」、「週当たり」という表現となる。	

# 2.2.6 Publication 123 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果		
Relative biological	次回委員会において再度議論する。		
effectiveness			
This is equivalent to	現在のところは文章の訳としては「荷電粒子のラジアンスの対エ		
saying that the	ネルギー分布」とし、radianceの初出については、「ラジアンス		
distribution of	(放射量)」とすることについて、事務局が産業技術総合研究所		
charged particle	に意見を求める。		
radiance with			
respect to energy			
does not vary within			
the volume.			
Operating	「操業管理者」とする。		
management			

原文の用語	訳語検討結果
Irradiation geometry	Geometry は「ジオメトリ」とそのまま訳し、ジオメトリの説明
	である「線源と照射されるものとの(幾何学的)配置を示してい
	る」ことは、訳注で入れる。

#### 2.3 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、令和 5 年度に新たに翻訳対象として選定した Publication 148 と 152 について、ICRP 事務局と調整を行い、翻訳に係る許可と、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の許可の取得を行った。翻訳物の配布に当たっては、冊子版の発行を 40 部までとし、冊子、PDF 共に無償で配布することの許可を受けた。

また、ICRPのガイドライン 6に基づいて、所定の費用を支払った。

#### 2.4 本事業の理解促進活動

本事業の成果及び勧告における新しい概念、学術上の新知見等に関して検討の対象になった用語等を広く周知し、国民に対し本事業の理解促進を促すため、2.4.1~2.4.5 を実施した。

#### 2.4.1 ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開

令和5年度に2.1.3 にて組版、製本の終了した Publication 1397、1428の邦訳版 PDF を ICRP のホームページで公開するための手続きを行い、公開された。また、原子力規制庁殿 のホームページ 9でも公開されている。

<sup>6</sup> ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435)(2021 年 12 月 17 日)

- <sup>7</sup> <u>https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20139</u>
  (参照 令和6年3月12日)
- <u>https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20142</u>
  (参照 令和6年3月12日)
- <sup>9</sup> <u>https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku 04.html</u>
  (参照 令和6年3月12日)

#### 2.4.2 解説記事の国内の学術誌への投稿

令和2年度に邦訳版を公開した Publication 138「Ethical Foundations of the System of Radiological Protection(放射線防護体系の倫理基盤」」について、監修者である甲斐倫明 ICRP 刊行物翻訳委員会 副委員長を筆頭著者として、主に委員会での訳語検討に重点を置 いた内容の解説記事を日本保健物理学会誌「保健物理」に投稿した(表 2-5 参照)。

表 2-5 投稿記事のタイトル等

表題:	<b>ICRP</b> 刊行物の翻訳
副題:	最近の Publication 138 の翻訳過程の紹介
著者名:	ICRP 刊行物翻訳委員会
責任著者:	甲斐倫明

#### 2.4.3 日本アイソトープ協会殿のホームページでの紹介

日本アイソトープ協会殿で掲載されている同協会刊行の ICRP 日本語版 PDF 公開一覧の ページ<sup>10</sup>に、原子力規制庁ウェブサイトへのリンクと原子力規制庁事業で作成した日本語版 の Publication 一覧の掲載を依頼した。

#### 2.4.4 放射線防護に係るシンポジウム等への参加、本事業に関する発表

放射線防護に係るシンポジウムにおいて、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るため、 発表内容、発表先を検討した。令和5年度は以下の2か所において発表を行った。

- The 7th International Symposium on the System of Radiological Protection (ICRP 2023)
  - ▶ 会期:2023年11月6日(月)~9日(木)
  - ▶ 会場:グランドニッコー東京台場
  - 発表タイトル: ICRP Publications Translation Project in Japan
  - 発表者: Aki Hirasugi, Midori Nakamura, Mari Mori, Asako Takamasa, Hideki Toma

<sup>&</sup>lt;sup>10</sup> <u>https://www.jrias.or.jp/books/cat1/101-14.html</u>

<sup>(</sup>参照 令和6年2月26日)

- 発表においては、ICRP 刊行物翻訳委員会の紹介、品質を担保するための専門家に よる翻訳、委員会委員による校閲、ICRP/ICRU 委員(元委員も含む)による監修、 委員会による承認というステップを経ていることを紹介し、ICRP 刊行物翻訳委 員会委員からのメッセージを掲載した。ポスターを 3.3.1 に示す。
- · 一般社団法人日本保健物理学会第56回研究発表会
  - ▶ 会期:2023年11月9日(木)、10日(金)
  - ▶ 会場:グランドニッコー東京台場
  - 発表タイトル:ICRP 刊行物の翻訳状況紹介 原子力規制庁「令和5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」
  - ▶ 発表者:平杉亜希、庄沁優、賞雅朝子、當麻秀樹
  - 発表においては、ICRP 刊行物翻訳委員会の紹介、品質を担保するための専門家に よる翻訳、委員会委員による校閲、ICRP/ICRU 委員(元委員も含む)による監修、 委員会による承認というステップを経ていること、今年度邦訳版を公開した Publ.139 と Publ.142 について紹介した。ポスターを 3.3.2 に示す。

#### 2.4.5 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・団体のホームページやメーリングリスト等で学会関係者に広く周知した。

周知を依頼した学会・団体を表 2-6 に示す。

刊行物	邦訳版のタイトル	周知依頼した学会・団体
Publication 139	IVR における職業被ばく	日本 IVR (日本インターベンショナルラ
	の放射線防護	ジオロジー) 学会
		日本 CT 技術学会
		日本 CT 検診学会
		日本放射線腫瘍学会
		日本医学物理学会
		日本放射線技術学会
		日本核医学会
		放射線看護学会
		日本医学放射線学会
		日本診療放射線技師会
Publication 142	産業プロセスにおける自	日本原子力学会
	然起源放射性物質	日本保健物理学会
	(NORM) に対する放射	日本放射線安全管理学会
	線防護	日本放射線影響学会
		石油学会
		日本鉱物科学会
		環境放射能除染学会
		日本リスク学会
		日本地質学会
		日本作業環境測定協会
		中央労働災害防止協会

表 2-6 邦訳版公表について周知を依頼した学会・団体

# 3 添付資料

#### 3.1 添付資料 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 139、142 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 Publ. 140: Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (最終版)

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 が開発した性放射性トレーサー(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。したがって、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 の分布やその経時的変化は,放出される y 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 a 線や B 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。a 線, B 線, y 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。 <sup>89</sup> Sr, <sup>153</sup> 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 <sup>223</sup> 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,6線放出核種である <sup>131</sup> I,90Y, <sup>153</sup> Sm, <sup>177</sup> Luや, a線放出核種である <sup>211</sup> At, <sup>213</sup> Bi, <sup>225</sup> 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 a線,6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の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月主委員会により承認

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ス標識の診断的 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とランダム変動性の根源及びそれらの大 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.

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。妊娠中は、放射性医薬品治療 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の判断は、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 者と介助者に提供するべきである。

#### 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。

<sup>1</sup> 「放射性医薬品治療」には多くの同義語,例えば「標的放射性核種治療」「非密封線源治療」「全 身放射線治療」及び「分子放射線治療」がある。本書では他の ICRP 及び ICRU の刊行物との整合性 を図り,総称として「放射性医薬品治療」を用いている。

(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。この情報は,特に処方する放射能レベルに関連して,新しい放射性医薬品の導入を促進する。。

(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。

(5) 本書では、治療法の計画及び投与し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。

(6) 治療的放射性医薬品は通常,その体内動態に大きい個人差がある。その後の治療目的の投与が 臓器・組織への耐耐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。

(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。

2 放射性医薬品治療の方法:正当化と最適化

2.1 序論

(8) 放射性医薬品治療は,幅広い放射性核種,様々な標的化機構,及び種々の投与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する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照射放射線治療に比べて遅れを取っている(NCRP, 2006)。

(9) 骨転移に対する 8 線核種治療の場合のように,放射性医薬品治療の目的はしばしば症状の緩和 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。

(10) 甲状腺中毒症及び甲状腺がん治療のための<sup>131</sup>I-ヨードを用いた放射性核種治療,並びに赤血球 増加症治療と骨痛緩和のための<sup>32</sup>P-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(<sup>177</sup>Lu)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(<sup>223</sup>Ra)である。

(11) 新たな放射線治療法の臨床への導入には、その治療を正当化して最適化する投与プロトコルの開発が不可欠である。

(12) 多くの新たな放射性医薬品の開発が現在進められている。新たな薬剤はそれぞれ個別にえ考えなければならず、それに関係する潜在的なベネフィットとリスクは、安全性と有効性、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,治療用のものではない。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<sup>131</sup>I-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,<sup>131</sup>I-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<sup>131</sup>I 溶液も用いられている。放射性ヨウ素は甲状腺に蓄積され,<sup>131</sup>I から放射される 8 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,治療方法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(Hànscheid et al., 2013; ICRP, 2015a,b)。甲状腺からの <sup>131</sup>I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。

2.2.4 スタッフの線量

(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(残存甲状腺破壊) 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。<sup>131</sup> 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<sup>131</sup> 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。

**2.2.5** 患者の臓器線量測定

(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<sup>131</sup>I 又は<sup>123</sup>I による単光子放出型コ ンピュータ断層撮影(SPECT)及び<sup>124</sup>I による陽電子放射断層撮影(PET)によって取得した滞留の 的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)。

2.2.6 患者リスク

(21) すべての治療法に言えることだが、治療のためには妊娠と授乳は禁忌であり、患者は 4~6 か 月間は避妊する必要がある(5.3.3 及び 5.3.4 項参照)。<sup>131</sup>I-ヨードは受胎後 8~10 週間から胎児の甲 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 か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)。

2.2.7 勧告

(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)。

(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)。

2.3 分化型甲状腺がんの治療

(24) <sup>131</sup>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 か月間隔で投与を継続する。

(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)。

2.3.1 治療の目的

(26) アブレーションの場合,治療の目的は,残存する正常甲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)。症例によっては,安定した病態の維持が 期待される。

2.3.2 治療プロトコル

(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、量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。

(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<sup>131</sup>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)。

(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。

(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, 揃い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 1.85–7.4 MBq kg<sup>-1</sup>),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)。

(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能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)。

2.3.3 友人と家族の線量

(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<sup>131</sup>I 排泄の平均有効半減 期は、甲状腺機能亢進症のそれよりも短い(Hänscheid et al., 2006; Remy et al., 2008)。患者にはそ の家庭環境を考慮た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。

(33) 治療を受ける患者は、各国の患者退出基準に従い、投与後の入院が必要な場合がある。患者を入院させるか退出させるかの判断は、家族と公衆の構成員に与え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。

2.3.4 スタッフの線量

(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。

**2.3.5** 患者の臓器線量測定

(35) した既定の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)。

(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)。 (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)。

2.3.6 患者のリスク

(38) あらゆる治療法と同様,妊娠と授乳は禁忌である。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-Gwiezdzinska 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 治療前2か月以内にヨード造影剤を用いた検査をって行ってはならない。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が,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間 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に依存する (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) 完治という明らかな有益性と、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。治療前の照射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<sup>131</sup>Iが患者に照射たされた場合に、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<sup>131</sup>I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) <sup>32</sup>P-リン酸が最初に治療に使用されたのは約70年前,真性多血症及び本態性血小板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リドなどの薬物が導入されたことで,<sup>32</sup>Pの役割は縮小している。今日では真性多血症及び本態性血小板血症のみが,<sup>32</sup>P-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) <sup>32</sup>P 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産生が抑制される。<sup>32</sup>P からの 6 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 <sup>32</sup>P-リン酸の経口又は静脈 内投与による奏効が認められる(Tennvall and Brans, 2007)。

2.4.2 治療プロトコル

(44) <sup>32</sup>P・リン酸は静脈内又は経口投与される。投与放射能は 74~111 MBq m<sup>-2</sup>(体表面積) でその 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<sup>-1</sup>(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ヵ月後に放射能を 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 ヵ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 <sup>32</sup>P が尿中に排泄されることから、体外汚染を避けるために適切な個人衛生を実践すること。

2.4.4 スタッフの線量

(46) <sup>32</sup>P は高エネルギーの B 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。<sup>32</sup>P 投与後 10 年における急性骨髄性白血病の発症発症率は約 10%である(Brandt and Anderson, 1995)。したがって <sup>32</sup>P 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) <sup>32</sup>P-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-a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) <sup>89</sup>Sr・塩化物及び <sup>153</sup>Sm・EDTM (エチレンジアミンテトラメチレンホスホン酸) など 8 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, a 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 (<sup>223</sup>Ra) が登場し,これは全生存期間を延長する (3~6ヵ月) ことが確 認されている (Parker et al., 2013; Pandit-Takar et al., 2014)。

#### 2.5.1 治療の目的

(52) 6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。<sup>89</sup>Sr-塩化物及び<sup>153</sup>Sm-EDTM は固形がんの有痛性骨転移の緩和のため数ヵ国で承認されている一方、<sup>186</sup>Re-HEDP(ヒドロキシエタンジホスホン酸),<sup>188</sup>Re-HEDP,<sup>117m</sup>Sn-DTPA(ジエチレントリアミン五酢酸)及び<sup>177</sup>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(<sup>223</sup>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) <sup>89</sup>Sr-塩化物及び <sup>153</sup>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。<sup>89</sup>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 1.5~2.2 MBq kg<sup>-1</sup>(体重)の用量を投与することができる。また <sup>153</sup>Sm-EDTM は 37 MBq kg<sup>-1</sup>(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、定期的に受診する必要がある。<sup>186</sup>Re-HEDP, <sup>188</sup>Re-HEDP, <sup>117m</sup>Sn-DTPA, <sup>177</sup>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 (<sup>223</sup>Ra) について承認されている投与量は, 55 kBq kg<sup>-1</sup> (体重) を 6 ヵ月にわたり 4 週ごとに 1 回静脈内投与するというものである。

2.5.3 友人と家族の線量

(55) <sup>89</sup>Sr-塩化物及び <sup>153</sup>Sm-EDTMP の放射能は主に尿中に排泄され、塩化ラジウム (<sup>223</sup>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) <sup>89</sup>Sr, <sup>153</sup>Sm-EDTMP 及び <sup>223</sup>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。<sup>186</sup>Re-HEDP 及び <sup>188</sup>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(<sup>223</sup>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) <sup>89</sup>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<sup>-1</sup>であり(Breen et al., 1992), 一方, <sup>153</sup>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<sup>-1</sup>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(<sup>223</sup>Ra)の骨表面の吸収線量の範囲は 2~13 Gy MBq<sup>-1</sup>であり,赤色骨髄の吸収線量は骨表面からは 177~994 mGy MBq<sup>-1</sup>,血液中の放射能からは 1~5 mGy MBq<sup>-1</sup> 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。

(56) <sup>223</sup>Ra は α 線の飛飛程が短いため,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 及び痛骨痛などがあり,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 <sup>223</sup>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、有痛性骨転移の管理において重要な役割を果たしている。単回の投与で数ヵ月間疼痛緩和が持続することがある。薬物ごとに

投与プロトコルは大きく異なり,既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。<sup>223</sup>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<sup>131</sup>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。体重に基づく量放射能量を投与る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り得るなり得る。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<sup>-1</sup>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<sup>131</sup>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, <sup>131</sup>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(Tristam 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期進行期であるが、長期生存はく珍しくない。急性骨髄毒性を誘発する可能性、的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<sup>90</sup>Y-DOTATOC([<sup>90</sup>Y-DOTA<sup>0</sup>, Tyr<sup>3</sup>]-オクトレオチド)及び<sup>177</sup>Lu-DOTATATE ([<sup>177</sup>Lu-DOTA<sup>0</sup>, Tyr<sup>3</sup>, Thr<sup>8</sup>]-オクトレオチド又は[<sup>177</sup>Lu-DOTA<sup>0</sup>, Tyr<sup>3</sup>]-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),欧州核医学会(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, 90Y と <sup>177</sup>Lu の両方を支持する論拠がある。基本的 に 8 粒子の飛程が長い 90Y 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)。<sup>177</sup>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, 90Y はしばしば,トレーサーレベルの <sup>111</sup>In で標識さ れる。これらの放射性核種の物理的半減期(<sup>90</sup>Y で 64 時間,<sup>177</sup>Lu で 6.7 日)は、いずれも生物学的な 取込み及び滞留と相性がよい。<sup>177</sup>Lu-DOTATATE と <sup>90</sup>Y -DOTATATE はいずれも院内で放射性標識 されるため,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、特に胃腸膵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 <sup>177</sup>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。90Y -DOTATATE 又は90Y -DOTATOC は、3.7 GBq m<sup>-2</sup> (体表面積) として 2 サイクル、又は 2.78~4.44 GBq の一定量で 2~4 サイクル投与される。177Lu-DOTATATE は、一般に 5.55~7.4 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能量を投与する。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。90Y と 177Lu-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るべきである。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) <sup>90</sup>Y や<sup>177</sup>Lu といった 8 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 5~10 mSv であるが, 防護が不十分な場合は 100 mSv を超える可能性がある。放射線防護のために,操作を行う主な指につ 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)にて用いられている。投与された <sup>90</sup>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 0.03~0.17 Gy GBq<sup>-1</sup>, 1.71~2.73 Gy GBq<sup>-1</sup>及び 0.27~ 0.92 Gy GBq<sup>-1</sup>と報告されている(Cremonesi et al., 2006a, 2010; Bodei et al., 2008)。<sup>177</sup>Lu -DOTATATE から吸収線量は、活動性の骨髄, 腎臓及び肝臓でそれぞれ 0.02~0.07 Gy GBq<sup>-1</sup>, 0.32~ 1.67 Gy GBq<sup>-1</sup>及び 0.05~0.21 Gy GBq<sup>-1</sup>と報告されている。現在まで実施されている臨床試験で,吸 収線量と影響の相関を評価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), 90Y-DOTATATEの投与を受ける患者でリ スク因子を有する場合,生物学的実効線量(BED))は28 Gyを超えない(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10~13%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 との前向きの臓器・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/マウスのキメラス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 <sup>131</sup>I, <sup>90</sup>Y, <sup>186</sup>Re 及び <sup>153</sup>Sm などの 8 線放出核種核種や, <sup>225</sup>Ac 及び <sup>213</sup>Bi などの a 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、<sup>131</sup>I-tositumomab 及び <sup>90</sup>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。<sup>90</sup>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、又は初期段階の治験が行われている。

(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 a 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。<sup>90</sup>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<sup>-2</sup>を4時間点滴静注し、次いで<sup>90</sup>Y-イブリツモマブ チウキセタンを 14.8 MBq kg<sup>-1</sup>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、<sup>90</sup>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<sup>111</sup>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, 6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 <sup>90</sup>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)。<sup>90</sup>Y-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) <sup>131</sup>I-tositumomab 及び <sup>90</sup>Y・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,能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<sup>111</sup>In が <sup>90</sup>Y 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<sup>213</sup>Bi 又は<sup>225</sup>Ac で標識した抗 CD33 抗体)などであるが、それだけでははない(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、正常組織に対する対して腫瘍の集積比 集積性集積を向上させ、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検討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 <sup>68</sup>Ga で,治療のためには <sup>177</sup>Lu 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 <sup>177</sup>Lu-PSMA-617</sup>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 <sup>225</sup>Ac-PSMA-617</sup>による標 的 a 線治療の初期経験が報告されている(Kratochwil et al., 2016)。それらの a 線放出核種線放出核 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 を標的とたしたモノクローナル抗体を用いるものが中心でである。臨床 試験で<sup>213</sup>Bi 標識抗 CD38 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。<sup>213</sup>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、<sup>225</sup>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 に対して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,放射性の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<sup>90</sup>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,<sup>166</sup>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や大病変に、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 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響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) 投与する量放射能量を決定するために、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、投与する量放射能量 又は体表面積あたりの放射能にいて基づいている。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 <sup>99m</sup>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能量を修正する。 肺シャントがあまりに高度な場合の <sup>90</sup>Y マイクロスフェア投与は禁忌である。腸、胃又は膵臓への再分 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。<sup>90</sup>Y は制動放射イメージングが行われることがあるが、<sup>90</sup>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、の産生は少ない、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、による化 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) <sup>90</sup>Y は純 6 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) <sup>90</sup>Y マイクロスフェアは放射性医薬品というよりも医療機器である。放射線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あっても肝臓全体の平均吸収線量を算出している。近年,<sup>90</sup>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)。膵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に入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り得る 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 <sup>99m</sup>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 験に使用したものと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、治療効果を理解るす 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, 耐耐容性が良好な選択肢である。

(104) 当初は <sup>198</sup>Au が投与されていたが,現在では高い 8 粒子エネルギーと長い飛飛程を持つ放射 性核種が一般に使用されている。例えば,関節膝関節などの大関節には <sup>90</sup>Y 及び <sup>32</sup>P コロイド, 肘関節 や足関節などの小関節には <sup>186</sup>Re コロイド,及び中足指節関節にはクエン酸エルビウム (<sup>169</sup>Er) 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ヵ月間隔で行われる。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量放射能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、以前に検討されたことがあるが、その頃は、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(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)。6 線の放出範囲は限定されてい るため(<sup>90</sup>Y で 10 mm, <sup>169</sup>Er で 1 mm 以下), 6 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(<sup>90</sup>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)。<sup>90</sup>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) 標的組織内に投与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,2m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ル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る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,通常へ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、大半の診療施設への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。新規の用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,画像撮影検査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 プラナー(平面)画像

(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プラナ 一画像が役立つ(Siegel et al., 1999)。

(121) プラナー画像には通常、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トのピクセルワ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<sup>-1</sup>) 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:

$$I_{\rm PO} = C \cdot A_{\rm PO} \cdot e^{-\mu_{\rm e} x}$$

(3.1)

ここで C はカメラヘッドの校正係数(カウント MBq<sup>-1</sup> s<sup>-1</sup>),  $\mu_{e}$  (cm<sup>-1</sup>) は線減弱有効線減弱係数, 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<sup>-1</sup>) ,及び身体の厚さ D (cm) は、次式のように算出される:

 $G = \sqrt{I_a \cdot I_p} = A_{PQ} \cdot C \cdot \sqrt{e^{-\mu_e x} \cdot e^{-\mu_e (D-x)}} = A_{PQ} \cdot C \cdot e^{-\mu_e D/2}$ (3.2)

ここで  $I_a \ge I_p$ 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:

$$A_{\rm PQ} = \frac{\sqrt{I_{\rm a} \cdot I_{\rm p}}}{C} \ e^{\mu_{\rm c} D/2}$$

(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)の厚さと減弱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。<sup>90</sup>Yの代替として前治療前に使用される放射性核種(<sup>111</sup>In など)又は治療に使用される短寿命の放射性核種(<sup>131</sup>I, <sup>177</sup>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能量を用 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、 逐次近似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 分布及びカウント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。カウント数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、CT で体積を測定する場合と比較して関心体積が 大きくなる可能性がある。

<sup>111</sup>In 及び<sup>177</sup>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イ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<sup>177</sup>Luについては,113-keVのピークについて散乱線のウインドウを不正確に設定した場合,値定量値の誤差は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 共鳴画像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, <sup>131</sup>I に対する <sup>124</sup>I や <sup>90</sup>Y 投与に対する <sup>86</sup>Y など, 主として治療用放射性核種の代替となる陽電子放出核種の利用が注目されてきた。

(128) しかし <sup>90</sup>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 <sup>90</sup>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 <sup>90</sup>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 <sup>90</sup>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、線源領域にける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<sub>e</sub>/3, 2T<sub>e</sub>/3, 3T<sub>e</sub>/2, 3T<sub>e</sub>及び 5T<sub>e</sub>の 5 点の 測定を勧告している。ここで T<sub>e</sub> 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、上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、静脈内または経口的に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。投与放射能量は、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される原 則は、正常組織の許容値を超えることなく、がんに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<sub>tumour</sub>/D<sub>normal</sub>)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能量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)。直接測定の補足として,集団のパラメータ値を用いた 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経過観察に関して,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,患者固有の体内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能量と投与時間,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性壊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)画像,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撮像。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,モデルは患者固有ではないため誤差が入ることを 考慮するべきである。

## 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能量の情報,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能量は,直接の定量的画像解析又は試料の測定や薬物動態モデル解析によって行うことができる。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。一般一般的な化した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(Jkg<sup>-1</sup>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。

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m} \mathrm{Gy} \left( \mathrm{J} \cdot \mathrm{kg}^{-1} \right)$$

)

(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小田委員:)を、その元素の質量(dm)で除した商である。

(147) き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、一般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分画エネルギー分画が含まれる:

$$D = \left(\frac{AEY\phi}{m}\right) \int_0^t B(t) dt \operatorname{Gy} \left(\operatorname{J} \operatorname{kg}^{-1}\right)$$
(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),  $\phi$  は標的領域に吸収される分画エネルギー 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=∞) 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) は次のように変換変換できる:

$$D = A \int_0^t B(t) dt \left(\frac{EY\phi}{m}\right) \text{Gy} \left(\text{J kg}^{-1}\right)$$
(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放出されるすべての放射線、並びにすべての放射能に対する個々の分画吸収分 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 *e/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 rs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 rr 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 の公式と用語(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  $\tau$ (短半減期核種の場合は無限)における標的組織 rrの吸収線量  $D(r_T, \tau)$ は次式のようになる:

$$D(r_{\rm T},\tau) = \sum_{r_{\rm S}} \int_0^t A(r_{\rm s},t) S(r_{\rm T} \leftarrow r_{\rm S},t) dt \text{ Gy } \left( J \text{ kg}^{-1} \right)$$
(4.4)

ここで数量 S( $rt \leftarrow rs$ , t)は放射性核種に固有の数量であり、線源領域 rsで認められる放射能あたりの、投与後の時間 tにおける標的領域 rr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:

$$S(r_{\mathrm{T}} \leftarrow r_{\mathrm{S}}, t) = \frac{1}{m(r_{\mathrm{T}}, t)} \sum_{\mathrm{i}} E_{\mathrm{i}} Y_{\mathrm{i}} \phi(r_{\mathrm{T}} \leftarrow r_{\mathrm{S}}, E_{\mathrm{i}}, t) = \frac{1}{m(r_{\mathrm{T}}, t)} \sum_{\mathrm{i}} \Delta_{\mathrm{i}} \phi(r_{\mathrm{T}} \leftarrow r_{\mathrm{S}}, E_{\mathrm{i}}, t)$$

(4.5)

ここで  $E_i \ge Y_i$ 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、 $\Delta_i$ 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 $E_i$ の分 画吸収分画である。 (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  $d(r_T, t)$ は以下のようになる(Bolch et al., 2009)。

$$d(r_{\mathrm{T}},\tau) = \sum_{r_{\mathrm{S}}} \int_{0}^{\tau} a(r_{\mathrm{s}},t) S(r_{\mathrm{T}} \leftarrow r_{\mathrm{S}},t) dt \; \mathrm{GyBq}^{-1} \tag{4.6}$$

ここで  $a(r_s, t)=A(r_s, t)/A_0$ は,投与後任意の間時間 tにおける線源組織  $r_s$ に残留している投与分画放射 能分画である。この分画分画  $a(r_s, t)$ 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:

$$D(r_{\rm T},\tau) = \sum_{r_{\rm S}} \tilde{A}(r_{\rm s},\tau) S(r_{\rm T} \leftarrow r_{\rm S}) \,\, {\rm Gy} \qquad (4.7)$$

ここで数量  $\tilde{A}(rs, t)$ は、線源領域  $r_s$ において線量積分時間  $\tau$  まで時間積分した放射能(又は壊核壊変による遷移の合計回数)を表す。ここで:

$$\tilde{A}(r_{\rm s},\tau) = \int_0^\tau A(r_{\rm s},t)dt \text{ Bq s}$$
(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分画 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  $\tilde{a}(rs, t)$ 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。この値数値は以前の 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:

$$\tilde{a}(r_{\rm s},\tau) = \int_0^\tau a(r_{\rm s},t)dt = \tilde{A}(r_{\rm s},\tau)/A_0 \text{ Bq s Bq}^{-1} \text{ or s} \quad (4.9)$$

(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分画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,前後面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分画放射能分画は,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の原因大きさ(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。

(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。

(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)。標的臓器の想定るされる 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。

(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点の収集間の 時間データポイントが必要である。

(163) 臓器を透過する光子の,線源領域の線量にする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。標的臓器に関する分画吸 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。

(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)。

4.6 生物学的効果線量(BED)

(165) 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吸収線量に対する 放射線生物学的作用は,同じ吸収線量で高線量率にて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)。

(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 を追って変化し、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、従来から以下のように記述されている(Millar, 1991; Howell et al., 1994; Dale, 1996)。

$$SF = e^{-(\alpha D + G(T)\beta D^2)}$$

(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,  $a \ge \beta$ 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亜致死病変と 解釈されてきた。「Lea-Catcheside 係数」と呼ばれる関数*G*は、第2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亜致死の 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):

$$G(T) = \frac{2}{D^2} \int_0^T R(t) \left[ \int_0^t R(w)\varphi(t-w) \mathrm{d}w \right] \mathrm{d}t$$
(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,修復による亜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:

 $\varphi(t) = e^{-\mu t}$ 

(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。壊有 効壊変定数 A によって記述される吸収線量率関数は、式(4.12) と組み合わせ、を無限大時間 G(T)ま で積分すると以下の形となる。

 $\lim_{T \to \infty} G(T) = \frac{\lambda}{\lambda + \mu}$ 

(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 の用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。StrigariStrigari 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 式で表されるこ。そこで BED は以下のように計算される:

$$BED = D + \frac{G(T)}{\alpha/\beta}D^2 = D\left(1 + \frac{G(T) \cdot D}{\alpha/\beta}\right) = D \cdot RE (4.14)$$

ここで d/B値は臓器・組織に特徴的であり、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 d/B の変化はいずれも縦縦軸に沿った 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、規制管理のもとの計画被ばく状況であり、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 び線量制限)(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つの原理すべ 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施は、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ることである。核医学施設における放射線防護の実施の 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、施設の設計、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件

(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るべきである:外部放射線及び汚染を低減するための防護の最適化、画像撮影装置による干渉を避けるためのバックグラウンド放射線の低いレベルで低レベルの維持、医薬品の要件への満足対応、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 ーするべきである。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るべきである。

(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気の設備を備えるべきである。

(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、放射線源となりうることから、公衆の線量限度を超えう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、<sup>131</sup>I 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るべきである。

(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るべきである。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 るべきである。

(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(作業者の被ばくを抑えるなどのため),治療室とその他の区域の間も, 公衆の構成員とスタッフの線量を最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。<sup>131</sup>I-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るべきである。それ以降に 妊娠が発覚しした場合は、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、 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るべきである。

# 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るべきであ る。経口、静脈内又は動脈内に投与されるあらゆる治療用放射性医薬品は、小児に対して危険である可 能性があるため、授乳は中止する必要がある。ケイ酸イットリウム(<sup>90</sup>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るべきである。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。<sup>131</sup>I治療の場合、治療後から投与した<sup>131</sup>Iが完全 に壊変するまでの間は授乳を中止するべきである(Sisson et al., 2011)。

## 5.3.5 透析患者での放射性医薬品治療

(188) 透析患者に放射性医薬品治療を行うときはさらなる考慮が必要になる場合があり、放射線防護の専門家又は医学物理士に相談するべきである。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 ヵ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常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ヵ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 の対象ととなる重要な判断(特に放射線治療にいておいて)が必要である。すべての業務で,放射性医 薬品治療の依頼,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 を策定し採択するべきである。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)。

(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。

(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るべきである。さらに投与前には、処方に合わせるため以下を確認するべきである:

• 2つの独立した方法による患者の確認

- 放射性核種の確認
- 放射性医薬品の確認
- 総放射能量
- 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

(194) 治療用の放射性医薬品,線量計画策定からのデータ,投与放射能量,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るいる放射能とともに患者の診療記録に記入するべきである(ICRP, 2007b)。

5.4 スタッフ(職業被ばく)

(195) 非密封線源からの作業者の被ばくが、身体の外部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、 *Publication 75* (ICRP, 1997) 及び *103* (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 レポートシリーズ安全レポートシリーズ No. 40 (IAEA, 2005a)において示されている。

(196) 妊婦及び18歳未満の者は、治療レベルの放射性医薬品を扱う処置に係わるべきでない。

## 5.4.1 防護具及び防護ツール

(197) 汚染の可能性がある放射性医薬品治療の区域では,防護服を着用するべきである。この服は, 着用者の身体を防護するとともに,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。6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るべきである。68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<sup>131</sup>I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。<sup>131</sup>I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るべきである。自動注入システムを使用することで、スタッフの線量を抑制できる(Rushforth et al., 2017)。

(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るべきである。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るべきである。

(200) 治療用の放射性医薬品を経口投与する場合,放射性物質は遮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る 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, 6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 原子量原子量の大きい素材)内にシリンジをおくべきである。<sup>90</sup>Y放射免疫療法では,5mm厚のタン グステンシリンジシールドの方が,10mm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,性医放射 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るべきである。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/廃棄するべきである。

5.4.2 個人モニタリング

(202) 放射性医薬品治療を受けている患者の管理中,並びに放射性医薬品の調製と投与中は,外部 被ばくの定期的なモニタリングを行うべきである。放射性医薬品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)。

(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<sup>90</sup>Y など高エネルギーの 6 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.oramedfp7.eu/en/Training%20material)から提供されている。

(204) 核医学施設でモニタリングされるベきスタッフには、ルーチンに放射性核種を扱っている全ての作業者、又は患者と過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いて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<sup>131</sup> 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のプログラムに含めるべきである。

5.4.3 汚染管理手順

(205) 放射性医薬品,血液,尿又は吐物が大量に飛散した場合,医師やスタッフ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:

- 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。
- 飛散にて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。

(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。

5.4.4 調査とモニタリング

(207) 区域のモニタリングについて,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は個人線量計から 求めるべきである。この情報は,訪問者及びスタッフの入室及び患者解放の適切な手配に役立つ。放射 線治療患者のいる病室は、管理区域とするべきである。線量率のモニタリングに加え、作業場の汚染モ ニタリングを行うべきである。

#### 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術式を修正する。
- 劾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被ばく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な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にて死亡した場合は, 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。Espenan 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作業線作業者には、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<sup>131</sup>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 8 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<sup>32</sup>P・リン酸や肝臓内の<sup>90</sup>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、8 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,自 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。68 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,容器の接触可能な表面の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、Y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5mSv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。それらの被ばくは医療被ばくの一部とみなされ,線 量限度の対象ではく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),それ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 の残留放射能量,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、中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ける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1m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<sup>131</sup>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ヵ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 者に提供するべきである(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。投与された性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 るべきである。

(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、作業者線量及び手指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るべきである。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。

(242) 治療後に患者を入院させるか解放するかの判断は,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。

(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不可欠な部分である。

用語解説

吸収線量, *D* [Absorbed dose]

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。

$$D = \frac{\mathrm{d}\overline{\varepsilon}}{\mathrm{d}w}$$

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Jkg<sup>-1</sup>,その固有の名称はグレイ(Gy)である。

周辺線量当量, H\*(10) [Ambient dose equivalent]

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Jkg<sup>-1</sup>,またその固 有の名称はシーベルト(Sv)である。

生物学的効果線量[Biologically effective dose: BED]

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 量である。

介助者及び介護者 [Comforters and carers]

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)。

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(ICRP, 2007a)。

線量拘束值 [Dose constraint]

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値と 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てもよい年間線量の上限値である。

線量当量, *H* [Dose equivalent]

組織中のある点における  $D \ge Q \ge 0$  での積。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 J kg<sup>-1</sup>, またその固有の名称はシーベルト(Sv)である。

線量限度 [Dose limit]

計画被ばく状況から一定期間内に個人が受ける,超えてはならない実効線量の値。線量限度は, ICRP が独自に定義した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:

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

ここで, DD<sub>T,R</sub> は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量, wr は組織加重係数, wr 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<sup>-1</sup>, 固有の名称はシーベルト(Sv)で ある。

有効半減期 [Effective half-life]

体内に取り込ま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 *Tp*から次のように算出することができる:

$$\frac{1}{T_{\rm eff}} = \frac{1}{T_{\rm i}} + \frac{1}{T_{\rm p}}$$

等価線量, *H*<sub>T</sub> [Equivalent dose]

次の式で与えられる組織又は臓器Tの線量:

$$H_{\rm T} = \sum W_{\rm R} D_{\rm T,\,R}$$

ここで、*D*<sub>**r**,**R**</sub>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*<sub>**R**</sub>は放射線加重係数である。 *W*<sub>**R**</sub>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<sup>-1</sup>である。

正当化 [Justification]

ICRP が独自に定義した3つの基本的な防護の原則の1つ。(1) 放射線に関係する計画された活動が総合的に見て有益であるかどうか(すなわち,その活動の導入又は継続が,活動の結果生じる害よりも大きな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。

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*dI*で割った商。ここで*dE*は、物質中の距離 *dI*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。

$$L = \frac{aE}{dl}$$

Lの単位は $J m^{-1}$ , また keV mm<sup>-1</sup>で表されることが多い。

職業被ばく [Occupational exposure]

作業者がその作業の過程で受けるすべての被ばくのうち,以下の3項目を除く。(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経済的,社会的要因を考慮に入れて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を特徴づける係数。Qは、水中の荷電粒子の非限定的線エネルギー付与  $L_{\infty}$  (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:

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV/}\mu\text{m} \\ 0.32L - 2.2 & 10 \le L \le 100 \text{ keV/}\mu\text{m} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV/}\mu\text{m} \end{cases}$$

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]

身体各部位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的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, wR [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症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症率で割り 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。

確率的影響 [Stochastic effect]

悪性疾患または遺伝的影響の誘発。その重篤度ではなく,発生する影響の確率が線量に応じて増加 し、しきい値がないと放射線防護の目的でみなされる。

# 組織加重係数, wr [Tissue weighting factor]

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:

$$\sum_{\mathbf{T}} w_{\mathbf{T}} = 1$$

ボクセルファントム [Voxel phantom]

医学的な断層画像にいて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。

謝辞

ICRP はこれまで放射性医薬品の使用に関して多数の刊行物を発表してきたが、本書は放射性医薬品 治療に限定した初の刊行物である。2011 年、米国 Bethesda, MD で開催された第3専門委員会におい て、本件に関する出版の必要性について議論され、準備作業のために作業部会が設置された。2016 年 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。

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。

タスクグループ 101 の委員 (2016-2019)

Y. Yonekura (委員長)	C. Divgi*	S. Palm*
S. Mattsson(共同委員長)	M. Doruff*	P. Zanzonico*
W.E. Bolch	D.R. Fisher*	
L.T. Dauer	M. Hosono*	
G. Flux	M. Lassmann*	
*通信会員(Corresponding m	lember)	
ICRP 第3専門委員会・作業部	予会の委員(201	1–2016)
Y. Yonekura(共同委員長)	C. Divgi*	M. Lassmann <sup>*</sup>
S. Mattsson(共同委員長)	D.R. Fisher*	S. Palm*
W.E. Bolch	G. Flux*	P. Zanzonico*
L.T. Dauer	M. Hosono*	

\*通信会員(Corresponding member) 第3専門委員会の査読者

K. Kang	C.J. Martin	
主委員会の査読者		
C. Cousins	J. Harrison	
論説委員		
C.H. Clement(科学秘書官)	及び Annals of the I	CRP編集長)
H. Fujita(科学秘書官補佐)	及び Annals of the I	<i>CRP</i> 副編集長)( <i>2018</i> )
H. Ogino(科学秘書官補佐)	及び Annals of the I	<i>CRP</i> 副編集長)(2 <i>016–2018</i> )
0		
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. Ahlström Riklund	S. Mattsson	B. Yue
L.T. Dauer	P. Ortiz López	
(2013–2017)	1	
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 M. Bourguignon	R. Loose C.I. Martin	
(9013~9017 年)	0.9. Martin	
(2019 2017 平) D.A. Cool (禾昌長)	M Doruff	A Nishot
J-F. Lecomte(書記)	E. Gallego	D. Oughton
F. Bochud	T. Homma	T. Pather
M. Boyd	M. Kai	S. Shinkarev
A. Canoba K-W. Cho	S. Liu	J. Takala
K <sup>-</sup> 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 M. Bourguignon	K. Kang R. Looso	D. Sutton
M. Dourguignon	<b>R</b> . 10056	L. Vali Diauti
ICRP 第3専門委員会名誉>	ペンバー	
S. Mattsson	M. Rosenstein	
安貝女:U. Uousins, <i>央国</i>	51/7	
副安貝女:J. Lochard, ノフ		

科学秘書官: C.H. Clement, カナダ; sci.sec@icrp.org\*

K.E. Applegate,  $\# \blacksquare$  C-M. Larsson,  $\neg - \neg \land \neg \neg \lor \neg \lor$  名誉メンバー S. Bouffler,  $\# \blacksquare$  D. Laurier,  $\neg \neg \neg \lor \neg$  R.H.Clarke,  $\# \blacksquare$ K.W. Cho,  $\# \blacksquare$  S. Liu, 中国 F.A.Mettler Jr,  $\# \blacksquare$ D.A. Cool,  $\# \blacksquare$  S. Romanov,  $\square \lor \urcorner$  R.J.Pentreath,  $\# \blacksquare$ J.D. Harrison,  $\# \blacksquare$  W. Rühm,  $\lor \land \lor$  R.J.Preston,  $\# \blacksquare$ M. Kai,  $\square \clubsuit$  C. Streffer,  $\vdash \land \lor$ E. Vañó,  $\neg \land \land \land \lor$ 

†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 Sjögreen 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。



実効半減期(h)

図 4.1.式 (4.14) 及び (4.13) から得られた効果比 (RE) 。ベースライン値 (実線で示す) と して使用したパラメータは *D*=5 Gy, *a/b*=3 Gy, *T<sub>rep</sub>=1.5*h である。鎖線は吸収線量を 10 Gy に したとき, 点線は *a/b*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 <sup>131</sup>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1mGy 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		最大放射能	避妊期間
物理・化学形	治療対象	(MBq)	(箇月)
131 <b>I-ヨード</b>	甲状腺機能亢進症	800	4
<sup>131</sup> I-ヨード	甲状腺がん	6000	4
<sup>131</sup> I-mIBG	神経内分泌腫瘍	7500	3
<sup>32</sup> P-リン酸塩	骨髓増殖性疾患	200	3
<sup>89</sup> Sr-塩化物	骨転移	150	24
90Y-コロイド	関節炎	400	0
90Y-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。

# 3.1.2 Publ. 147: Use of Dose Quantities in Radiological Protection (監修版)

放射線防護における線量の使用
論說
線量とリスク:科学と防護
国際放射線防護委員会(ICRP)の放射線防護体系は、電離放射線への被ばくによる有害な影響から人
と環境を守ることを目的としている。このことは、実際的かつ効果的に放射線量を管理することに依存
しており、ひいては、線量を明確に理解して適切に使用することに依存している。
放射線防護体系は、放射線被ばくの影響に関する科学的知見の進歩に合わせて、90年以上にわたって
発展してきた。人の防護は、2つの防護目標に基づいており、正当化、防護の最適化、個人の線量制限
の基本原則を適用することにより実施される。
● 有害な組織反応(確定的影響)を避けるため、臓器や組織の線量をしきい値より低く保つこと
<ul> <li>● 確率的影響の発生確率を制限するために、実効線量を管理すること</li> </ul>
線量と健康リスクの密接した関係は、放射線防護体系の構築に固有のものであり、具体的には以下のと
おりである。
● 組織反応に関してけ 影響の重筐度としきい値を超える線量との関係
● 確率的影響に関してけ 影響の発生確率としきい値かしの線量との関係
日本 P した対する放射線防護体系では 吸収線帯
ス 時界と組織の吸収線長け 其木とたる私学的た長であり その他の世スカで調敷された長を計算す
る。腐船と紀織の奴状隊重は,至本となる村子的な重くのり,その他のリハノて調査された重を可昇り る際の中惑占とわる 職業と知識の笠価線島は 思わる種類の抜射線の線島の全質が可能であり 明左
る际の田光点となる。臧益と組織の寺画縁重は、英なる性類の成別縁の縁重の百昇が可能しめり、死住、 右害わ知緯反応を防ぐための制限値を設定するために使用されている。害効線畳は、確認的影響からの
有音な組織及応を防てための前欧値を改定するために使用されている。美効隊重は, 雌学的影響がらの   防護のために
平刊11初にわける 1 つの里安な思は、有苦な組織仪応を延けるために臓益や組織への感里を削除する   坦白に使用ナス長しして、吸血的長が長さ流知でたてした長白が考えていてこしでたて、これに上り
「場合に使用する里としし、吸収線里が取り適切しめると安貝会が考えていることしめる。これにより、 四原始長(C)で完めされて知識に広に適用すて阻底し、実効約長(C)で完めされて確認的影響に
「 吸収線重(Gy) じためられる組織区応に適用する限度と、美効線重(SV) じためられる唯平的影響に 済田士ス四時式明確に反明される。
この見解は、米国放射線防護番譲会(NCRP, 2018)の方式や、美用重の変更に関する国際放射線単位。
測定安貝云 (ICRU, 2020) の提条と一致している。
しかしなから、ICRP は放射線防護体糸を直らに変更することを勧告している訳ではない。むしろ、
これは安貝会の次の基本勧告への重要なインノットであると考えるべきである。約 10 年後に
Publication 103 (ICRP, 2007) に取って代わるであろう次の基本勧告の策正を目指し、放射線防
護体系の見直しか既に進められている。
確率的影響については、個人の特性(性別、被はく時年齢、居住国)と受けた線量(急性または慢性、
被はくした臓器)を考慮して個人のリスク評価を行うことが可能になり、特定の種類のがんのリスクを
特別に推定できるようになった。本刊行物では、リスク評価においては、疫学文献から得られた特別な
リスクモデルを用いて、このような手法をとることが望ましいと示されている。年齢と性別による健康
リスクの違いは、本刊行物の表 2.4 と表 2.5 に示されている。たとえば、乳房を被ばくした若い女子の
生涯がんリスクは, 腹部を被ばくした 60 歳の男性のリスクとは性質も大きさも同じでないことは明ら
かである。
このことに念頭に置いたうえで、本刊行物のもう一つの重要な点は、さまざまな被ばく条件の下で実効
線量が, 関連する健康リスクの大きさの指標となりうるということである。3 倍程度の違いを生じさせ
る被ばく時年齢を考慮すれば、実効線量は確率的リスクの近似的指標と考えることができる。実際的な
放射線防護の殆どの状況, 例えば放射線の医療利用や患者とのコミュニケーションでは, この近似値は
考えうるリスクの判断や評価を行うのに十分なものである。
実効線量は、放射線防護の目的で、確率的影響のリスクを実際的かつ効果的に管理するための重要な要
素であり続ける。そして、それは両性、全年齢、さらには全世界のさまざまな集団の放射線誘発がんの
部位としてのすべての臓器や組織について、平均した確率的影響のリスクに関連する単一の値を提供
する。
同様に、損害(デトリメント)もまた、十分に確立された放射線防護体系の中核である。臓器や組織の
線量は、さまざまな年齢(新生児、1歳、5歳、10歳、15歳、20歳)の男女の人体の線量評価用ファ

ントムを用いて計算されるため,がんリスクやデトリメントを性別,年齢別に示すことが可能である。 これにより,ある値の実効線量に関連する推定リスクは,被ばくした個人の年齢と性別に依存すること がより明確になるであろう。その結果として,最適化は,生じ得るリスクをよりよく理解した上で適用 される。このように科学的な精度と明確さが向上することにより,適切な防護策の実際的な適用が促進 されるであろう。

前述のとおり, ICRP の次の基本勧告の策定に向けて,放射線防護体系の見直しが行われている。 *Publication 103* (ICRP, 2007) 以降の科学と健康に関する知見の進歩に基づき,組織反応と確率的影響の区別の改善,放射線リスクモデルの更新,放射線損傷の発生に関わるパラメータの見直しなどが検討されている。デトリメントの計算,線量・線量率効果係数の決定,遺伝性影響と心血管疾患リスクの 統合などの関連テーマについて,いくつかの課題グループが設置されてきたり,または検討されたりしている。これらの課題グループの結論は,新しい勧告の基礎となるであろう。本刊行物は,このような動きの一部であり,そして放射線防護体系で用いられる線量がどのようにリスクと関連して,リスクの防止または防護の最適化に用いられるかを検討しながら,将来の変更に向けた道を切り開くものである。

# DOMINIQUE LAURIER ICRP 主委員会

# CHRISTOPHER CLEMENT 編集長

放射線防護における線量の使用

ICRP PUBLICATION 147

2019年5月 主委員会により承認

抄録--放射線防護に用いられる主な線量は吸収線量,等価線量,ならびに実効線量である。実効線 量の概念とは、国際放射線防護委員会(ICRP)が、確率的影響、主にがんに対する防護の管理の ためリスク調整された線量評価の量として考案したもので、推定された線量を同じ量で表される 線量限度,線量拘束値,参考レベルと比較することを可能している。これを用いることで,直線し きい値なし線量反応関係, 急性被ばくと低線量または低線量率での慢性被ばくとの同等性, 外部被 ばくと内部被ばくの同等性などの仮定に基づいて、外部と内部のすべての放射線被ばくを一緒に 考慮し合算することが可能となる。ICRP Publication 103は、実効線量と個々の臓器と組織の等 価線量の目的と使用方法について、詳しく説明している。本刊行物は、線量を用いて放射線リスク を管理するための科学的根拠に関する更なるガイダンスを提供し、職業、公衆、医療への適用につ いて考察する。個人に対するリスクの最適な推定には、臓器と組織の線量と、特定の線量リスクモ デルが使用されるであろうと認識している。低レベルの被ばくで受けた線量は、妥当な正確さで測 定または評価することができるが、低線量では、関連するリスクはますます不確かさを伴うものと なる。低線量または低線量率のリスク予測に関連する不確かさに留意し、生涯がんリスクは被ばく 時年齢、性別、集団により異なることを認識した上で、実効線量は生じ得るリスクの近似的指標と みなすことが可能であろうと結論付けられる。さらに,防護量として等価線量を必要としないと結 論付けられている。皮膚、手足、眼の水晶体の組織反応を避けるための限度は、等価線量ではなく 吸収線量に基づいて設定することがより適切である。

キーワード:吸収線量;実効線量;確率的リスク;組織反応;職業,公衆,医療被ばく 要点

- 本刊行物の目的は, *Publication 103* (ICRP, 2007a) で説明された内容を強化し, 拡大する とともに, 健康に対するリスクに関する線量の使用を明確化し, *Publication 103*で示された 提言を超えて結論することである。
- 実効線量と集団実効線量は、職業被ばくと公衆被ばくにおいて、確率的影響(主にがん)に対する 防護を最適化するために使われる手段として有用である。
- 実効線量は医療において、異なる医療処置から受ける線量を比較し、正当化についての判断のための情報を提供し、介護者や医学研究におけるボランティアのための拘束値を確立するために用いられている。同じ手法からの線量が比較される場合は、測定可能な量が望ましい。
- 実効線量は一般的に,100mSvを下回る線量で用いられるが,約1Svまでの範囲の急性線量での 使用も,特に不均一な線量分布からの組織反応が発生する可能性に留意して使用すれば妥当であ

	<b>5</b> .
•	 低線量またけ低線量率のリスク予測に伴う不確かさを念頭に入れて 生涯がんリスクけ被げく時
-	在齢 性別 集団に上り異たることを認識した上で 実効線量け生じ得るリスクの近似的指標と
	キャットにか,来国によう来なることを認識した上く,来の旅童は上し下るラスクの近次が指標と 考えることができる。この方法で宝劫線畳を田いることけ、職哭と組織の線畳を田いて行らべき
	何々のタイプのがんの性定の世々力分析の代表にけたらないことを強調しておく
	個ペッケイノッパーの特定のケイノカ州の代替にはならないことを透明しておく。 繊大的な/生じ得て健康影響な子測までなめの集団宇动須見な使用まで、した博美に販売る。
•	省仕町な/ 生し付る健康影響を予測するための集団美効緑重を使用することは倶里に収扱す キボー ψ温を考慮して 白鉄躍症家との関係から判断されるべきである
	でて、 秋化で う感して、 日常権内干 この 肉がかり 刊前 これる ここてのる。 吸収 須 鼻は 知 御 反 広 ( 確 安 的 影 郷 ) な 広 べ た み に 勝 思 / 知 薄 頌 鼻の 阻 庇 む 艶 字 子 て 際 に 田 い
•	双収冰重は、租職及心(唯足的影音)で切くために、順給/租職隊重の限度で取足りる际に用い て見え 滝切わ島でなて 禾島合け菜」い甘大勧生が発行されて際に 曄聖 /如隣始島の阳府も訊
	る取じ過94里しのる。安貝云は初しい茎平側ロが光11さ40る际に,澱品/ 租職隊里の限度を改 字子スためには田していスダ毎須具からの亦再な考えている
如本	上りるために使用している寺恤脉重からの多文を与えている。 エ
総加	
(a)	放射線防護で用いられる線重は、吸収線重(単位はクレイ(Gy))、等価線重、美効線重(単位は
	いすれもシーベルト(Sv))であり、いすれも基本単位はJkg」である。吸収線量は、防護のため
	に臓器や組織の平均値として計算され、実効線量を計算するための主要な科学的な量である。組織
	反応(確定的影響)を防ぐために臓器/組織の線量の限度を設定する際に使用する量としては、吸
	収線量が最も適切である。等価線量は、実効線量を計算する際の中間的な量である、そして吸収線
	量に適用され,等価線量の計算に用いられる放射線加重係数(wrk)は,組織反応ではなく低レベル
	の被ばくにおける確率的影響に関するものである。委員会は、組織反応を防止するために、臓器/
	組織線量の限度を設定するため等価線量を使用することは継続すべきではないと考えている、し
	かし,新たな基本勧告が発行されるまでは,現行の限度を継続して使用することができると考えて
	いる。組織反応に対する放射線の重み付けについては,今後の検討が必要である。
(b)	実効線量は臓器/組織の等価線量の加重平均として計算されており、がんや遺伝性影響による確
	率的損害の合計に対する寄与割合を単純化して表す組織加重係数(wr)を乗じた等価線量の合計
	である。デトリメントで調整された名目リスク係数(Sv <sup>-1</sup> )は,全作業者(被ばく時年齢 18~64
	歳)と全集団(被ばく時年齢0~84歳)について国際的に適用可能な係数を示すため、性別、年
	齢,集団ごとの値の平均値として算出されている。実効線量は,がんや遺伝性影響のリスクに関し,
	中核的な放射線防護量として国際的に認められており、外部と内部の線源からの全身線量に関す
	るリスク調整済の指標となっている。それは、作業者や公衆の防護の最適化、管理基準(拘束値、
	参考レベル、限度)の設定や基準導守の実証における利用のために、有用で堅固な量であることが
	分かってきた。その利用においては、低線量または低線量率での線量とリスクの直線しきい値なし
	の線量反応関係、急性と慢性の低レベル被ばく影響の同等性、ならびに内部被ばくと外部被ばくの
	影響の同等性を仮定する必要がある。実効線量は 100 mSv を下回ろ線量で使用されることが最
	も一般的であろが、約1 Sv までの範囲の竪角時被げく状況における負性線畳への使用も妥当であ
	る 1 か1 上り互い線長では確認的影響の11 スクが互まることに加え 低に効率線通からの吸収
	る。しかし、より同い旅童でな唯中的影音のリハノが向よることに加え、特に小師旅旅がらの奴役 線畳の不均一か公本め、特定の知識/職哭に濃綻」た故財歴技種が大きく実長」ている担合 その
	林重の小均 な力加入,特定の植椒/ 順価に仮相した成初に依住が入さく前子している物日, ての とらわ線島でけ知郷反応が発生する可能歴史考慮する必要があることを注音すべきである
(a)	ような縁重くは組織反応が先生する可能性も与慮する必要があることを任息すべきてある。 実効須量は、歴史物化した歴史の年齢の博進したのいて計算される $Dublication 102$ (ICDD)
(0)	美効縁重は、性干均化した付足の平断の標準入について計算される。Fublication 103(IOMF,
	2007a)の美知禄里の足義には、標準労性と標準女性の胜司子的モアルを、成別禄制达計算に用いた
	に評神な記述が召まれている。彼はくは個人または集団のグルーノに関係する可能性がのるが,美 執領見は完美された士洪で地域くした博進した報道で利益されて、佐要素の八座の風が地域くし
	効線重は止我されに力伝で彼はくしに標準人に対して計算される。 作業有や公衆の外部彼はくと 中部地域くの世辺や、男素、の状態地反応見想とと思して広知線見なれた。 手具へいる潮絶たる。
	内部被はくの状況や、患者への放射性医薬品投与に関わる美効線重係数を、 会員会は ア測的 あるい
	は遡及的緑重評価に使用するための基準係数として提供している。基準緑重係数は、 経日授取およ
	い吸入による放射性核種の具体的な化字的およい物理的形態を含んでいる特定の彼はく状況に対
	して示されている。利用可能であり、そして被はくのレベルがより止催な線量の推定を必要とする
	場合には、被はくに関する部位ことの情報を用いるべきである。
(d)	年間被はく線量を評価する際、実効線量は、その年に受けた外部被ばく線量とその年の内部被ばく
	による預託線量の合計として計算され、預託線量は成人の場合は 50 年間、小児の場合は 70 歳ま
	での期間で積算される。この方法は,長い生物学的半減期を持つ長寿命放射性核種に対しては,多
	少保守的となるが、しかし多くの放射性核種では、線量のすべて、または大部分が摂取後最初の1
	年間にもたらされる。小児の年齢グループに対する実効線量係数が示されているが、通常、公衆の

線量評価では、成人と合わせて1歳と10歳の年齢グループを考慮することで十分である。放射性 核種を摂取した後の胎児の実効線量係数が、他の年齢グループの線量と比較するために提示され ており、胎児の線量を考慮する必要があるのは、少数の放射性核種の場合のみであることが示され ている。

- (e) 年齢,性別,集団に関連した1Gy当たりのリスクの差異は認識されているが,全作業者と公衆の 全構成員に適用される実効線量で表した拘束値,参考レベル,および限度の使用は,最適化と合わ せて,個々人で区別しない実用的,公平,かつ実行可能な防護システムを提供するものである。科 学的な情報を用いて実行可能で受け入れられる防護体系を構築するために科学的情報を使用する ことと,個人や特定の集団のグループに対する線量とリスクの科学的な最良推定値を提供するこ とは,区別されるべきである。
- (f) 医療への適用では、さまざまな診断用ならびに介入的な画像診断機器(CT や核医学など)や体内 組織内での放射線の空間分布が異なる照射技術による線量を比較するために、実効線量の推定値 を用いることができる。ここでは、臨床医や患者にリスクを伝える目的で、さまざまな種類の医療 処置を大まかなリスクカテゴリーに分類するための汎用的な指標として、実効線量が用いられて いる。また、実効線量は患者の診断や IVR 手法の正当化の判断、研究における要件の計画、意図 しない被ばくの評価に関する情報としても用いられる。いずれの場合においても、実効線量は考え られるデトリメントの近似的指標を示すものである。このように、実効線量は、放射線損害(デト リメント)の指標として、正当化の判断や放射線被ばくを伴う医学的研究の計画時に予測的に、あ るいは事故被ばくの評価に遡及的に用いることができる。しかし、診断参考レベルの設定や患者記 録の管理などを含め、異なる医療センターでの特定の処置による線量を比較する用途には、測定可 能な量が直接使用される。
- (g) 低線量または低線量率へのリスク予測に伴う不確かさを念頭に入れ、生涯がんリスクが被ばく時年齢、性別、集団のグループによって異なることも認識した上で、実効線量は生じ得るリスクの近似的指標として考えることができるであろう。マンモグラフィにおける乳房や、治療のため放射性ョウ素の投与による甲状腺のように単一の臓器が線量の大部分を受けるような医学的手法や他の状況においては、実効線量よりも対象の組織の平均吸収線量を使用すべきである。予後不良な疾患を持つ患者への線量を考える上で、余命は放射線リスクを評価する上での1つの検討事項となる。考えられるリスクの近似的指標として実効線量を用いることは、臓器/組織線量の最良推定値を用いたリスク解析の代わりになるものではない。その最良推定値とは、年齢、性別、集団に関する不確かさを考慮した特有のリスク因子、ならびに異なった放射線の種類の相対的な効果に基づく適切な情報によるものである。
- (h) 集団実効線量は作業者と公衆の防護の最適化において、有用な手段である。これは、個人線量の分布とともに、数人の作業者の比較的大きな被ばくと、より多くの作業者のより小さな被ばくとの間の、最適なバランスを決定するための情報として使用することができる。公衆被ばくでは、集団実効線量は計画、現存、緊急時被ばく状況の最適化プロセスの一部として用いることができる。職業、公衆、医療被ばくでは、各国の被ばくレベルの比較と、線量レベルの経時変化の比較に集団実効線量が用いられてきた(たとえば、UNSCEAR、2008;NCRP、2019)。潜在的な/生じ得る健康影響を予測するため、集団実効線量を用いることは、特定の状況、たとえば医学的または疫学的な追跡調査の必要性に関する判断に、情報を提供するためなどに役立つ可能性がある。しかし、慎重に取り扱うべきであり、自然発生罹病率との関係で、時間と空間における線量の分布や、線量とリスク推定の不確かさを考慮して判断すべきである。非常に大規模な集団への極めて低い被ばくを伴う集団実効線量に基づいてがんの症例数の計算をすることは避けるべきである。そのような推定に伴う大きな不確かさのため、その結果は情報提供よりも、むしろ誤解を招くであろう。時間と空間における線量分布の均質部分を個別に検討できるよう、必要に応じて線量を分割する必要性を考慮して、Publication 101 (ICRP、2006)において防護の最適化の手段として集団線量を使用することについて、委員会は助言を行ってきた。

1. 緒言

(1) 放射線防護体系は、組織反応を防止するための線量の限度と確率的影響からの防護を最適化する ための線量基準(限度,拘束値,参考レベル)を設定することを必要としている。委員会は、2007 年勧告(ICRP, 2007a)に記載されているように、これらの目的のために吸収線量、等価線量、実 効線量を使用している。これらの量に加えて,預託線量と集団線量も用いられている。委員会は, 作業者,公衆,患者の被ばくの状況に関する線量係数を提供している。国際放射線単位測定委員会 (ICRU)は、ICRPの防護量の妥当な推定値を提供する測定可能な量として外部線源への職業被 ばくの実用量を定義している。放射線防護における線量の使用に関する詳細なガイダンスは, *Publication 103*(ICRP, 2007a)に提示されている。本刊行物の目的は、以前に提示された説明 を統合し、拡張することであるとともに、健康へのリスクに関連する線量の使用を明確にし、 *Publication 103*に示された助言を超えて結論することである。

- (2) 実効線量は 1990 年勧告(ICRP, 1991a)で導入されたが,放射線の外部線源および内部線源に対 する職業ならびに公衆被ばくの管理のため、単一の量が用いられるという最初の概念は 1977 年の 勧告(ICRP, 1977)に遡る。実効線量はあらゆる年齢の公衆や胎児の胎内被ばくにまで拡大され た(ICRP, 2001, 2003a, 2012b)。また、主にがんによるデトリメントの推定を主目的として医 療に適用する際、さまざまな診断法の影響を把握する目的で広く用いられている。
- (3) 均一な全身の放射線被ばくの潜在的な確率的影響(すなわち,発がんと遺伝性影響のリスク)に関連する線量限度,線量拘束値,参考レベルとの比較のための単一の数値を提供するため,ICRPの防護量(等価線量と実効線量)では外部線源と体内放射性核種からの線量合計が可能である。実効線量は主に、防護の計画,作業者と公衆の被ばくのさまざまな状況における遵守の実証に適用される。実効線量の算出は,臓器と組織の平均吸収線量[グレイ(Gy),Jkg<sup>1</sup>]から始まる3段階のプロセスであるとみなすことができる。放射線の種類によって、がんを含む生物学的影響を引き起こす能力が異なるため、第2段階は、電離密度の低いベータ粒子やガンマ線と比較して、アルファ粒子や中性子を含む電離密度の高い放射線による、より大きな影響を考慮に入れた放射線加重係数を吸収線量の計算値に乗じることである。その結果は「等価線量(シーベルト(Sv))」と呼ばれる。最終段階では、個々の臓器と組織の等価線量の各々に、均一な全身被ばくからの全デトリメントに対するその寄与を表す組織加重係数を乗じて合算する。従って、実効線量は、臓器/組織吸収線量の二重加重平均である。その狙いは1Sv当たりの全体リスクが、放射線被ばくの種類や分布に関わらず、比較可能でなければならないことであり、Svで表される実効線量は、放射線防護において良く知られている量として、多くの場合単純に「線量」と呼ばれている。
- (4) Publication 103 (ICRP, 2007a) は、ICRP の防護量の目的と使用に関する詳細な説明を提供した。しかし、これまでの経験から、以下の事項を含む特定された課題とともに、さらなる明確化とガイダンスが必要であることが分かってきた。
- 特に <sup>131</sup>I のような特定の臓器に集中する体内放射性核種からの線量を考慮する場合,注意深く区別しなければ、同じ単位(Sv)で表される等価線量と実効線量が混同されること(Gonzalez et al., 2013) (3.3 節, 42 項参照)。
- 手足,眼の水晶体,皮膚の被ばくにおける組織反応を防止するための限度を設定する際の等価線量の使用,すなわち,作業者と公衆では異なった限度値で,臓器や組織に急性障害が生じるしきい値を下回る限度を設定すること(2.2節参照)。
- 外部線源への被ばくを測定するために使用される実用量と防護量の混同:具体的には、線量当量 (実効線量の推定値として使用される外部放射線の測定量)と等価線量(実効線量の算出における 中間量)が混同されること(2.2節, 3.3節, 3.8節参照)。
- 放射線加重係数の設定に明らかな不整合があること、すなわち、すべての線エネルギー付与(LET)の低い放射線とアルファ粒子では単純な手法が用いられるが、中性子ではより複雑な手法が用いられていること、そして実用量には線質係数を用いた異なる重み付けの手法が使用されていること(3.3節参照)。
- 年齢,性別,集団によるがんリスクの違いが認識されているにもかかわらず、すべての年齢グループと両性の実効線量の算出に、単一の組織加重係数を使用すること(2.5 節, 3.4 節, 4.2 節, 81 項参照)。
- 男性と女性および小児と成人を別々にではなく、性平均化した標準人の実効線量が計算されていること、標準人と代表的個人が混同されること(3.6節,4.2節,79項,80項参照)。
- 実効線量が適用できる線量域、特に個々の臓器/組織の高い吸収線量を伴う可能性がある事故で、

発生するおそれのあるより高い被ばくを考慮する場合(3.4節参照)。

- 体内放射性核種からの預託線量の計算における明らかな保守性; すなわち,成人では 50 年間,小 児では 70 歳まで合計された線量(ICRP, 2007a) (3.5 節参照)。
- 体内放射性核種による母体の被ばくに伴う胎児の実効線量の算出(3.6 節と 4.2 節参照)。
- 特に,患者の医療処置からの被ばく評価で,実効線量を用いてリスクを推定すること,(第5章参照)。
- 集団に対するリスクを評価するため、集団実効線量を使用すること(3.7節参照)。
- (5) 本刊行物の第2章では, Publication 103 (ICRP, 2007a)を更新し,放射線被ばくから生じる組 織反応と確率的影響に関する情報を要約する。そして実効線量の算出に用いられるデトリメント で調整された名目リスク係数と組織加重係数を導出するために採用された方法論を説明する。な お,被ばく時年齢と性別による生涯過剰がんリスクの推定値の変動について Publication 103 に示 されているよりも,多くの情報を提供する。第3章では,吸収線量,等価線量,実効線量を提示し て考察し,預託線量と集団線量, ICRUの実用量についても論じる。第4章では,計画,現存, 緊急時被ばく状況での作業者と公衆の被ばくの評価と管理における線量の適用について検討する。 第5章では,医学における線量の使用,生じ得るリスクの近似的指標としての実効線量の使用に ついて考察する。

#### 2. 健康影響とデトリメント

**2.1.** 放射線影響の区分

- (6) *Publication 103* (ICRP, 2007a) は、放射線防護の目的で、放射線リスクの定量化に関する判断 や方法論について、詳細に説明している。健康影響は主に2つの分類に区分される:
- 組織反応(確定的影響) 線量しきい値を超えて発生する臓器/組織の機能障害であり、線量の 増加に伴い重篤度が高まる。
- 確率的影響(がんと遺伝性疾患) 主に被ばくした集団に発生するがんのリスクで、線量の増加に伴い頻度(ただし重篤度ではない)が増加するが、それを下回るとリスクが無くなるというしきい値が存在しないと仮定されている。

# 2.2. 組織反応(確定的影響)

- (7) Publication 103(ICRP, 2007a)では、以前勧告された、職業被ばくについては眼の水晶体で150mSvおよび皮膚と手足で500mSv、公衆被ばくについては眼の水晶体で15mSvおよび皮膚で50mSvという、計画被ばく状況における組織反応に関して等価線量で設定された年線量限度を変更しなかった。しかし、以前のデータによって示されているより、眼の水晶体は混濁の誘発に対してより感受性が高い可能性があるという証拠が蓄積されている(Neriishi et al., 2007; Worgul et al., 2007)。Publication 118 (ICRP, 2012a)では、放射線によって生じる組織反応について総合的なレビューと分析が行われ、ほとんどの場合におけるしきい線量に関するPublication 103(付属書 A)の判断を確認した。しかし、Publication 118で見直された、より最近の疫学データから、眼の水晶体の混濁誘発のしきい値は、Publication 103で示された急性被ばくでの2 Gy、分割照射と遷延被ばくでの4~5 Gyと比較して、約0.5Gyとより低いことが示唆された。入手可能なデータによれば、急性被ばくと遷延被ばくは、同様の影響を及ぼし、そして約0.5Gyのしきい値と同じ程度にしきい値なし仮説とも一致することが示唆された(ICRP, 2012a; Bouffler et al., 2015)。この証拠を受けて、委員会(ICRP, 2012a)は、職業被ばくにおける眼の水晶体の等価線量の年限度を、5 年平均20mSvとし、どの年においても50mSvを超えない線量に下げるべきであると勧告する組織反応に関する声明を発表した。
- (8) 白内障のリスクに関する判断は、ガンマ線に対する外部被ばくの影響に関する疫学調査に基づくところが大きい(Ainsbury et al., 2009; ICRP, 2012a)。一般に、組織反応の原因となる、さまざまな線質の放射線の効果を比較するために利用できる情報は、限られている(Hamada and Sato, 2016)。しかし、入手可能なデータによれば、組織反応を引き起こす1Gy当たりの影響における放射線の種類による差(たとえば、ガンマ線に対するアルファ粒子と中性子)は、がん誘発に関連した放射線の種類による影響の差よりも小さいことを示している(ICRP, 1990, 2003b)。
   (9) 委員会は、組織反応を防止するための限度設定には、等価線量を使用するのではなく、吸収線量がより適切な量であると考える。この変更は、吸収線量(Gy)で設定された組織反応に適用される限度と、実効線量(Sv)で設定された確率的影響に適用される限度とを、明確に区別することにな

るであろう。委員会は、次の基本勧告の時点でこの変更を取り入れることを考えている。眼の水晶 体(白内障),皮膚、手足の限度は、主に、透過性のある低LET放射線の被ばくの状況に関連し ている。しかしながら、中性子と他の高LET放射線への被ばくは、状況によっては検討を必要と する可能性があり、その場合、低LET放射線と比較して、1Gy当たりの影響増加を考慮しなくて はならない可能性がある。そのために、組織反応の放射線加重について検討が行われるであろう (3.3節も参照)。予想される変更は、米国放射線防護審議会(NCRP, 2018)が取る方式や実用 量の変更に関するICRUの提案(3.3節, 3.8節)と整合するものである。

(10) Publication 118 (ICRP, 2012a) では、循環器疾患、すなわち、心臓や脳、関連組織にもたらされる線量によって引き起こされる心血管や脳血管の疾患には、0.5Gy という低いしきい線量が適用される可能性があると結論づけられた。組織反応に関する声明(ICRP, 2012a) では、いくつかの複雑な IVR 手法の間に、患者の線量がこの大きさに達する可能性があるため、医師がそれを認識する必要性を指摘した。Little ら (2012) による疫学データのメタ解析によれば、直線しきい値なし (LNT)線量反応関係が適用でき、低線量または低線量率でのがんのデトリメントで推測されるリスクと同程度の、低線量または低線量率でのリスクをもたらすことが示唆された (Little, 2016)。しかし、米国放射線防護審議会 (NCRP) (2018) は、ヒトを対象とした研究のレビューから、0.5Gy 以下の心臓の吸収線量が心血管疾患を引き起こすという十分な証拠はないと結論づけた (NCRP, 2018)。委員会は、低線量または低線量率のデトリメントの要素として、循環器疾患を含めるべきか否かの判断の根拠となる科学的進展について検討を続ける予定である、しかし、確率的プロセスが放射線誘発性循環器疾患の発症に関与しているか否かを決定するには、さらなるメカニズムの理解が必要となる (Hendry, 2015)。

2.3. 確率的影響(がんと遺伝性疾患)

(11) 放射線の主な確率的影響はがんであり、リスクに関する主な情報源は、広島と長崎における原爆被 爆者の疫学研究であるが、他の研究(ICRP, 2007a; UNSCEAR, 2008; NCRP, 2018)からも 重要な情報が得られている。一般的には、疫学データによれば、がんの発生率と約100 mGyから 数 Gy までのガンマ線からの吸収線量との間には、線形の線量反応関係が示されている。より低い 線量または、より低い線量率に観察を拡張する試みがなされており、特に大規模作業者コホートに 関する研究(Muirhead et al., 2009; Leuraud et al., 2015; Richardson et al., 2015, 2018; Sokolnikov et al., 2015; Kuznetsova et al., 2016; Haylock et al., 2018)およびコンピュータ 断層撮影(CT)スキャンを受けた小児の研究(Pearce et al., 2012; Mathews et al., 2013; Huang et al., 2014; Journy et al., 2015; Berrington de Gonzalez et al., 2016; Meulepas et al., 2019)が行われている。CT の研究では、数十 mSv の線量でがんの発生率の統計的に有意な上昇 が、いくつか報告された。ただし、これらの研究の解釈には注意が必要であると助言されている (Walsh et al., 2013, 2014; Boice, 2015)。CT スキャンの理由に関する情報の欠如や、個人 線量の再構成の欠如を含め、多くの問題が確認された。患者が CT 検査を必要とするような未検出 がん(逆因果関係の例)を持っていた可能性がかなりあることや、がんにかかりやすくなる要因が CT スキャンを必要とする病状につながった可能性(適応による交絡の例)があると考えられてい

 $\circlearrowright$  (UNSCEAR, 2013 ; Walsh et al., 2013, 2014 ; Boice, 2015)  $_{\circ}$ 

(12)低線量または低線量率のがんリスクを定量化する際に、多くの仮定と判断がなされている(ICRP, 2007a)。1990年代の疫学分析に基づき、原爆被爆生存者の研究から得られた線量・線量率効果係数(DDREF)の2という値が、固形がんのリスクに適用された。現在は、ヒトの固形がんに対する DDREF>1の疫学の証拠は限られ、解析は継続されている(Rühm et al., 2016; Shore et al., 2017)。しかし、動物とインビトロのデータでは、DDREF>1の使用に一定の支持を与える曲線の線量反応関係が示されている。Publication 131 (ICRP, 2015c)で論じられているように、構成要素である線量効果係数と線量率効果係数は、機構的に異なると考えられる可能性がある。すなわち前者は急性の低線量に適用され、後者は標的幹細胞の長期動態が反応を変更する可能性のある遷延線量に適用される。白血病については、原爆被爆生存者データは線形二次線量反応関係の使用と一致しており、線量反応は 0.1 Gy 未満で線形である。数十 mGy の低線量被ばくのがんリスク推定値が得られたことから、LNT線量反応関係が仮定されている。この LNT線量反応の仮定は、低線量または低線量率における放射線誘発がんの機構に関する解明を含んでおり、現時点の証拠の慎重な解釈を示すものと考えられる(Preston et al., 2003, 2007; ICRP, 2007a; UNSCEAR, 2012b)。NCRP (2018)は、関連するすべての疫学研究を検討して、現行の疫学
データは,放射線防護のためのLNT線量反応関係の継続的な使用を支持し,より実用的または慎重な解釈を示す他のモデルはないと結論付けた。

- (13) LNT 線量反応の仮定は、防護量としての実効線量の使用を支持しており、異なる時間と空間パタ ーンとしてもたらされるさまざまな大きさの外部線量と内部線量の加算を可能としている。しか し、低線量が妥当な信頼性をもって測定、または推定される一方で、関連するがんリスクは不確か であり、線量が減少するにつれて、ますます不確かになることを認識すべきである。
- (14) 放射線の有害な遺伝性影響に関するヒトの疫学研究からの信頼できる直接的な証拠はないが、しかし、全体的な確率的リスクに遺伝性リスクを含めることは、実験動物における遺伝性影響の証拠の慎重な解釈であると考えていると、Publication 103 (ICRP, 2007a)は述べている。UNSCEAR (2001)とICRP (2007a)による詳細な解析に従って、2世代にわたる遺伝性リスクの推定値がデトリメントの計算に適用されている。

2.4. 名目リスク係数とデトリメント

- (15) Publication 103 (ICRP, 2007a)の付属書Aは、放射線誘発の確率的健康影響の名目リスク係数 と関連するデトリメントの値を計算するために適用される方法論を説明している。デトリメント とは、疾病の重篤度を致死率、QOL、寿命損失年数を考慮して、低線量または低線量率の放射線被 ばくによる健康への悪影響を定量化するために用いられる概念である。計算の手順は、 Publication 103 の付属書Aで示されているが、ここでも概要を示す。委員会は、デトリメントの 計算を検討する別の報告書の作成を準備しており、計算において使われた仮定に対する感度につ いて考察している。
- (16) 主に日本の原爆被爆生存者の追跡データの解析を基づき,過剰相対リスク(ERR)モデルと過剰絶対リスク(EAR)モデルの両方を用いて、14の臓器または組織の男女の生涯の過剰がんリスクを推定した。生涯リスク推定値は、リスクの線形2次モデルが使用された白血病を除いて、DDREFを考慮して2倍に下方修正された。特定された各臓器または組織について、ERRとEARの生涯リスク推定値の重み付けは、2つのモデルの相対的な適用性の判断に基づいて確立された。たとえば、0:100%のERR:EAR加重が乳房に、100:0%が甲状腺に、30:70%が肺に、50:50%が他のがんに割り当てられた。これにより得られたリスク推定値は、選択されたアジアと欧米の集団全体および男女間で平均され、表2.1に示す名目リスク係数が得られた。アジアの集団は、中国(上海)と日本(大阪、広島、長崎)のがん登録が対象とする混成集団であり、欧米の集団は、スウェーデン、英国、米国がん登録の混成集団である(Surveillance, Epidemiology, and End Results Program)。
- (17)がん罹患の生涯過剰リスクは、がん生存者データから得た致死割合を乗じることで、致死率を調整した。非致死性がんに関連する罹病率と苦痛を考慮するために、さらなる調整を加えた。がんのタイプで発症時の年齢とその結果失われる寿命が異なるため、この差異を調整するために、加重係数を適用した。これらの計算から得られたがんのデトリメントの値と、生殖腺への照射による遺伝性影響の推定リスクを表 2.1 に示す。デトリメントの計算に関する今後の報告には、Publication 103 (ICRP, 2007a)の記載が明確化され、さらなる詳細が記述されるであろう。
- (18) 表 2.2 は, *Publication 103* (ICRP, 2007a) で導出されたデトリメントで調整されたリスク係数 を要約して、それらを *Publication 60* (ICRP, 1991a) で使用された値と比較している。

(19) Publication 103 (ICRP, 2007a) のがんリスクの値は、大幅に改善された疫学解析と、死亡率デ ータではなく罹患率データの使用に基づいている。遺伝性影響の値が低下したことは、入手可能な 実験データとヒトの遺伝性疾患に関する証拠のより科学的に堅牢な解釈によると考えられる。名 目リスク係数の導出に用いたがんリスクのデータは、ほとんどがガンマ線に対する外部被ばくの みに関するものであるが、集団全体の数値は実効線量(Sv)で表され、すべての放射線被ばくに適 用される(2.7節および第3節参照)。

2.5 組織加重係数

(20) 表 2.3 は,表 2.1 に示した相対デトリメント値に基づく組織加重係数を示したものであり,実効線 量の算出に際して Publication 103 (2007a) で用いられている。実効線量は,第1節で概説し, 第3節でさらに説明したとおり,全デトリメントへの寄与を表す組織加重係数を用いて,個々の 臓器と組織の等価線量の加重平均として算出される。この手法の意図は,個々の臓器と組織の線量 の寄与にかかわらず,単位実効線量当たりの総リスクが,表 2.2 に示す値に近似することである。 表 2.1 に示される名目リスク係数とデトリメントの計算に関連する不確かさがあり,それらを外部 線源および内部線源からの低線量または低線量率被ばくに対して適用しているので,あたかも正 確な値であるという誤った印象を取り除くために,表 2.3 に示される組織加重係数は簡略化され丸 められている。さらに、すべての年齢と両性について、単一の値が用いられている。生殖腺に対す る 0.08 という組織加重係数は、被ばくした個人のがんによるデトリメントと遺伝性影響に適用さ れる。唾液腺と脳については、リスクを明確に定量化できないにもかかわらず、「残り」のグルー プを構成する他の組織よりも、放射線誘発がんに対する感受性が高い可能性があると判断された ため、0.01 の組織加重係数が適用された。

2.6. 年齢別と性別のがんリスク

- (21) Publication 103 (ICRP, 2007a) で示されている名目リスクとデトリメント係数は,年齢,性別, 集団で平均化された値であるが,全ての集団(被ばく時年齢が0~84歳)と作業者集団(被ばく時 年齢が18~64歳)で区別されている。一般的に若い年齢での被ばくほどリスクは大きいため,一 般集団のリスクは,幾分大きくなっている。
- (22) Wall ら(2011)は、がんタイプ、性別、被ばく時年齢による生涯過剰がんリスクの変動を検討した。彼らの方法論は、Publication 103 (ICRP、2007a)で使用されたものとは、わずかに異なっていたが、それらの結果は、年齢と性別による名目リスクの変動を描いた。到達年齢100歳までの臓器/組織の単位吸収線量(Gy)当たりのがん罹患累積リスクは、男女別に、被ばく時年齢のカテゴリー別(0~9歳から90~99歳までの10歳ごとの10の年齢カテゴリー)に、11のがんタイプ(女性の乳房、肺、胃、結腸、膀胱、肝臓、甲状腺、食道、卵巣、白血病、その他の固形がん部位)について算出された。リスクモデルは、Publication 103の方法論を用いて、原爆被爆生存者集団(Preston et al., 2007)から得られた。ベースライン罹患率を定義するために、Wall ら(2011)は、欧米人の混成集団について、Publication 103の値を使用した。表2.4の値は、Wall ら(2011)のように、被ばくによる誘発がんのリスクではなく、生涯寄与リスクとして計算されているが、結果は同じである。
- (23)表2.5は同一の計算による結果を示しているが,ICRPのアジア人混成集団のベースライン罹患率を用いたものである。これらのデータを比較すると、両集団で同じパターンが見られ、被ばく時年齢が30~39歳のグループと比較した全リスクは、最も若いグループ(被ばく時年齢0~9歳)では約2倍、被ばく時年齢60~69歳では約半分であった。しかし、肺がんと甲状腺がんについて図2.1に示したように、がんタイプ間にもかなりの違いがあり、また個々のがんのリスクの被ばく時年齢への依存性には、2つの混成集団の間で若干の違いがある。全生涯リスクに対するさまざまながんタイプの寄与は、性別と被ばく時年齢によって大幅に異なる。被ばく時年齢による変動は、がん罹患率の累積生涯リスクを反映するため、被ばく時年齢の増加に伴うリスクの減少は、被ばく時年齢による感受性の変動よりも、主に被ばく後の残存生涯期間の減少を反映していることに注意するべきである。表2.4 と表2.5 に示した値はすべて、不確かさの影響を受ける一連の仮定に基づくモデル化の結果であることを理解すべきである。しかし、線量または低線量率リスクの推定値に、かなりの不確かさがあることを認識することが重要である一方で(NCRP, 2012; UNSCEAR, 2012b)、被ばく時年齢に関連するリスクの変化についての総合的な結論は、個々のがんの間での相違も含め、有効であり続ける。ICRPの方法論を用いて計算された日本人集団におけるがんリスクの年齢と性別による差異の推定値は、Ogino 5 (2016)によって示されている。
- (24) 胎児の子宮内被ばくのリスクに関しては, Publication 103 (ICRP, 2007a) は, Publication 90 (ICRP, 2003a) を参照している。限られた利用可能なデータからの総合的な結論は,子宮内被 ばくによるがんの全生涯過剰リスクは,全体として最大でもその集団のリスクの数倍であり,子宮 内被ばくによるリスクは,小児期早期の被ばくに伴うリスクより大きくないと判断されると推定 することが妥当であるということである。
- (25)名目リスク係数とデトリメントの値は、公衆と作業者の集団の中で性別と被ばく時年齢で平均化される。組織加重係数は、年齢と性別で平均化したデトリメントの値に関連する単純化し丸められた値として選択されている(表 2.1a)。しかしながら、本刊行物の目的のためには、さまざまな集団のグループと個人に対するリスクの潜在的な違いを理解することが大切である。特に医療への適用、またはそれ以外への適用においても、特定の手法に関連するリスクをある程度理解する必要があり、名目リスク係数によって伝えられることよりも、より良い情報が必要とされる可能性があ

る。

- (26) 被ばく時年齢と性別に関連するがんリスクの違いに加えて,遺伝的および,潜在的に環境/生活様 式の違いに関連する個人間の放射線感受性の違いがあり、一般的にそれらはよく理解されていな い(ICRP, 2007a; AGIR, 2013; Bouffler, 2016)。遺伝子型の決定と検査の進歩に伴い,この ような差異についての理解が深まると見られているが,このような情報の利用には倫理的課題が ある(Bouffler, 2016)。しかし,個人のがんリスクに関して,このような差異の影響を定量化す るには、現時点の情報では不十分である。
- (27) 防護体系の現場での実践のため、公衆のすべての構成員、またはすべての作業者に適用される防護 基準を設定することが可能となっていることは、非常に有用なことである。この体系を適用するに あたっては、特に低線量または低線量率でのリスク推定値の導出とその適用に関連する不確かさ という面で、本節に示された背後に潜む差異を、心に留めて置くべきである(リスク推定値の不確 かさに関する考察については、NCRP(2012)、UNSCEAR(2012b)を参照)。

2.7. アルファ粒子放出核種からのリスク

- (28) 前述したとおり,名目リスク係数,デトリメントの値,組織加重係数の導出の根拠として用いられ た疫学データは,殆どすべてがガンマ線への外部被ばく,主に日本の原爆被爆生存者のがん罹患率 と死亡率データに関係している(骨がんと皮膚がんは例外である;ICRP,2007a)。防護体系の実 施に関する重要な問題は,主に透過性の外部放射線に対する短期被ばくの研究から得られるリス ク係数が,臓器や組織の間や内部で,不均一性を伴う荷電粒子からの遷延照射にも,どの程度適用 されるかということである。この問題は,特にアルファ粒子放出核種での内部被ばくに関連性を持 っている。
- (29) Harrison と Muirhead (2003)は、被ばくによる放射線誘発がんのリスク推定値について、アルファ放出放射性核種での被ばくから導出されたものと、原爆被爆生存者の推定値から導出されたものとを比較した。彼らは222Rnとその子孫核種、および239Puによる肺がんの誘発、トロトラスト(232Thを含む造影剤)による肝臓がんの誘発、ラジウム同位体による骨がんの誘発を考察した。ガンマ線と比較してアルファ粒子の効果が最大で約20倍高いことを考慮すれば、ヒトのデータでは、これらの体内放射性核種と外部放射線からの放射線リスクの推定値との間には整合性があることを、彼らは示した。Little ら(2007)は、原爆被爆生存者データと比べた体内放射性核種の疫学的データの解析において、同様の結論に達した。Marshら(2014)は、フランスのウラン採鉱作業者(Rage et al., 2012)とマヤーク作業者に焦点を当てて、吸入された222Rn子孫核種と239Puからの1Gy 当たりの肺がんリスクを比較した。ラドン子孫核種からのアルファ粒子線量は、少量のみ肺の肺胞領域にもたらされ、主には気道にもたらされるが、239Puのアルファ粒子崩壊はその逆の事例である。Marshら(2014)は、これらの研究からの肺がんのERRの公表された値を比較し、また、生涯過剰絶対リスク(LEAR)を算出して、その結果を原爆被爆生存者データに基づく値と比較した。ERR の公表値とLEAR の計算値の両者は、222Rn子孫核種と239Pu について同様の値を示し、どちらもほぼ10~20である生物学的効果比(RBE)の代表値と一致した。
- (30) また, さまざまな放射性核種と外部放射線からの被ばくの影響を比較した, 動物とインビトロのデ ータによっても裏付けが得られている(UNSCEAR, 2000, 2008; WHO, 2001)。ただし, 体 内放射性核種の線量推定値とリスク推定値には, 不確かさがあることを認識すべきである。
- (31) 1990年代では、骨がんについて、原爆被爆生存者データの情報は、医学的に使用されて体内沈着した<sup>224</sup>Raの影響に関する疫学研究よりも少なかった。表 2.1 の骨がんのリスク係数は、 Publication 60 (ICRP, 1991a) における<sup>224</sup>Ra データの検討に基づいている。この場合、1Gy 当たりのリスクを、ガンマ線と比較したアルファ粒子の RBE の想定値 20 で除して、低 LET 放射線の1 Gy 当たりのリスク推定値を求めた。
- (32)動物ならびに他の実験データによって裏付けられた利用可能な疫学データによると, RBE を考慮 した簡単な調整が行われれば、外部ガンマ線と内部アルファ粒子照射の 1Gy 当たりのリスクは同 等であると仮定することが、防護の目的として妥当であることを示していると結論づけられる。準 備中の ICRP 報告書は、222Rn 子孫核種や 239Pu と、外部ガンマ線からの肺がんリスクの詳細な比 較を提示するであろう。

3. 線量

3.1. 防護量の要件

(33) 組織反応を防止するための限度と、確率的影響からの防護を最適化するための防護基準(限度,拘束値,参考レベル)を線量として設定することが必要である。3.2~3.4 節に記載されているように、委員会は、これらの目的のために吸収線量、等価線量、実効線量を使用する。放射性核種の摂取は、長年にわたる遷延した線量をもたらす可能性があるため、委員会は、預託線量の概念を定義した(3.5 節)。委員会は、線量評価(3.6 項)に用いる線量係数(照射/摂取量あたりの Sv)を公表している。防護の最適化のために定義された更なる手段は、集団線量(3.7 節)である。ICRP防護量の妥当な推定値を提供する測定可能な量として、ICRU は外部線源への職業被ばくのための実用量を定義した(3.8 節)。

#### 3.2. 吸収線量

(34)吸収線量は、あらゆる種類の電離放射線に用いられる基本の物理学的線量である。吸収線量の SI 単位はグレイ(Gy)であり、SI基本単位で1 Gy=1 Jkg<sup>-1</sup>である。吸収線量は測定可能な量であ り、その値を決定するための一次標準が存在する。放射線防護で吸収線量を使用する場合、線量を 組織の体積にわたって平均する。低線量または低線量率では、特定の臓器または組織について平均 化された吸収線量の平均値は、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 ける確率的影響のデトリメントに関連付けることができると仮定されている。吸収線量の平均化 は、特定の臓器(たとえば肝臓)または組織(たとえば赤色骨髄)、あるいは組織の感受性の高い 領域(たとえば骨格の骨内膜表面)の体積/質量にわたって行われる。

3.3. 等価線量

(35) 等価線量の定義は,特定の臓器または組織 Tの体積中のタイプ Rの放射線による吸収線量 Dr.Rに 基づいている。放射線のタイプ R は,体内に入射するかまたは体内に存在する放射性核種が放出 する放射線のタイプとエネルギーによって決まる。その結果,臓器または組織における等価線量 Hr は次式によって定義される:

ここで、wR は放射線タイプ Rの放射線加重係数である。この合計は、関与するすべてのタイプの 放射線について行われる。等価線量のSI単位はシーベルト(Sv)であり、SI 基本単位で1 Sv=1 J kg<sup>-1</sup>である。

$$H_{\rm T} = \sum_{R} w_{\rm R} D_{\rm T,R}$$

(3.1)

- (36) 放射線防護量の定義における放射線の加重は、もともと Publication 26 (ICRP, 1977) の Q(L)関数において L で表されている LET の関数として、線質係数 Q に関連付けられていた。 Publication 60 (ICRP, 1991a) では、放射線の加重の方法が変更され、確率的影響、主にがんに 関連する一式の放射線加重係数 ( $w_R$ ) が選択された。 $w_R$ の値は、主に確率的影響に関連する広範 囲の生物学的エンドポイントの、さまざまな放射線の RBE の測定に基づいて選択された。RBE 値 は、実験的に決定されており、試験対象の放射線による吸収線量と同程度の観察影響を生じさせる 低 LET 基準放射線による吸収線量との比である (ICRP, 2003b)。研究された生物学的エンドポ イントと基準放射線に応じて、一連の RBE 値が観察されている。一般的に共通した基準放射線は、 メガボルトの X 線、または  $^{60}$ Co ガンマ線である。 $w_R$ の値は、低線量または低線量率の低 LET 基 準放射線 (ICRP, 2003b) に対応する RBE 最大値 (RBE<sub>max</sub>) に基づいて判断される。表 3.1 は、 Publication 103 (ICRP, 2007a) で採用された  $w_R$ を示している。
- (37) 光子,電子,ミュー粒子\*のすべてに1という wR が使用されているが,さまざまなエネルギーで 生物効果に差異がないことを意味している訳ではない。このような単純な手法は,実効線量の意図 的な用途には十分であると考えられている。遡及的なリスク評価のためには,適切なデータが入手 可能であれば,放射線場と適切な RBE の値についての詳細な情報を考慮する必要がある場合があ るが,そのような考慮は意図されている実効線量の目的を超えることになる。DNA 中に取り込ま れたオージェ電子放射体で生じうる細胞内線量の不均一性は,リスク評価においても特異的な解 析を必要とする場合である。

\*<sup>訳注)</sup>ミューオンとも呼ばれる。

(38) 中性子の放射線加重係数は、外部被ばくによる中性子の RBE を反映する。人体に入射する中性子の生物効果は、中性子エネルギーに強く依存する(ICRP, 2007a、付属書 B 参照)。低エネルギ

ーでは人体の吸収線量への二次光子の寄与が大きいことと、50MeV を超えるエネルギーでは物理 的な理由から中性子の RBE 値が陽子の RBE 値に収束すると考えられるため wR が減少すること を、図 3.1 のエネルギー関数は考慮に入れている。

(39) 宇宙放射線場または高エネルギー粒子加速器近傍の場の陽子は、ほとんどが非常に高いエネルギ ーであり、主に 10 MeV を超える高エネルギー陽子に関する放射線生物学的データに基づき、す べてのエネルギーの陽子に対して、単一の WR を採用することが適切であると考えられる。パイ中 間子\*は、大気圏内の高高度の原子核と一次宇宙線との相互作用の結果生ずる放射線場で発生し、 負か正に帯電しているか、または中性の粒子である。これらの粒子は航空機内の被ばくに寄与し、 高エネルギー粒子加速器の遮蔽背後にある複雑な放射場の一部としても検出されている。

\*<sup>訳注)</sup>パイオンとも呼ばれる。

- (40) アルファ粒子被ばくは、アルファ線放出放射性核種の吸入または経口摂取の結果として生じる。実験的研究と疫学的研究から、RBE 値は検討する臓器/組織とがんのタイプによって異なることが示されている。臓器と組織中の放射性核種の分布と線量の推定は複雑であり、相当の不確かさが付随し、広範囲のRBE 値が観察される一因となっている(2.7節; ICRP, 2003b, 2007a 参照)。アルファ粒子の照射には単一の wR 値 20 が使用されており、これと同じ値が核分裂片にも用いられ、重イオンには保守的な値として使用されている。
- (41) 実効線量算出のための委員会の放射線加重の扱いは不整合を示し、不必要に複雑であり、利用可能な生物学的データを過大に解釈していると論じられてきた(たとえば、Thomas and Edwards (2003))。防護の目的としては、2つの wR値、すなわち低LET 放射線には1、中性子線量の高LET 成分を含む高LET 放射線には10を使用すれば十分であることが示唆された。このように単純化された方式は、線量とリスクをできるだけ正確に推定するために最良の入手可能なデータの使用を必要とする状況において、より複雑な計算の必要性を除外しようとするものではない。一例としては、宇宙飛行士への線量の計算とリスクの推定であるが、これらは相当高くなりうるとともに、複雑な放射場への被ばくの考察を伴っている(ICRP, 2013)。委員会は、これらの提案を認識しており、現在の方法論の変更は必要ではないと考えられているが、この課題は、次の基本勧告の見直しの範囲に含まれる予定である。
- (42)等価線量は、実効線量の算出における中間段階である。確率的健康影響に関連した線量拘束値、参考レベル、限度は、実効線量によって設定される。等価線量は、組織反応の回避のための限度を定めるために使用されてきたが、2.2節で述べたように、これらは吸収線量(Gy)でより適切に設定されるであろう。同じ単位(Sv)で表される等価線量と実効線量が適切に区別されてこなかった状況で、たとえば、甲状腺の等価線量が実効線量の20倍を超える<sup>131</sup>Iの摂取による線量を説明する際に、コミュニケーション上の困難が生じていた(Gonzalez et al., 2013)。このような困難は、臓器と組織線量が吸収線量で示されれば回避できるであろう。たとえば、<sup>131</sup>Iを摂取すると、10mSvの実効線量で240mGyの甲状腺線量が生じるかもしれない。等価線量を明確な防護量として使用する必要はない。組織反応回避のための臓器/組織線量限度を設定するのに、委員会は等価線量の使用を取りやめる意向であるが、その量は、実効線量算出におけるステップとして引き続き残る。

### 3.4. 実効線量

(43) 実効線量(E)は、Publication 60 (ICRP, 1991a)で導入され、Publication 103 (ICRP, 2007a) で適用されたとおり、次のように定義される:
 ここで、wrは組織 Tの組織加重係数で、Σwr=1 であり、Dは吸収線量、Hは等価線量である。平

均化は、具体的なデトリメント値が計算され(表 2.1)、組織加重係数が特定された(表 2.3)人体

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

$$= \sum_{T} w_{T} H_{T}$$
(3.2)

のすべての臓器と組織に対し行われる。数学的には、実効線量は臓器/組織への等価線量の重み付けをした平均値である。2.5節で概説したように、wr値は、確率的影響によるデトリメント全体に対し、個々の臓器と組織の寄与を表すように選ばれ、すべての年齢と性別で平均化される。wr値は相対デトリメント(表 2.1)に基づき、より細かく分けることも可能だが、低線量放射線の影響に関

する根拠のない正確さを反映している印象を取り除くため、その値は丸められ、4 つの数値のみとなっている(表 2.3)。

- (44) 実効線量の SI 単位はシーベルト(Sv)であり, SI 基本単位で1 Sv=1 J kg<sup>-1</sup>である。厳密には, 実効線量は,低線量または低線量率での確率的影響の誘発に適用される。その結果,実効線量を適 用できる上限について疑問が生じている。*Publication 103*(ICRP, 2007a)は、20~100 mSv の 実効線量での緊急事態計画と管理に関する参考レベルの設定を言及している。100 mSv を超える 線量として実効線量を使用すべきではないという理由はない。たとえば、事故時に制御を再び可能 にする目的で、作業者の線量の短期間の緩和として、必要とされるかもしれない。原則として約1 Sv までの線量で使用可能でありうるが、より高線量では2つの要因を勘案する必要がある:
- 組織反応が起こる可能性を考慮すべきである。数百 mSv までの実効線量で、全身にわたり照射が 適度に均一である場合、重篤な組織反応は起こらないと予想される。しかしながら、特定臓器/組 織に集中した放射性核種、または局所的な外部被ばくから実効線量に著しい寄与があった場合、組 織障害が生じうる可能性がある。
- 2 つ目の検討事項は、高線量率(> 5 mGy h<sup>-1</sup>) で与えられる 100 mSv を超える線量(またはより正確には、100 mGy を超える低 LET 放射線の臓器と組織への吸収線量)については、低線量または低線量率で固形がんリスクを決定する際に適用される DDREF の 2 は適用されないため、リスクは、*Publication 103* (ICRP, 2007a)の名目リスク係数によって示されるよりも 2 倍まで大きくなる可能性があることである。
- 3.5. 預託線量
- (45)人体内に取り込まれた放射性核種は、その物理的半減期と体内における生物学的な滞留によって 決まる期間にわたって、臓器や組織を照射する。物理的半減期と生物学的半減期が長い放射性核種 は、摂取後長年にわたり体内組織に線量を与え続ける可能性がある。そのような被ばくを管理する 必要性から、預託線量の定義が導かれた(ICRP, 1991a, 2007a)。取り込まれた放射性核種から の預託線量は、特定の期間内に与えられると予測される総線量である。 組織または臓器 Tにおける預託等価線量、Hr(v)は、以下のように定義される。

ここで、 $\tau$ は時間  $t_0$ において摂取した後の積分時間である。預託実効線量  $E(\tau)$ は、次の式で求められる:

$$H_{\rm T}(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_{\rm T}(t) \,\mathrm{d}t \tag{3.3}$$

$$E(\tau) = \sum_{T} w_{\rm T} H_{\rm T}(\tau) \tag{3.4}$$

(46)預託線量は,摂取が起こった年に割り当てられる。作業者と成人の公衆にとって,預託線量は,摂取後 50 年間にわたり積算される。幼児と小児に対しては,線量は 70歳まで評価される。
(47)預託線量の使用により年摂取量からの線量計算に隠れた保守性を含むことになることが議論されている(Gonzalez et al., 2013)。半減期と生物学的滞留時間が長い放射性核種の中には,摂取年に預託線量のごく一部分しかもたらさないものもある。たとえば、<sup>239</sup>Puについては,摂取後の最初の1年間の実効線量は,一般に,全預託実効線量の10%未満である。しかし,ほとんどの放射性核種では,この影響はそれほど顕著ではなく,<sup>131</sup>Iと<sup>137</sup>Csを含む多くの核種の場合,線量のすべてまたは大部分が,摂取の年に与えられるであろう。実用的な目的として預託線量を使用する

ことは、放射性核種摂取からの長期的被ばくを考慮に入れることを保証している。

3.6. 線量係数

(48) ICRP 勧告の改訂では、等価線量と実効線量の算出に用いられる放射線加重係数と組織加重係数が 変更されるため、委員会が定める線量係数(単位照射または単位摂取量当たりの実効線量)の再計 算が必ず必要となる。さらに、線量を計算するために使用されるモデルの改良により、値も修正さ れることになる。現在、2007 年勧告(ICRP、2007a)に基づいて更新される線量係数値を提供す る作業が進行中であり、改訂と更新された体内動態モデルと線量評価モデルを含む多くの手法の 改善が組み込まれている。

(49) Publication 119 (ICRP, 2012b) では, Publication 60 の方法論 (ICRP, 1991a) に従って計

算された線量係数がまとめられた。それは、3か月の幼児、1歳、5歳、10歳、15歳の小児、作業 者と公衆の成人についての預託実効線量係数と預託等価線量係数を、提供した以前の刊行物に戻 って参照していた(ICRP, 1979, 1980, 1981, 1989, 1993, 1994a, b, 1995a, b, 1996a)。 そしてまたそれには、Publication 74 (ICRP, 1996c)の外部放射線による職業被ばくの換算係数 も含まれており、この換算係数は多数の理想化された標準的被ばくジオメトリーにおいて、単一エ ネルギー光子、電子、中性子による全身照射を仮定して、単位空気カーマまたは単位フルエンス当 たりの吸収線量の推定値から防護量を計算するものである。Publication 128 (ICRP, 2015a)で は、過去の刊行物(ICRP, 1987, 1998, 2008)に遡って参照し、Publication 60 (ICRP, 1991a) の方法論を用いて計算された放射性医薬品の線量係数がまとめられた。委員会はまた、 Publication 60 の方法論に基づき、母親の摂取による胎児への線量と母乳に移行した放射性核種 を摂取した乳児への線量(ICRP, 2001, 2004)を算出するための線量係数も提供している。

- (50) 人体コンピュータファントム(または数学モデル)は、内部被ばくと外部被ばくからの臓器と組織 へのエネルギー沈着をモデル化するために使用される。これらのファントムは、一般的に、身体構 造の形状に対して妥当な近似を提供する幾何学的形状を表す数式に基づいてきた。このタイプの ファントムは、オークリッジ国立研究所(Fisher and Snyder, 1967; Cristy, 1980; Cristy and Eckerman, 1987)において、米国核医学会医療内部被ばく線量(Medical Internal Radiation Dose, MIRD) 委員会のために開発された。さまざまな年齢の幼児と子供を表すため、当初の成人用 MIRD 型ファントムから、いくつかの小児用ファントムが開発された(Cristy, 1980)。妊娠の3段階に ついての MIRD 型モデルは、Stabin ら(1995)によって開発された。これらのモデルが ICRP の 線量係数の計算に使用されてきた。
- (51) さらに最近では、多くのグループが医学画像データに基づくいわゆる「断層撮影」モデル、または 「ボクセル」モデルを開発し、人体の解剖学的構造をより実際に合わせて表現している。ICRU と の共同報告書である Publication 110 (ICRP, 2009a) は、個人の画像データから、このようにし て得られた成人男女の標準ファントムを提供した。その個人は、成人標準男性と成人標準女性の外 形寸法と臓器質量との類似性から選ばれ(ICRP, 2002a)、その後、モデルはこれらのデータと整 合するよう調整された。両性具有の MIRD 型ファントムではなく、男性と女性のファントムを用 いることは、実効線量の算出において、明確な性平均化を必要とする。このように、2007 年勧告 (ICRP, 2007a) に関連する計算では、等価線量は男女別に計算され、性平均化された標準人の 実効線量の計算において平均化された(図 3.2)。委員会はまた、さまざまな年齢の小児の一連の 標準ファントム(ICRP, 2020a)を開発し、妊婦と胎児の標準ファントムも提供する予定である。
- (52) Publication 116 (ICRP, 2010a) は、外部放射線による職業被ばくを検討し、Publication 103 (ICRP, 2007a)の方法論と Publication 110 (ICRP, 2009a)の解剖学的モデルを使用して計算した線量係数の最初の一式を提供した。検討された放射線は、単一エネルギー光子、電子、陽電子、中性子、陽子、パイ中間子(負/正)、ミュー粒子(負/正)、He イオンであった。Publication 116 にまとめられた臓器/組織の線量換算係数は、ICRP/ICRUの基準値を示している。等価線量と実効線量を対応する実用量(3.8 節参照)と比較した結果、大半の場合、後者が保守的な線量推定値を提示することを示した。
- (53) Publications 130, 134, 137, 141 (ICRP, 2015b, 2016, 2017, 2019a)は、作業者の内部被 ばくに関する方法論と更新された線量係数とバイオアッセイデータを提示した。このシリーズの 最終報告書は準備中である。公衆による放射性核種の摂取と、放射性医薬品の投与に関する線量係 数の置き換え作業は進行中である。また、初めて小児を含む公衆の外部線源への被ばくに関する線 量係数も提示された(ICRP, 2020b)。

3.7. 集団線量

 (54) 放射線防護の最適化の目的のために、委員会は集団線量という量を導入した(ICRP, 1977, 1991a, 2007a)。この量は、放射線に被ばくする人々のグループと被ばく期間を考慮したものである。これらは、特定の期間にわたる線源からの全個人線量の合計を表す。その量として、組織または臓器 *T*に関連する集団等価線量 *S*r と集団実効線量 *S*とが定義されてきた(ICRP, 1991a, 2007a)。 集団線量に用いられる固有の名称は「人・シーベルト」である。 (55) たとえば、長期間にわたり広範囲の地域に及ぶ、非常に低い個人線量の集積を防ぐため、できれば 制約条件を設定する必要がある。できる限り、線量の範囲と期間を明記すべきである。Eiから E2 の間の個人の実効線量値による集団実効線量 E は次のように定義される:

ここで、dNdEは Eから E + dEとの間の実効線量の被ばくした個人の数を表し、 $\Delta T$ は実効線量が合計される期間を示す。時間と空間における線量分布の均質部分を個別に検討できるように、必要に応じて線量を分割する必要性を考慮して、委員会は *Publication 101* (ICRP, 2006) における防護の最適化の手段としての集団線量の使用について助言を与えている。

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E \frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}E} \,\mathrm{d}E$$

(3.5)

- (56) 集団実効線量の使用は、LNT 線量反応モデルの適用の妥当性と、さまざまなタイプの放射線被ば くからの線量の加算性に依存している。これは、たとえば、UNSCEAR(2008,2012a)では、異 なった線源の放射線からの線量の比較に使用されている。集団実効線量は疫学的リスク評価の手 段として意図されておらず、正式なリスク予測に用いることも不適切である。特に、非常に大きな 集団への極めて低い被ばくを伴う集団実効線量に基づくがん症例数の計算は避けるべきである。 このような推定に関連する大きな不確かさのため、その結果は情報提供よりも、むしろ誤解を招く ことになるであろう(ICRP, 2007a)。
- (57)集団実効線量による健康影響の推定は、適切な注意を払って扱われるのであれば、放射線防護措置の計画に役立てることができる場合がある。たとえば、重大な原子力事故後、またはそのような事象の事前の計画において、さまざまな防護の選択肢の立案と選考を支援するため、健康への影響の可能性を示すことに集団実効線量の評価を用いることができるであろう。計画または現存被ばく状況の遡及的評価では、集団実効線量の評価は健康への影響の可能性の最初のスクリーニング評価となり、医学的および疫学的評価に情報を提供することができる。集団実効線量を用いたそのような分析では、罹患率や死亡率を含む集団における健康影響のバックグラウンド率を考慮するとともに、不確かさも考慮することが不可欠である。適切なベースラインとなる疾病の罹患率との比較により、被ばく集団に対して疫学的分析が統計学的に意味のある結果をもたらす可能性があるかどうかが決まる。

## 3.8. 実用量

- (58) 職業環境における放射性核種摂取の線量評価は,直接測定(たとえば,全身または特定の臓器/組織の外部モニタリング)または間接測定(たとえば,尿,糞便,または環境試料)の,いずれかからの摂取を推定し,線量係数の算出に用いたものと同じ体内動態モデル(ICRP, 2015b)を用いて行うことができる。外部被ばくのエリアモニタリングと個人モニタリングに対する実用的な線量当量に関する量は,ICRUによって定義されてきた(1985,1988,1993,2020)。この線量当量に関する量は測定可能であり,放射線モニタリングに用いる機器は,これらの量に基づき校正される。定常的なモニタリングでは,これらの線量値は,実効線量や眼の水晶体と皮膚の線量の妥当な推定値と見なされる。
- (59) 個人モニタリングでは、実用量は個人線量当量  $H_p(d)$ であり、これは人体上のある特定点の、ある 適切な深さ dにおける ICRU の(軟)組織中の線量当量である。その特定点は、通常、個人線量 計を装着する部位とされる。個人線量当量の測定から実効線量を評価するために、深さ d=10 mm と  $H_p(10)$ が選ばれてきており、線量計が全身被ばくを代表する位置に装着される場合、 $H_p(10)$ の 数値は実効線量の妥当な推定値を提供すると考えられる。皮膚と四肢の線量の評価には、深さ d=0.07 mm の個人線量当量  $H_p(0.07)$ を実用量として使用することが勧告される。眼の水晶体の線量 のモニタリングには、深さ d=3 mm が提案されてきた。Publication 103 (ICRP, 2007a) で は、 $H_p(3)$ の測定は不要である可能性があると考えられたが、眼の水晶体の線量限度の低減によっ て眼の防護の重要性が高まり (ICRP, 2012a)、その適用が再評価された (ICRP, 2010a; Bolch et al., 2015)。個人モニタリングが実施されない一部の状況では、実効線量の評価は、周辺線量 当量  $H^*(10)$ を適用したエリアモニタリングにより実施してもよい。
- (60) 現在使用されている一連の ICRU の実用量は、30 年より前に定義された。標準成人ファントムを 用いて外部線源への職業被ばくに関して、更新された線量係数を提供した Publication 116 (ICRP, 2010a) (3.6 節参照)に続いて、ICRU (2020) は実用量の定義を見直した。既に刊行 されている換算係数はカーマ近似を用いて計算されており(すなわち二次荷電粒子によるエネル

ギー輸送は考慮しない),低エネルギーと高エネルギーの実効線量に対して,実用量が良い近似で はないことなどの定義における欠点が確認された。その見直しの結果,個人モニタリングおよびエ リアモニタリングのため,実用量の新しい定義が提案された。個人線量当量 H<sub>p</sub>(10)と周辺線量当 量 H<sup>\*</sup>(10)に対する提案とは、Publication 116 において検討された全粒子の粒子エネルギー関数 である実効線量換算係数曲線の最大値から導出される換算係数とフルエンスまたは空気カーマと の積として、それらを再定義することである。これにより、改名された実用量である個人線量 H<sub>p</sub>, 周辺線量 H<sup>\*</sup>は、標準人体形状ファントム上で暗黙に定義され、その結果として、防護体系の一貫 性が改善され、簡略化された(ICRU, 2020)。さらに、眼と皮膚の線量の測定に関する実用量は 吸収線量になることとなり、これは組織反応を防止するための限度設定に、等価線量の代わりに吸 収線量を使用するという本刊行物で提案された変更と一致する。個人線量 H<sub>p</sub>,周辺線量 H<sup>\*</sup>は実 効線量と直接的に関係しており、そして吸収線量が眼と皮膚の線量の測定に使用されるため、線量 当量の計算で線質を定義するための Q(L)の使用は廃止されることとなるであろう。

4. 職業被ばくと公衆の被ばく

(61) 実効線量の使用は、職業被ばくと公衆被ばくの管理とモニタリングに対して十分に確立されている。これにより、さまざまな線源とタイプの放射線からの異なる臓器と組織への外部被ばくおよび内部被ばくからの吸収線量を合計し、適切な線量拘束値、参考レベル、限度と比較することを可能にする堅牢な手法が提供される。これらの線量基準は、個人と集団のグループとの間のリスクの差異があること、および被ばくが全雇用期間または生涯にわたって継続する可能性があることを認識した上で、すべての作業者とすべての公衆に対して設定される。以下の節では、個人線量と集団線量を考慮に入れて、計画、現存、緊急時被ばく状況における職業被ばくと公衆被ばくの実効線量の使用について考察する。

#### 4.1. 職業被ばく

- (62) 実効線量は、あらゆる職業被ばく状況の管理のための重要な手段である。それは計画被ばく状況では、放射線防護の最適化のための予測的評価に使用され、関連する線量限度と線量拘束値内で操業が行われるであろうことを保証するために使用される。予測的な外部被ばくおよび内部被ばくの合計は、個人被ばくと集団被ばくの両方を検討するための評価において使用される。多数の作業者が含まれる複雑な作業を計画する時、集団被ばくに加えて個々の作業者の被ばくも検討することが重要である場合で、特に、防護の選択肢を選ぶ際に、集団実効線量は実用的放射線防護のための有用な手段になる。予測的評価は、特定の種類の作業から受ける可能性のある被ばくの推定値に基づいており、他の場所での同様の状況での経験を考慮に入れている。さらにまた、それぞれの選択肢の経済的および社会的影響を考慮して、一部の作業者の被ばくの低減が、より少ない線量に被ばくする作業者が増加する可能性とバランスが取れることを確認した上で、個人および集団の実効線量の推定値は、防護を最適化するために用いることができる(ICRP, 2007a)。
- (63)計画被ばく状況における職業被ばくの実効線量の遡及的評価は、規制要件の遵守の実証、規制目的のための被ばくの記録(たとえば、作業者の線量記録)、そして防護体系が適切に実施されていることの実証に用いられる。実効線量は、外部被ばくおよび内部被ばくの両方について計算され、しばしば、特定の測定値(たとえば、個人線量計または尿中放射性核種からの)に基づくであろう。しかしながら、実効線量は特定の個人について推定されるにもかかわらず、人体の解剖学的及び体内動態学的な一連の固定されたパラメータを有する標準人について定義される(ICRP, 2007a)。実効線量の定義は、個人の特定のパラメータ値(たとえば、身体の大きさまたは性別)の使用を除外し、前述のとおり、線量拘束値、参考レベル、限度はすべての作業者に適用されるように設定されており、この防護に対する実用的な手法は公平かつ実行可能である(80項参照)。一旦、妊娠が申告された場合、妊娠している作業者は特別なケースとして扱われ、公衆の構成員に規定されているものと概ね同じ防護水準を提供するように胎児の実効線量が制限される。
- (64)外部被ばくについては、実効線量が評価すべき主要な量であるが、眼の水晶体、皮膚、手足の線量を明確に評価しなければならない場合もある。これらの臓器と組織の特定の職業被ばく線量限度(2.2節)は、特別な状況に応じて、特に不均一な照射や、または皮膚および/または眼の水晶体に照射をもたらす有意なベータ線成分がある場合に限定される可能性がある。外部被ばくからの職業被ばく線量は、通常、身体に着用した個人線量計を用いた個人モニタリングによって決定される。個人モニタリングの主な実用量は、3.8節で述べられたとおり、Hr(10)、Hr(3)、Hr(0.07)で

あり,個人線量計は,これらの量のすべてを測定するように設定することができる。個人線量計が, 全身均一被ばくを代表することが示される身体上の位置に着用されている場合,HP(10)は,ほと んどの被ばく状況について実効線量の妥当な推定値を与える。同様に,HP(0.07)は,ほとんどの状 況において皮膚の等価線量の妥当な推定値として使用することができる。そして HP(0.07)は,光 子に対する眼の水晶体の等価線量の適切な測定値を提供するが,HP(3)は低エネルギー電子につい て,より良い測定値を与える(ICRP, 2010a; Bolch et al., 2015)。

- (65)身体の線量が不均一であることが分かっている状況では、線量計は、眼の水晶体のような被ばくを 最も受ける臓器の線量を決定するための位置に着用してもよい。適切な場合には、実効線量の推測 レベルを示す近似的評価値を提供するために、調整係数を使用してもよい。たとえば、体幹部内の 感受性の高い臓器を防護するために放射線科で着用される鉛/ゴムの防護衣は、頭頸部を遮蔽し ない。防護衣の襟に着用される防護されていない一個の線量計は、眼と身体の両方の指標となる線 量レベルを与えることができ、その値から、さらなるモニタリングが必要であるかどうかを評価す ることができる(Martin and Magee, 2013)。IVR 手法を行う臨床医は、2 つの線量計(一方は 防護衣の下、もう一つは防護衣上)を装着する可能性があり、実効線量を推定するためにさまざま な数式が用いられる(ICRP, 2018)。実効線量のより現実的な値を決定することができるように するために、眼の水晶体の線量、または防護された組織の線量についてのより詳細な情報が必要と される場合がある。外部被ばくからの弱透過性放射線が有意に寄与するようなまれな場合では、実 効線量に対する皮膚線量の寄与も考慮する必要がある。
- (66)内部被ばくでは、個人モニタリングの結果か、または特定の状況では大気中または表面汚染などの他の媒体での放射性核種濃度のモニタリングに基づいて、預託実効線量は遡及的に決定される。情報は、ホールボディカウンタを用いた全身かまたは他の外部計数装置(たとえば甲状腺カウンター)を用いた特定の臓器と組織から放出される放射線の個人モニタリング、および尿糞中の排泄核種測定値によって得られる可能性がある。これらの測定値は、吸入または経口摂取(またはその両方)による摂取量の推定値を提供するために、線量係数の計算に使用される体内動態モデルにより解釈される。それから次に、線量係数が、推定された摂取量に対する実効線量の数値を与える。計算は、委員会が公表しているように、基準体内動態モデルと基準線量係数を用いて行われる(3.6節参照)。十分な情報が入手可能であり、詳細な線量評価を求められる場合、吸入物質の推定粒径分布、ならびに呼吸器と消化管におけるその溶解性と吸入特性を変更することができる。このような変更は、職場の被ばくの条件に関連するものであるため、摂取量の推定や実効線量の算出にその条件を適用することが適切である。吸入された放射性核種からの線量の計算における、溶解性に関する物質特有のデータ使用例は、委員会によって提供されてきた(ICRP、2002b、2016、2017)。
- (67)委員会は、実効線量の算出において個人に関係する体内動態の仮定に変更を加えるべきではないと 述べている(ICRP, 2007a)。しかしながら、内部被ばく線量は、たとえば、特定の個人の尿中の 放射性核種の一連の測定に基づく可能性がある。実効線量を推定するために使用される基準モデ ルは、観察された排泄データに対して特に良好に適合していない場合があり、基準モデルパラメー タを変更することによって、より良好な適合を得ることができる可能性がある。このような変更は 妥当と考えられる場合もあるが、得られた線量の推定値は実効線量の標準的な算出とは明確に区 別されるべきである。もしそのような線量情報を個人の線量記録に加えるべきであると合意され ていれば、この違いを記すべきである。
- (68)特定の状況では,職業被ばくでの皮膚または創傷からの放射性核種の取り込みを考慮する必要性が ある場合がある。しかしながら,たとえば防護服が着用され,あらゆる創傷または擦過傷が覆われ ているような,状況が管理される計画被ばく状況においては,通常考慮すべき事項であってはなら ない。創傷を通じた放射性核種の摂取の可能性は,計画外の事象がそのような摂取につながる潜在 被ばくの評価の一環として,検討する必要があるかもしれない(後述参照)。
- (69)現存被ばく状況は、管理についての決定がなされなければならないときに、線源がすでに存在している状況である。これには、作業場内の自然起源の放射性核種や、過去の原子力施設の操業により汚染された土地などの人工放射性核種からの被ばくを含む状況が含まれる。それに加え、緊急事態の状況に起因する長期的な汚染の管理も現存被ばく状況として取り扱うべきである。ラドン同位体、主に<sup>222</sup>Rn と子孫核種による職業被ばくは、*Publication 126*(ICRP, 2014)で説明されている。さまざまな産業における自然起源の放射性核種の使用は、*Publication 142*(ICRP, 2019b)の主題である。現存被ばく状況において、実効線量の使用は、管理手段が必要であるかどうかの決

定のための適切な根拠となる。計画被ばくについて上記で取りあげられたことと同様の検討が適 用される。

(70)計画被ばく状況の運用の間,ならびに作業者の緊急時被ばくにつながるかもしれないある他の予想しない状況の間に,作業場で緊急時被ばく状況が発生する可能性がある。緊急時被ばく状況に関連する状況は2つある。第一の状況として,作業場で事故や管理ができない状態が発生した場合,作業者は通常の放射線被ばくよりも高い被ばくを受ける可能性がある。医学的介入が必要かどうかを判断するために,このような被ばくがどのようなものであったかを迅速に評価することが大切である。組織反応が観察されうるような被ばくであるかどうか,そしてさらなる被ばくの管理において個々の臓器線量が考慮される必要があるかどうかを,実効線量は最初に示すことができる。後の段階では,実効線量が初期的な役割しか果たせない過剰被ばくを受けた後に,完全な遡及的リスク評価が必要となる場合がある。そのような状況では,臓器/組織線量の最良推定値,適切なRBEデータ,ならびに年齢,性別,集団に特有のリスク因子(2.6節参照)を用いて個人のリスクが評価されるべきである。

(71)第二の状況は、事故的放出直後における状況か、または事態を制御可能にするため、あるいは他者 を保護するための防護措置を導入するために、作業者の介入が必要とされる可能性のある継続的な緊 急事態における状況である。これらの状況では、被ばくをある程度計画的にすることができ、このプロ セスの一環として実効線量を使用することが適切である。しかしながら、皮膚の被ばく、または、吸入 による著しい摂取がある場合に他の臓器の被ばくを考慮に入れることも大切となる場合がある(個人 防護具の使用によりこのような状況における内部被ばくが制御される)。3.4 節で述べたように,原則 として事故時における 100 mSv を超える線量で、実効線量を防護量として使用すべきでないという理 由はない。しかしながら、特に皮膚と眼の水晶体の外部被ばくと、特定臓器に濃縮する放射性核種から の内部被ばく線量を考慮するような状況では、組織反応を回避するため注意が必要とされるであろう。 (72)皮膚に対する創傷,擦過傷,火傷,または他の病理学的損傷は,放射性物質が皮下組織や血液と体 循環に到達する能力を大いに増大させる可能性がある。創傷部位に沈着した物質の多くは、その部位 に保持される可能性があり、外科的に切除できるが、可溶性(可搬性)物質は、血液に移行し、身体 の他の部分に移動することが可能である。これらの事象は、事故の結果としてのみ発生するものであ る。それゆえに各事象はそれぞれ独特のものであり、職業的な保健物理士\*と医療スタッフによって 評価される必要がある。委員会は、創傷のモニタリングデータの解釈について助言しなかった。しか し、さまざまな放射性核種に関し開発された体内動態モデルは、血液循環に入る切創または創傷への 沈着物の可溶性成分に適用することができる。放射性核種で汚染された創傷から生じる線量を計算す る方法を提供するために、NCRP は委員会と協力し、このような被ばくに関する体内動態と線量評価 のモデルを開発した(NCRP, 2007)。したがって、委員会が提供した線量係数とデータは、創傷部 位から血液中に侵入した放射性核種の臓器/組織線量と実効線量の推定値を得るために, NCRP 創 傷モデルパラメータ値と併せて使用することができるであろう。

\*訳注)職場の保健物理担当者を指す。

# 4.2. 公衆被ばく

(73)公衆が外部線源および内部線源に被ばくする可能性がある計画被ばく状況には、次のものが含まれる。

- 管理区域または監視区域への訪問
- 管理区域に隣接する、公衆が立入り可能な区域への立入り
- 放射性物質の環境への管理排出
- 固体放射性廃棄物の処分後の環境への放出
- 放射性物質を含む消費材の使用
- (74)計画被ばく状況では、予測的評価と遡及的評価の両方が実施される。予測的評価は最適化の目的で 実施され、代表的個人(79項参照)の実効線量が公衆の線量拘束値未満であることを保証するもの である、そして、このような評価はモデルを用いて実施される。遡及的評価は線量限度の遵守を実 証し、線量拘束値との比較を行うために実施される場合がある。このような評価は、環境モニタリ ングに基づいて行われることが理想的であろう。評価に関連する不確かさは認識されるべきであ る。最適化プロセスへの入力情報として、または以下に論じるような比較目的のために、集団実効 線量も推定されるかもしれない。

(75)現存被ばく状況は以下により発生する。

- 過去の原子力施設の操業や原子力緊急事態,または放射線緊急事態から生じた残留放射性物質による区域の汚染
- 規制管理の対象であったが、現在の要件には従っていない過去の活動からの残留汚染
- 自然または残存する人工放射性物質を含む食品,飲料水,建築材などの物品の使用
- 屋内のラドンを含む自然放射線源による被ばく

(76)現存被ばく状況では、対象とする状況において、確立 された関連する参考レベル(線量)を使用する最適化の入力情報として、代表的個人(79項参照)の 年実効線量を決定する予測的評価が行われる。現存被ばく状況は何年も持続することがあり、放射 線の状態がゆっくりと変化する可能性があるため、過去のモニタリングデータを用いて将来の実 効線量を推定することが可能になる。環境中の放射性核種濃度の測定値と公衆の線量推定値は、利 用可能であれば、実効線量と関連する参考レベルとの比較の目的で、年実効線量の遡及的評価に用 いることができる。

(77)緊急時被ばく状況は、計画被ばく状況の運用中に、悪意のある行為から、または他の予想しない事態から生じる可能性があり、放射線被ばくを回避または低減するために、予防的および/または急を要する防護対策を必要とする場合がある。公衆は、自然環境または居住環境にまき散らされた放射性核種から、さまざまな経路を介して、外部被ばくまたは内部被ばくにさらされる可能性がある。将来起こりうる事故シナリオのための緊急事態計画の一部として、または、どのような対策が必要であるかを決定するために発生した事故に関連して、予測的評価が実施される場合がある。最適化プロセスの入力情報として、ならびに関連する参考レベルとの比較のために、実効線量が推定される。放出の性質次第では、特定の臓器または組織の線量推定値を考慮することも重要となるかもしれない。たとえば、131Iの放出を伴う事故については、甲状腺線量を特に配慮することが重要である。緊急事態における被ばくは通常期間が短く、被ばく時年齢に応じて線量の違いを考慮に入れることが大切である。特にトリアージやコミュニケーションの関連では、妊婦や授乳中の女性と幼児の被ばくを考慮することも重要となろう。

(78)医学的フォローアップの必要性を評価するために、緊急事態の被ばくによる実効線量の遡及的評価が必要となる可能性がある。このような場合、個人モニタリングデータ(外部および内部被ばく)と生物学的線量測定値、あるいはそのどちらか、また、さまざまな環境媒体中の放射性核種濃度の測定値が必要とされるであろう。緊急時被ばく状況の線量評価に関連する不確かさを認識することが大切であり、これにはモデル化の結果と同様に、人や環境の測定値に関連する不確かさが含まれる。このような状況では、公衆の安心のために測定が行われてきた可能性があり、そのため、測定値は比較的高い検出限界と、線量への換算に大きな不確かさを持っている。このことは実効線量の推定値を念入りに解釈することの重要性を強調している。また、遡及的評価は、不確かさを低減し、最適化プロセスを改善する目的で、予測的線量評価を精緻化するためにも用いることができる。

- (79)実効線量は「代表的個人」と呼ばれる集団内でより多く被ばくした個人を代表すると確認された人, またはグループについて通常評価される。この概念は、あまり定量的に定義されていない「決定グ ループ(Critical Group)」の概念を置き換えるため、*Publication 101*(ICRP, 2006)において 導入された。代表的個人を定義するためには、一般的に、異なる年齢の異なる職業、習慣、食物の 消費率を持つ人々の、複数のグループの候補が検討されるであろう。
- (80)線量評価プロセスでは、さまざまな年代の標準人を考慮することができる。委員会は、生後3カ月 の乳児、1、5、10、15歳の小児と成人の線量係数を提供している(3.6節参照)。さらに、委員会 は、母親による放射性核種の摂取後の胚/胎児、母乳哺育児の線量を考慮している。*Publication 103*(ICRP, 2007a)では、ほとんどの場合、胚/胎児、母乳育児の線量は、成人が受ける線量と 比べて小さくなるであろうことが明記されている。しかしながら、これは必ずしも当てはまらず、 <sup>32</sup>P、<sup>33</sup>P、<sup>45</sup>Ca、<sup>89</sup>Srの4つの放射性核種については、胎児/母乳哺育児は、いくつかの被ばく 状況において、他の年齢グループよりも著しく高い線量を受ける可能性があり、したがって、代表 的個人として指定される可能性がある。線量基準との比較には1年間の線量が必要であるが、母 親による放射性核種の年摂取量を用いた簡易的な線量評価を行い、妊娠期間中の胚/胎児の慢性 被ばくに線量係数を適用することでおそらく十分であろう(HPA, 2008)。より詳細な評価が必 要な場合には、母親によって発生する1年間の摂取は、9カ月間の妊娠と3カ月間の授乳にかけて

起こると想定してよい。胚/胎児の外部線量は、母体の子宮と同様とされる。子どもの外部被ばくの線量係数も現在公表されている(3.6節;ICRP, 2020b)。Publication 101 (ICRP, 2006)は、ほとんどの線量評価、とくに各コホートメンバーが年齢グループを自然に通過する場合の長期被ばくには、1歳と10歳の小児、および成人という3つの年齢グループの考慮で十分であると結論づけた。一般的に、被ばくの推定における不確かさは、さまざまな年齢グループの線量係数の違いに比べて大きい。ステークホルダーが新たな年齢グループを追加して線量推定することを求めてくる場合があることが認識されており、このような計算は対話を促すのに適切である。

- (81)実効線量の計算において、胚/胎児と乳児を含むすべての年齢グループに1組の組織加重係数を適用することについて、懸念が示されてきた(Streffer, 2004)。組織加重係数は、低線量放射線被ばくのリスクに関する知見を過大に解釈せずに、個々の臓器と組織の確率的デトリメント全体への寄与を割り当てるために用いられる。これらは特定の年齢グループについて、科学的に最良の判断を示すものではない。胚/胎児への適用は、乳児への適用の延長である。前述したように、子宮内被ばく後の全がんリスクは、小児期早期の被ばく後のがんリスクを超えることはないと判断されている(ICRP, 2003a)。線量管理のための基準(線量拘束値と参考レベル)は、1Sv当たりのデトリメントにおける年齢グループ間の潜在的差異の知見に基づいて設定することができる。最適化と共に公衆のすべての構成員(またはすべての作業者)に適用される線量拘束値と参考レベルの使用は、実用的、公平、かつ実行可能で、個人ベースで区別をしない防護体系を提供する。当然の結果として、実用的な放射線防護の目的では、1組の組織加重係数の使用が適切であると考えられてきている。
- (82)放射性核種の環境中の移動と公衆が受ける内部線量のモデル化において,放射性核種の最も適切な 物理的および化学的特性の選択は重要な課題である。この検討は,操業前の段階の施設と緊急事態 についての予測的評価のため特に重要である。放射性核種の特性に関するモニタリングデータと 情報が利用可能である場合,類似状況の過去の経験が有益となる可能性が高い。委員会は,関連す る情報が入手可能であり,検討が必要な場合は,常に特定の化学的形態の放射性核種に関連する線 量係数を使用すべきであることを助言する。モニタリングデータが利用可能ではない場合,線量評 価の慎重な姿勢としては,より高い線量推定をもたらす放射性核種の特性と線量係数を選ぶこと である。この問題に関するいくつかのガイダンスは,Publication 72 (ICRP, 1996a) で述べられ ている。
- (83)ほとんどの場合、公衆の外部被ばくと内部被ばくの直接的な測定値は入手できず、実効線量の評価は、モデル化の手法を用いて、可能な場合は環境中の放射性核種の周辺線量当量率と濃度の測定値に基づき実施される。まれに、個人線量計、またはホールボディカウンタなどの方法による個人の放射性核種の体内量測定からも情報が入手可能である。公衆の線量を評価するための方法としては、関連する線量限度遵守の保証と線量拘束値や参考レベルとの比較のため、線量が過小評価されないことを保証する目的で、慎重なパラメータ値を採用することがよく行われる。最適化のためにこのような方法の結果を用いる際には、評価における偏りが生じるかもしれないため、慎重さの程度を認識して、注意して行うことが必要である。これは避難のような対策が緊急時被ばく状況で必要とされるかどうかを決定する際には、特に重要である。線量の低減と、その対策による有害な影響とのバランスをとることが大切であり、線量を慎重に評価することは、被災した集団にとって有害な影響を及ぼす不必要な対策につながるおそれがある。

4.3. 潜在被ばく

- (84)計画被ばく状況は、作業者と公衆のあるレベルの被ばくの受容と管理を伴うものである。さらにそれに加え、計画された操作手順からの予期しない逸脱と、放射線源の管理不能を含む事故や、悪意のある事象によって、より高いレベルの被ばくが起こる可能性がある。このように発生した被ばくは、「潜在被ばく」(ICRP, 2007a)と呼ばれる。計画された操作手順からの逸脱や事故は、稀ではあるが、予見してその発生確率を推定できる可能性がある。放射線源の管理の喪失や悪意のある行為による事象は、予測しにくく、ケースバイケースの対応を必要とする。
- (85)潜在被ばくの評価には、通常、(1) 被ばくに至る事象を示すシナリオの構築、(2) これらの事象 の発生確率の評価、(3) 結果として生じる線量と関連するデトリメントの評価、(4) いくつかの 受容基準との比較、が含まれる。受容性の決定は、発生確率と、結果として生じる線量とリスクの 大きさの両方による。これらの要因は、別々に考察されてもよいが、起こりそうにない事象の結果

として生じる放射線被ばくに起因する健康影響の確率を考慮して、それと組み合わせることも可能である。これに関連して、委員会(ICRP, 2007a)は、1Sv当たり5×10<sup>2</sup>の値を用いて致死がんのリスクを検討した。死亡の確率は、事象の発生確率と、事象が発生した場合に受けるであろう実効線量に伴う致死がんリスクとの積とする。得られた確率は受容性を判断するため、リスク拘束値と比較される。

(86)リスク拘束値は、線量拘束値と同様に線源関連であり、原則として、同じ線源に対応する線量拘束 値で暗に示されるのと同様の健康リスクと同じであるはずである。しかし、Publication 103 (2007a)で論じられているとおり、このような事象の発生確率の推定に関連する不確かさが大き いため、包括的なリスク拘束値の使用が適切である可能性が高い。作業者の潜在被ばくについて、 委員会は、年間 2×10<sup>-4</sup> という包括的なリスク拘束値が平均年間職業被ばくである 5mSv に関係付 けられる致死がんリスクに相当する(すなわち、実効線量で 1Sv 当たり 5×10<sup>-2</sup>の致死がんリスク を仮定する)ということに基づいて、この包括的なリスク拘束値の使用を勧告する(ICRP, 2007a)。 5 mSv の実効線量とは、防護の最適化がなされた後のある選択された操作のタイプで受ける典型 的な高い値と言われている。公衆の潜在被ばくについては、委員会は、年間 1×10<sup>-5</sup> というリスク 拘束値を勧告する(ICRP, 2007a)。

(87) 致死がんのリスクに基づく包括的なリスク拘束値設定の基本的な考え方に加えて、より低い発生確 率でより高い線量を伴う事象により組織反応のしきい線量を超えるかもしれないことが認識され ており、この要素も考慮する必要がある。

5. 医療被ばく

- (88)医学診断と治療において、放射線は広範な用途に使用されている。診断と IVR 手法で患者が受け る放射線量は、それぞれの手法について測定できる量で記録される。これらの測定量は、簡単な方 法により線量レベルの評価に使用でき、世界中で、さまざまな医療施設間の特定の種類の検査の線 量比較に使用される。これらの測定可能な量について、診断参考レベルを確立するための調査が行 われている(Martin, 2008, 2011; ICRP, 2017a)。
- (89)確率的リスクはさまざまな医学的処置において照射される臓器と組織によって異なるため、測定可能な線量は、体内の吸収線量の異なる分布をもたらす他の選択可能な技術からの関連する相対的健康デトリメントについて、意味のある指標をもたらさない。実効線量は、身体の異なる領域を照射する医療処置からの線量の比較を行うために、使用することができる。これは、診断手法による線量レベルに関する認識を高めることに役立ち、放射線被ばくに関連して起こりうるリスクを大まかに把握するのに役立ってきた。実効線量は、放射線防護における医療専門家の訓練においてよく使用される。これは、医療処置の正当化を助けるために、また、患者の介護者や医療研究のボランティアの線量拘束値を確立するために、情報に基づいた判断を行う際に使用される。実効線量は、医療行為における放射線防護の向上に有用な参考情報を提供しており、放射線防護の臨床医と非専門家が理解できる健康への潜在的なリスクに関係する放射線量の指標を伝える手段となる。
- (90)本章では、健康リスクを示す必要があるときで実効線量を使用することができる場合と、他の測定 可能な線量で必要な情報を提供するのに十分で実効線量の使用が勧告されない場合の適用例につ いて述べる。考えられるリスクの近似的指標として、実効線量を用いることを支持する証拠を示 す。そして、それには診断用 X 線検査に関わる実効線量とリスクとの関係、男性と女性の検査時 年齢に伴うリスクの変化が示されている。

5.1. 医療処置からの実効線量

(91)医療処置からの実効線量は、測定可能な量を防護量に関連付ける線量係数を使用して計算される。 委員会は、核医学における診断手法に関する線量係数を公表しているが(3.6 節参照)、現時点で は、X線画像診断手法に関連する係数を提供していない。しかしながら、多くの機関が、放射線検 査に関する臓器/組織線量と実効線量の値の算出に使用することができる係数を公表している。 これらは、X線撮影とX線透視に関し、入射表面空気カーマまたは面積カーマ積算値(Jones and Wall、1985; Hart et al.、1994; Rannikko et al.、1997; Kramer et al., 2004), または CT に 関する長さ線量積(ImPACT, 2011; Wall et al., 2011; Lee et al., 2011, 2012; Ding et al., 2015; Shrimpton et al., 2016)に適用することができる。個々の患者の画像診断の被ばくを正当 化するための、または最も適切な技術を選択することにより防護を最適化するための日常的な判 断には、推測される健康へのリスクに関連する線量の近似的推定値が必要である。これらの日常的 な意思決定を行うために、実効線量の一般的な値は、普通の放射線被ばくレベルのデトリメントに 関連する十分な情報を有する分かりやすい手段を提供する。理想的には、これらの一般的な値は、 検討対象の国と施設に適用されるデータに基づくべきである。表 5.1 に示される異なる国の調査か ら得られた、さまざまな検査に関する値の違いによって例示されるように、設備、技術、患者の選 択(体重範囲)の違いによって、変動が生じている。この表で明らかな違いのいくつかは、検査の 定義がさまざまであることによるものであり、調査実施時に使用されていた技術と機器からの線 量を反映しており、これは時間とともに変化するであろう。ただし、一部のデータでは、異なるフ ァントムや線量換算係数の使用により、最大 25%までの差がある。委員会は、このような線量計 算の標準化を手助けする必要性を認識しており、将来、特定の X 線検査と CT 検査に関する基準 となる線量係数を提供する予定である。なお、表 5.1 の値と次節の適用で使用される値は、個々の 患者の被ばくに関する線量の計算を想定しているかもしれないが、標準人に関する値であり、特定 の個人に関する値ではないことに留意されたい。

5.2. 実効線量を用いた適用

5.2.1. 参照ガイドラインと手法の正当化

- (92)委員会(ICRP, 1996b, 2007b, 2008)は、以下の3つのレベルで医療被ばくの正当化を勧告している:(1)医療における放射線の使用が、害よりも便益を多くもたらすレベル;(2)所定の種類の処置が、患者の診断または治療を改善するために、特定の臨床的適応に対して正当化されるレベル;(3)個々の患者に対する医学的検査が、患者の病状の管理に役立つことによって、害よりも多くの便益がもたらされるレベル。
- (93)放射線装置と技術が,病院や他の医療施設で購入と使用について承認されている場合,第1のレベルの正当化は,国のレベルで行われる。第2のレベルは,専門の学会や保健当局が作成した診断手法の参照ガイドラインに反映されており,ここでは,さまざまな種類の検査からの線量の相対的な大きさに関する情報を提供するために,実効線量が使用される(EU,2000;ACR,2020;EANM,2020)。
- (94)臨床医(たとえば,検査依頼医と放射線科医)は、個々の患者に第3のレベルの正当化を実施する 責任がある。このプロセスは、診断情報の必要性によって決定されるが、患者にとっての便益に加 え、放射線被ばくからの潜在的なリスクを考慮すべきである。実効線量は、患者の性別と年齢(5.4 節参照)、確証されているかまたは疑いのある疾病の医学的リスク、ならびに患者の余命(Loose et al., 2010年)も考慮に入れることで、この評価に十分な情報を提供することができる。

5.2.2. 画像技術の選択

- (95)患者の画像検査では、身体の部分的な放射線被ばくと、放射線関連がんリスクの点で感受性の異なる組織の被ばくを伴うのが一般的である(2.6節と5.4節を参照)。機械で発生させたX線と核医学手法の両手法において、線量分布が大きく異なりうるさまざまな手法からの線量を、実効線量は 簡単に比較することを可能にしている。
- (96)2 つの異なる X 線画像診断法を検討する場合, 選択を決定する第一の要因は患者にとっての潜在的 な便益であり,実効線量の比較は照会検査の選択を決める際の第二の要因となりうる。たとえば, 胸部 CT 検査と従来の胸部 X 線は両方とも肺を照射するが,体内の放射線量の空間分布は異なり, CT からの実効線量は胸部 X 線撮影の数百倍にもなる。特定の臨床上の疑問に対して胸部 CT と胸 部 X 線撮影のいずれも必要な情報を提供できるのであれば,実効線量の違いは(粗い推定だとし ても) 胸部 X 線撮影の選択を支持する。しかし、どちらの手法が患者により多くの便益をもたら すであろうかという事を第一に考えなければならない。

5.2.3. 技術の最適化

(97)一旦,画像検査法に関する決定がなされると,次の段階は,その最適化を確実にすることである。 実効線量は,異なる部門または施設で適用される同一または類似の技術について,線量の比較を行 うための最良の量ではない。このためには,画像検査手法特有の線量(たとえば,面積カーマ積算 量,ボリューム平均 CT 線量指標(CTDIvol))を使用すべきである(5.3節参照)。しかし,体内 の線量分布が大きく異なり,体幹部の多くの臓器と組織の線量を考慮する必要がある状況では,実 効線量の使用が適切である。1 つの例として,胸部 X 線撮影に異なる照射方向(例,前方・後方照 射(AP)と対照的に後方・前方照射(PA))を用いる場合,乳房,肺,食道は PA よりも AP の線 量が高く,実効線量に大きく寄与する(Martin et al., 1999; Martin and Sutton, 2014)。別の 例は、異なる管電圧(kV)の使用(Martin et al., 1993)または非常に異なるX線管フィルター
透過(たとえば、小児放射線学またはIVR 手法における)である。ここで、kVを増加させること
で、より透過性のある放射線を与えることとなり、被ばくレベルを減少させることができ、より表
在性の組織の線量を減少させる(Martin et al., 1993; Martin, 2007b, 2008; Martin and Sutton, 2014)。

## 5.2.4. 研究志願者の線量

(98)生物医学研究プログラムの一部として研究志願者が受けた被ばくは、医療被ばくと見なされる (ICRP, 1991b, 2007b; IAEA, 1995, 2011)。研究提案の承認前に、関与する個人の考えられ るデトリメントの評価が行われ、記録されなければならない。実効線量は、研究目的を支援するた めに実施されるさまざまな手法から生じる可能性のある放射線関連の健康デトリメントの合計に 使用される適切な量である。それぞれの手法は体内で異なった線量分布を持つ可能性があるから である(IAEA, 2011)。しかしながら、実効線量は標準人に関する推定値であることを認識すべ きである。研究対象者の潜在的な放射線関連リスクを考慮する場合、年齢、性別、健康状態を認識 すべきである(5.4 節参照)。

5.2.5. 意図しない被ばくの報告

(99)意図しない被ばくや診断手法における患者の過剰被ばくは、まずは実効線量を用いて評価することができる。これにより、事象の調査や報告のための十分な情報を得ることができ、より詳細な評価を行うための要件に関する決定事項が通知される。参照プロセスに誤りがあった場合、または誤った患者または身体の部位が検査された場合など、さまざまな状況で意図しない被ばくが発生するかもしれない。過剰被ばくは、手順に誤りがあった場合、または機器の不具合が発生した場合に発生するかもしれない(Martin, 2005; Martin et al., 2017)。意図しない被ばくで線量のレベルが低い場合には、通常、実効線量に関する大まかな評価で十分であろう。意図しない被ばくが、同じ種類の標準的な検査の線量と同等であることが知られている場合、この手法における一般的な実効線量が数 mSv 以下であれば、その値を用いることができる。実効線量がもっと大きいか、被ばく条件が標準的な検査と一致しない場合には、利用可能な被ばくデータから実効線量を計算することがより適切である。実効線量が数+mSvを超える場合には、その個人に対するリスクの評価を含んだより詳細な評価が必要と認識される可能性が高い。このような状況では、放射線感受性の高いすべての臓器と組織の線量を推定し、年齢、性別、臓器別のリスク係数を適用して、リスクの最良推定値を導出することが適切となるであろう。(2.6 節と 5.4 節参照)。

5.2.6. 健康スクリーニングまたは非医療応用のための画像診断の有効性の評価

(100)実効線量は、体幹部の多くの臓器/組織の被ばく(乳房が線量の大部分を受けるマンモグラフィ を除く)を含む健康診断手法の評価に用いることができる。標準人の実効線量は、全身または身体 の一部を照射する二重 X 線吸収のような技術からの線量を評価するのに役立つ。このような技法 に対して、単に受けた線量を意味つけるために、たとえ線量が極めて低くても、健康デトリメント に関連する量が必要とされる場合がある。実効線量は放射線に感受性のあることが知られている 臓器/組織線量の定量的指標であることから、確率的影響が観察されるレベルよりも、はるかに低 い線量であっても、このことは適切であると考えられる(5.4節参照)。

5.2.7. 介護者への線量

(101)診断または治療を受ける患者の支援と介助の手助けとして、個人が承知の上で進んで受ける被ば く(職業被ばく以外)は、医療被ばくと考えられる。典型的な例は、非密封<sup>131</sup>Iによる甲状腺治療 後に退院した患者の家族、または密封線源を埋め込んだ患者の家族の被ばくである。生じ得る被ば くと受けた線量は時々評価を行う必要があり、職業被ばくと公衆被ばくの場合のように、適切な量 は実効線量である。受容される線量は個人の状況に依存するであろう(ICRP, 2007a)。

5.2.8.臨床医と医療従事者の教育と訓練

(102)放射線を伴う医学的手法を行う検査依頼医と他の医療従事者は、医療被ばくの便益と比べ健康デトリメントは極めて小さいと受け止めているので、放射線被ばくからの潜在的な健康デトリメントについてほとんど理解できていない可能性がある(ICRP, 2009b; Loose et al., 2010; Zanzonica and Stabin, 2014)。したがって、患者の診断または IVR における照射を依頼または正当化する際、または考えられるリスクを患者に説明する際に、彼らにとってこれらの潜在的リスクを考慮に入れることは困難である。実効線量は、さまざまな被ばくシナリオを比較するために使用すること

ができる単一の量である。したがって、一般的な手法の典型的な実効線量の知識を、医師の教育や 訓練に含めるべきである。各国の医学的手法からの集団実効線量とそれから受ける1人当たりの 線量平均が、被ばくとその経時的変化に対する意識の向上に用いられている(UNSCEAR, 2008; NCRP, 2009, 2019; Wall et al., 2011)。

(103)医師はまた、放射線被ばく事象または公衆の放射線被ばくを伴う可能性のある事故が起きた場合に、助言と安心を求める公衆から相談を持ちかけられる最初のグループのひとつである。(ほとんどの場合)確率的影響の可能性のみが伴うとき、実効線量は、分かりやすいコミュニケーションのため、そしてある被ばくによる健康リスクの可能性と他の被ばくシナリオからのリスクとの比較を容易にするめの適切な量である。

5.3. 実効線量が勧告されない用途

(104)実効線量は、健康デトリメントに関連した比較が必要な場合に役立つ手段である。しかしながら、 実際の測定に使用されている線量により、十分な情報が提供される状況は多い。こういった場合 は、記録のプロセスを簡略化し、不必要な近似と調整係数の使用を避けるために、記録または機器 に表示される測定可能な線量が使用されるべきである。組織加重係数が時間と共にさらに進化し、 臓器/組織線量の算出方法が改良された場合、将来必要とされる時に、生データが利用できるとよ り正確な計算が可能になる。臓器/組織線量や他の線量が、より良い選択肢を提供するが、実効線 量の使用を勧告しない用途をここに記載する。

5.3.1. 類似技術の線量の比較と診断参考レベルの設定

(105)X 線撮影と X 線透視の入射表面空気カーマと面積カーマ積算量値,ならびに CTDIvol と DLP な どの測定可能な線量は,似たような体内吸収線量相対分布の被ばくをもたらす施設,機器,技術間 の比較を行うのに適している。それらは,患者の線量の調査を行うため,ならびに診断参考レベル を設定するために使用されるべきである。

5.3.2. 医学的手法の報告書における患者の線量情報の記録

(106)欧州連合の加盟国では EURATOM 59/2013 により要求され,米国では医療機関認定合同委員会 による認定のために必要とされるように,患者の被ばくの線量情報が医学放射線的手法に関する 報告書の一部を構成する場合,測定可能な線量が使用されるべきである。

5.3.3. 患者の線量の追跡

- (107)医療画像撮影のための放射線の使用が増加してくるにつれて、画像診断を繰り返し受ける患者の 数も増加してきた(Sodickson et al., 2009)。医療画像手法による線量を定量化するための、よ り正式な方法を提供することを目的として、線量追跡法は経時的に累積する患者の放射線被ばく を記録するために開発されている(Rehani et al., 2014; Rehani, 2015)。これらのデータを記 録するために最も良いのは、測定された線量を用いること(Rehani et al., 2014)であるが、さら なる情報が必要な場合、臓器/組織と実効線量の計算と累積線量としてのそれらの合計は、個々の 患者の潜在的リスクを理解するのに役立つ(Brambilla et al., 2020; Rehani et al., 2020)。
- 5.3.4. 1つの臓器のみが被ばくする場合の線量評価
- (108)乳房のマンモグラフィや頭部 CT における脳のように,放射線画像診断が主に1つの解剖学的領域に限定される場合,臓器/組織ごとのリスクの推定値とともに,臓器または組織の線量推定値を実効線量の代わりに用いるべきである。同様に,甲状腺による放射性ヨウ素の取り込みを伴う画像検査法から受けた線量の評価は,主に,照射される主要な臓器/組織である甲状腺の吸収線量で示されるべきである。実効線量の算出には男女の線量の平均が含まれることに留意し,生殖器の線量が大部分を占める検査の評価には,生殖腺の線量を用いるべきである(2.4 節と 2.5 節参照)。

5.4. 実効線量とリスクコミュニケーション

5.4.1. 線量及び関連する健康リスクのコミュニケーション

(109)検査の正当化と最適化に関する議論と患者とのコミュニケーションのためには、臨床医は、リス クに関する広い視点を反映した放射線量の説明には特別な訓練と言葉が必要である。リスクコミ ュニケーションの複雑さは本刊行物の範囲外であるが、表 5.2 は、医療画像検査からのリスクと便 益について、実効線量に紐づく尺度を示している、そして、さまざまな線量範囲で起こりうるがん リスクのレベルに関連する線量ならびに手法の例を、一般的な用語を用いて記述している。1 mSv 以上の実効線量に用いた用語は、UNSCEAR (2012a)が同じ範囲の全身吸収線量(mGy)に使用 したものと同じである。したがって、この特定の文脈では 10~100 mSv の実効線量を与える被ば くから推測されるリスクは低いと考えることができ、一方、1~10 mSv の実効線量については、 推測されるリスクは非常に低いと考えることが可能であり、これは、個人が単に地球上に暮らすこ とで、自然バックグラウンド放射線への被ばくから毎年受ける被ばくと同等である。胸部 X 線な どの検査を含む 0.1 mSv 未満の実効線量からの過剰リスクは、この枠組みでは無視できるものと して分類しているが、これに代わる用語として「極めて低い」があてはまるかもしれない。これら の用語は、医学研究のために *Publication 62* (ICRP、1991b) で使用されている用語とはわずか に異なっているが、その集団のグループと被ばくの目的が異なっている。

(110)放射線被ばくや生じ得るリスクを考慮するために、臨床医や患者は、時にはさらに多くの情報を 必要とする。そのためには、個人が良く知っている状況から受ける放射線量やリスクを受け入れて いる線量との比較が、役立つことがある。日常的な被ばくの例は、自然バックグラウンド放射線か らのものと、航空機搭乗中に宇宙線から個人が受けるかもしれない線量である。このような比較 は、受ける処置について懸念があるものの、放射線に関する知見がほとんど、あるいはまったくな い患者にとって、結果として放射線被ばくによる潜在的な害に対する非現実的な恐怖を持つおそ れがある場合、特に有効となりうる。実効線量を用いた比較は、放射線被ばくから考えられるリス クについて、より広い見方を提供するのを手助けすることで医師、患者、公衆の教育に役立てるこ とができる。患者の平均年齢は高齢なので平均余命を縮める疾患関連リスクと競合するため、医療 被ばくからの潜在的リスクは、一般的には標準的な集団よりも低い。ただし、小児患者集団は例外 である。さらに、多くの場合、IVRにおける放射線被ばくのリスクは、代替案である外科治療で被 る、より高いリスクと置き代わるものである。

5.4.2. 年齢別と性別のがんリスクと実効線量

(111)2.6節で述べたように、放射線誘発がんのリスクの推定値を得るために用いた疫学的データは、男女間および被ばく時年齢の関数としてのリスクの差異を示している。使用されるリスク予測モデルに応じて、集団間にも差が存在する。推定される生涯がん罹患リスクは、胃がん、膀胱がん、肝臓がん、白血病などを含む一部のがんについて、男女で同様であることが示されたが、多くの症例では女性のリスクが男性よりも高く、特に乳がんが顕著であり、肺がんや甲状腺がんも高い(2.6節参照)。すべてのがん部位を合わせると、被ばく時年齢が30~39歳のグループと比較した場合の生涯の過剰がん罹患リスクは、0~9歳の小児の被ばくで約2~3倍高く、60~69歳の成人では、約2~3倍低いと推定された。いくつかのがんタイプは、特に甲状腺がんのように被ばく時年齢に大きく依存したが、一方で肺がんを含む他のタイプは、ほとんどまたは全く年齢依存を示さなかった(UNSCEAR (2013)も参照)。

(112)2.6 節に記載された臓器/組織の単位吸収線量当たりの生涯がん罹患リスクを計算する方法論に 基づき,さまざまな医療処置からの臓器/組織線量の英国の推定値を使用して,Wallら(2011) は、ICRPの欧米人の混成集団の各処置に対する単位実効線量当たりの年齢別と性別のリスクを導 出した。この比較では、特定の手法に対する被ばく時年齢と性別の関数としての臓器/組織別リス クと臓器/組織吸収線量に関する情報を用いてリスクを算出し、その手法からの単位実効線量当 たりの推定リスクを表した。説明のため、本刊行物の表 2.4 のリスクデータを用いて、ICRP 欧米 人の混成集団の結果の一部を再計算し、表 5.3 に示す。同様に、ICRP のアジア人の混成集団につ いて、表 2.5 に示したリスクデータを用いて、1Sv 当たりの年齢別と性別の生涯リスクの計算値を 表 5.4 に示す。男性と女性ならびに各集団について、1 Sv 当たりの生涯過剰リスクの変動は、各 手法に関係する臓器/組織線量の組合せを反映している。たとえば、胸部 X 線検査では、肺だけ でなく肝臓や胃を含む多くの臓器/組織の線量が生じる。図 5.1 は、表 5.4 のデータと表 2.5 の均 一な全身照射の場合の 1Sv 当たりの生涯リスクを併せて示している」。ほとんどの処置に対する 生涯過剰がん罹患リスクの推定値は、特定の被ばく時年齢と性別に対する均一な全身照射の推定 値の約±50%の範囲内にある。これらのデータを考察し比較する際,さまざまな処置によってもた らされる線量には、非常に大きな差があることを念頭に置くことが大切であり(表 5.1 参照)、そ の結果がリスク係数であり、それぞれのケースで1Sv当たりの推定リスクの変動を示している。

(113)表 5.3 と表 5.4 に示した数値から推測されるかもしれない精度は、低線量放射線被ばくによるが んリスクの推定値の信頼性に、誤った印象を与えないことが大切である。この 2 つの混成集団に ついて、推定されたリスクの被ばく時年齢と性別の違いの全体的なパターンを説明するため、ここ には詳細なデータが含まれている。これらのデータに基づいて、殆どの X 線検査を検討すると、 1Sv 当たりの生涯のがん罹患リスクは、0~9 歳の被ばくでは 30~39 歳よりも約 2 倍高くなる可 能性があるという結論に達することができる。60歳代に被ばくした患者の推定生涯リスクは,30歳代の患者の約半分であり,70歳代の患者では3分の1未満,80歳代の患者では約10分の1に低下する。低線量におけるリスク予測に伴うかなりの不確かさに留意すると、臨床医や患者に伝える際に実効線量で1Sv当たりの生じ得るリスクについて、このような変動を反映させることは妥当であると考えられる。臓器/組織の吸収線量と部位別のリスクモデルを用いた健康リスク評価は、科学的知見が最も有効に活用されていることを示しているが、ほとんどの場合は、表5.2に示すような簡単なリスクの用語を用いれば十分であろう。このような情報を考察する際、臨床医は、処置の潜在的な便益と患者の疾病の予後などの要素を考慮したいと思うであろう。

- (114)医学的手法に関連する可能性のある生涯がん罹患リスクの近似的指標を提供するために実効線量 を使用することは、個人または特定の集団のグループに対するリスクの詳細な評価の代わりには ならない。Brenner (2008, 2012)は、「実効リスク」と呼ばれる中間的な数量の使用を提案し た。ここでは、生涯がん罹患率データに基づく年齢別の組織加重係数が、実効線量の算出において 委員会によって使用された年齢平均の数値に置き換わる。CT 検査の評価に実効リスクを使用して いる一例が、Andrade ら (2012)によって提供されている。この手法は、さまざまながんタイプ の年齢別の特異性に関する入手可能なデータを直接検討しているが、関連する不確かさが考慮さ れない限り、見せかけの正確さを示す可能性がある。
- (115)リスクの最良推定値は、個々の臓器/組織に対する平均吸収線量の測定値、または推定値に基づいて設定されるべきであり、最も適切な集団のグループの被ばく時年齢別と性別のリスク係数を用いるべきである。詳細な解析のため、吸収線量の推定には患者のサイズや、患者の臓器/組織内の放射線量の分布に影響を及ぼす他の因子を考慮すべきである。CT スキャンの場合、より大きな臓器とスキャン領域内の中心に位置する臓器に対する単位長さ線量積あたりの線量は、体幹部直径と共に指数関数的に減少する(Li et al., 2011)。特に、人体の被ばくした領域の境界にある臓器や組織の線量を導出する場合、被ばく条件のわずかな変化によって大きく変化しうるため、特に注意が必要である。患者別の CT の臓器/組織線量は、検査時の断面画像データから算出されるか(Li et al., 2011)または、患者の体格か体重に基づいて臓器/組織の線量を調整することができる(Huda and He, 2012)。線量とリスク推定値の両者の不確かさが考慮されるべきである。

6. 結論

(116)本刊行物は、放射線防護体系における線量の使用と採用された方法論の科学的根拠に関する総括を提供している。重要な目的は、混乱と論争を引き起こした諸問題について明確にしたことである。

(117)中心となる課題は、実効線量と確率的リスク、主にがんのリスクとの関係性であった。実効線量 は「可能性のあるリスクの近似的指標」として使用できると結論づけられた。この文言の選定は、 リスクの推定における固有の不確かさを強調し、検討される線量は多くの場合、疫学的に過剰なが ん症例が直接観察されるレベルより低いことを認識するためであった。これらの注意点を考慮し た上で、放射線防護の目的のために利用可能な科学的証拠の最も直接的な解釈によれば、低線量ま たは低線量率では、約5×10<sup>-2</sup>/Sv(すなわち、10<sup>-4</sup>/mSv未満)の致死がんの生涯名目リスクが適用 されるということである。特に照射時の年齢と男女間のリスクの差異を示す証拠がある。個人のリ スクを検討する際には、このような差異を考慮することが可能である。リスクの最良推定値を求め る場合は、不確かさを考慮した上で、臓器/組織の吸収線量、RBE 推定値、年齢、性別、集団別 のリスク推定値など、最良の科学的データを用いて評価することが重視される。

(118)組織反応は、これらの影響が生じるしきい線量未満に、限度を設定することによって管理される。 将来的には、これらの限度は、実効線量の計算の中間段階である等価線量を使用する現行の方法で はなく、吸収線量で設定されることになるであろう。防護量としての等価線量の使用は廃止でき、 体系を単純化することになる。組織反応の放射線加重は検討する必要がある。

(119)実効線量の計算に用いた組織加重係数は、男女ならびに全年齢にわたって平均された相対デトリメント値に基づいている。本刊行物で提供されたデータによれば、個々のがん部位に対するがんリスクの年齢依存性には、男女間で注目すべき違いが見られ、がん罹患率とそれに対応するデトリメント推定値は、照射時年齢に応じ、実質的な違いが観察されることが示されている。これらの違いは、年齢、性別、集団で平均化されたデトリメントの値と1組の組織加重係数の使用により表には見えない。その理由は、線量基準が設定され、すべての作業者と公衆の全構成員に最適化が適用される、実用的で、公平で、実行可能な体系を、現行の方式が提供するためであった。

(120)臓器と組織の吸収線量は、現在、さまざまな年齢の小児と成人の男女の人体ファントムを使用して計算される。一貫した方法としては、対応するデトリメント値、さらに相対デトリメント値も計算し、これらの値を使用して実効線量係数を計算することであろう。その後、最終段階として、全作業者と公衆の全構成員についての平均化を行うことができるであろう、または示された実効線量係数とデトリメント値の範囲を参照して、線量基準を設定することができるであろう。この方式は、一般的には防護体系の実践に影響を及ぼさないが、集団のサブグループに対する適切な防護の検討(たとえば、幼児被ばくの具体的な検討)を促すであろう。この課題についてはさらなる検討を行い、デトリメントの計算に関する今度の報告書は、より多くの分析と考察を提供するであろう。。

## 参考文献

謝

辞

2007 年勧告(ICRP, 2007a)では、放射線防護における線量の使用に関する詳細なガイダンスが示されているが、委員会は、医療被ばくとリスクの関連性を重視して、このガイダンスを拡大する必要性を認識した。委員会は、この課題を遂行するため、2010年にリスクに関連した放射線防護量としての実効線量の使用に関する課題グループ 79 を設立した。課題グループには、第1、第2、第3と第4専門委員会のメンバーが含まれた。

英国公衆衛生庁の Jan Jansen 氏や Wei Zhang 氏をはじめ,長年にわたる多大で献身的な働きにより,線量とリスクの計算に協力し,本刊行物の策定に関与したすべての人々に感謝の意を表したい。

タスクグループ 79の構成員は以下のとおりである(2010年~現在)。

J.D. Harrison(議長)	J.R. Cooper	J.R. Simmonds
M. Balonov	C.J. Martin	R. Smith-Bindman
F. Bochud	H-G. Menzel	C. Streffer
W. E. Bolch	P. Ortiz-Lopez	R. Wakeford
主委員会の批評的査読者	は以下のとおりて	ぎある

K. ApplegateD. CoolC-M. Larsson編集構成員は以下のとおりである。

C.H. Clement (ICRP 科学秘書官および *Annals of the ICRP* 編集長) H. Fujita (ICRP 科学秘書官補佐および *Annals of the ICRP* 共同編集者) 本刊行物の準備中の第2 専門委員会の構成員は以下のとおりである。

(2010~2013 年)

H-G. Menzel(委員長)	V. Berkovski	R. Leggett
J.D. Harrison (副委員長	e) R. Cox	J. Lipsztein
W. Bolch	G. Dietze	J. Ma
M. Bailey	K. Eckerman	F. Paquet
M. Balonov	A. Endo	N. Petoussi-Henss
D. Bartlett	N. Ishigure	A. Pradhan

(2013~2017年)

J.D. Harrison(委員長)	D. Chambers	J. Ma
F. Paquet(副委員長)	M. Degteva	D. Nosske
W.E. Bolch(書記)	A. Endo	N. Petoussi-Henss
M.R. Bailey	J.G.S. Hunt	F. Wissmann
V. Berkovski	C.H. Kim	
L. Bertelli	R. Leggett	

(2017~2021 年)									
1011、1、(禾昌匡)									
J.D. Harrison(安貝衣)	D. Jokisch	1. Sato							
F. Paquet(副委員長)	C.H. Kim	T. Smith							
W.E. Bolch(書記)	R. Leggett	A. Ulanowski							
V. Berkovski	J. Li	F. Wissmann							
E. Blanchardon	M.A. Lopez								
A. Giussani	N. Petoussi-Henss								
本刊行物承認時の主委員	会構成員は以下のとおりて	である。							
委員長:C. Cousins,英									
副委員長:J. Lochard, 仏									
副安貝皮 · J. Locharu, 位 科学秘書官 · C.H. Clement 加:sei sec@iern.org*									
K.E. Applegate,米	S. Liu, 中 名誉構成	戊員							
S. Bouffler, 英 S. Rom	anov, 露R.H. Clarke, 英								
K.W. Cho, Korea	W. Rühm, 独 F.A. Me	ettler Jr,米							
D.A. Cool, 米	R.J. Pentreath, 英								
J.D. Harrison,英	R.J. Preston,	K							
M. Kai, 日	C. Streffer, 独								
C-M. Larsson,濠	E. Vañó,西								
D. Laurier, 仏									
*1988 年以降,正式には	構成員ではないが、科学私	V書官は主委員会の不可欠な役割である。							
最後に,意見募集の過程	で本刊行物の草稿につい	てコメントを提供するために時間を割いて頂い							
たすべての組織と個人に	感謝する。								

表 2.1. Publication 103 (ICRP, 2007a)に記されているガンマ線の均一全身被ばくに関する名目がんリスクおよびデトリメント概要(Publication 103の付

属書 A の表 A.4.1	- 引用)					
組織	名目リスク係数	致死割合	致死割合と QOL	相対余命損失	デトリメント	相対デトリメント*
	(1 万人当たり1Gy 当た		Ŕ		(第1列関連)	
	りの症例数)*		調整した名目リス			
			$\mathcal{I}$			
(a) 全集団(被)。	<b>ずく時年齢 0~84 歳</b> )					
食道	15	0.93	15.1	0.87	13.1	0.023
Ē	79	0.83	77.0	0.88	67.7	0.118
目日本	65	0.48	49.4	0.97	47.9	0.083
小日 13 <i>3</i> 0	30	0.95	30.2	0.88	26.6	0.046
肝臓	114	0.89	112.9	0.80	90.3	0.157
ЯП	7	0.45	5.1	1.00	5.1	0.009
骨表面	1000	0.002	4.0	1.00	4.0	0.007
<b></b> 単 位	112	0.29	61.9	1.29	79.8	0.139
医 医 国	11	0.57	8.8	1.12	9.9	0.017
	43	0.29	23.5	0.71	16.7	0.029
別来	33	0.07	9.8	1.29	12.7	0.022
防治防止	42	0.67	37.7	1.63	61.5	0.107
甲状腺	144	0.49	110.2	1.03	113.5	0.198
〕 ● ● ○ 田 形 â 鎌	20	0.80	19.3	1.32	25.4	0.044
生殖腺(遺伝性)						
쇼랆	1715		565		574	1.000

60

	0.034	0.123	0.102	0.047	0.286	0.008	0.006	0.077	0.016	0.046	0.008	0.057	0.155	0.036	1.000	
	14.2	51.8	43.0	19.7	120.7	3.4	2.7	32.6	6.6	19.3	3.4	23.9	65.4	15.3	422	⊃症例数である。
	0.91	0.89	1.13	0.93	0.96	1.00	1.00	1.20	1.16	0.85	1.19	1.17	0.97	1.32		吸収線量当たりの
	16	58	38	21	126	3	3	27	9	23	3	20	67	12	423	<b>人当たり1Gy</b>
	0.93	0.83	0.48	0.95	0.89	0.45	0.002	0.29	0.57	0.29	0.07	0.67	0.49	0.80		् 10,000 ् र
ばく時年齢 18~64歳)	16	60	50	21	127	5	670	49	7	42	6	23	88	12	1179	ンマ線の均一全身被ばくな
(b) 作業者集団(被	食道	Ē	結腸	肝臓	肺	骨表面	皮膚	乳房	卵巣	膀胱	甲状腺	宇龍	年の田式会会	他 <sup>の」回川</sup> 和職 生殖腺(遺伝性)	合計	*リスク係数は, ガン

	1
$\cdot \hat{\circ}$	
NO	
AL	
10	
Μ	
欵	
<u>11</u>	
Ŕ	
비미	
) J	
Ь,	
2	
た	
শা	
~!!! _111	
ЩЩ	1
泉	
送	
년 ( )	
Ř	
Ш/	
$\mathbf{v}$	
G	
~	
2	
2	
, , , ,	,
111	
$\prec$	
_	
g	
Ξ	
Ľ,	
2	
-	
D	
1	
わ	,
$\sim$	
×	
~	
晐	
Щ	
$\langle H \rangle$	
1	
1	
$\overline{\mathcal{N}}$	1
Ú	
0	
領	
N	
V	
2	
T	1
ĸ	
•	
16	
N	
庥	1
<b>V</b> 禾	
~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~	
$\mathcal{L}$	
К	

いたされた数値は過度に高い精度があると解釈するべきではないが、行った計算のトレーサビリティおよび組織加重係数の選定を容易にするため、有効数字3 桁で提示されている。

91

	がらん		遺伝性影響		合計	
被ばく	Publication	Publication	Publication	Publication	Publication	Publication
集団	103	60	103	60	103	60
全集団	5.5	0.0	0.2	1.3	5.7	7.3
成人"	4.1	4.8	0.1	0.8	4.2	5.6
*作業者集団	(被ばく時年齢18	8~64 歳)				
表 2.3. Public	cation 103 (ICRP	, 2007a)の組織加重係	銰			
組織					$W_T$	$\sum w_{_{T}}$
骨髄、結腸、	肺,胃,乳房,残	りの組織*			0.12	0.72
生殖腺					0.08	0.08
膀胱,食道,	肝臓,甲状腺				0.04	0.16
骨表面, 脳,	唾液腺,皮膚				10.0	01.0
					0.01	0.04

デトリメントで調整した単位実効線量当たりの名目リスク係数(10<sup>-2</sup> Sv<sup>-1</sup>) (ICRP, 1991a, 2007a) 表 2.2. \*残りの組織:副腎, 胸郭外領域, 胆囊, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 膵臓, 前立腺, 小腸, 脾臓, 胸腺, および子宮/子宮頸部への線量の平均値

	被ばく	時年齢	(年)							
臓器	0–9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60–69	70–79	80-89	90–99
男性										
肺	0.7	0.7	0.7	0.8	0.8	0.8	0.6	0.4	0.2	0.03
有結理	1.0	0.8	0.6	0.4	0.3	0.2	0.1	0.05	0.02	0.0
RBM	1.6	1.3	1.1	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.04	0.0
膀胱	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.4	0.3	0.1	0.07	0.02
肝臓	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.01
甲状腺	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
良坦 その他の臓	0.4	0.2	0.06	0.03	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
器	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.08	0.05	0.01
	4.9	3.2	2.4	1.4	0.9	0.5	0.3	0.1	0.03	0.0
全がん	11.5	8.8	6.8	5.0	4.0	2.9	1.9	1.0	0.4	0.08
女性										
乳房	6.7	4.1	2.5	1.5	0.8	0.4	0.2	0.07	0.02	2 0.0
肺	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	1.9	1.6	1.1	0.5	0.06
胃	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	5 0.0
結腸	0.8	0.7	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.08	0.03	0.0
RBM	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	0.2	0.1	0.04	0.01
膀胱	0.8	0.7	0.6	0.5	0.4	0.4	0.3	0.2	0.1	0.01
肝臓	0.3	0.2	0.2	0.1	0.09	0.06	0.04	0.02	0.01	0.0
甲状腺	1.9	0.8	0.3	0.1	0.04	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.03
卵巣	0.6	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
その他の臓	3.7	2.5	1.7	1.2	0.8	0.5	0.3	0.1	0.05	5 0.0
器										
全がん	18.5	13.0	9.4	7.1	5.7	4.4	3.2	2.1	1.0	0.1

表 2.4. ICRP 欧米人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくから単位吸収線量当 たりのがん罹患の生涯過剰リスクの推定値 (100 人当たり 1Gy 当たりの症例数)

RBM:赤色骨髓。

リスクは、過剰絶対リスク(EAR)と過剰相対リスク(ERR)モデルで計算され、白血病以外のすべての がんに対して線量・線量率効果係数を2としている(ERR:EAR は甲状腺には 100:0%, 肺には 30:70%, 乳房には0:100%, 他のすべてには50:50%)。Preston et al. (2002)のモデルが乳がんに使用された。用 いられた最短潜伏期間は白血病で2年, 固形がんで5年であった。

	被ばく	時年齢	(年)							
臓器	0–9	10-19	20-29	30–39	40-49	50-59	60–69	70–79	80–89	90–99
男性							~ -			
肺	0.7	0.8	0.8	0.8	0.9	0.8	0.7	0.4	0.2	0.04
<b></b> 月	1.6	1.3	1.0	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.03	0.0
RBM	1.9	1.5	1.2	0.9	0.7	0.5	0.3	0.1	0.04	0.01
膀胱	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.5	0.3	0.1	0.07	0.02
肝臓	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.09	0.04	0.01
中仏脉 食道	1.1	0.8	0.7	0.5	0.4	0.2	0.1	0.05	0.01	0.0
その他の臓	0.3	0.1	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
器	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.09	0.06	0.01
	2.9	1.9	1.3	0.9	0.6	0.3	0.2	0.07	0.02	0.0
全がん	10.5	8.3	6.4	5.1	4.1	3.0	2.0	1.1	0.5	0.09
女性										
乳房	6.8	4.1	2.5	1.5	0.8	0.4	0.2	0.06	0.02	0.0
肺	1.4	1.4	1.5	1.6	1.7	1.6	1.4	0.9	0.5	0.09
胃	2.2	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.1	0.05	0.01
結腸	0.8	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.02	0.0
RBM	0.5	0.5	0.5	0.1	0.5	0.3	0.2	0.09	0.04	0.01
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.07	0.01
肝臓	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.1	0.08	0.04	0.01	0.0
甲状腺	2.5	1.0	0.5	0.2	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.03
卵巣	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.07	0.04	0.02	0.01	0.0
その他の臓 器	3.0	2.1	1.5	1.0	0.7	0.4	0.2	0.1	0.04	0.01
全がん	18.8	12.8	9.4	6.6	5.5	4.1	2.9	1.8	0.9	0.2

表 2.5. ICRP アジア人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくから単位吸収線量 当たりのがん罹患の生涯過剰リスクの推定値(100人当たり1Gy 当たりの症例数)

RBM:赤色骨髄。

リスクは, 過剰絶対リスク(EAR) と過剰相対リスク(ERR) モデルで計算され, 白血病以外のすべての がんに対して線量・線量率効果係数を2としている(ERR:EAR は甲状腺には 100:0%, 肺には 30:70%, 乳房には0:100%, 他のすべてには50:50%)。Preston et al. (2002)のモデルが乳がんに使用された。用 いられた最短潜伏期間は白血病で2年, 固形がんで5年であった。



図 2.1 ICRP 欧米人の混成集団(ICRP, 2007a)へのガンマ線の均一外部被ばくからの性別および被 ばく時年齢別の単位吸収線量当たりの肺がんおよび甲状腺がん罹患の生涯過剰リスク(100人当たり1Gy 当たりの症例数:%/Gy)(表 2.4 参照)

- 1. 単位吸収線量当たりのがんリスク(%/Gy)
- 2. 女性: 被ばく時年齢(歳)
- 3. 男性: 被ばく時年齢(歳)
- 4. 生涯リスク(欧米人集団) 肺がん <u></u>女性 <u>男性</u> 甲状腺がん - 女性 - 男性

## 表 3.1. Publication 103 (ICRP, 2007a) に勧告されている放射線加重係数

放射線タイプ	放射線加重係数 WR
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
α粒子,核分裂片,重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数(図 3.1)

すべての数値は、人体組織に入射する放射線に関係する。



- 図 3.1 中性子に対する放射線加重係数と中性子エネルギーとの関係
- 1. 放射線加重係数 WR
- 2. 中性子エネルギー (MeV)



図 3.2. *ICRP Publication 110* (ICRP, 2009a)で定義された標準ファントムを用いて実効線量を求める ための性の平均化

- 1. 放射線核種の摂取と外部被ばく
- 2. 標準男性
- 3. 男性ファントムの吸収線量, D<sub>T</sub>
- 4. 女性ファントムの吸収線量, D<sub>T</sub><sup>F</sup>
- 5. 標準女性
- 6. 等価線,  $H_T^F$
- 7. 等価線量, HTM
- 8. 性平均等価線量,H<sub>T</sub>
- 9. 実効線量,E
- 10. 標準人

- + V1			
検査方法	英国*	米国†	ロシア連邦‡
ラジオグラフィ			
胸部 PA	0.01	0.03	0.1
胸部 Lat	0.04	0.07	0.18
腰椎 AP 腰椎 Lat	0.39	2.0	0.6
	0.21	2.0	0.6
骨盤 AP	0.21	-	0.0
	0.43	0.6	1.0
	0.28	0.4	0.7
IVR			
冠動脈造影	3.9	15	15
大腿血管造影	2.3	7	5-10
コンピュータ断層撮影			
頭部 CT	1.8	1.6	1.8
胸部 CT	14	6.1	6.3
腹部 CT 腹部+骨般 CT	16	_	9
胸部+腹部+骨盤 CT	13	7.7	_
	19	12	25
核医学			
骨スキャン: <sup>99m</sup> Tc	3	4	3
全身 PET による腫瘍撮像( <sup>18</sup> F FDG)§	7.6	13	5

表 5.1. 3か国の成人を対象としたいくつかの一般的な検査から得られた代表的な実効線量(mSv)の 事例

PA:後方・前方, AP:前方・後方, Lat:側方, CT:コンピュータ断層撮影, PET:陽電子放射断層撮影, FDG:フル オロデオキシグルコース

\* Wall et al. (2011), Shrimpton et al. (2016), and ARSAC (2020)

<sup>†</sup>Mettler et al. (2008), Alessio et al. (2015), Smith-Bindman et al. (2015), Becker et al. (2016), Kanal et al. (2017), and NCRP (2019).

<sup>‡</sup>Zvonova et al. (2015), Chipiga and Bernhardsson (2016), Vodovatov et al. (2016), and Balanov et al. (2018).

**§PET** 腫瘍撮像による線量は <sup>18</sup>F のみからとし, PET と一緒に行われるが多い CT からの線量は含まれない。

実効 線量 (mSv)	がんのリスク	線量レベル 用語案	さまざまな線量範囲における 医学放射線手法の例‡
<0.1	LNT モデルで推測: 10 <sup>-5</sup> 未満	無視できる	胸部, 大腿骨, 肩, 四肢, 頸部, 歯の X線撮影; <sup>99m</sup> Tc によるリンパ管造影, 放射性核種 <sup>14</sup> C と <sup>57</sup> Co を使ったイン ビトロ核医学検査
0.1–1	LNT モデルで推測: 10 <sup>-5</sup> から 10 <sup>-4</sup>	最小	脊椎, 腹部, 骨盤, 頭部, 頸椎の X 線 写真, 放射性核種 <sup>51</sup> Cr を使ったイン ビトロ核医学検査, <sup>99m</sup> Tc を使った肺 換気および腎臓の撮像
1–10	LNT モデルで推測: 10 <sup>-5</sup> から 10 <sup>-4</sup>	非常に低い	バリウム検査, 頭部のCTスキャンと 胸部, 腹部, 骨盤の組み合わせ; 注腸 造影; 冠動脈造影; IVR; <sup>99m</sup> Tc 心筋撮 像; 肺血潅流, <sup>99m</sup> Tc 肺血潅流撮像; <sup>99m</sup> Tc 骨撮像; 心筋負荷検査; <sup>99m</sup> Tc SPECT 撮像; <sup>18</sup> F. <sup>123</sup> I. および <sup>111</sup> In を使用した撮像
10–100	LNTモデルと疫学データに 基づくリスク:10-3から 10- <sup>2</sup> †	低い	<ul> <li>胸部,腹部,骨盤のCTスキャン;</li> <li>CT造影2相スキャン;</li> <li>IVR; <sup>67</sup>Gaによる</li> <li>腫瘍および<sup>201</sup>Tl心筋撮像;</li> <li>線量数十 mSv を与える複数の放射</li> <li>線療法;動脈瘤治療目的の IVR (10-35 mSv)</li> <li>腎動脈狭窄/腹部内臓動脈瘤に対する</li> <li>IVR,総腸骨動脈形成術;動脈瘤治療</li> <li>後のフォローアップ (35-100 mSv)</li> </ul>
100s(数百)	疫学データに基づくリス ク: 10 <sup>-2</sup> 以上 <sup>†</sup>	中程度	複数の放射線療法およびフォローア ップ検査

表5.2. 英国のデータを基に平均年齢30~39歳の成人患者を対象とした、さまざまな医学診断手法のリ スクを記述するための実効線量の範囲と用語\*

LNT:直線しきい値なし、CT:コンピュータ断層撮影

\* Martin, C.J., 2007a. (2007a), Wall et al. (2011), and Martin and Sutton (2014)

†リスクは、生涯デトリメントで調整されたがん罹患率であり、最も近い桁数で表している。

‡診断手法に関しては英国のデータに基づく実効線量, IVR は ICRP (2010b)に基づく実効線量

		被ば	く時年	三齢(這	轰)						
検査	性別	0–9	10-19	20-29	30-39	40–49	50-59	60–69	70–79	80-89	90–99
頚椎	M	13	8	5	3	2	1	0.6	0.3	0.1	0
(AP + Lat)	F,	38	18	8	4	2	1	0.9	0.5	0.2	0
胸部	Μ	10	8	7	5	5	4	3	2	0.7	0.1
(PA)	F	16	13	11	9	9	8	6	4	2	0.3
胸椎	Μ	9	7	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
(AP + Lat)	F	23	16	12	9	8	7	5	3	2	0.2
腹部	Μ	14	11	9	6	5	3	2	1	0.4	0.1
(AP)	$\mathbf{F}$	13	10	8	6	5	4	2	2	0.7	0.1
骨盤	Μ	12	9	8	6	4	3	2	1	0.4	0.1
(AP)	$\mathbf{F}$	10	8	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
腰椎	Μ	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0.1
(AP + Lat)	F	13	10	7	6	4	3	2	1	0.6	0.1
IVU	F	14	10	8	6	4	3	2	0.9	0.3	0.1
		13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
上部消化管透視	М	10	7	5	4	3	2	1	0.8	0.3	0.1
	F	27	17	11	7	5	4	3	2	0.9	0.1
小腸造影	М	15	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
注腸造影	М	13	10	8	6	5	3	2	1	0.4	0.1
	F	11	8	7	5	4	3	2	1	0.6	0.1
冠動脈造影	М	10	8	7	6	5	4	3	2	0.0	0.1
	F	13	11	10	10	10	0	7	5	3	0.2
大腿動脈造影	М	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.5
	F	11	8	7	5	4	3	2	1	0.4	0.1
頭部 CT	М	22	15	11	7	5	3	2	0.8	0.3	0.1
	F	17	12	8	6	1	3	2	0.0	0.5	0.1
胸部 CT	М	0	7	6	5	4	2	2	1	0.4	0.1
	F	22	15	11	5	4	5	2	2	0.5	0.1
腹部 CT	М	12	10	0	9	/	0	2	3	2	0.2
	F	13	10	8	0	4	3	2	0.8	0.5	0
<b>暗如 CT</b> エ	м	13	10	7	6	4	3	2	1	0.5	0.1
<sup>」</sup> 後印 01⊤ 骨盤	F	14	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	м	13	10	8	6	5	4	2	1	0.6	0.1
∪1 //// /// // // // // // // // // // //	F	11	9	/	5	4	5	2	1	0.5	0.1
	-	18	13	10	8	6	5	4	2	1	0.1

表5.3. ICRP欧米人の混成集団のX線検査における被ばく時の年齢および性別の実効線量1Sv当たりの がん罹患の全生涯リスク(100人当たり症例数) (Wall et al., 2011参照)

PA:後方・前方, AP:前方-後方, Lat:側方, IVU:経静脈性尿路造影, CT:コンピュータ断層撮影。 なお, これらの計算に用いられる方法論は ICRP (2007a)に基づいているが, わずかに異なる (2.6 節参 照)。表の数値はリスク係数 (1Sv 当たり)であり, さまざまな手法に伴う絶対線量を考慮していない。

被ばく時年齢(歳)											
検査	性	0–9	10-19	20-29	30-39	40–49	50-59	60–69	70–79	80-89	90–99
	別										
	M F	10	6	3	2	1	0.9	0.5	0.3	0.1	0
(AP + Lat)	г	47	21	10	5	3	1	0.8	0.4	0.2	0
胸部	M	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
(PA)	r	16	12	10	9	8	7	6	4	2	0.4
胸椎	M	9	7	6	5	4	4	3	2	0.7	0.1
(AP + Lat)	Ę.	24	16	12	9	8	6	5	3	2	0.3
腹部	Μ	14	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
(AP)	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
骨盤	Μ	10	8	6	5	4	3	2	0.8	0.3	0.1
(AP)	F	0	6	5	1	2	2	2	0.0	0.5	0.1
腰椎	Μ	0	0	2	4	5	2	2	0.9	0.4	0.1
(AP + Lat)	$\mathbf{F}$	14	11	9	/	2	3	2	0.9	0.4	0.1
IVU	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
		15	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
上部消化管透視	М	14	11	9	6	5	3	2	1	0.5	0.1
	F	10	7	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
小腸浩影	м	12	10	8	5	5	3	2	1	0.5	0.1
	F	11	9	7	5	4	3	2	0.9	0.4	0.1
注眼浩影	м	9	7	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
江加起於	F	10	8	7	6	6	5	4	2	1	0.2
守新航准影	M F	13	11	10	9	9	8	7	4	2	0.5
心動脈迫於		12	10	7	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	- ъ.	10	8	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
<u> </u>	M F	14	11	7	5	4	3	2	0.7	0.3	0.1
	1	15	10	7	4	4	3	2	0.7	0.3	0.1
與部 CT	M F	9	8	6	5	4	4	3	1	0.6	0.1
	г	22	16	12	9	7	6	4	3	1	0.3
胸部 CT	M	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	Ę.	14	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
腹部 CT	Μ	14	11	9	7	5	3	2	1	0.4	0.1
	Ł,	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
腹部 CT+	Μ	11	9	7	6	5	3	2	1	0.5	0.1
骨盤	$\mathbf{F}$	19	13	10	7	6	5	4	2	1	0.2
CT 胸部+	Μ	11	9	7	6	5	3	2	1	0.5	0.1
腹部+骨盤	$\mathbf{F}$	19	13	10	7	6	5	4	2	1	0.2

表 5.4. ICRP アジア人の混成集団の X 線検査における被ばく時の年齢および性別の実効線量 1Sv 当たりのがん罹患の全生涯リスク(100人当たりの症例数)(Wall et al., 2011 参照)

PA:後方・前方, AP:前方・後方, Lat:側方, IVU:経静脈性尿路造影, CT:コンピュータ断層撮影。 なお, これらの計算に用いられる方法論は ICRP (2007a)に基づいているが, わずかに異なる (2.6 節参 照)。表の数値は (1Sv 当たり) リスク係数であり, さまざまな手法に伴う絶対線量を考慮していない。



図 5.1 アジア人の混成集団の X 線検査(表 5.4)および均一全身被ばく(表 2.5)に対する被ばく時の 年齢および性別で見た単位実効線量当たりの全生涯がん罹患リスク(100人当たり 1Sv 当たりの症例 数:%/Sv)

さまざまな検査方法に対して臓器/組織の吸収線量を多様に組み合わせると共に、臓器/組織固有のリスク モデルを使用した結果として得られた上下の曲線は、1Sv 当たりの全生涯リスクの最大の変動を表して いることに留意されたい。破線は均一全身照射に対応する。

- 1. 単位実効線量当たりの全がん罹患リスク(%/Sv)
- 2. 女性: 被ばく時年齢(歳)
- 3. 男性: 被ばく時年齢(歳)

## 3.1.3 ICRU Report No. 95: Operational Quantities for External Radiation Exposure (監修版)

序文 国際放射線防護委員会(ICRP)は、職業的に被ばくする人々と公衆の線量限度および放射線防護の最 適化のため防護量を勧告している(ICRP, 2007)。防護量は生体組織や空間の広い領域に対して定義 されており、空間線量と個人線量の測定機器の校正には適さない。そのため、2番目の線量、すなわち 実用量が国際放射線単位測定委員会(ICRU)によって定義されている。これらは一点で定義される量 である。 歴史的に,吸収線量指標と線量当量指標は,外部放射線への被ばくの実用量として ICRU Report 19 (1971a) で勧告されていた。ICRU Report 20 (1971b) では, MADE (照射された人体における最大 線量当量)の使用が検討されている。実用量のさらなる発展として, ICRU Report 39 (1985)と Report 43 (1988) にて、周辺線量当量、方向性線量当量、および個人 (individual) 線量当量が実用量として 定義されている。ICRU Report 51(1993)では、個人モニタリングの関係量が一部変更され、個人 (individual) 線量当量が個人 (personal) 線量当量に変更された。これらの量の適用に関する情報は、 光子と電子に関しては ICRU Reports 43 と 47(1988; 1992),中性子に関しては Report 66(2001) で示された。放射計測量と線量計測量からのこれらの量への換算係数の値は, ICRU Report 43 と 47, ICRP と共同で ICRU Report 57(1998) と ICRP Publication 74(1996) において公表された。 ICRP は, Publication 103 (ICRP, 2007) において, ICRP Publication 60 (1990) で導入された実 効線量を含む防護量が見直された。物理量からこれら改訂された防護量への換算係数は、ICRP Publication 116 (2010) で公表されている。そこでは、宇宙放射線や粒子加速器でのみ生じるものを 含む様々な種類の放射線,また,場合によっては最大 200 GeV に達するエネルギー範囲に対する換算 係数が発表された。当該報告書では、ICRU Report 39 と 51 で導入された実用量が防護量から大きく 乖離している光子と中性子のエネルギー範囲を特定した。 ICRU Report 39 と 51 の実用量は、核燃料サイクル(ウラン加工、原子力発電所、および核廃棄物の 貯蔵と再処理)で生じる光子(50 keV~3 MeV)と中性子(熱中性子—20 MeV)のエネルギー範囲に 対する防護量の許容可能な推定値を示したものである。その他の放射性核種の利用分野についても、こ れらの量の使用によって十分にカバーされていた。しかし,過去 20 年間で,医療および研究,ならび に商業飛行において, 電離放射線に被ばくする作業者の数が増加しており, 既存の実用量を用いて測定 されるよりも低エネルギーまたは高エネルギーの放射線場に被ばくしている。これらのグループの職 業放射線防護には、防護量の適切な推定値となる実用量が必要である。

このような防護量や利用分野の変化は, ICRU が実用量を再検討する動機となった。本 ICRU 報告書 は,防護量の定義と同じファントムに基づいて実用量を定義することで,定義上,防護量の良い推定値 となる別の方法を勧告している。本報告書は新たな量を紹介するとともに,高エネルギー放射線場での み生じる粒子を初めて含む,幅広い範囲の粒子とエネルギーに対する換算係数を提供する。

> Nolan E. Hertel David T. Bartlett

Günther Dietze 博士(1937 年~2015 年)に捧ぐ

Günther Dietze 博士は 2015 年 1 月 25 日に逝去した。

Günther 博士は, Report 85a「電離放射線に関する基本量および単位」を最近発行した国際放射線単 位測定委員会(ICRU)の基本量・単位委員会のメンバーであり, Report 47「外部光子および電子放射 線からの線量の測定」と Report 57「外部放射線に対する放射線防護に使用するための換算係数」を作 成した ICRU 委員会のメンバーであった。彼は本報告書の作成に大いに貢献した。

彼は、ドイツのブラウンシュヴァイクにあるドイツ連邦物理工学研究所(Physikalisch-Technische Bundesanstalt)において、放射能、医療用放射線の線量評価、放射線防護における線量評価、ならび に中性子計測を担当する電離放射線部の部長を務めた。中性子線量評価に強い関心を持ち、検出器とス ペクトル計測器に関する多くの論文を発表した。ドイツ放射線防護委員会のメンバーであった Günther 博士は、後に委員長となり、さらに EURATOM 条約第 31 条に基づいて設立された専門家グ ループのメンバーとなった。Günther 博士は EURADOS の初代理事会メンバーの一人であり、1991 年から 2001 年に議長を務めた。

Günther 博士は、多くの国内および国際委員会に所属すると共に、国際放射線防護委員会の第2専門 委員会のメンバーとして、ICRP Publication 103「国際放射線防護委員会の 2007 年勧告」をはじめと するいくつかの刊行物を作成したタスクグループと専門委員会に大いに貢献した。また、Publication 123「Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space(宇宙における宇宙飛行士の放射線 被ばく評価)」を作成した専門委員会の委員長を務めた。専門誌「Radiation Protection Dosimetry」 ではコンサルタント編集者でもあった。

Günther 博士を失ったことは、線量評価のコミュニティにとって大きな損失である。

用語解説および基本量の定義

粒子エネルギー [Particle Energy]

本報告書では、実効線量 Eと区別するため、粒子エネルギーと光子エネルギーの量を Ep と表す。ここで粒子エネルギーは運動エネルギーを示す。

荷電粒子平衡 [Charged-Particle Equilibrium]

荷電粒子の最大飛程の範囲内において, 粒子エネルギーに対する荷電粒子の分布が一定である場合, あ る点において荷電粒子平衡が存在する。荷電粒子平衡の条件では, 対象とする点における衝突カーマの 値は吸収線量の値に等しい。

ICRU 4 元素軟組織 [ICRU 4-Element (Soft) Tissue] ICRU 4 元素軟組織 (ICRU, 1980) は密度が 1 g cm<sup>-3</sup>で,酸素 76.2%,炭素 11.1%,水素 10.1%お よび窒素 2.6%という質量組成で,その物質のその他の特性に関する仕様はない。

ICRU 球 [ICRU Sphere]

ICRU 球 (ICRU, 1980) は, ICRU 4 元素組織の直径 300 mm の球である。

ICRP および ICRU の成人の人体形状標準コンピュータファントム [ICRP and ICRU Adult Anthropomorphic Reference Computational Phantoms]

ICRP および ICRU の人体形状標準コンピュータファントムは, ICRP *Publication 110*(2009)で説 明されている人体モデルであり,その解剖学的生理学的特性は ICRP *Publication 89*(2002)に定義さ れている。男女の 2 種類の成人の標準ファントムが定義されている。ICRP *Publication 110*のモデル
は医学断層画像に基づく直方体のボクセルの配列で表されている。その解剖学的構造は小さな 3 次元 の体積素子で示され、男性ファントムでは高さ 8.0 mm、断面 2.137 mm×2.137 mm、女性ファント ムでは高さ 4.84 mm, 断面 1.775 mm×1.775 mm である。これらのボクセルの集合体は, 推奨される 組成や密度とともに人体の臓器や組織を特定するために使用され, ICRP Publication 110 (2009) に 規定されている。

フルエンス [Fluence]

フルエンス  $\phi$  (ICRU, 2011) は、dNを da で除したものであり、ここで、dNは、断面積 daの球体 に入射する粒子の数である。すなわち

$$\Phi = \frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}a}$$

フルエンスの単位は m<sup>-2</sup>である。

線量評価の計算では,フルエンスは粒子軌道の長さに関連付けて表されることが多い。フルエンス Φ は次式で表される(Papiez and Battista, 1994 とその参考文献)。

 $\Phi = dl/dV$ 

ここで、d/は体積 d V内の粒子軌道の長さの合計である。

エネルギーに対するフルエンスの分布 *Φ*<sub>B</sub>は、次式で表される。

 $\Phi_{E_p} = \frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}E_p}$ 

ここで、 $d \Phi$ は  $E_p$  と  $E_p$  +  $dE_p$  の間のエネルギー区間の粒子のフルエンスである。フルエンスのエネ ルギー分布の単位は m-2 J-1 である。

特定の状況においては微小立体角に伴う量 d.2 が必要とされる。フルエンスの二重微分を完全に表すと  $\Phi_{Ep,Q}(E_p, Q)$ となり、Qは粒子の進む方向である。

フルエンス率 [Fluence Rate]

フルエンス率  $\phi$  (ICRU, 2011) は、 d $\phi$ を dt で除したものであり、ここで d $\phi$ は時間間隔 dt におけ る粒子フルエンスの増分である:

# $\dot{\Phi} = \frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}t}$

フルエンス率の単位は m<sup>-2</sup> s<sup>-1</sup>である。

粒子放射量 [Particle Radiance]

粒子放射量  $\Phi_{\mathcal{Q}}$  (ICRU, 2011) は、d $\Phi$ を d $\mathcal{Q}$ で除したものであり、ここで、d $\Phi$ は、指定された方向 を中心とした立体角 d.Q内を伝播する粒子のフルエンス率である。すなわち,

 $\dot{\Phi}_{\Omega} = \frac{\mathrm{d}\dot{\Phi}}{\mathrm{d}\Omega}$ 

粒子ラジアンスの単位は m-2 s-1 sr-1 である。粒子エネルギーの放射量分布は、次式で表される。

 $\dot{\Phi}_{\Omega,E_{\rm p}} = \frac{{\rm d}\dot{\Phi}_{\Omega}}{{\rm d}\,E_{\rm p}}$ 

ここで、 $d \Phi_{a}$ は  $E_{p} \ge E_{p} + dE_{p}$ の間のエネルギーの粒子の粒子放射量である。 $\Phi_{E_{p},a}$ は、放射線輸送

の理論では、角度束または位相束と呼ばれることもある。

この状況において重要度が低い側面(たとえば偏光)を除き,ある粒子タイプの放射線場は,完全に粒子エネルギーに関連する粒子放射量 *Φ<sub>Q</sub> E<sub>p</sub>*の分布により定められる。これは,ある方向に伝播する粒子の数,エネルギー,局所密度,および到達率はその分布により定義されるためである。この量は,エネルギーに関連した放射量の分布とともに,放射線計測における基本として考えることができる。

機器のレスポンス [Response of an Instrument]

機器のレスポンスRは、次の通り比として定義される。

 $R = \frac{G}{C}$ 

ここで,*G*は,個人線量計またはエリアモニタリング機器によって測定された量の表示値であり,*C*は その量の取決め上の真の値である。

<u>基準レスポンス</u> $R_{r,0}$ は,基準条件下で基準放射線の試験の点における機器が測定した量の表示値と、 その量の取決め真値との比と定義される。

基準応答の逆数が校正係数 Nr,0 である。

 $r = \frac{R}{R_{r,0}}$ 

相対レスポンスrは測定器 Rのレスポンスと基準レスポンス Rr,0 との比である。

カーマ [Kerma]

電離する非荷電粒子に対する<u>カーマ</u>K (ICRU, 2011) は、 $dE_{ptr}$ をdmで除した量であり、ここで、 $dE_{ptr}$ は、物質の質量dmに対する非荷電粒子の入射によってdmの中で電離したすべての荷電粒子の最初の運動エネルギーの合計の平均値である。

 $K = \frac{\mathrm{d} E_{\mathrm{ptr}}}{\mathrm{d} m}$ 

カーマの単位は J kg-1 である。カーマの単位の固有の名称は、グレイ(Gy)で、1 Gy = 1 J kg-1 である。

カーマは物質への最初のエネルギー付与に関連する量であるが,吸収線量の近似値として使用される ことがある。<u>荷電粒子平衡</u>が存在し,放射損失が無視でき,非荷電粒子のエネルギーが生成された荷電 粒子の結合エネルギーより大きい場合には,カーマの数値は吸収線量のそれに近づく。

放射損失が無視できない場合,<u>衝突カーマ</u>と呼ばれるカーマ関連量が吸収線量の近似として長い間使用されてきた(Attix,1979a;1979b)。衝突カーマ $K_{col}$ は生成された荷電粒子による放射損失が含まれず,特定の物質における非荷電粒子のエネルギー $E_p$ のフルエンス $\Phi$ は次式で表される:

 $K_{\text{col}} = \Phi E_{\text{p}} \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \Phi E_{\text{p}} \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} (1-g) = K (1-g).$ 

ここで、µen/pは質量エネルギー吸収係数、µtr/pはエネルギーEpの非荷電粒子に対する物質の質量エネルギー転移係数、gはその物質内で放射過程で喪失したであろう生成された荷電粒子の総運動エネルギーの割合である。

線量評価の計算では、衝突カーマ $K_{col}$ は、エネルギーに関連する非電荷粒子フルエンスの分布 $\Phi_{EP}$ で表すことができる。

$$K_{\text{col}} = \int \Phi_{E_p} E_p \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} dE_p = \int \Phi_{E_p} E_p \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} (1-g) dE_p = K (1-\overline{g}),$$

ここで、 gは、電子エネルギーについて、カーマ分布で平均された gの平均値である。

<u>カーマ率</u>Kは dKを dt で除したものであり、ここで、dKは時間間隔 dtにおけるカーマの増分であり、すなわち次式で表される。

$$\dot{K} = \frac{\mathrm{d}K}{\mathrm{d}t}$$

カーマ率の単位はJkg-1s-1である。カーマ率の単位の固有の名称は、グレイ毎秒(Gys-1)である。

付与エネルギー [Energy Imparted]

ある体積中の物質の<u>付与エネルギー</u>e(ICRU, 2011)は、その体積中に存在する全エネルギー沈着量の合計であり、次式で表される。

$$\varepsilon = \sum_{i} \varepsilon_{i}$$

ここで、その体積中の全エネルギー沈着 $\epsilon_i$ が合計される。付与エネルギー $\epsilon$ の単位はJである。 $\epsilon$ の量は eV で表すこともできる。

付与エネルギー&は確率量である。合計されるエネルギー沈着は、1 つまたはそれ以上の<u>エネルギー沈</u> <u>着事象</u>に属することができ、例えば、1 つまたはいくつかの独立した粒子軌跡に属する可能性がある。 エネルギー沈着事象という用語は、関連する粒子による物質へのエネルギーの付与を意味する。例え ば、陽子とその二次電子、電子-陽電子対、または核反応における一次粒子および二次粒子などである。 ある体積内の物質の付与エネルギーが単一のエネルギー沈着事象によるものである場合は、そのエネ ルギー沈着事象に関連した体積内におけるエネルギー沈着の合計に等しい。ある体積内の物質の付与 エネルギーが、いくつかのエネルギー沈着事象によるものである場合は、各エネルギー沈着事象によっ て体積内の物質に付与された個々のエネルギーの合計に等しい。

ある体積の物質の平均放射付与エネルギー $\epsilon$ は、体積に入るすべての荷電粒子および非荷電離粒子の平均放射エネルギー $R_{\rm in}$ から、体積から出ていくすべての荷電粒子および非荷電粒子の平均放射エネルギー $R_{\rm out}$ を差し引いたものに、その体積において生じた原子核および素粒子の静止エネルギー変化量の平均総和 $\Sigma Q$ を加えたものに等しい(Q>0:静止エネルギーの減少;Q<0:静止エネルギーの増大)。したがって、次式で与えられる。

 $\overline{\varepsilon} = R_{\rm in} - R_{\rm out} + \sum Q$ 

吸収線量 [Absorbed Dose]

<u>吸収線量</u>*D*(ICRU, 2011)は、d*e*をd*m*で除したものであり、ここで、d*e*は電離放射線によって質量 d*m*の物質に付与される平均エネルギーである。したがって次式で与えられる。  $D = \frac{\mathrm{d}\overline{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}.$ 

吸収線量の単位はJkg-1である。吸収線量の単位の固有の名称はグレイ(Gy)である。

吸収線量率 [Absorbed Dose Rate]

<u>吸収線量率</u>D(ICRU, 2011)は、 $dD \varepsilon dt$ で除したものであり、ここで、dDは時間間隔 dtにおける吸収線量の増分である:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

吸収線量率の単位は  $J kg^{-1} s^{-1}$ である。吸収線量率の単位の固有の名称は、グレイ毎秒( $Gy s^{-1}$ )である。

臓器または組織内の平均吸収線量 [Mean Absorbed Dose in an Organ or Tissue]

臓器または組織T内の平均吸収線量はD<sub>T</sub>(ICRP, 2007)であり、以下により定義され

る。

 $D_{\rm T} = 1/m_{\rm T} \int D \,\mathrm{d}m$ 

ここで、 $m_{T}$ は臓器または組織の質量であり、Dは質量要素 dmの吸収線量である。この積分は臓器または組織全体に至る。平均吸収線量の単位はジュール/キログラム( $J kg^{-1}$ )であり、その固有の名称はグレイ(Gy)である。

局所皮膚と眼の水晶体という実効線量への寄与が小さいか全くない2つの器官・組織は、しきい線量 より上で起こる確定的影響または組織反応を予防するために注意を払わなければならない。

臓器等価線量 [Organ Equivalent Dose]

防護量である臓器等価線量は、特定の臓器または組織 T の体積中の放射線の種類 Rによる平均吸収線 量  $D_{T,R}$ に基づき定義されている。R は、人体に入射する、もしくは人体内に存在する放射性核種によ って放出される放射線の種類およびエネルギーによって表される。次いで、臓器または組織の防護量で ある臓器等価線量  $H_T$ は、以下によって定義される。

 $H_{\rm T} = \sum_{\rm R} w_{\rm R} D_{\rm T;R}$ 

ここで、 $w_{\rm R}$ は、放射線 R の放射線加重係数である。関係するすべての種類の放射線が合計される。 臓器等価線量の単位は $J \, {\rm kg}^{-1}$ で、固有の名称はシーベルト(Sv)である。

実効線量 [Effective Dose]

実効線量 *E* は、人体のすべての特定された臓器組織における吸収線量の重み付けされた和 (ICRP, 2007) であり、以下の式によって与えられる:

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

ここで,wT は確率的影響による放射線損害(デトリメント)全体に対する個々の組織および臓器の 寄与を表すために選ばれた,性について平均化された組織加重係数である。総和は,確率的影響の誘 発に感受性があると考えられる臓器および組織に対して実施する。D<sub>T,R</sub>は上記に定義された通りであ る。 実効線量の定義において使用される組織加重係数  $w_{\rm T}$ は、全体的な確率的デトリメント、主にがん死亡率に対する個々の臓器および組織の寄与を表す丸められた値である。それらは疫学的研究(ICRP、2007)から得られた相対的なデトリメントの年齢、性別、集団で平均された値に基づいている。実効線量の単位の固有の名称は、シーベルト(Sv)である。

換算係数 [Conversion Coefficients]

防護量または実用量は、放射線場を記述する物理量に換算係数を乗じることによって計算される。この用語は外部被ばく状況で使用され、内部線量測定では、線量と放射能量の比は<u>線量係数</u>と呼ばれる。外部被ばくでは、放射計測量であるフルエンスおよび線量計測量である空気カーマから防護量または実用量を計算するために換算係数が与えられる。

要約

外部放射線防護のための測定可能な実用量は,その性質上,測定不可能な防護量を補完するものであ る。実用量は,測定または計算によって放射線場の予測的および遡及的評価に使用される。個人線量計 およびエリアモニタリング機器は,実用量を示すように設計されており,実用量に関連付けられる標準 的な放射線場で日常的に校正される。

国際放射線単位測定委員会(ICRU) Report 39(1985), Report 43(1988) および Report 51(1993) における個人線量当量および周辺線量当量という実用量の定義は,70 keV から 3 MeV までのエネル ギー範囲の光子について、国際放射線防護委員会(ICRP)の防護量である実効線量(2007)の許容可 能な推定値を与えるものである。これより低い、または高い光子エネルギーでは、ICRU Report 39/51 で定義された実用量は、それぞれ、防護量の著しい過大評価及び過小評価を示している。さらに、実用 量への換算係数は、光子、電子、中性子という限られた粒子についてしか計算されていない。

本報告書では、これまでよりも防護量をより良く推定できる実用量の代替の定義を勧告する。広いエネ ルギー範囲の光子、電子、中性子、陽子、ミュー粒子\*1、パイ中間子\*2およびヘリウムイオンに対して、 物理的放射線場を記述する量-フルエンス、および光子については空気カーマーからの換算係数を与え る。本報告書は、機器の製造者および開発者がこれらの勧告に準拠した正確な測定値を提供できるよ う、線量計および機器の更新に取り組むことを勧告する。また、本報告書は、実施のコストと測定にお ける防護量を表すより一貫した実用量の体系の実現の便益のバランスをとるため、段階的で慎重な期 間が必要であることを国際機関および国の当局が認識すべきであると勧告する。

\*<sup>新注1)</sup> ミュオンとも呼ばれる。<sup>2)</sup>パイオンとも呼ばれる。

総括

現在の世界各国における放射線防護規制は、国際放射線防護委員会(ICRP)の Publication 26 (1977) における、電離放射線に対する人の被ばくの正当化、線量限度、最適化の3つの基本原則に基づいている。線量限度と最適化の原則を実践するためには、被ばく線量を定量的に測定することが必要である。このため、1978年に ICRP は、防護量を実効線量当量  $H_E$ と定義した。ICRP Publication 60 (1991)では、 $H_E$ は実効線量 Eに置き換えられた。 $H_E$ と同様に、Eは全身被ばくの指標であり、被ばく限度の設定や、放射線により誘発される確率的影響を制御するための最適化の原則の定量的な実践の指針として国際的に使用されている。

全身への実効線量は以下のように定義される。

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

(1)

すべての入射放射線の種類 R に関し、人体の特定の組織と臓器 T の平均吸収線量  $D_{T,R}$  はそれぞれ放射線加重係数  $w_R$  によって重み付けされる。この用語は、組織または臓器 T に対する<u>等価線量</u>と呼ばれる。 <u>実効線量</u> E は確率的損害(デトリメント)の合計に対する臓器と組織の相対的寄与を考慮するために組織加重係数を用いた重み付けされた等価線量の平均である(すなわち、全  $w_T < 1$  であり、 $\sum w_T = 1$ )。

外部放射線の被ばくによる実効線量は、放射線場を特徴づける量、通常は粒子フルエンス、光子については空気カーマに関連している。放射線場の量を実効線量に関連付ける換算係数 h は、入射放射線場の 8 つの標準的な幾何学的方向(ICRP, 2010)について、数学的な人体形状標準ファントム(ICRP, 2009)で式(1)を数値的に評価することにより算出されている。

防護量としての実効線量は、1つの点で定義されるのではなく、臓器と全身の平均として定義される。 したがって、直接的な測定値とは合致しない。国際放射線単位測定委員会(ICRU)は、防護量を補完 する外部被ばくの実効線量の推定値として、線量当量に基づく(測定可能な)実用量を定義した(ICRU Report 39(1985), ICRU Report 51(1993))。線量当量は吸収線量と線質係数の積と定義される。

 $H = \int_{-\infty}^{\infty} Q(L) D_L(d) dL$ 

(2)

吸収線量 Dは、身体またはファントムにおいて特定された深さ dにある点で評価される。全身モニタ リングでは dは 10 mm が選択される。線質係数 Qは、相互作用点における粒子の線エネルギー付与 (LET または  $L_{\infty}$ )の関数である(ICRU、1993)。

ICRU Report 39/51 の実用量の体系では、個人(<u>個人線量当量</u>)とエリア(<u>方向性線量当量</u>と<u>周辺線量</u> <u>当量</u>)の放射線モニタリングの量を区別している。個人線量当量  $H_p(d)$ は、「身体上の代表的な場所」 の深さ dmm(通常 10 mm)で定義されるが、方向性線量当量と周辺線量当量 H'(d)は、ICRU 4 元素 組織で作られた直径 30 cm の ICRU 球における特定の深さで定義される(ICRU, 1993)。周辺線量 当量は、すべての放射線場のベクトルを仮想的に拡張・整列することにより入射放射線の方向に依存さ せないようにしている。

防護量および実用量は、その定義と放射場の量からそれぞれの係数を計算するために使用するファン トムが異なる:

1. 実効線量と実用量の換算係数の計算は、以前から現在までファントムと放射線輸送コードを 用いて行われている。臓器と組織への等価線量、すなわち実効線量に対しては、人体形状ファントムが 使用され、より近年では ICRP/ICRU の標準成人ファントム(ICRP, 2010)が使用されている。実 用量への換算係数(放射線防護モニタの校正に使用)の計算には、幾何学的により単純なファントムが 用いられる。すなわち、周辺線量当量には ICRU 球、個人線量当量にはスラブファントム(300 mm× 300 mm×150 mm)が使用された。その幾何学的・構造的違いにより、実用量の測定から得られる実 効線量の推定値の質に制限が生じている。ICRU 球は、実効線量の計算に用いられる人体形状ファント ムとその解剖学的構造にほとんど似ていない。 2. 一点における定義された深さ *d*の個人および周辺線量当量の評価は,人体の幾何学的な解剖学的複 雑さ,および,特定の臓器と組織の等価線量の重み付けされた平均値としての人体形状標準ファントム における *E*の換算係数の計算が反映されていない。

3. 線量当量の計算に使用される線質係数 *Q(L)*は,等価線量と実効線量に使用される放射線加重係数 WR とともに,さまざまな種類の放射線の効果の違いを考慮するために使用される。しかしながら,それらは異なる方法に基づいており,完全に同等ではない。

4. これまでに公表され、広く適用されてきた光子に関する実用量の換算係数は、カーマ近似で計算されてきた。この単純化された方法は、高エネルギー光子における実用量による防護量の過大評価をもたらす。

(1) と(2) における違いが、特定の粒子およびエネルギーにおける実用量の測定値により実効線量を 推定するには不十分とされる主な理由である。より一般的には、これらは、実効線量の換算係数と実用 量の換算係数が異なる主な理由である。

本報告書は、実効線量の推定値としての使用を目的とした場合の欠点を克服する外部放射線の実用量の代替の定義を紹介する。本報告書では、実用量を粒子フルエンスと換算係数の積と定義している(Endo, 2016)。これは次のような記号で表される:

 $H = \Phi \cdot h_{\Phi}$ 

(3)

実効線量の換算係数は、特定された入射方向について ICRP/ICRU 成人標準ファントム (ICRP, 2009) で評価された実効線量の値をファントムがない場合の粒子フルエンスで除した値として計算され、換算係数の記号は次のように表される:

 $h_E = E / \Phi$ 

(4)

定義(3)および(4)は、実効線量の換算係数の値と実用量のそれに相当する値との数値的な整合性が 良くなっている。これは、防護量および実用量の算出のためのファントムが同一であることが主な要因 である。

<u>個人線量</u> $H_p$ と呼ばれる各作業者の全身被ばくをモニタリングするための量は、粒子フルエンス $\Phi$ と、 エネルギーと角度に依存する換算係数 $h_p$ 、( $E_p$ , $\Omega$ )との積である。換算係数は、防護量の<u>実効線量</u>Eとし て同じ人体形状ファントム内で計算される。換算係数は、個人線量計の角度依存性を評価できるよう に、身体の表面上のさまざまな入射角度に対して与えられる。当然ながら、同じ粒子エネルギーでは、  $H_p$  ( $E_p$ , $0^o$ )の値は E(AP)と数値上同等である。

あるエリアにおける潜在的な実効線量を評価するための関連量(主に予測)は,<u>周辺線量</u>*H\**と呼ばれ, ICRP *Publication 116*(2010)に公表されているとおり,人体形状ファントムに入射放射線のさまざ まな方向に関する実効線量の最大値として考えられる粒子のすべてのエネルギーで定義される。さま ざまな入射方向に対して最大値を選択することで,周辺線量の量は実効線量に近いが常に保守的な推 定値となることを保証する。

放射線防護は,確率的影響だけでなく,特に眼の水晶体や局所皮膚などの,より確定的な組織影響への 影響も管理する必要がある。それぞれの特定の被ばくごとに,等価線量の観点から被ばく限度が設定さ れている。実際,眼の水晶体と局所皮膚の被ばくのモニタリングにも実用量が使用されている。眼の水 晶体の個人モニタリングには,実用量として個人線量当量 *H*<sub>p</sub>(3)が,局所皮膚には個人線量当量 *H*<sub>p</sub>(0.07) が使用されている。

眼の水晶体と局所皮膚の組織影響の制御のための実用量に関して,本報告書では,等価線量ではなく吸 収線量に基づく量の方が,対象となる非確率的影響の制御にはより適切であることを提案している。実 用量である<u>個人水晶体吸収線量</u>は,眼の等価線量への換算係数のこれまでの算出と同様に,眼の数学フ ァントムで定義される。<u>個人局所皮膚吸収線量</u>の定義は,体幹,腕,および指の単純化された数学ファ ントムに基づく。それらは,量を定義するために使用されるとともに,換算係数の明確な計算方法を提 供する。

本報告書は、光子、電子、陽電子、中性子、アルファ粒子、正のミュー粒子/負のミュー粒子、ならび に正のパイ中間子/負のパイ中間子について、提案された量 *H\**および *H*<sub>p</sub> への換算係数の値を包括的 に示している。本報告書で公表されているデータのエネルギー範囲は、ICRP *Publication 116*で使用 されているエネルギー範囲に相当し、実効線量の換算係数に関しては、最大 10 GeV までである。

確率的影響の制御のために提案された実用量の定義によって,換算係数のエネルギー依存性が変化している。そのため,線量計の校正定数の見直しが必要になる。たとえば,光子に対して ICRU 39/51 の 実用量に基づき校正した個人線量計とサーベイメータは,70 keV 未満のエネルギーでは高すぎる感度 を示す。50 keV から 3 MeV の最も一般的なエネルギー範囲では,単純な再校正で十分であろう。

本報告書は、外部被ばくに対する放射線防護における実用量の定義を大きく変更するものである。その 結果、防護量と実用量の定義を整合させ、複雑で混乱を生じる可能性のある中間的段階を省くことによ り、運用上の放射線防護で用いられる実用量の体系を単純化している。

本報告書の付属書に含まれている換算係数の包括的なリストは,広いエネルギー範囲を対象としてお り,今後の線量測定機器の設計や校正に確かな基礎を提供し,放射線場の予測的計算を可能にするであ ろう。これはまた,以前の刊行物に含まれていなかった種類の電離放射線に対する放射線防護モニタリ ングを調和させるのに役立つであろう。

1 序文

1.1 本報告書の発行の経緯と範囲

電離放射線による健康影響の防護には、組織反応(確定的影響)の防止とがんや遺伝的影響のリスク(確率的影響)の制限が必要とされる。これらの必要性を満たすために、ICRP Publication 103 (2007)では、リスクに関連する線量計測量が定義されている。臓器等価線量は確定的影響を防止するための限度の設定に、実効線量は確率的影響に対する線量限度と防護の最適化に使用される。防護量は直接測定できないため、この目的のために定義された追加的な関連量の測定により評価される。外部放射線に対する職業上および環境における被ばくの制御のために、ICRU は測定と機器校正のための実用量を定義している。

ICRU により定義された Report 39(1985)と 51(1993)における実用量は、1980 年代と 1990 年代 に最も関連性があるエネルギー範囲の光子、電子、中性子について、防護量の許容可能な推定値を提供 する。しかしながら、最近においては、非常に高いエネルギーと非常に低いエネルギーの粒子について も考慮する必要性が高まり、現行の実用量ではそれらの防護量が大幅に過小評価または過大評価され る。ICRU と共同で刊行した ICRP Publication 116(2010)では、幅広い放射線の種類およびエネル ギーについてフルエンスおよび空気カーマから防護量への換算係数を提供した。ICRP Publication 116 では, *Publication 103* (2007) における ICRP の 2007 年勧告に示された防護量の最新の更新情報を 適用して計算し,さらに,ICRU と共同で刊行した ICRP *Publication 110* (2009) で示された成人男 性と成人女性の標準計算モデルの使用も導入した。このような経緯から,本報告書で実用量の計算手法 の再評価や,単純化および拡張の提案を行っている。

ICRP の防護量(ICRP, 2007)の計算は、身体の臓器・組織に対する平均吸収線量、臓器・組織に対 する等価線量、実効線量の算出の3 段階のプロセスとなっている。放射線の種類によって単位吸収線 量あたりの健康影響を引き起こす効果が異なるため、第2 段階として、吸収線量に放射線加重係数を 乗じ臓器等価線量を算出する際に、その差を簡易的に調整する。臓器や組織によって、単位等価線量あ たりの発がん感受性が異なるため、臓器や組織に対する等価線量に、確率的デトリメントに対する各臓 器や組織の相対的デトリメントの値に基づいて簡易的に調整した組織加重係数を乗じ、臓器等価線量 の加重平均値として実効線量を計算している。このため、実効線量は臓器等価線量の加重平均として計 算される。臓器等価線量は、眼および皮膚の局所被ばくの線量限度を設定するために使用される。実効 線量は、線形しきい値なしの線量反応関係が仮定されている確率的影響に対する線量限度を設定し、防 護の最適化のために使用される(ICRP, 2007)。

ICRU の実用量は,防護量の許容可能な推定値を提供することを目的としている。ICRU Report 39 (1985),43 (1988),51 (1993)でICRU が勧告した外部放射線のモニタリングの実用量は,個人 モニタリング,および作業場と環境のエリアモニタリングの2つのグループに分けて導入された。被 ばく状況を表すため,人体または特定の形状・深さのファントム内の特定の深さにおける線量当量が選 択される。線量当量は,吸収線量と,相互作用点における粒子の線エネルギー付与の関数である線質係 数との積として計算される。個人モニタリングの実効線量の尺度として使用される実用量は,人体にお ける 10 mm の深さの個人線量当量であり,作業場と環境に関しては,ICRU 球における 10 mm の深 さの周辺線量当量である。眼の水晶体および局所皮膚に対する臓器等価線量の推定値として使用され る実用量は,深さがそれぞれ 3 mm と 0.07 mm での個人線量当量,ICRU 球におけるこれらの深さで の方向性線量当量である。

本報告書では、ICRU Report 39 と 51 の実用量の体系に代わりに、実用量と防護量の両方の計算の基礎として ICRP/ICRU の人体標準ファントムを使用し、実用量がすべてのエネルギー範囲にわたる防護量の尺度となることを保証できる、より単純な方式に置き換わることを勧告する。ICRP は現在、防護量の使用を再評価しており、臓器等価線量の計算に使用される放射線加重係数は確定的影響ではなく確率的影響に関係するため、組織反応(確定的影響)を防止するための線量限度は臓器等価線量ではなく吸収線量を用いることでより正確に設定されると提案している。この変更に伴い、実効線量の尺度としての個人線量と周辺線量、および眼の水晶体と局所皮膚への局所吸収線量の尺度としての個人吸収線量と方向性吸収線量を勧告している。ICRP Publication 116 (2010) は、10 GeV までのエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子、陽子、負のミュー粒子と正のミュー粒子、200 GeV までのエネルギーの負のパイ中間子と正のパイ中間子、および 100 GeV u<sup>-1</sup>までのエネルギーの He<sup>2+</sup>イオンについて、フルエンスから実効線量への換算係数を提供している。本報告書では、同じ粒子とエネルギーについて、フルエンスから実用量の周辺線量と個人線量への換算係数を提供すると共に、光子、中性子、電子、陽電子、陽子については、エネルギーと角度への依存性を、ICRU Report 39/51 の方法論を用いて得ら

れた値と比較検討した。ICRP Publication 116と本報告書における新しい計算には、カーマ近似ではなく、完全な放射線輸送計算が用いられた。

提案されている実用量の変更は、線量計とモニタリング機器の設計や校正に影響を及ぼすが、必要な変 更は合理的に容易であるはずである。ICRPは、次期主勧告を発行する際、防護量の変更を導入する予 定であり、更新された運用量を並行して導入することは適切であると思われる。安全基準や法令を勧告 に取り入れるために要する時間を予想すると、準備には約20年かかる可能性がある。この期間は、線 量計とエリアモニタリング機器の技術的寿命に比べてかなり長い。

図 1.1 は, ICRP Publication 103 に記載されている防護量と, ICRU Report 39/51 に記載されている 実用量との既存の関係性を, 図 1.2 は,本報告書で勧告されている実用量の関係性を示している。防護 量と実用量は,国の計量学研究所の一次標準によって得られる放射計測量と線量計測量に関連する。

1.2 報告書の概要

防護量に対する測定可能な補完としての実用量の必要性を,第2章で説明する。ICRU Report 39/51 における実用量の旧定義(実用量とは、ファントムにおける指定された深さでの吸収線量に LET 依 存の線質係数を乗じた評価に基づく)をレビューし、これらの実用量の概念的および技術的欠点を説 明する。第3章では、本報告書で勧告される実用量の定義を示す。実用量は、外部放射線場を表す放 射計測量と実用量を得るための換算係数との積に基づいており、これは、本報告書で説明した理由に よる今までの定義からのパラダイムを変更するものである。第4章では、放射計測量から実用量への 換算係数を紹介する。数値計算もここで説明する。ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996)で勧告されている実用量への換算係数および ICRU Reports 39 と 51 に記されている実用量 を、可能な限り比較して、その違いを明らかにする。第5章は、第4章で行われた考察から得られ た、勧告した実用量の実施による機器設計と校正の変更について扱う。第6章では、勧告した実用量 から得られた改善に関する全般的な結論と、勧告した量が、高エネルギー光子、電子および中性子、 他の種類の放射線場における防護の問題に対する解決策の提供方法について述べている。

付属書Aは、勧告量の変換係数の表と図が掲載されている。

付属書 B では、計算に使用されるコンピュータプログラムについて説明する。

付属書 C は、水晶体吸収線量の代替換算係数を示す。

2 ICRP Publication 103の防護量および ICRU Report 39/51の実用量

2.1 防護量

放射線防護には、電離放射線に対する人体の被ばくの定量化が必要である。このために、国際放射線防 護委員会(ICRP)は、臓器または組織内の平均吸収線量 *Dr*、臓器/組織の等価線量 *Hr*、および実効 線量 *E* という防護量を定めている。防護量は、線量限度および最適化の原則の実施のために使用され る。それらの最新の定義は、ICRP 2007 年勧告(2007)に公表されている。

**ICRP** の防護量である実効線量 *E* は, 放射線の確率的影響を制御するための単一のリスクに関連した 量を与えると考えられ, 被ばくした人の性別や個人のその他の性質に関係なく, 同一条件で被ばくした すべての人に有効である。放射性核種の摂取による内部被ばくも実効線量を用いて検討される。

数百ミリグレイを超える吸収線量の値では、組織反応(確定的影響)が問題となり、いくつかの組織や 臓器における吸収線量の評価が必要となる(Harrison *et al.*, 2016; ICRP, 2007; 2012)。ICRP(2007) では,眼の水晶体や局所皮膚の損傷を防ぐため,臓器等価線量について特定の線量限度を設定している。

国際放射線単位測定委員会(ICRU)と共同で発行された ICRP Publication 116 (2010)では、これまでの共同刊行物(ICRP、1996; ICRU、1998)よりも広範囲の放射線の種類および粒子エネルギーについて、粒子フルエンスから防護量への換算係数を示している。ICRP Publication 116における防護量への換算係数は、これまで公表された値より優先される。

**2.2** 実用量の目的

防護量は人体に関連し臓器と組織の平均として,またその平均値の重み付けされた和として定義され る。防護量は単一の点ではなく,より広い領域で定義されていることから,実際には測定できない。し たがって,これらは放射線被ばくの計測とモニタリングの量として直接使用することはできない。

ICRUは、本報告書において、さまざまな照射状況に対する防護量を補完する、一連の実用量を勧告している。実用量の役割は、予測的な管理措置の計画と最適化、ならびに法律上の限度の遵守の遡及的評価のため、防護量の容認可能な推定値を提供することにある:

• 管理措置の計画と最適化における予測的使用:

計画および現存被ばく状況における,周辺線量と周辺線量率,ならびに方向性水晶体吸収線量/吸収線量率および方向性局所皮膚吸収線量/吸収線量率の予測推定値を提供することによる。このような推定は、単純な計算から複雑なモンテカルロ放射線輸送計算の結果まで多岐にわたる。

 
 ・作業場または環境における周辺線量や方向性水晶体吸収線量と方向性局所皮膚吸収線量の測定に 基づく評価のためであり、周辺線量率または方向性線量率で校正されたエリアモニタリング機器、 あるいは実用量の周辺線量で校正された本目的のための個人線量計を用いる。

被ばくした人々が受ける集団線量に関して、計画および現存被ばく状況における作業のスケジュールと手順を最適化するため。

• 従業員への放射線障害を効果的に制御し,法的規制を遵守しているかどうかを確認するための遡及的使用:

 ・ 個人被ばくを管理する実用量で校正された個人線量計を用いて、その人が受けた個人線量、個人水晶体吸収線量と個人局所皮膚吸収線量を測定するためのものである。

 自然および人工由来の環境中の放射線源からの公衆の放射線被ばくをモニタリング
 するため。応用例としては、エリアモニタリング機器を用いた原子力、医療、および他の施設
 の敷地境界での線量率モニタリングがある。

線量が線量拘束値を下回り,かつ線量限度を大きく下回る場合,評価と線量登録において,実用量の数 値は日常的に防護量の数値に置き換えられる(ICRP, 2007)。線量が線量拘束値に近づく,または超 える場合のみ,作業場,実用量から防護量への換算の不確かさ,実用量への換算係数に関する個人線量 計の応答特性の不完全性を考慮し,防護量をより良く推定するためのより正確な情報が必要となる。

2.3 ICRU Report 39/51 の実用量

ICRU Report 39/51 の実用量は, ICRU Report 39(1985)と ICRU Report 43(1988)に導入され, Report 51(1993)で改訂された。ICRU Report 43 と 47(1988; 1992)で光子と電子に関し,なら びに Report 66(2001)で中性子に関し,機器の応答と校正手順に関する詳細な情報が記載されてい る。過去 30 年の間に,外部被ばくの測定に関わる ICRU の実用量は,多くの国で放射線防護の指令や 規制により実施・導入され,ほとんどの個人線量計とエリアモニタリング機器は,これらの量で校正さ れている。フルエンスから ICRU Report 39/51 の実用量への換算係数は ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) に,10 GeV までの中性子については ICRU Report 66 (2001) に示さ れている。標準校正場の光子の空気カーマ,電子の組織吸収線量,および中性子フルエンスからの換算 係数の値は、国際標準化機構 (ISO 8529-3:1998; 6980-3:2006; 4037-3:2019 を参照) および ICRU Report 66 (2001) で示されている。

実用量の ICRU Report 39/51 の体系は、個人のモニタリング量、すなわち個人線量当量、および作業 場または環境におけるモニタリング量、すなわち方向性線量当量と周辺線量当量を区別している。線量 当量は、組織または臓器における吸収線量と線質係数の積として定義される:

H = QD

(2.1)

吸収線量 Dは、体内またはファントム内で指定された深さ dで評価し、全身モニタリングでは 10 mm、 眼の水晶体では 3 mm、局所皮膚では 0.07 mm である。さまざまな放射線の生物学的効果に対応する 線質係数 Qは、相互作用点での水中における線エネルギー付与(LET または  $L_{\infty}$ )の関数である。

個人線量当量 *H*<sub>p</sub> (*d*) は「身体上の代表的な場所」における指定された深さ *d* で定義され,方向性線量 当量 *H*'(*d*, *Q*)および周辺線量当量と *H*\*(*d*)は, ICRU 球の深さ *d* で定義される。

方向性線量当量の定義は、測定機器が配置される評価領域において空間的に均一な放射線場の拡張を 必要とした。周辺線量当量は、拡張し整列した放射線場が必要とされ、ここでは点における放射線場は ICRU 球の表面に衝突する場へと拡張された。実際には、この定義により、測定器は等方的に均一な応 答をすることが要求された。

表2.1は、実用量として定義された量の概要および実用量と防護量の関係を示している。

共同で公表した ICRU/ICRP Report (ICRP, 1996; ICRU, 1998) における放射計測量および線量計 測量から実用量への換算係数は,防護量の換算係数を算定するために使用したファントムとは異なる ファントムで計算されている(表 2.2)。周辺線量当量  $H^*(10)$ ,方向性線量当量 H(3)と H(0.07)の計 算には ICRU 球を,個人線量当量  $H_p(10)$ , $H_p(3)$ , $H_p(0.07)$ には ICRU の 300 mm×300 mm×150 mm のスラブファントムを用いて計算した。近年では,個人水晶体線量当量  $H_p(3)$ は直径 200 mm,高さ 200 mm の円柱ファントムで,個人局所皮膚線量当量  $H_p(0.07)$ は直径 73 mm,高さ 300 mm のピラー ファントムと直径 19 mm,高さ 300 mm のロッドファントムで計算している。

2.4 ICRU Report 39/51 実用量の限界

このように定義された実用量には、いくつかの不整合と限界がある:

1. それぞれの定義の結果,防護量と実用量との間に不整合が生じる:

• 周辺線量当量 *H\**(10)の定義に用いられた ICRU 球は,防護量である実効線量 *E*を定義するために使用される標準人体形状ファントムと類似していない。

• 個人線量当量 *H*<sub>p</sub>(*d*)は人体の深さ *d* で定義されているが, 換算係数はスラブ, 円柱, ロッドの 単純な幾何学的体形で計算されている。

• 実効線量 Eの定義と算出においては、身体のさまざまな位置に臓器(組織)がある人体の幾何学的な複雑さが明らかに考慮されているが、1 点の深さ d = 10 mm での個人および周辺線量当量の評価にはその複雑さが反映されていない。これにより、中性子では、1 MeV 未満の場合には Eの過大評価、10 MeV を超える場合には Eの過小評価となる(ICRU, 1985)。 • 低い光子エネルギー(*E*<sub>p</sub><70 keV)では、周辺線量当量と個人線量当量に対し10 mmの深さ *d*を選択すると、実効線量の大幅な過大評価につながる(図2.1 参照)。同時に、実用量を表すた めには低い光子エネルギーでは高い感度が必要とされるため、この範囲に対応できる個人線量計 とエリアモニタリング機器を作製するのは困難であった。

• 1 MeV 未満の電子エネルギーの場合, *H*(3)と *H*<sub>p</sub>(3)の量は, 眼の水晶体の等価線量を過小評価することになり, 眼の水晶体の放射線感受性が高い部分を考慮すると特に明らかである。線量の 過小評価は, 放射線の入射角が斜めでエネルギーが低いほど大きくなる(Behrens, 2012)。

• 線質係数 *Q(L)*と放射線加重係数 wrk は,異なるタイプの放射線に対して相対的な重み付けを するためのものであるが,これらの二つは放射線の効果を定義する或いは測定するという異なる 概念に基づいている。

このような不整合がある結果,特定の粒子とエネルギーに関する防護量の推定が不十分であると共に, 一般的に防護量と実用量の換算係数が大きく異なるという矛盾が生じた。

2. ICRP Publication 147\*は、防護量の使用を見直し、そして等価線量の計算に使用される放射線加 重係数は組織反応ではなく確率的影響に関係づけられていることから、眼の水晶体と局所皮膚の損傷 を防止するための限度は等価線量ではなく吸収線量で設定すべきであると提案した。対応する実用量 もまた、吸収線量で定義されることになる。防護量と実用量については、必要に応じ、特定の健康影響 に関係する吸収線量の生物効果比(RBE)の重み付けを適用することができる。

\*<sup>歌注)</sup> 原文では(公表予定)とされているが, *Publication 147* が該当する。

3. 光子に対する実用量の換算係数は,カーマ近似法(ICRP, 1996; ICRU, 1998)を用いてを算定した。この近似では,光子から標的に転換されたエネルギーは相互作用が起こった場所に沈着するとしている。この近似は,発生した電子によるエネルギーのさらなる移動を無視するが,これまで放射線防護の目的では十分であるエネルギー範囲では容認可能な結果となっている。カーマ近似の使用に起因する実用量と防護量との間の不整合は,以下の通りである:

• 高い光子エネルギー (d = 10 mm で  $E_p > 3 \text{ MeV}$ , d = 3 mm で  $E_p > 740 \text{ keV}$ , d = 0.07 mm で  $E_p > 65 \text{ keV}$ ) では、カーマ近似法を用いて計算した場合、個人線量当量と周辺線 量当量の値は、対応する防護量を過大評価していた。たとえば、65 keV を上回る場合の局所 皮膚の実用量は、10 MeV 光子の場合と比較して、90 倍過剰に保守的であった(Veinot and Hertel、2011)。

• しかし,光子の個人線量当量 *H*<sub>p</sub>(10)と周辺線量当量 *H*\*(10)を発生した電子を完全に 輸送して正しく計算すると,実効線量 *E*の過小評価が生じることになる(図 2.1 参照)。

ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) に記載されている実用量の換算係数は,限定されたエネルギー範囲の,光子,中性子,電子のみを扱った。換算係数の公表時には,高エネルギー放射線による計画被ばく状況と現存被ばく状況が,粒子加速器の利用において重要であることは知られていた。様々な種類の高エネルギー放射線による被ばくが起こり得る飛行高度における放射線防護も関心事となっている(ICRP, 2016; ICRU, 2010)。現在,これらの分野において,設備と被ばく者の数は原子力分野を超えている。防護量の換算係数の最新版(ICRP, 2010)では,これを考慮し,より多くの種類の放射線とより広いエネルギー範囲について実効線量の換算係数を利用できるように

した。予測的および遡及的な使用において推定値が近くなるように、実用量の放射線の種類とエネルギーの範囲は防護量のエネルギーと放射線の種類の範囲と一致すべきである。ICRU Report 39,43,47,51,66(1985;1988;1993;2001)における ICRU Report 39/51の実用量の定義に基づく放射線の 種類とエネルギー範囲を単純に拡張することは、上述の実用量と防護量との間の不一致、および他の種類の放射線に対するさらなる検討のため、適切なアプローチとは考えられない。

3 外部被ばくの実用量

3.1 実用量の勧告の根拠

実用量を定義する放射線の種類とエネルギーの範囲の両方を拡大し,同時に拡大した範囲の防護量への良い近似を維持する必要性に対処するため,実用量の定義の考え方を変える必要がある。本報告書では、実用量を,空間内または人体表面上のある点における放射計測量または線量計測量と,防護量の値に関連する換算係数との積として再定義することを勧告している(Bartlett and Dietze, 2010; Endo, 2016)。この手法については,以前から検討されている(たとえば, Burlin, 1981; Burlin and Wheatley, 1971; Burlin *et al.*, 1979; Commission of the European Communities, 1983; ICRP *Publication 15*, 1969; ICRP *Publication 21*, 1973; Jahr *et al.*, 1981; NCRP Report 38, 1971; Sidwell *et al.*, 1969; Siebert and Bartlett, 1995<sup>1</sup>)。国際的に合意されたファントムへの換算係数が存在する場合,このような量を実用化することができる。ICRP と ICRU は現在, ICRP *Publication 110* (2009)において ICRP/ICRU 成人標準ファントムをすでに定義している。これらのファントムは,防護量への換算係数の基準値を定義するために使用され,実用量の定義にも使用できる。勧告した実用量は,防護量と実用量の体系を単純化し,利用者の放射線防護量の理解を助けるものである。

<sup>1</sup>Siebert, B. R. L., and Bartlett, D. J. (1995). 8th Symposium Neutron Dosimetry, Paris. *Personal communication* (Braunschweig, Germany)

ここでは一般的な手順を定め、以下の節でさまざまな実用量を紹介する。勧告した実用量は、粒子フル エンスまたは空気カーマと換算係数の積として定義される。エネルギー*E*pを持つ放射線の種類 R のフ ルエンス **Φ**の単色エネルギー粒子は、以下のように表される:

 $H_{\mathbf{R}} = h_{\mathbf{R}} \left( E_{\mathbf{p}} \right) \cdot \boldsymbol{\Phi}_{\mathbf{R}} ,$ 

ここで, H<sub>R</sub>は放射線の種類 R の一般的な実用量である。放射線場における実用量の値は,放射線場の 量,この場合はフルエンス Φ に換算係数 h<sub>R</sub>を乗じることによって得られる。一般的な場合では,放射 線場は多方向性であり,エネルギー分布があるので,この式は,フルエンスのエネルギー分布と方向分 布で積分される。

 $H_{\mathrm{R}}(\Omega) = \int h_{\mathrm{R}}(E_{\mathrm{p}},\Omega) \Phi_{\mathrm{R}}(E_{\mathrm{P}},\Omega) \mathrm{d}E_{\mathrm{P}}.$  (3.2)

(3.1)

特定方向からの入射については、換算係数*h*Rは、ICRP/ICRUの全身の成人標準ファントムとその他の専用ファントムで評価された線量の値をファントムが無い場合の粒子フルエンスで除した値として計算される:

 $h_{\mathsf{R}}(E_{\mathsf{p}},\Omega) = \frac{H_{\mathsf{R}}(E_{\mathsf{p}},\Omega)}{\Phi_{\mathsf{R}}(E_{\mathsf{p}},\Omega)}.$ (3.3)

この定義の結果は以下の通りである:

図 1.2 に示した放射線防護量と実用量の体系は類似する。

実用量の換算係数は、局所皮膚の吸収線量を除いて、防護量と同じファントムで計算される。
 人体形状の全身ファントムと眼の水晶体のファントムは、ICRP *Publications 110 と 116* (2009;
 2010)で記述されている。

• 実用量は定義上,防護量に密接に関連付けられている。粒子エネルギーと入射角度の特定の組 合せでは,実用量と防護量の数値が一致する。

この定義は、防護量と実用量に同一のファントム、加重係数、および計算モデルを使用することで、量の一貫性を確保し、特定の放射線の種類、エネルギー、および入射方向に対する防護量と実用量の数値が近くなることを実現している。これまでと同様に、光子に対する換算係数も、フルエンスではなく空気カーマで定義することができる。

### 3.2 周辺線量

放射線場のある点における<u>周辺線量</u> $H^*$ は,,その点の粒子フルエンス $\Phi$ と,粒子フルエンスと様々な 照射条件での実効線量の最大値 $E_{max}$ を関連付づける換算係数 $h^*$ との積である。

運動エネルギー $E_p$ を持つ放射線の種類iについて、光子と中性子については、前方 - 後方(AP)、後 方 - 前方(PA)、左側方(LLAT)、右側方(RLAT)、回転(ROT)、等方(ISO)、上半球等方 (SS-ISO)、下半球等方(IS-ISO)の放射線場、電子、陽子、ミュー粒子、パイ中間子については AP、PA、ISO、SS-ISO、IS-ISO、そしてHe<sup>2+</sup>イオンについてはAP、PA、ISOで広い均一平行ビー ムをICRP/ICRUの成人標準ファントムに照射し(図3.1)、換算係数 $h_i$ \*( $E_p$ )を $E_{\max,i}$ ( $E_p$ )/ $\Phi_i$ ( $E_p$ )で算 出した(ICRP、2009)。

種類 iの粒子の分布については:

$$H_i^* = \int h_i^* \left( E_p \right) \left[ \frac{\mathrm{d} \Phi_i \left( E_p \right)}{\mathrm{d} E_p} \right] \mathrm{d} E_p, \tag{3.4}$$

(3.5)

ここで、d*Φ*(*E*<sub>p</sub>)/d*E*<sub>p</sub>は、*E*<sub>p</sub>周辺の区間 d*E*<sub>p</sub>における運動エネルギーを持つ粒子のフルエンスである。 寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる:

$$H^* = \sum H_i^*.$$

周辺線量の単位はJkg-1である。周辺線量の単位の固有の名称は、シーベルト(Sv)である。

3.3 周辺線量率

<u>周辺線量率</u>*H*\*は, d*H*\*を d*t* で除したものであり,ここで,d*H*\*は,時間間隔 d*t* における周辺線量の 増分である:

$$\dot{H}^* = \frac{\mathrm{d}H^*}{\mathrm{d}t}.$$

周辺線量率の単位は J kg-1 s-1 である。周辺線量率の単位の特別な名前は、シーベルト毎秒(Sv s-1)である。

3.4 方向性水晶体吸収線量

(3.6)

ある特定の入射方向  $\Omega$ を伴う放射場内のある点における<u>方向性水晶体吸収線量</u>Díens ( $\Omega$ )は、その点における粒子フルエンス  $\Phi(\Omega)$ と、粒子フルエンスと水晶体吸収線量の値を関連付ける換算係数 díens ( $\Omega$ ) との積である。

運動エネルギー*E*<sub>p</sub>を持つ放射線の種類 *i*に対して,方向 *Q*に入射する放射線場の広い均一平行ビーム による眼球モデルと全身の被ばくについて,換算係数 *d*<sub>lens,*i*</sub>(*E*<sub>p</sub>, *Q*)=*D*<sub>lens,*i*</sub>(*E*<sub>p</sub>, *Q*)/ $\Phi_i(E_p, Q)$ が計算 される(Behrens and Dietze, 2011; ICRP, 2010)。ある *Q*については,右眼または左眼の吸収線 量の最大値が採用される(図 3.2)。

放射線の種類 iのエネルギー分布は以下のようになる。

$$D_{\text{lens},i}'(\Omega) = \int d_{\text{lens},i}'(E_{\text{p}},\Omega) \left[ \frac{\mathrm{d}\Phi_{i}(E_{\text{p}},\Omega)}{\mathrm{d}E_{\text{p}}} \right] \mathrm{d}E_{\text{p}},$$
(3.7)

(3.9)

ここで、 $d \Phi_{i}(E_{p}, \Omega)/dE_{p}$ は、 $E_{p}$ 周辺の区間  $dE_{p}$ での入射方向  $\Omega$ を持つ粒子の運動エネルギーとフルエンスである。入射方向  $\Omega$ で寄与するすべての放射線の種類 iの総和は以下となる:

 $D'_{\text{lens}}(\Omega) = \sum D'_{\text{lens},i}(\Omega).$  (3.8)

方向性水晶体吸収線量の単位は、J kg-1 である。方向性水晶体吸収線量の単位の固有の名称は、グレイ (Gy)である。

入射方向  $\Omega$ の指定には、入射方向を表す座標の基準系が必要となる。エリアモニタリングの量に関わる基準系は、実用量を求める放射線場に関連付けられる。単一方向場の特定のケースでは、入射方向は入射方向  $\Omega$ との間の角度  $\varphi$ 、すなわち、数値眼球モデルの前方-後方(AP)と関連付けられる。 $\varphi=0^{\circ}$ の場合、この指定方向を用いた測定における対象点の  $D_{\text{lens}}(\Omega)$ の値は  $D_{\text{lens}}$ と記述する。

3.5 方向性水晶体吸収線量率

<u>方向性水晶体吸収線量率</u> $\dot{D}$ fens (*Q*)は、d*D*fens (*Q*)を dt で除したものである。ここで、d*D*fens (*Q*)は、時間間隔 dt における方向性水晶体吸収線量の増分で、次のような式になる:

$$\dot{D}'_{\text{lens}}(\Omega) = \frac{\mathrm{d}D'_{\text{lens}}(\Omega)}{\mathrm{d}t}.$$

方向性水晶体吸収線量率の単位は J kg<sup>−1</sup> s<sup>−1</sup>,方向性水晶体吸収線量率の単位の固有の名称は、グレイ 毎秒(Gy s<sup>−1</sup>)である。

3.6 方向性局所皮膚吸収線量

ある特定の入射方向  $\Omega$ を持つ放射線場内の1点における<u>方向性局所皮膚吸収線量</u>Dfocal skin, *i* ( $\Omega$ )はその 点における粒子フルエンス  $\Phi$  と、そのフルエンスと局所皮膚の吸収線量の値を関連付ける換算係数 dfocal skin ( $\Omega$ ) との積である。

運動エネルギー $E_p$ を持つ放射線の種類 *i*に対して,方向 Qに入射する放射線場の広い均一平行ビーム による被ばくについて,換算係数  $d_{\text{local skin,i}}(E_p, Q) = D_{\text{local skin,i}}(E_p, Q)/\Phi(E_p, Q)$ が計算される。換算係数 は,指定されたファントムである,前方表面が密度 1.09 g cm<sup>-3</sup>の厚さ 2 mm の皮膚の層で覆われた, ICRU 4 元素組織の 300 mm×300 mm×148 mm のスラブ ( $\rho$ =1.0 g cm<sup>-3</sup>) (ICRP, 2009) の被ばく について計算される。この組織組成は ICRP *Publication 89* (2002) で示されている。吸収線量は,深 さ 50 µm と 100 µm の間で表面に垂直な軸を持ち,前面中心から 1 cm<sup>2</sup>の断面積の直円柱の体積で平 均化される (図 3.3)。 種類 iの粒子のエネルギー分布については:

$$D'_{\text{local skin},i}(\Omega) = \int d'_{\text{local skin},i}(E_{\text{p}},\Omega) \left[ \frac{\mathrm{d}\Phi_{i}(E_{\text{p}},\Omega)}{\mathrm{d}E_{\text{p}}} \right] \mathrm{d}E_{\text{p}},$$
(3.10)

ここで、 $d \Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p$ は  $E_p$ 周辺の区間  $dE_p$ における運動エネルギーを持つ入射方向  $\Omega$ の粒子のフルエンスである。入射方向  $\Omega$ の寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる:

 $D'_{\text{local skin}}(\Omega) = \sum D'_{\text{local skin},i}(\Omega).$ (3.11)

入射方向  $\Omega$  の指定には、入射方向を表す座標の基準系が必要である。エリアモニタリングの量に関わる基準系は、実用量を求める放射線場に関連付けられる。単一方向場の特定のケースにおいては、その方向は、スラブファントムの前表面に照射した時の入射方向  $\Omega_0$ と当該入射方向の間の角度  $\varphi$  に関係付けられる。 $\varphi = 0^\circ$ 、すなわち垂直入射の場合、この指定方向を用いた測定における対象点の  $D_{\text{local skin}}(\Omega)$ の値は  $D_{\text{local skin}}$ と記述する。方向性局所皮膚吸収線量の単位は、J kg-1 である。方向性局所皮膚吸収線量の単位の固有の名称はグレイ(Gy) である。

3.7 方向性局所皮膚吸収線量率

<u>方向性局所皮膚吸収線量率</u> $D_{\text{local skin}}(\mathcal{Q})$ は、 $dD_{\text{local skin}}(\mathcal{Q})$ をdtで除したものであり、 $D_{\text{local skin}}(\mathcal{Q})$ は時間間隔dtにおける方向性局所皮膚吸収線量の増分である:

$$\dot{D}'_{\text{local skin}}(\Omega) = \frac{dD'_{\text{local skin}}(\Omega)}{dt} \,.$$
(3.12)

方向性局所皮膚吸収線量率の単位は J kg<sup>-1</sup> s<sup>-1</sup> である。局所皮膚の方向性吸収線量率の単位の固有の名称は、グレイ毎秒(Gy s<sup>-1</sup>)である。

3.8 個人線量

身体上のある点における<u>個人線量</u> $H_p$ は、当該点に入射する粒子フルエンス $\Phi$ と、粒子フルエンスを実効線量Eの値に関連付ける換算係数 $h_p$ との積である。

運動エネルギー $E_p$ を持つある放射線の種類 iと入射方向 Qについて, ICRP/ICRU の成人標準ファン トムの全身に対する広い均一平行ビームおよび回転と等方照射場の入射 (ICRP, 2009) で換算係数  $h_p$ ,  $f(E_p, Q) = E_i(E_p, Q)/\Phi_i(E_p, Q)$ が計算される。

身体の中心点を中心とした右手直交座標系を採用し、X軸が後方から前方、Y軸が右から左、Z軸をつま先から頭としている。照射方向角度  $\Omega$ は、成分  $\theta$ と  $\varphi$  で定義され、 $\theta$ は Z軸に対する角度(頭部で  $\theta$ はゼロに等しい)、 $\varphi$ は XY面上への投影(正の  $\varphi$ は左を指す;図 3.4)である。

**0°**, 180°, ROT, ISO, IS-ISO, SS-ISO 以外の *Q*について, 換算係数は, 左右から入射する放射線の 平均値として実効線量の換算係数となる(図 3.5 参照)。

種類 iの粒子の分布については:

 $H_{\mathrm{p},i} = \iint h_{\mathrm{p},i} \left( E_{\mathrm{p}}, \Omega \right) \left[ \frac{\mathrm{d}^{2} \Phi_{i} \left( E_{\mathrm{p}}, \Omega \right)}{\mathrm{d} E_{\mathrm{p}} \mathrm{d} \Omega} \right] \mathrm{d} E_{\mathrm{p}} \mathrm{d} \Omega,$ (3.13)

ここで、 $d^2 \Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega$ は  $E_p$ 周辺の区間  $dE_p$ における運動エネルギーを持つ、 $\Omega$ 周辺の区間  $d\Omega$ における入射方向の粒子フルエンスである。寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる:

$$H_{\rm p} = \sum H_{{\rm p},i}.$$
(3.14)

個人線量の単位はJkg-1である。個人線量の単位の固有の名称は、シーベルト(Sv)である。

3.9 個人水晶体吸収線量

頭部または身体上のある点における<u>個人水晶体吸収線量</u> $D_{p \text{ lens}}$ は、当該点に入射する粒子フルエンス  $\Phi$ と、その粒子フルエンスに眼の水晶体における吸収線量の値を関連付ける換算係数  $d_{p \text{ lens}}$ の積である。

運動エネルギー $E_p$ を持つ入射方向  $\Omega$ の放射線の種類 *i*について,全身ー眼球モデルに入射する広い均 ー平行ビームの換算係数  $d_p$  lens,*i*( $E_p, \Omega$ ) =  $D_p$  lens,*i*( $E_p, \Omega$ )/ $\Phi_i(E_p, \Omega)$ が計算される(Behrens and Dietze, 2011)。ある  $\Omega$ での換算係数は,右または左眼水晶体の吸収線量の最大値である(図 3.2 参照)。 種類 *i*の粒子の分布については:

 $D_{\text{p lens},i} = \iint d_{\text{plens},i}(E_{\text{p}},\Omega) \left[ \frac{\mathrm{d}^2 \Phi_i(E_{\text{p}},\Omega)}{\mathrm{d}E_{\text{p}} \mathrm{d}\Omega} \right] \mathrm{d}E_{\text{p}} \mathrm{d}\Omega,$ 

ここで、 $d^2 \Phi_i(E_p, \mathcal{Q})/dE_p d\mathcal{Q}$ は、その点での  $E_p$ 周辺の区間  $dE_p$ における運動エネルギーを持つ、 $\mathcal{Q}$ 周辺の区間  $d\mathcal{Q}$ における入射方向の粒子フルエンスである。寄与するすべての放射線の種類 iの総和は以下 となる:

 $D_{\text{plens}} = \sum D_{\text{plens},i}.$ 

(3.16)

個人水晶体吸収線量の単位は、J kg<sup>-1</sup>である。個人水晶体吸収線量の単位の固有の名称はグレイ(Gy)である。

 $H_p$ の量と同じ右手直交座標系が身体に対し採用される。これは、ICRP Publication 116 (2010)の Behrens-Dietze モデルの計算に使用されたものとは異なるが、数値の結果に影響はない。

3.10 個人局所皮膚吸収線量

<u>個人局所皮膚吸収線量</u> $D_p$  local skin は、身体または四肢への粒子フルエンス入射  $\Phi$  と、粒子フルエンス に局所皮膚吸収線量を関連付ける換算係数  $d_p$  local skin の積である。

運動エネルギー $E_p$ を持つ入射方向  $\Omega$ の放射線の種類 *i*について、特定のファントムの広い均一平行ビームの換算係数  $d_p$  local skin,  $\langle E_p, \Omega \rangle = D_p$  local skin,  $\langle E_p, \Omega \rangle / \Phi(E_p, \Omega)$ が計算される。以下に示された寸法の各ファントムは、ICRP *Publication 89* (2002) に記された元素構成を持つ、厚さ 2 mm、密度 1.09 g cm<sup>-3</sup>の皮膚の層で覆われている(ICRP、2009)。局所皮膚に使用される特定のファントムは以下の通りである:

 <u>体幹部</u>: 300 mm × 300 mm × 148 mmのICRU 4 元素組織 (*ρ* = 1.0 g cm<sup>-3</sup>) のスラブに,
 前面の表面が厚さ2 mmの皮膚の層で覆われているスラブファントム。吸収線量は, 深さ50 µmと

 100 µmの間で表面に垂直な軸を持ち,前面中心から1 cm<sup>2</sup>の断面積の直円柱の体積で平均する(図3.3)。

■ <u>四肢</u>: 直径69 mm, 長さ300 mmのICRU 4 元素組織(この場合の密度は1.11 g cm<sup>-3</sup>)に,

円筒面が2 mmの皮膚の層で覆われているピラーファントム。吸収線量は、円柱の長さ半分の位置で、半径に垂直な面積1 cm<sup>2</sup>の円で半径36.4 mmから36.45 mmの間の体積で平均する(図3.6参照)。

● <u>指</u>:直径15 mm,長さ300 mmのICRU4 元素組織(この場合の密度は1.11 g cm<sup>-3</sup>)に,円 筒面が2 mmの皮膚の層で覆われているロッドファントム。吸収線量は,円柱の長さ半分の位置 で,半径に垂直の面積1 cm<sup>2</sup>の円で半径9.4 mmから9.45 mmの間の体積で平均する(図3.6参照)

スラブファントムの場合、 $\theta$ は面法線に対する入射角度であり、 $\varphi$ は方位角である。円筒形状の場合、入射角  $\theta$ 、 $\varphi$ の角度は、評価する円筒の軸線に対する角度となる。

種類 iの粒子の分布は以下の式で示される。

 $D_{\text{plocalskin},i} = \iint d_{\text{plocalskin},i}(E_{\text{p}},\Omega) \left[ \frac{\mathrm{d}^2 \Phi_i(E_{\text{p}},\Omega)}{\mathrm{d}E_{\text{p}} \mathrm{d}\Omega} \right] \mathrm{d}E_{\text{p}} \mathrm{d}\Omega$ (3.17)

ここで、 $d^2 \Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega$ は、 $E_p$ 周辺の区間 $dE_p$ における運動エネルギーと $\Omega$ 周辺の区間 $d\Omega$ における入射方向を持つ粒子のフルエンスである。寄与するすべての放射線の種類iの総和は以下となる:

 $D_{p \text{ local skin}} = \sum D_{p \text{ local skin},i}.$ (3.18)

個人局所皮膚吸収線量の単位は J kg-1 である。個人局所皮膚吸収線量の単位の固有の名称はグレイ (Gy) である。

3.11 まとめ

防護量と勧告した実用量との関係を表 3.1 に示す。勧告した実用量の変換係数の算出に使用されたコン ピュータファントムを表 3.2 に示す。

4 換算係数

4.1 序文

換算係数は,防護量と実用量を,放射線場を特徴付ける放射計測量と線量計測量に結びつけるものである。実際には,外部放射線防護において通常使用または計算される量は,ある放射線の種類の粒子フル エンス **Φ**である。光子放射線の場合では,自由空気中の空気カーマ **K**air も使用される。

したがって、実効線量 E は適切な換算係数により、放射線の種類のフルエンスに関連付けることがで きる。国際的に合意された防護量の換算係数は、ICRP Publication 116 (2010) で職業被ばくの放射線 防護に一般的に使用できるようにまとめられている。線量換算係数は職業被ばくを想定して、真空中で 広く均一な平行ビームでファントムを全身照射した場合に計算されたもので、前方 - 後方 (AP)、後 方 - 前方 (PA)、左側方 (LLAT)、右側方 (RLAT)、回転 (ROT)、等方 (ISO)、上半球半等方 (SS-ISO)、下半球半等方 (IS-ISO) の各放射線場のジオメトリーがある。実効線量への換算係数は、 このような理想的な被ばくジオメトリーに対してのみ利用可能である。

4.2 全般

本報告書の2つの目的は, ICRU Report 39/51の実用量の限界を克服する外部放射線防護のための一般的な実用量の定義を導入すること,ならびに放射線を特徴付ける物理量から実用量の計算を可能にする具体的な換算係数(付属書AとC)を公表することである。

ICRU Report 39(1985)における実用量の勧告から ICRU Reports 43 と 47(1988; 1992)における 換算係数の刊行までに数年が経過し,光子,中性子,および電子に対する特定の換算係数の ICRU と ICRP 共同公表(ICRP, 1996; ICRU, 1998)まで 10 年以上が経過した。ICRP と ICRU 共同の報告 書委員会は,査読付き専門誌や通常研究機関の内部刊行物や私信である「灰色文献」で公表された多く の換算係数に基づき基準値を勧告した。これらの係数は,複数の数値コードを用いて異なるジオメトリ ーとファントムで計算されたが,統計的不確かさの範囲内でそれぞれ一致した。ICRU と ICRP が公表 した報告書には,さまざまな情報源からの(比較可能な)値を平均化・平滑して評価した換算係数の勧 告値が含まれる。

現報告書の委員会は、それとは異なる状況に直面した。実用量の勧告と換算係数の基準値の公表が同時 に行われることである。報告書委員会のメンバーとコンサルタントが計算に着手した。この作業は、以 下の所見によって簡略化された:

- 放射計測量と線量計測量から個人線量と周辺線量への換算係数の数値は、定義上、特定の粒子 エネルギーと入射角度において実効線量への換算係数と等しくなるため、整合性を確認できるという意味を持つ。
- 現在,いくつかの十分に文書化された汎用的なモンテカルロ法放射線輸送コードが,このよう な計算に利用可能である(付属書 B 参照),コードは,数十年にわたる開発と妥当性確認の結果 であり;正しいインプットパラメータをコードの制約内で適切に入力し使用される場合,これらの コードは,最先端の線量評価技術となる。

#### 4.3 換算係数の計算

放射計測量と線量計測量から実用量への換算係数は、モンテカルロ放射線輸送コードを用いて計算さ れる。採用されたコードの特徴を付属書Bに簡述する。これらの放射線輸送コードでは、ファントム と放射線場の特性(粒子エネルギーと入射角度)を正確に特定することができる。吸収線量はファン トムの特定領域において評価され、適宜、放射線荷重係数および組織加重係数によって重み付けされ る。第3章で定義されたそれぞれの実用量、すなわち放射計測量または線量計測量からの換算係数の 計算は、技術的に完全に実現可能である。一般に、計算の基礎となる放射計測量はフルエンスである が、50 MeV未満の光子エネルギーに対しては、空気カーマからの換算係数も与えられている。ファ ントムは真空中で広い均一な平行ビームを照射され、場合によっては回転と等方の場も照射される。

入射方向 *Q*の指定には, *Q*が表される座標の基準系が必要である。方向性吸収線量のエリアモニタリ ング機器の応答性に関しては,基準系は機器がばく露される放射線場と関係付けることができる。個人 線量や眼の水晶体,局所皮膚の吸収線量を測定する個人線量計については,この基準系は身体,頭部 と眼,および四肢に関係付けられる。

報告されたすべての計算は,発生した粒子の完全な輸送で実施されたものである。量と線種によって は,高エネルギーではファントムの評価領域の放射線場は平衡状態にない。通常,光子を測定する個人 線量計とエリアモニタリング機器は,荷電粒子平衡が存在する状態で校正される。このために,光子へ の換算係数をカーマ近似で追加的に算出し,荷電粒子平衡状態に近い数値結果を得ている。

124

付属書Aに関連量,放射線の種類,エネルギー,および入射角度別に得られた換算係数を示す。

4.3.1 周辺線量への換算係数の計算

ICRP Publication 116 (2009) と図 3.1 に示されているように、粒子フルエンスから周辺線量への換算係数 h\*の値は、照射ジオメトリーにおける広い均一な平行ビーム入射による ICRP/ICRU 成人標準 ファントムの全身の被ばく、ならびに回転および等方場の実効線量 Eへの換算係数の 8 つのビームジ オメトリーの最大値として計算されている。

4.3.2 個人線量への換算係数の計算

粒子フルエンスから個人線量への換算係数  $h_p(\varphi)$ の値は、ICRP/ICRU 成人標準ファントムが全身被ば くした場合について計算されている(ICRP, 2009)。

本報告書で示した換算係数は、広い均一な平行ビームについて、0°(AP)から90°まで15°ごとの角度 φ(図 3.5 参照)で、左右照射の平均値をとる。180°、回転、等方、上半球等方、下半球等方のジオメ トリーでは、それぞれの照射に対する値となる。

付属書 A.2 の換算係数は, ICRP *Publication 116* (2010) に掲載されているものと Endo (2017) <sup>1</sup>に よる計算結果をまとめたものである。角度  $\varphi$ =0°, 180°, +90°および-90°の個人線量  $h_p(\varphi)$ への換算係 数は,それぞれ,照射ジオメトリーAP, PA, LLAT および RLAT における実効線量への換算係数と同 じ数値である。ICRP *Publication 116*から入手できない入射ジオメトリーの換算係数は,Endo (2017) の計算から引用している(注1参照)。ICRP *Publication 116*の数値と Endo による計算の数値の整合 性を検討し,検証した (Endo, 2017)。本報告書の計算結果と *ICRP Publication 116* (2010) の計算 結果との差は,光子と陽子では2%以下,電子,陽電子,ミュー粒子,パイ中間子,ヘリウムイオンで は5%以下,中性子ではほとんどのエネルギーで5%以下,いくつかのエネルギーで10%以下であっ た。

<sup>1</sup> Endo, A. (2016) . *Personal communication*. (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan)

4.3.3 水晶体吸収線量への換算係数の計算

放射線の種類,エネルギー,および入射の方向または角度が同じ場合,粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量 d'lensへの換算係数とフルエンスから個人水晶体吸収線量 dp lensへの換算係数の数値は同じであり,付属書 A.3 では記号 densを使用する。

図3.2に示すように、角度 $\varphi$ (0°(AP)から +/-90°まで15°ごと)で入射する広い均一な平行ビームに対して、数学眼球モデル(Behrens and Dietze, 2011)の全身照射における水晶体吸収線量への換算係数が示されている。右または左の側方照射、および回転ジオメトリーに対して、吸収線量の最大値を採用している。回転ジオメトリーの結果は、5°ステップで計算されている。

4.3.4 局所皮膚吸収線量への換算係数の計算

放射線の種類,エネルギー,および入射の方向又は角度が同じ場合,粒子フルエンスから方向性局所 皮膚吸収線量 d'local skin への換算係数と,特定のファントムに対するフルエンスから個人局所皮膚吸収 線量 dp local skin への換算係数の数値は同じである。付属書 A.4 では記号 dlocal skin を使用する。

スラブファントムに垂直に入射するアルファ粒子を除き、すべての粒子について、以下の照射ジオメトリーの換算係数 *d*'local skin が計算されている:

体幹部の被ばく:スラブの前側表面が ICRP *Publication 89* (2002) に記されている元素組成の厚さ2 mmの皮膚で覆われている, ICRU 4 元素組織で構成される 300 mm × 300 mm × 148 mm (ρ = 1.0 g cm<sup>-3</sup>)のスラブファントムの前側表面の中心。吸収線量は0° (AP)から 75°まで15°ごとの角度 φの入射に対して,深さ50µm と 100µmの間で表面に垂直な軸を持ち,前面中心から 1cm<sup>2</sup>の断面積の直円柱の体積で平均する(図 3.3 参照)。

四肢の被ばく:直径 69 mm,長さ 300 mmのICRU 4 元素組織(この場合の密度は 1.11 g cm<sup>-3</sup>)に、円筒面が 2 mmの皮膚の層で覆われているピラーファントム。吸収線量は 0°から 180° まで 15°ごとの角度 φの入射に対して、円柱の長さ半分の位置で、半径に垂直な面積 1 cm<sup>2</sup>の円で
 半径 36.4 mm から 36.45 mmの間の体積で平均する(図 3.6 参照)。

 指の被ばく:直径 15 mm,長さ 300 mmの ICRU 4 元素組織(この場合の密度は 1.11 g cm-3) に、円筒面が 2 mmの皮膚の層で覆われているロッドファントム。吸収線量は 0°から 180°まで 15°ごとの段階の角度 *q*,ならびに回転照射に対して、円柱の長さ半分の位置で、半径に垂直の面 積 1 cm<sup>2</sup>の円で半径 9.4 mm から 9.45 mmの間の体積で平均する(図 3.6 参照)。

表 A.4.5 と図 A.4.5 に示したアルファ粒子の換算係数は, ICRU 4 元素組織密度が 1.0 g cm<sup>-3</sup> で 2 mm の皮膚層を持たない, 100 mm× 100 mm× 100 mm のファントムの, 前側表面の中央部にある深さ 50 μm と 100 μm の間の断面積 10 mm<sup>2</sup> の直円筒の体積について計算された。

4.4 勧告した実用量と ICRU Report 39/51 の実用量の比較

4.4.1 総論

本節では、特定の照射ジオメトリーにおける勧告されている換算係数と ICRU Report 39/51 の換算係 数との間のエネルギー依存性の違いを分析する。それらは、変更点や実際に実用量を適用するための追 加作業が必要とされる部分を明確にする。

ICRU Report 57(1998)と ICRP *Publication 74*(1996)では、カーマ近似法を用いて光子の  $H^*(10)$ と  $H_p(10)$ , H(0.07)と  $H_p(0.07)$ の換算係数が計算されていることはすでに述べた。 ICRU と ICRP は、 これらの値を使用する際には注意が必要であることを指摘した。3 MeV, 740 keV, および 65 keV の エネルギーの電子の組織における飛程は、それぞれ 10 mm、3 mm、および 0.07 mm である。これ以 上のエネルギーでは、ICRU 球または真空中の身体への照射に対する  $H^*(10)$ と  $H_p(10)$ , H(3)と  $H_p(3)$ , H(0.07)と  $H_p(0.07)$ のそれぞれの計算において荷電粒子平衡の条件が満たされない(Daures *et al.*, 2011; Dimbylow and Francis, 1983; 1984; Ferrari and Pelliccioni, 1994; 1995)。 ICRP *Publication 116*(2010)では、すべての粒子に対するフルエンスから防護量への換算係数の値は、放射線場におけ るすべての輸送を用いて計算されている。 ICRP *Publication 116*(2010)の図に含まれている過去の 実用量である周辺線量当量への換算係数の値もまた、発生した粒子のすべての輸送を用いて計算され ている。

また、これまでに定義された実用量への換算係数は利用できないことがあり、そのため比較が示されていないことがある。水晶体吸収線量の換算係数の比較には、円筒状ファントムの H<sub>p</sub>(3)の値が使用される。

以下において, ICRU Report 39/51 の定義に従う換算係数の数値と,ここで勧告する値との比をグラフによって比較する。本報告書の4章と付属書で使用した記号は,表4.1 に定義されている。

4.4.2 周辺線量と個人線量

周辺線量と個人線量の数値は、入射のエネルギーと角度が等しい場合には、特定の実効線量の値と数値的に同一である。したがって、ICRU Report 39/51の値と勧告した実用量の比較は、防護量との比較となる。周辺線量への換算係数の数値は付属書 A.1 に、個人線量への換算係数は付属書 A.2 に示す。

図 4.1 から図 4.3 に ICRU Report 39/51 の周辺線量当量と個人線量当量を示しているが,光子におい て 70 keV 未満の実効線量で過大評価となっていることが分かる。個人線量当量と周辺線量当量は深さ 10 mm であるが,実効線量はファントム全体の加重平均であり,このエネルギー以下の光子はあまり 深部まで透過しない。エネルギー分布のもう一方の端では、3 MeV を超えるエネルギーで,これらの 量による光子の実効線量が徐々に過小評価となることが見て取れる (Pelliccioni, 1998;2000)。その 理由は,深さ 10 mm では部分的なビルドアップでしかなく,人体形状ファントムのそれ以外の部分に より多くのビルドアップがあるためである。線量当量評価のための組織内深さ 10 mm は,ICRU Report 39 (1985)において,体内の臓器や組織における最大線量当量をほぼ表すように選択されたた め、100 keV から 3 MeV の間では,周辺線量当量や個人線量当量をほぼ表すように選択されたた め、100 keV から 3 MeV の間では,周辺線量当量や個人線量当量は実効線量を過大評価する結果と なった。3 MeV から 10 MeV では,ICRP Publication 74 (1996) と ICRU Report 57 (1998) におけ る周辺線量当量と個人線量当量の換算係数の計算にカーマ近似を使用したところ、実効線量計算に関 連する線量の値により近い深さ 10 mm の値に人為的に完全にビルドアップされたため,光子と電子の 寄与の総和としての実効的な数値と一致した。

図 4.4 と図 4.5 は, 球または身体における 10 mm の深さが,中性子の実効線量の推定には最適ではな いことを示している(ICRU, 1985)。40 MeV を上回るエネルギーを持つ中性子について, ICRU Report 39/51 の実用量 *H*\*(10)による実効線量はエネルギーとともに過小評価される。これは,この中性子エ ネルギーより上のエネルギーでは,組織内の深さ 10 mm における吸収線量のビルドアップが不完全で あることを反映している。その他の変更点は,線質係数の代わりに周辺線量と個人線量の放射線加重係 数を使用したことと, ICRU 球の 10 mm の深さから人体形状ファントムに変更したことである。

図 4.6 から図 4.8 は、電子と陽電子について、ICRU Report 39/51 の実用量  $H^*(10)$ と  $H_p(10)$ により、 3 MeV から 30 MeV の間の実効線量は過大評価されることを示している。2 MeV 未満の電子エネルギ ーでは、 $H^*(10)$ と  $H_p(10)$ により実効線量の激しい過小評価は、電子の飛程が r < 10 mm と限られてい ることにより説明される。勧告した実用量  $H^*$ は、wr = 0.01の組織加重係数の皮膚へのデトリメント を考えた場合の実効線量である。陽電子については、深さ 10 mm で生じた消滅光子により沈着する吸 収線量は、一次粒子の飛程が限られていることを補う。

図 4.9 は, *E*<sub>p</sub> < 80 MeV の陽子の周辺線量当量 *H*\*(10)が,周辺線量 *H*\*を過大評価していることを示している。その理由は,組織内の深さ 10 mm に沈着したエネルギーが,*H*\*と *H*<sub>p</sub>の基となった臓器のエネルギー沈着の加重平均を上回っているためである。約 100 MeV を超える高エネルギーでは,換算係数は中性子の場合と同じ傾向を示している。

4.4.3 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量

フルエンス, 粒子の種類, エネルギーおよび入射の方向が同じ場合, 粒子フルエンスから方向性水晶体 吸収線量と個人水晶体吸収線量への換算係数の数値は同じである。以下の図において, ICRU Report 39/51 に定義されている H(3)と  $H_p(3)$ の換算係数の数値と, 粒子フルエンスから  $d_{lens}(\varphi)$   $d_{p lens}(\varphi)$  への換算係数の勧告値とを, 光子と電子のエネルギーの関数として比較する。

図 4.10 と図 4.11 は、ICRU Report 39/51 の実用量  $h'(3, \varphi)$ と  $h_p(3, \varphi)$ は、20 keV から 2 MeV のエネル ギー区間の光子の防護量に良い近似(数値的に  $d_{lens}$  と  $d_p$  lens に近い)を与えることがわかった。光子 エネルギーが高くなると、眼の水晶体に対する線量が徐々に過大評価されるが、これは以前からカーマ 近似が用いられていたためである。低エネルギーでは、防護量の過大評価と過小評価は光子の入射角度 に大きく依存する。

ICRU Report 39/51 の実用量  $h_p(3, \phi)$ は、約 1 MeV のエネルギーを持つ電子の垂直入射に対する眼の 水晶体の防護量を過大評価している。図 4.12 に示すように、2 MeV から 10 MeV の区間では、ICRU Report 39/51 実用量は、60°以下の入射角度について妥当な推定値を示した。

4.4.4 方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量

フルエンス,粒子の種類,エネルギー,方向および特定のファントムが同じ場合,粒子フルエンスから スラブファントムの局所皮膚における方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量への換算係数 の数値は同じである。図 4.13 から図 4.15 において,H(0.07)と $H_p(0.07)$ に関する ICRU Report 39/51 の定義の数値と,粒子フルエンスから $d_{\text{local skin slab}}(\phi)$ と $d_p$  local skin slab $(\phi)$ への換算係数の勧告値との比 較が示されている。

200 keV 以上では、 $H(0.07, \varphi) \ge H_p(0.07)$ に関して ICRU Report 57(1998) と ICRP Publication 74 (1996) に記されている換算係数の値を得るためにカーマ近似を使用すると、局所皮膚吸収線量が過 大評価され、10 MeV の光子エネルギーでは 90 倍にもなった(Veinot と Hertel、2011)。

5 勧告した実用量の導入による実際の影響

5.1 序文

外部放射線に対する防護における実用量の導入の理由の 1 つは,防護量が,拡張された体積で規定されているために測定できないことである。実用量は,以下の 3 つの要件を満たさなければならない:

- 1 点で定義される。
- 関連する防護量の許容できる推定値を与える。

● 機器(個人線量計,エリアモニタリング機器)で信頼性のある測定ができる。

最初の 2 つの要件は、勧告量の定義によって満たされる。最後の要件は些細なものであるように思われるが、適切な機器が利用可能でなければならない。外部放射線に対する勧告した実用量の導入は、実務的な放射線防護に対し影響があるであろう。

勧告したフルエンスから線量及びカーマから線量換算係数のエネルギー及び角度依存性を ICRU Report 35/51 のそれらと比較した結果を 4.4 節に示す。ICRU Report 39/51 の量のエネルギーと角度 依存性を正確に再現する感度を有する個人線量計とエリアモニタリング機器であれば、勧告された実 用量に必要とされる比率に等しい応答性を有している。したがって、一般的に、限定されたエネルギー 範囲を除いて、それら機器は本報告書で勧告した実用量を正確に評価するのには適していない。

本章では、勧告した量を正しく評価するための、放射線防護の機器と校正の変更について概述する。モ ンテカルロ法による予測的放射線防護の評価では、勧告される換算係数がモンテカルロ計算コードに 導入されれば、困難はないものと思われる。

5.2 個人線量計とエリアモニタリング機器の設計

線量または線量率の評価に適した個人線量計は,1つ以上の受感部(「検出器」)に基づいており,物 理的効果を用いてある粒子の種類とエネルギーの電離放射線から再現可能な信号を発生させる。放射 線場 (ほとんどの場合粒子フルエンス) を表す放射計測量または線量計測量に対する線量計の応答性の エネルギーと角度依存は、同じ放射線場の量に対する実用量のエネルギーと角度依存と同様になる。 限定された範囲を超えるエネルギーと角度,ならびに複数の粒子の種類に対しては、これらの要件を満 たす(または現在の知識を用いて設計できる)個人線量計はない。適切な個人線量計とエリアモニタリ ング機器の開発はそれ自体が科学であり、数十年にわたって新たなまたは修正された量の定義に適応 してきた。放射線防護に関し主要な光子モニタリング手段である電離箱とガイガー・ミュラー計数管は 100 年近くの歴史を持つ。写真フィルムは、Becquerel による放射能の発見につながった検出器である が、近代的な代替手法により個人線量測定が使われなくなったのは最近である。最初のレムカウンタは Andersson and Braun (1963) によって記述され、改良版は今でも中性子の実用量の計測に最も使わ れている機器である。ICRU Report 39/51 の実用量の公表以前に市販されていた上記の古典的な放射 線計測器は、エネルギーと角度の依存性を正確に模倣していない。しかし、このような限界があるにも かかわらず、これらの計測器によって、経験豊富な放射線防護専門家に線量と線量率の有益な評価が提 供されてきた。

5.2.1 ICRU Report 39/51 の実用量に関し必要とされる個人線量計の応答特性

ICRU Report 39/51 実用量は 1980 年代に策定され, 1990 年代に多くの国の放射線防護の法令に取り 入れられている。実用量の測定に関して法的拘束力のある性能要件は, さまざまな測定状況と線量計の 種類に関する国際規格 [国際電気標準会議(IEC) 60846, 2009; IEC 61526, 2010; IEC 62387, 2012; IEC 61005, 2014] に記載されている。

このような規格は、製造者や専門家との協議と協力をもって策定され、技術の状態を反映する。光子で 最も広く使用されている個人線量計の種類は、80 keV から 1.25 MeV までのエネルギー区間で入射角 度が 60°以下の量  $H_p(10, q)$ に対する応答性が 0.71 から 1.67 の間である場合、IEC 62387 (2012) 基準 の要件を満たす。 $H_p(3, q)$ と  $H_p(0.07, q)$ に対しても、同様の要件が線量計に規定されている。これらは、 最低限の要件であり、製造者は、より厳しい相対応答特性を有し、より広い範囲のエネルギーと角度に 対応できる線量計を提供している場合もある。多くの線量計システムは、80 keV 以下の光子エネルギ ーに対して容認可能な相対的応答を有するが、1.25 MeV より高い平均エネルギーまで測定能力を拡張 できるものはほとんどない。

中性子の場合,物理的な検出器はより高価であり,市場も小さいため,結果として規格では線量計が十分な応答特性を示すネルギーや角度の区間を狭くすることが許容されている[国際標準化機構(ISO) 21909-1:2015]。

以下の 2 節は、広く使用されている数種類の線量計とエリアモニタリング機器に対する勧告した実用 量の導入による影響を示している。これらは例示であり、利用可能な機器の全体像ではない。将来的に は、研究者と製造者が協同して、現在の線量計やエリアモニタリング機器の改造や、勧告した実用量に 必要な測定能力を満たすように新たに開発することが期待される。

5.2.2 勧告した実用量に対する光子線量計とエリアモニタリング機器の応答特性

実用量に対する線量計またはエリアモニタリング機器のフルエンスまたは空気カーマに対する応答特 性のエネルギーと角度の依存は、実用量のそれぞれの換算係数におけるエネルギーと角度の依存をで きるだけ厳密に反映していなければならない。線量計の応答は、線量計に表示された値 *G* と、従来の 量 *C*の比である。

$$R = \frac{G}{C}.$$
 (5.1)

例えば実用量の新たな定義によってなど、ある変更が従来の量の値 Cに干渉する場合、新たな応答 Rは、新旧の換算係数  $h_{old} \ge h$ をそれぞれ使うことにより、既知の古い応答  $R_{old} = G/C_{old}$ から計算できる:

$$R = \frac{G}{C_{\text{old}}} \frac{C_{\text{old}}}{C} = R_{\text{old}} \frac{C_{\text{old}}}{C} = R_{\text{old}} \frac{h_{\text{old}}}{h}.$$

これは、旧実用量と勧告実用量の照射方法が変わらない場合(個人線量計では同じファントム、エリア モニタリング機器では自由空気中),勧告した実用量に対して可能となる。

(5.2)

例えば,ガイガー・ミュラー計数器に基づくエリアモニタリング機器の応答は,「周辺線量の単位当た りの計数」という機器定数,もしくは以下で示される。

$$R = \frac{N}{H^*}.$$

(5.3)

これまでの周辺線量当量 H\*(10)に対する線量計の応答が既知である場合, Rは, 以下のように計算することができる:

$$R = \frac{N}{H^*(10)} \frac{H^*(10)}{H^*} = R_{\text{old}} \frac{H^*(10)}{H^*} = R_{\text{old}} \frac{h^*(10)}{h^*}.$$
(5.4)

そして、勧告した実用量に対する相対的な応答は、基準条件下での機器の応答に規格化することで、通常通りに決定できる。光子線量計とエリアモニタリング機器の場合、通常の基準条件は、0°で入射する  $^{137}$ Cs の放射線 ( $E_p = 662 \text{ keV}$ ) である。

図 5.1 では、周辺線量 H\*と周辺線量当量 H\*(10)でのガイガー・ミュラーのエリアモニタリング機器の 662 keV 光子に対する相対的な応答を示す。これら 2 つの線量の比は、図 4.1 の h\*(10)/h\*の比に相当 する。この頑丈な現場用機器には、鋳造アルミニウムのケーシングに起因する 60 keV 未満の感度のカ ットオフがある。この機器については、662 keV のエネルギーでの周辺線量当たりの表示値に対する再 校正以外は、勧告される新たな実用量の導入による変更は伴わないことが明らかである。

図 5.1 と同様の結果が、いくつかの電離箱機器について得られている(Otto, 2019)一方、それ以外の 電離箱は、70 keV 未満の光子の周辺線量 H\*に対して過剰応答を示す。H<sub>p</sub>(10)のエネルギー応答をモデ ル化した現在承認されている線量計は、これら電離箱の 70 keV 未満の光子エネルギーの H\*(10)に対 する過剰応答と同じ応答を示すため、実効線量 E が過大評価される。個人線量計は、医療分野におけ る職業被ばくに対応するため、低エネルギー光子に対する感受性がなければならない。これらの低エネ ルギーでは、個人線量への換算係数が個人線量当量への換算係数よりも低いため(図 4.2 参照)、勧告 した実用量の導入には低エネルギー光子のエネルギー応答の改良が必要となる。これは、検出器の素子 の前面により多くの材料を導入し、主に低エネルギー光子を減衰させることによって達成できるかも しれないが、斜めに入射に対する応答には注意が必要であり、検出器における変更が必要となるかもし れない。熱ルミネッセンス線量計の検出器を用いたパッシブ型個人線量計について,例を図 5.2 に示 す。 $H_p$ の過剰応答は,追加の遮蔽により大幅に補正できる(Eakins and Tanner, 2019)。図 5.2 は, IEC により勧告される個人線量当量の制限値を示している(IEC 62387:2012)。これらは, $H_p(\varphi)$ には 適用できない可能性がある。

異なる厚さの減衰材料を前面に付けた 2 つ以上の検出器の応答に基づく個人線量計では,評価アルゴ リズムの係数,多くの場合,異なる検出器の信号の線形の組み合わせを変更し,応答を新しい要件に適 応させることができる。

5.2.3 勧告した実用量に対する中性子個人線量計とエリアモニタリング機器の応答特性

4.4.2 節と図 4.5 では、中性子に対する ICRU Report 39/51 の実用量  $H_p(10, \theta)$ と勧告した実用量  $H_p(\varphi)$ のフルエンスに対する応答の差が記述された。ポリアリルジグリコールカーボネート材料の飛跡のエッチングに基づく中性子個人線量計の  $H_p(\varphi)$ に対する応答を解析した(Tanner *et al.*, 2018)。この線量計は、放射線の垂直入射に対してより感度が高く、中性子の個人線量計測においてきわめて重要である信号対ノイズの比が改善することが判明している。しかし、 $H_p(\varphi)$ に対する線量計の応答の角度依存は、 $H_p(10, \theta)$ よりも悪い。その理由は、図 4.5 に示すように、 $H_p(\varphi)$ の角度への依存がより顕著であるためである。著者らによれば、線量計の再設計は技術的に可能とのことである。

19 の作業場の中性子場に対する測定あるいは計算された応答を換算することによる,中性子モニタリ ング機器(レムカウンタ)の周辺線量応答が計算されている(Eakins *et al.*, 2018)。レムカウンタは, 熱外中性子と高速中性子を減速し,その結果生じる熱中性子を検出することで機能する。これらの検出 器のエネルギーと角度の応答は減速材の形状と材質に大きく依存する。調査した 4 つの計器は,100 keV 付近のエネルギー領域で最大 2.5 倍の応答のばらつきが見られた。中性子の放射線場は EVIDOS プロジェクト (Schuhmacher *et al.*, 2006)で研究され,核燃料サイクル施設の作業場を対象としてい る。

作業場の放射線場における周辺線量または周辺線量当量の参考値は、フルエンスのエネルギー分布を 積分して算出される:

$$H = \int dE \frac{d\varphi}{dE} h_{\varphi} \left( E \right), \tag{5.5}$$

ここで, Hは H\*または H\*(10)を表し, h<sub>q</sub>(E)は対応する換算係数を表す。

現実的な作業放射線場の幅広いエネルギー分布に対して,調査した 4 つのレムカウンタの相対応答の 計算結果を図 5.3 に示す。レムカウンタは,周辺線量当量 H\*(10)よりも周辺線量 H\*に対してより高い 相対応答を示す。これにより,勧告した実用量を参照した場合,放射線場の測定はより保守的になるで あろう。

この過大評価は、2つの方法で補正することができる:

- 著者らは、1つのレムカウンタ用減速材の改良について検討し、低中性子エネルギーに対してより 低い応答を得た。
- ここで検討される 4 つのレムカウンタのより簡単な代替手法は、H\*に対する機器の過剰応答を補 正することである。これらの作業場の放射線場における H\*(10)と H\*の平均比は 1.6、標準偏差は 0.25 である。係数 c≈ 1/1.6 を適用すると、19 の作業場の放射線場の H\*に対する相対応答の全体

的な精度は、これらの作業場の放射線場の H\*(10)に対するこれまでの推定の精度と同等である。 5.2.4 個人線量計とエリアモニタリング機器の再設計に関する結論

前2節の例は、勧告した実用量が法で定められた量になった後も、放射線防護用の線量計の有用性が 失われないことを示している。1990年から2010年頃にかけて実施されたICRU Report 39/51の実用 量の導入段階では、新しい線量計の設計のため、その多くが大学、研究機関、製造者の協力のもとで科 学的および技術的な作業が開始された。この期間中、機器応答を予測するためのモンテカルロ法放射線 輸送計算コードの使用は一般的となり、もはやその使用は少数の専門家に限定されるものではなくな った。これにより、勧告量に適した個人線量計とエリアモニタリング機器の設計が容易になった。現在 では試作品を作る前に机上で線量計を数値的に設計することができるようになり、以前と比較して開 発費用が大幅に削減された。

もう一つの費用要因は、旧式の線量計の交換である。これは、数十万台もの線量計の在庫を持つ個人線 量測定サービスにとって懸念事項である。しかし、本報告書の発行から国際的な要件(例えば、国際原 子力機関や欧州連合による基本安全基準)への勧告量の導入、国内法令への取り入れ、最終的には使用 の義務までにはかなりの期間が経過するであろう。線量計の商業上の寿命が20年1である場合、勧告 した実用量が法的要件になった際には、最近導入された線量計はこの寿命に近づいているであろう。し たがって、線量計の交換に必要な投資は、勧告した実用量のみに起因するものではなく、線量測定シス テムを更新する経済的必要性にも基づいている。しかしながら、経験上、特に現在設計され承認されて いる光子線量計が本報告書で勧告されている実用量を過大評価することが多いため、ICRU Report 39/51の実用量と本報告書で勧告されている実用量が実際の放射線防護において共存している間は、規 制当局は期間延長を認めるであろう。

本報告書は、国際および国内当局が、実用量の実施の費用と予測的および遡及的測定における防護量の より良い推定の便益とのバランスを取るため、法的拘束力のある実用量を徐々にかつ慎重に施行して いく必要性を認識するよう勧告する。

1マイクロエレクトロニクスの広い普及と早い技術の発展の周期により、システムの推定寿命が記載さ れた年数よりも更に短くなる可能性がある。

5.3 個人線量計とエリアモニタリング機器の校正

これらの機器の校正手順の大部分は変更されない。唯一の変更は,校正場の実用量の値を,本報告書で 勧告した換算係数を用いて,フルエンスまたは空気中のカーマの測定量から計算することである。

5.3.1 校正手順の解説

校正手順の詳細は以下の通りである:

- 校正の時点で、校正場の空気中のフルエンス率または空気カーマ率を一次または二次標準、もし くは二次または一次標準サービスにより既に校正済みの仲介測定器を用いて決定される。二次標 準または仲介測定器を使用する場合、この測定はファントムを使わず自由空気中で行われる。
- 2. 光子と中性子については、校正対象の個人線量計またはエリアモニタリング機器に適した実用量 の線量率、すなわち Hまたは Dは、測定されたフルエンス率または自由空気中の空気カーマ率か ら、校正される個人線量計またはエリアモニタリング機器の粒子の種類、エネルギーおよび入射 角度に基づく換算係数で算出される。単色エネルギーの放射線の換算係数は本報告書の付属書に

記載されているが、エネルギーが分布している放射線については、エネルギー分布で積分して算 出する必要がある。電子線源に関しては、校正対象の個人線量計またはエリアモニタリング機器 に適した実用量の線量率、すなわち Hまたは Dは、測定された組織への吸収線量率(通常はポリ メチルメタクリレート [PMMA] のファントムなど組織等価スラブファントムの深さ 0.07 mm に 外挿電離箱を用いて測定)と、ファントムの局所皮膚または眼の水晶体および入射角度のための 補正係数を用いて算出される。

3. 個人線量計またはエリアモニタリング機器の基準点を校正点に設置する。個人線量計は、対応するファントム上に設置する(以下参照)。個人線量計の基準点および基準方向は、製造者によって記載されている。一般に、線量計の基準点は線量計の内部に設置される。顧客から要望に応じて、基準点は別の位置、例えばファントムの前面中央に設定することができる(ISO 29661:2012/Amd:2015)。

4. 個人線量計またはエリアモニタリング機器を校正場で照射し、その表示値 Gを評価する。

5. 照射終了時に、校正定数は、以下の比によって決定される:

$$N = \frac{G}{H} \underset{\text{stat}}{N} = \frac{G}{D} \underset{(5.6)}{N}$$

ここで,*HとD*は,手順2で求めた実用量の線量率の時間積分から求めた,実用量の取り決め値である。

この作業は、線量計またはエリアモニタリング機器の種類,ならびに求められる校正の目的に応じて、 さまざまな入射角や粒子エネルギー,あるいは粒子の種類を変えて、繰り返さなければならない場合が ある。

5.3.2 個人線量計の校正ファントム

さまざまな実用量の個人線量計の校正に推奨されているファントムは, ICRU Report 39/51 の実用量のためのファントムと変わらない:

個人線量の場合:幅 300 mm,高さ 300 mm,深さ 150 mmの外形寸法を有する PMMA 製の水で満たされた中空のスラブで,前面の壁厚が 2.5 mm,それ以外の壁厚が 10 mm (ISO 4037-3:2019)

 個人水晶体吸収線量:外径 200 mm,高さ 200 mm,および厚さ 5 mmの壁および面を有する, PMMA 製の水で満たされた中空の円筒(Daures *et al.*, 2011; Gualdrini *et al.*, 2011; Vanhavere *et al.*, 2012)

• 個人局所皮膚吸収線量:

○ 体幹部については、個人線量と同じ水で満たされたスラブファントム(ISO 4037-3:2019);

○ 指は、直径 19 mm、長さ 300 mm の PMMA 製の固体のロッド(ISO 4037-3:2019)。

ICRU と国際放射線防護委員会(ICRP)の代用組織から作製されたファントムに対する換算係数と, PMMA 製の水で満たしたファントムで得られた換算係数との違いは,放射線防護計測において達成可 能な計測精度の範囲において無視できる程度であることは,さまざまな形で示されている(たとえば, ICRU Report 47, 1992 を参照)。水で満たされたスラブファントムは,全身被ばくにおける実効線量 を評価するために個人線量計を着用する場所である人間の体幹部を良く模擬している。

5.3.3 光子の校正に関する特別な規定

光子場におけるエリアモニタリング機器と個人線量計の校正の日常的な手順では、完全な荷電粒子平 衡を近似した状態が適用されている。したがって、50 MeV までの光子エネルギーに対しては、荷電粒 子平衡を近似するためにカーマ近似を用いて計算された追加の換算係数が提供される(付属書 A.5 参 照)

光子線源とモニタリング機器または個人線量計,あるいはエリアモニタリング機器との間に充分な空 気がない場合,光子エネルギーに応じた厚さの PMMA 製のビルドアップ板をモニタリング機器または 個人線量計またはエリアモニタリング機器の前に配置することによって荷電粒子平衡が得られる。校 正点での実用量の線量率の計算において,ビルドアップ板によるわずかな減衰を補正する必要がある (ISO 4037-3:2019)。この手順は,光子ビーム中の電子の混入を除去するとともに,荷電粒子平衡を 作り出すため,使用する校正線源の設計およびコリメーションとは関係なく再現性のある校正条件を 保証する。荷電粒子平衡が得られない光子場においては,保守的な校正定数が得られるが,放射線場を 支配する可能性がある混入電子のモニタリングが別途必要となる場合ある。

5.3.4 ICRU 球の役割

実用量の周辺線量当量 *H*\*(10)と方向性線量当量 *H*(*d*, *θ*は, ICRU 4 元素組織からなる ICRU 球の深 さ*d*で定義された。このファントムは、測定する深さにおける線量への後方散乱の寄与を与えるため、 計算上導入されたものである。通常の機関で ICRU 4 元素組織を作製することは不可能であるため、標 準的な実験室ではその実用量を定義通りに完全に具現化することはできない。少なくとも 1 つの一次 標準機関は、単一光子エネルギーにおける代理物質と真の ICRU 球との差を評価する計算を用いて、 代替材料から作製した<sup>2</sup>「近似的 ICRU 球」を使用して実用量を実現した (Boutillon and Allisy-Roberts, 1996; Perroche and Boutillon, 1989)。しかし、放射線防護で使用されているエリアモニタリング機 器と個人線量計 (ISO 6980-3:2006; ISO 8529-3:1998; ISO 4037- 3:2019)の校正については、粒子フ ルエンスと空気カーマから ICRU Report 39/51の実用量へ算出によって求めた換算係数が一般的に適 用されている。これらの換算係数の利用可能性を勘案すると、委員会は ICRU 球を使用しなくとも、 一次および二次標準研究機関から線量計製造者およびエンドユーザーに至るまで計量に関わる流れを 弱体化するものではないと考えている。

<sup>2</sup>これは,個人線量計校正用のスラブ,ロッド,ピラーファントムを製造するために日常的に行われている。

5.4 放射線防護の質に対する勧告した実用量の影響

放射線防護は,正当化,線量限度および最適化の原則に基づいている。全身,眼の水晶体,局所皮膚お よび四肢の線量限度は,最低限の防護基準を保証するが,放射線作業者の雇用者は,遮蔽,時間制限, 作業方法の改善,自動化などの技術を適用して,作業者の被ばく線量を合理的に達成可能な範囲で低く 抑える最適化の義務を負っている。最適化の際には,周辺線量 H\*で校正されたエリアモニタリング機 器を使用して放射線場の評価が行われる。最適化のさまざまな選択肢を線量低減の観点から比較する ことで,放射線場における活動の望ましい方針が決定される。いくつかの放射線場では,周辺線量 H\* は,これまでの周辺線量当量 H\*(10)よりも,予想される実効線量をより正しく推定できるようになるだろう。

ー例として、実効線量 Eが個人線量当量  $H_p(10)$ で置き換えられた際に、Eを過剰評価されるグループ として、低エネルギーX線のみの環境で働く人々のグループがある。ISO N シリーズの N-10 から N-40 までのエネルギー分布では、個人線量当量  $H_p(10)$ の数値は実効線量 E より 2.5 倍から 5 倍となる (図 4.2 と図 4.3 参照)。 $H_p(10)$ で評価された年間線量が法定限度に近づく場合、放射線防護の専門家 は被ばく条件に関する知見から実効線量 E を評価し、規制を遵守していることを実証することができ る。勧告した個人線量  $H_p$ およびそれをより正確に測定するのに適した個人線量計を導入すれば、実効 線量 E の現在の過大評価は低減されるであろう。IVR のみに従事する外科医と看護師がこのようなグ ループを構成する。正しく判断し、被ばくを最適化することは、雇用主および医療施設の放射線防護専 門家の義務である。彼らが手術室でより長い時間を割り当てられるかどうかは、放射線被ばく以外の複 数の要因、例えば最大作業時間や労働安全衛生に左右される。雇用主および放射線防護専門家が誠実に 最適化プロセスを実施し、従業員が承認され最適化された作業方法と制約を遵守する限り、実効線量を 個人線量  $H_p$ で評価しても、これらの人々への放射線防護の質は損なわれないであろう。

個人線量記録の場合,実効線量は一般的に個人線量 Hp で代用される。年間線量が法定線量限度に近づ くか,線量計の1ヶ月間の測定値が予想外に高くなる,または線量計が信頼し得る実効線量 E の推定 値を与えるのに技術的に適していないと放射線防護の専門家が判断した場合,当該専門家は,さらなる 知識を用いて線量計の測定値を補正するか,または追加の知識のみに基づいて実効線量の値を決定す る権利を有する。これは,個人線量と実効線量の過大評価または過小評価を引き起こす可能性のある, 放射線場の空間的分布,そのエネルギーおよび角度依存,特定の身体部位の被ばくが顕著となる作業方 法,線量計の応答に関する情報である。

5.5 勧告した実用量が線量記録に及ぼす影響

第4章の換算係数の違いや前節の例からわかるように、ある放射線場における個人線量と個人線量当量、周辺線量と周辺線量当量の値は大きく異なる可能性がある。低エネルギーのX線の例を上記に示している。同様に、<sup>137</sup>Cs線源からの放射線を用いて個人線量 *H*pと周辺線量 *H*\*を校正済み個人線量計またはエリアモニタリング機器で計測すると、*H*p(10)または *H*\*(10)の測定結果よりも 18%低くなる。これは、勧告した実用量に対するフルエンスから線量への換算係数が、ICRU Report 39/51 の実用量のものよりも低いことに基づいている。ただし、経験的には

- 換算係数のわずかな差は,実際の放射線場においては広い放射線エネルギーおよび角度分布 による平均化効果によって相殺される可能性が高い
- 広い角度およびエネルギーにおける換算係数のエネルギーおよび角度依存を正確に反映できる個人線量計はほとんどない
- 職業被ばく線量の1ヶ月ごとの増分は、個人線量計の検出限界に近いことが多く、許容される 測定の不確かさは大きくても2倍である

これらの理由から, 勧告した実用量を実際取り入れた後に, 放射線作業者の線量記録の数値に大きな変 化が生じると予測するのは時期尚早である。 環境モニタリングにおいて線量記録の集計と提示は重要であるが,通常,環境中の放射線場における放 射線のエネルギーおよび角度分布は広いため,換算係数の変更により生じる修正が大きくなる可能性 は低い。

5.6 将来の変更の可能性

勧告した実用量の数値は、模擬ファントムのモデル化や、実効線量 *E*,水晶体吸収線量 *D*<sub>lens</sub>、局所皮 膚吸収線量 *D*<sub>local skin</sub>のパラメータ化を含む決定方法に依存する。実効線量 *E*は、組織加重係数 wr と放 射線加重係数 wr に依存する。ICRP によるこれらの要素を変更は、新たな科学的証拠を考慮した上で 決定される。例えば、陽子の加重係数は ICRP *Publication 60* (1990)の wr = 5 から ICRP *Publication 103* (2007)では wr = 2 に変更された。この変更は、民間の航空機乗務員で計算された実効線量の値 に直接的な影響を及ぼした。放射線加重係数がさらに大きく変更される可能性は低い。

本報告書の提案は, ICRP の次期主勧告の変更で, 眼の水晶体と局所皮膚への線量限度を等価線量では なく吸収線量で設定し, それに対応する実用量も合わせて吸収線量で設定されることを想定している。 組織加重係数(その和は1に規格化される)を再調整しても, 防護量のエネルギーおよび角度依存にも たらされる変更はわずかであろう。これらの変更は, 個人線量計とエリアモニタリング機器の測定の不 確かさよりも小さく, したがって実務上重要とはならないであろう。

本報告書で提案された変更は,防護量の変更と同様の期間で導入されると考えるのが妥当であると思われる。ICRPは,次期主勧告を発行するときのみ防護量の変更を導入し,並行して更新された実用量の導入を行うことが適切であると思われる。安全基準および法令への勧告の取り入れに要する時間を 想定すると,20年程度の準備期間が必要であろう。

6 結論

ある点での放射計測量または線量計測量の数値と防護量への換算係数に基づく実用量の定義の使用は, 以前から検討されている。国際放射線防護委員会(ICRP)は標準コンピュータファントムにおいて実 効線量を定義し,粒子フルエンスからこの量への換算係数を公表しているため,この方法は現在では容 認できると考えられている。

実効線量は、被ばくの管理と最適化のための普遍的なリスク関連量である。外部および内部被ばく、す べての種類の電離放射線に適用される。一方で、実効線量は、放射線の種類および人体の体積を占める 臓器および組織の加重平均として定義されているため測定できないことが欠点となる。特定の臓器、眼 の水晶体、四肢および局所皮膚、電離放射線の確定的影響を受ける組織の線量評価のために、さらなる 防護量が導入されている。

実用量は、空間内のある点で定義された電離放射線を決定する測定可能な量である。実用量に関する本報告書の勧告事項は、防護量、実効線量および眼の水晶体と局所皮膚吸収線量の値に直接関連付けられた、個人線量、個人水晶体吸収線量および個人局所皮膚吸収線量、周辺線量、方向性水晶体吸収線量および方向性局所皮膚吸収線量への換算係数について定義されている。実用量の数値は単純なファントムまたはICRU球の一定の深さでの線量当量に基づいているため、これはICRU Report 39/51 から大きく変更された点であり、防護量のより良い推定値を示すであろう。防護量と実用量の体系が単純化され、使用者による放射線防護量に対する理解と整合性に役に立つものである。

70 keV から 2 MeV のエネルギーの光子の周辺線量と個人線量の換算係数の数値は, ICRU Report 51 に定義されたこれらの換算係数の約 15 %以内である。3 から 10 MeV でのこれらの量の換算係数も,

完全な荷電粒子平衡である条件では,ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996)のカ ーマ近似法で計算された値の18%以内である。これら光子エネルギー範囲においてエリアモニタと個 人線量計の校正に必要な変更は,機器の定数の変更のみである(ICRU Report 76, 2006)。荷電粒子 平衡の条件下で日常的に使用する光子エリアモニタリング機器と個人線量計の校正のため,カーマ近 似を用いて計算した換算係数も提示した。

8線を用いる核医学においては、特に水晶体吸収線量の評価における精度の向上が関心事となり得る。

中性子については、周辺線量と個人線量の勧告量は、防護量の決定に対する ICRU Report 39/51 の値 を大きく改善したものである。中性子フルエンスの減速に基づくエリアモニタリング機器については、 現在容認されている精度の範囲内であれば、最初のうちは作業場に対する変更は必要ない。

勧告した実用量は,高エネルギー光子,中性子,電子および他の粒子の放射場における防護の問題への 解決策を提供するものである。

少なくともいくつかのアプリケーションでは、既存の機器の設計またはアルゴリズムの修正が必要と されるであろう。

- 70 keV 未満の光子エネルギーにおいて, ICRU Report 39/51 の定義に基づいたエリアモニタリン グ機器と個人線量計による実効線量の大幅な過大評価の補正。
- 水晶体吸収線量の光子と電子の推定値の改善。
- 荷電粒子平衡が存在しない場合の3 MeV から 10 MeV のエネルギーの光子の周辺線量と個人線量の決定。しかしこれは検出器のシステムに依存する。
- H\*(10)と H<sub>p</sub>(10)と比較した粒子フルエンスから H\*と H<sub>p</sub>への換算係数の変更により,熱から 2
   MeV 未満の中性子エネルギー領域での低い値,および 50 MeV 以上の中性子エネルギーでの高い 値に対応するための,エリアモニタリング機器と個人線量計の性能改善。

#### 付属書

付属書 A は、フルエンスから実用量への勧告された換算係数を示す。光子については、空気中のカー マから実用量への換算係数が追加されている。付属書 A には以下の節がある:

- A.1 周辺線量
- A.2 個人線量
- A.3 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量
- A.4 方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量
- A.5 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子の実用量

A.6 空気カーマ

付属書 B は、換算係数を計算するための計算コードを記述し、その不確かさについて述べている。付属書には以下の節がある:

- B.1 PHITS
- B.2 FLUKA
- B.3 MCNP
- B.4 EGSnrc

B.5 換算係数の計算における不確かさ

付属書 C の水晶体吸収線量の代替の換算係数:

C.1 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量,感受性の高い細胞の吸収線量 dens sens
 C.2 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子

**ICRU Report 90**「電離放射線測定に関する主要データ:測定基準と適用(Key Data for Ionizing-Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications)」(ICRU, 2014)では,水中の 荷電粒子の阻止能がわずかに変更されている。これにより本報告書で用いたモンテカルロ法での計算 に顕著な差異が出ることは想定されていない。

付属書A. 換算係数の値

A.1 周辺線量

表 A.1.1a から表 A.1.10 と図 A.1.1a から図 A.1.10 は,光子,中性子,電子,陽電子,陽子,10 GeV 未満の負のミュー粒子と正のミュー粒子,200 GeV 未満の負のパイ中間子と正のパイ中間子,ならび に 100 GeV u<sup>-1</sup>未満の He<sup>2+</sup>イオンに関して,粒子フルエンスから周辺線量への換算係数 *h*\*の値を示 す。換算係数は、実効線量の最大値 *E*max に粒子フルエンスを関連付けるもので,光子と中性子では AP, PA, LLAT, RLAT, ROT, ISO, SS-ISO, IS-ISO,電子,陽電子,ミュー粒子,パイ中間子に関し ては AP, PA, ISO, SS-ISO, IS-ISO,そして He<sup>2+</sup>イオンに関しては AP, PA, ISO の照射ジオメト リーでの,広い均一な平行ビームへの ICRP/ICRU の成人標準ファントム (ICRP, 2009)の全身被ば くについて計算されている (ICRP, 2010)。これは表 A.1.0 で示されており,照射ジオメトリーは 3.2 節で説明された通りである。表 A.1.1a から表 A.1.10 と図 A.1.1a から図 A.1.10 の換算係数は, ICRP *Publication 116* (ICRP, 2010) と Endo<sup>1</sup>による計算を引用している。50 MeV 未満のエネルギーの光 子に関しては、表 A.1.1b と図 A.1.1b に空気カーマからの換算係数を示している。光子フルエンスから の空気カーマへの換算係数は、本報告書の表 A.6 に示されている。

## <sup>1</sup> Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan). A.2 個人線量

表 A.2.1a から表 A.2.10 と図 A.2.1a から図 A.2.10 は、1 GeV 未満のエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子、陽子、負のミュー粒子、正のミュー粒子、負のパイ中間子、正のパイ中間子、ならびに1 GeV u<sup>-1</sup>未満の He<sup>2+</sup>イオンに関して、粒子フルエンスから個人線量への換算係数の値を示す。粒子フルエンスから実効線量 Eへ関連付ける換算係数  $h_p(q)$ は、左右の照射の平均値が取られた 0°(A-P)から 90°まで 15°ごとの入射角度 q, 180°回転、等方、上半球等方、下半球等方での広い均一な平行ビーム への ICRP/ICRU の成人標準ファントム (ICRP, 2009) の全身被ばくについて計算されている。50 MeV 未満のエネルギーの光子に関し、表 A.2.1b と図 A.2.1b に表 A.2.0 で示された空気カーマからの 換算係数を示す。

表 A.2.1a から表 A.2.10 および図 A.2.1 a から図 A.2.10 の換算係数は, ICRP *Publication 116* (ICRP, 2010)の換算係数と Endo<sup>4</sup> (2017) による計算から集約したものである。ICRP *Publication 116* では, 光子と中性子に関しては AP, PA, LLAT, RLAT, ROT, ISO, SS-ISO, IS-ISO, 電子, 陽電子, ミュー粒子, パイ中間子に関しては AP, PA, ISO, SS-ISO, IS-ISO で, そして He<sup>2+</sup>イオンに関しては AP, PA, ISO の照射ジオメトリーにおける点入射の放射線場の広い平行および等方ビームに関する換算係数が示されている。50 MeV 未満のエネルギーの光子に関しては, 表 A.2.1b と図 A.2.1b に空気カーマからの換算係数を示す。

XY 面における  $h_p(\alpha)$ の入射の角度  $\varphi = 0^\circ$ , 180°, +90°および-90°は, それぞれ, 照射ジオメトリー AP, PA, LLAT および RLAT に対応し, ICRP *Publication 116* のこれらの換算係数を表 A.2.1a/b か ら表 A.2.10 および図 A.2.1a/b から図 A.2.10 に引用している。*ICRP Publication 116* から入手できな い入射ジオメトリーの換算係数は, Endo<sup>4</sup> (2017)の計算から引用している。ICRP *Publication 116* と Endo の計算による数値の整合性を調査し, 検証した (Endo, 2017)。

<sup>4</sup> Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

A.3 方向性水晶吸収線量と個人水晶体吸収線量

粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量  $d_{\text{lens}} \sim ophy 算係数の数値とフルエンスから個人水晶体吸収$  $線量 <math>d_p$  lens  $\sim ophy 算係数の数値は同じであり,以下の図表では <math>d_{\text{lens}}$  という記号を使用している。ここ に示した換算係数は,眼球モデルの全身被ばく(Behrens and Dietze, 2011)において,広い均一な 平行ビームの水平面  $\sim 0^{\circ}(A-P)$ から  $90^{\circ}$ まで  $15^{\circ}$ ごとの角度  $\varphi$  での入射,ならびに回転照射について計 算されている。中性子の換算係数は,頸頭部の被ばくについて,180°の角度  $\varphi$  を含め計算される。左 右の水晶体吸収線量の最大値は,左および右から入射した放射線について求められる。各角度に対して 最も被ばくした眼の水晶体の値を選択しているため,回転照射での計算値はすべての角度  $\varphi$  での結果 を積分して得られた値と一致しない。光子(荷電粒子平衡の有無にかかわらず),電子および陽電子に 対する最大値として計算された換算係数と回転照射の換算係数の比は 1.0 から 1.3 の間であり,最大値 の結果を用いることにより 30%以内で一致している。

表 A.3.1a から表 A.3.4 および図 A.3.1 a から図 A.3.4 は, 50 MeV までのエネルギーの光子,中性子, 電子,陽電子について,粒子フルエンスからの換算係数の数値を示している。表 A.3.1b と図 A.3.1b は, 表 A.3.0 に示すように,光子の空気カーマからの換算係数である。

A.4 方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量

スラブファントムへの被ばくにおいて、粒子フルエンスから方向性局所皮膚吸収線量 d'local skin への換 算係数の数値と、フルエンスから個人局所皮膚吸収線量 dp local skin への換算係数の数値は同じである。 以下の表ではスラブファントムについて記号 docal skin を使用する。表 A.4.0 に示されているとおり、表 A.4.1.1a,表 A.4.1.2a,表 A.4.1.3a,表 A.4.4,表 A.4.5 と図 A.4.1.1a,図 A.4.1.2a,図 A.4.1.3a,図 A.4.4,図 A.4.5 では、50 MeV までのエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子および 10 MeV までの エネルギーのアルファ粒子について、粒子フルエンスからの換算係数を示し、表 A.4.1.1b,表 A.4.1.2b, 表 A.4.1.3b と図 A.4.1.1b,図 A.4.1.2b,図 A.4.1.3b では、光子に対する空気カーマからの換算係数を 示す。換算係数は、特定の方向に入射する広い均一な平行ビームと回転場を想定して、特定のファント ムの被ばくに関し、粒子フルエンスから計算される局所皮膚吸収線量の値を関連付けるものである。換 算係数は以下のように計算される。

- 体幹部:スラブの前側表面が ICRP *Publication 89* (2002) に記されている元素組成の厚さ 2 mm の皮膚で覆われている, ICRU 4 元素組織で構成される 300 mm × 300 mm × 148 mm (ρ = 1.0 g cm<sup>-3</sup>)のスラブファントムの前側表面の中心。吸収線量は 0° (AP) から 75°まで 15°ごとの角度 φ の入射に対して, 深さ 50 µm と 100 µm の間で表面に垂直な軸を持ち, 前面中心から 1cm<sup>2</sup>の断面 積の直円柱の体積で平均する。
- 四肢: 直径 69 mm, 長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織(この場合の密度は 1.11 g cm<sup>-3</sup>) に, 円

筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているピラーファントム。吸収線量は 0°から 180°まで 15°ごと の角度  $\varphi$ の入射に対して, 円柱の長さ半分の位置で, 半径に垂直な面積 1 cm<sup>2</sup>の円で半径 36.4 mm から 36.45 mm の間の体積で平均する。

 指:直径 15 mm,長さ 300 mmの ICRU 4 元素組織(この場合の密度は 1.11 g cm<sup>-3</sup>)に、円筒 面が 2 mmの皮膚の層で覆われているロッドファントム。吸収線量は 0°から 180°まで 15°ごとの 段階の角度 *q*,ならびに回転照射に対して、円柱の長さ半分の位置で、半径に垂直の面積 1 cm<sup>2</sup>の 円で半径 9.4 mm から 9.45 mmの間の体積で平均する。

表 A.4.5 と図 A.4.5 に示したアルファ粒子の換算係数は,密度が1g cm<sup>-3</sup>の ICRU 4 元素組織で構成 される2mmの皮膚層を持たない100mm×100mm×100mmのファントムの前表面の中央部分の 深さ50 µm から100 µm の間,断面積1 cm<sup>2</sup>の直円柱の体積について計算されている(ICRP, 2010)。

A.5 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子の実用量

周辺線量,個人線量,方向性水晶体吸収線量,個人水晶体吸収線量,方向性局所皮膚吸収線量,個人局 所皮膚吸収線量を測定するための光子放射線のエリアモニタリング機器と個人線量計の校正は,試験 点における完全な荷電粒子平衡の状態にするため機器の前に十分な材料を置いて空気中で日常的に行 われる(6.2節参照)。ここで示す換算係数の計算には,荷電粒子平衡が存在する場合の吸収線量を近 似するためカーマ近似が用いられている。

全身に関するデータ:表 A.5.1a と図 A.5.1a は光子フルエンスから周辺線量への換算係数,表 A.5.1b と図 A.5.1b は空気カーマから周辺線量への換算係数,表 A.5.2a と図 A.5.2a は光子フルエンスから個人線量への換算係数,表 A.5.2b と図 A.5.2b は空気カーマから個人線量への換算係数である。

眼の水晶体に関するデータ:表A.5.3a と図A.5.3a は、光子フルエンスから方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量への換算係数、表A.5.3b と図A.5.3b は空気カーマから方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量への換算係数である(表A.5.0参照)。

局所皮膚に関するデータ: 表 A.5.4.1a, 表 A.5.4.2a, 表 A.5.4.3a および図 A.5.4.1a, 図 A.5.4.2a, 図 A.5.4.3a は光子フルエンスから方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量への換算係数,表 A.5.4.1b, 表 A.5.4.2b, 表 A.5.4.3b および図 A.5.4.1b, 図 A5.4.2b, 図 A.5.4.3b は空気カーマから方 向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量

A.6 空気カーマ

2 keV から 50 MeV 以下のエネルギーの光子フルエンスから空気カーマへの換算係数を表に示す。フ ルエンス当たりの線量から空気カーマ当たりの線量への換算には空気カーマ係数  $K_{air}/\Phi = (\mu_{en}/\rho) E_p$  (1 – g) <sup>-1</sup>を用いる。( $\mu_{en}/\rho$ )の値は Seltzer(1993), Hubbell と Seltzer(1995)の計算によるものに, Scofield の光電効果の断面積で再規格化したものである(ICRU, 2014)。g の値は Seltzer<sup>35</sup>によるも のである。太い斜体で記された値は、( $\mu_{en}/\rho$ )の値が入手できないため、内挿によって得られた値である。

<sup>35</sup> S. Seltzer (2017). *Personal communication* (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, Maryland).

付属書 B 計算コードの説明

B.1 PHITS
PHITS (粒子と重イオンの輸送コードシステム) コードは, いくつかの核反応モデルと核データライブ ラリを使用して, 任意の3次元ジオメトリーにおけるハドロン, レプトン, および重イオンの輸送と相 互作用のシミュレーションをする多目的モンテカルロ計算コードである(Sato *et al.*, 2013)。本報告 書では, PHITS バージョン 2.82 を使用した。周辺線量当量,周辺線量,および個人線量の計算に使用 したモデルとパラメータを以下で説明する。

ハドロンと原子核によって誘発される核反応の動的段階のシミュレーションをするため、核内カスケ ードモデル JAM (Nara *et al.*, 1999) /INCL4.6 (Boudard *et al.*, 2013) と量子分子動力学モデル JQMD (Niita *et al.*, 1995) が一般的に用いられた。静的段階のシミュレーションには、蒸発・核分裂 モデル GEM (Furihata, 2000) が用いられた。

電子と陽電子を除く荷電粒子のエネルギー損失は,連続減速近似を用いた SPAR (Armstrong and Chandler, 1973) または ATIMA (Geissel *et al.*, 2013) コードを使って計算した。20 MeV 以下のエネルギーを持つ中性子の輸送は評価済みの中性子データライブラリ ENDF/ B-VI (Dunford, 1991) を用いてシミュレーションをした。低エネルギー中性子の散乱に関しては,水中の水素の *S*(a,6)データを用いて,水素の化学結合の影響を考慮した。

PHITS に組み込まれた EGS5 コード(Hirayama *et al.*, 2005)のアルゴリズムを用いて,光子,電子,陽電子の輸送のシミュレーションを行った。光子の輸送は,初期エネルギーが 40 keV 以下の一次 光子の場合 1 keV まで,それ以上の初期エネルギーの場合 5 keV まで行われる。初期運動エネルギー が 40 keV 以下の一次電子と陽電子の場合 5 keV まで,それ以上の初期運動エネルギーの電子と陽電子 は概ね 10 keV の運動エネルギーに達するまで輸送された。

光核反応は、JQMD と GEM を用いて 1 GeV まで扱った。

周辺線量当量の計算には ICRU 球が用いられた。ICRU 球はその体積により拡張した単一エネルギーの水平ビームにより真空中で照射された。ICRU 球におけるエネルギー沈着は,主軸に沿って R-Z 円 筒構で区切られた深さと半径の関数としてスコアした。*H*\*(10)/*Φ*の値は,半径 5 mm,深さ 9 mm から 11 mm で平均化した。

周辺線量と個人線量の計算には ICRP 成人標準コンピュータファントム (ICRP, 2009) が用いられた。 ファントムは、繰り返し構造と格子系のジオメトリーパッケージを用いて PHITS コードに入れた。単 ーエネルギーの広い平行ビームにさまざまな入射角度および等方向から真空中で被ばくしたファント ムの全身照射について計算を行い、臓器と組織におけるエネルギー沈着を記録した。

計算を10回行い,平均の標準偏差を計算することで,統計的不確かさが推定された。換算係数は,すべての粒子のすべてのジオメトリーにおいて,約1%,ほとんどの場合それ以下の統計的不確かさで求められた

B.2 FLUKA

FLUKA は粒子・光子の輸送計算のための汎用モンテカルロプログラムであり(Böhlen *et al.*, 2014; Ferrari *et al.*, 2005), 重イオンを含む物質中の約 60の異なる粒子の相互作用および伝播のシミュレ ーションができる。光核反応をシミュレーションすることができる。本報告書では FLUKA バージョ ン 2011を使用した。ロッドおよびピラーファントムの光子, 電子, および陽電子に対する換算係数を 算出するため,以下では FLUKA 内のこれらの粒子による放射線輸送に絞って説明する。 荷電粒子の輸送は、Moliere のクーロン散乱理論に基づく多重散乱アルゴリズムを適用して記述される。このアルゴリズムには磁場での曲線の軌跡の正確な処理が含まれる。エネルギー損失は、Bethe-Bloch 理論に従い、制動放射、コンプトン、光電、対生成から決定した。電離のゆらぎは考慮されている。

計算は、光子と電子に対して以下を含む PRECISION デフォルト設定で実行した。

- レイリー散乱、コンプトン散乱に対する非弾性形状因子の補正、およびコンプトンプロファイルを アクティベート
- 詳細な光電エッジ処理および蛍光光子をアクティベート
- 一次および二次荷電粒子の両方の最小許容エネルギーにおける多重散乱しきい値
- ハドロン/ミュー粒子および電磁放射線の両方に対して制限された電離ゆらぎ
- 1ステップ当たり5%の最大エネルギー損失

光子に対する換算係数は、さらなる修正はせず、PRECISION をデフォルトとして計算した。

数値ファントムを真空中に置き,平行ビーム及び回転場により,ファントムの幾何学的広がりを均質に カバーするように照射する。各粒子について,定義された有効容積中に沈着したエネルギーは 3.10 節 に記載されている通りスコア化した。

スコアリング領域(有効容積とそこから8mm以上離れた領域)では、非常に低い粒子の生成および輸送のしきい値を選択し、急峻な線量勾配を正確にモデリングした。光子は1keVのエネルギーに達するまで輸送された。

スコアリングの体積外では、電子と光子に対してはより高い輸送と生成のしきい値が適用される。8 mmは、*E*<sub>kin</sub>=500 keV の電子の飛程よりも長い。この値を、高い入射エネルギーでの電子と陽電子の 生成と輸送におけるしきい値とした。光子は 10 keV まで追跡した。

電子と陽電子については、内部チェックと他のコードとの比較により、領域境界で単一散乱を導入した ことがより正確な結果をもたらしていることが示された。境界交差部分(真空とファントムの間,有効 容積の境界,ICRPの皮膚とICRUの組織の間)では電子/陽電子輸送に使用される Moliereの標準的 な多重散乱アルゴリズムではなく、2つの単一散乱事象で置き換えた。単一散乱は、電子輸送の物理的 特性を非常に正確にモデル化するものであるが、全体に適用するには計算時間がかかりすぎる。そのた め、FLUKAマニュアル(オプション MULSOPT)では、敏感な領域で局所的に適用することを勧告 している。さらに、二次電子生成中の原子内電子の影響の修正(技術的には、FUDGEM パラメータを 10-5に設定)をスコアリング領域ではオフにした。

すべての計算は、1%未満のモンテカルロ法における統計的不確かさで行われた。モンテカルロ法の不確かさは、10回の独立した計算結果の標準誤差から決定される。精度の達成水準は、電子のシミュレーションでは一般的に107のヒストリー(106の履歴を10回分)、光子のシミュレーションには108のヒストリーを必要とした。

B.3 MCNP

粒子輸送コードである Monte Carlo N-Particle (MCNP)は、37 種類の異なる粒子の輸送に関する汎 用的な3次元シミュレーションツールである。放射線防護および線量測定,放射線遮蔽,ラジオグラフィ,医学物理,核臨界安全,検出器の設計と解析,加速器ターゲット設計,核分裂および核融合原子炉 設計,除染,および廃炉を含む多くの用途に適用することができる。本報告書で使用されたリリースコ ードは,MCNPX バージョン 2.7e および MCNP 6.2 (Werner *et al.*, 2017; 2018) であった。

中性子, 陽子, 電子, および光子は, 表データの上限エネルギー以下ではこれらのデータを用いて輸送 される。この上限エネルギーは, 要求される核種および断面積のデータによって変化する。上限エネル ギーを超えると, 輸送と反応を記述するためにモデルの組み合わせを使用する。コードで利用可能なモ デルについてのさらなる詳細は, (Goorley *et al.*, 2013)を参照されたい。

本報告書において実施したスラブファントムの方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量に関 する換算係数の光子,電子および陽電子の計算は,MCNPX バージョン 2.7e を使用した。計算ではバ イアスは導入せず,より収束性を高めるためにタリーセルの重要度を高く設定した。電子輸送には ITP オプションを使用した。電子輸送のエネルギーカットオフ,光子輸送のエネルギーカットオフおよび電 子のエネルギーステップ当たりのサブステップ数の影響について試験を行った。特に電子サブステッ プのパラメータについては,低エネルギーで重要な結果のばらつきがあり,解釈が困難であった。した がって,すべてのエネルギー範囲にわたって一貫性を保つために,これらのパラメータを同一に設定す ることを決定した。したがって,コードで提供されているデフォルトのモデルパラメータ,すなわち1 keV の電子エネルギーのカットオフ (組織での 100 eV を除く),1 keV の光子エネルギーのカットオ フ,および電子のエネルギーステップ当たりのサブステップの数を3とした。この MCNP バージョン で利用可能な最新の光子と電子ライブラリ,すなわち ENDF/B-VI. release 8 の光子に対応する 04p と 03e が使用された。

本報告書では、水晶体吸収線量と局所皮膚吸収線量の換算係数の中性子計算を MCNP 6.2 を用いて行い、点ごとの断面積を使った。今回の計算では、水の熱中性子散乱モデル *S*(*a*,*b*)を用いて、皮膚と眼の水晶体の中性子線量を計算した。30 MeV と 50 MeV での計算には、150 MeV までの中性子断面積データがある場合はそれを用いた。シミュレーションに使用したいくつかの同位体の中には、20 MeV までのデータしかない断面積を持つものがある。その場合、コードは必要に応じて、断面積ライブラリデータと物理モデルを組み合わせてシミュレーションで必要とされるエネルギー範囲に対応する。今回の計算で使用した中性子ライブラリデータは Conlin (2017) から引用し、最新の断面積データの評価をこの研究のために選択した。

光子については、コードは、インコヒーレントおよびコヒーレント散乱、光電吸収後の蛍光 X 線、局 所的な消滅放射を伴う対生成における吸収、および制動放射線を考慮する。陽電子、K 殻の特性 X 線、 および制動放射線を含む電子輸送には、連続減速モデルが使用される。光核反応は、多数の核種のサブ セットに利用可能である。

MCNP には、表面上の粒子の流れおよびフラックス(表面交差),体積フラックス(飛跡長),点ま たは環状検出器領域、粒子加熱、核分裂加熱、エネルギーまたは電荷沈着の波高タリー、メッシュタリ ー、およびラジオグラフィースコアリングオプションなど多数の柔軟なスコアリングオプションがあ る。今回中性子では、エネルギー沈着タリー(+f6)を使用して吸収線量を計算した。

## B.4 EGSnrc

本報告書で示した計算には、電子・ガンマ・シャワーコードシステムの EGSnrc バージョン v4-r2-4-0 (Kawrakow *et al.*, 2013)を使用した。このコードは、カナダ国立研究機構 (National Research Council of Canada, NRC) によって維持されており、EGS4 を拡張し改良したバージョンである (Nelson *et* 

*al.*, 1985)。1 keV から数百 GeV までの粒子の運動エネルギーについて,光子,電子および陽電子の 輸送のシミュレーションが可能である。ただし物理的な拡張機能のうち,1 GeV 未満でしか有効にで きないものもある。

光子の輸送では、Storm と Israel による EGSnrc 断面積を使用した。コンプトン散乱と K 殻、L 殻、 M 殻からの光電子では、電子の結合エネルギーを考慮している。両方の場合において、結果として生 じる蛍光やオージェ電子とコスター・クロニッヒ電子が追跡される。10 MeV、20 MeV、および 50 MeV での MCNP を用いたシミュレーションで示された通り(Behrens、2017a)、光核反応から臓器線量 への寄与は 1%よりはるかに少ないことが判明したため、考慮されていない。本報告書では、光子エネ ルギーが 10 keV 未満に低下すると光子輸送は終了するが、初期運動エネルギーが 510 keV 未満の 場合は、1 keV まで光子輸送を行った。

電子と陽電子の輸送の計算は、特定の選択されたエネルギーを超えて生成される粒子を輸送するクラ ス II 圧縮ヒストリー法(Berger, 1963)によって実行した。制動放射の断面積は Bethe-Heitler によ るもので、すなわち EGS4 (Nelson et al., 1985)のものである。制動放射の角度のサンプリングは Koch と Motz (1959)に従った。電子の衝突電離はデフォルトの断面積でモデル化されている(Kawrakow, 2002)。サンプリングが電離に至らないとき、古典的な Møller または Bhabha の断面積を適用した。 弾性散乱に対してはスピン効果を考慮した。対生成は EGS4 (Nelson *et al.*, 1985)と同様にシミュレ ーションされている。3 電子生成過程は、すべての粒子において考慮されない。本報告書では、電子の 輸送ヒストリーは、その運動エネルギーが 10 keV 未満になると終了する。ただし初期運動エネルギー が 110 keV 未満の一次粒子については、輸送ヒストリーが 1 keV まで追跡される。外部照射の場合、 500 keV 未満の運動エネルギーを持つ電子が臓器に到達することはほとんどない。これらの臓器への 線量は低く、ファントムの最初の数ミリメートル以内の制動放射の生成に主に起因している。カーマ近 似法は、電子を全く追跡しない、すなわち、電子のカットオフエネルギーを一次粒子エネルギーの最大 値に設定することにより実施された。

水晶体吸収線量のすべての換算係数を決定するために, EGSnrc が用いられた。

B.5 換算係数の計算における不確実性

水晶体吸収線量の換算係数の計算では、非統計的不確かさの合計は 2.5%(40 keV 未満で 3.6%)と推定される(Behrens, 2017a)。これらは電子の衝突阻止能の不確かさが支配的である。低原子番号の 媒体を移動する 12 MeV 未満の電子について、ICRU Report 37(ICRU, 1984)では、「100 keV を 超えると、衝突阻止能の不確かさは 1%から 2%であると推定される」と述べられている。残りの非統 計的不確かさの寄与は約 1.5%と推定される。したがって、100 keV を超える阻止能に関する非統計的 不確かさの合計は 2.5%と推定される。40 keV 未満の光子エネルギーでは、XCOM 光子断面積で得ら れた値は、EGSnrcの標準的な光子断面積で得られた値から最大±9%の違いがある。したがって、この エネルギー領域では、3%の標準不確かさの追加的寄与が想定される。40 keV 未満の残りの非統計的 不確かさの寄与はモンテカルロ法の計算での全般的な経験から約 2%と推定される。したがって、非統 計的不確かさの合計は 2.5%(40 keV 未満では 3.6%)と推定される。

周辺線量と個人線量の換算係数は,ICRP/ICRU成人標準ファントムと,人体における放射線輸送をシ ミュレーションするモンテカルロコードを合わせて使用することで計算される。ファントムならびに 臓器と組織の元素組成および密度は指定されているため,換算係数の非統計的不確かさはモンテカル

ロコードで使用する相互作用モデルおよび断面積データにより生じる。この問題は ICRP Publication 116 (ICRP, 2010) で考察されている。臓器の吸収線量の換算係数は、同じ ICRP/ICRU 成人標準フ ァントムを用い, EGSnrc, FLUKA, GEANT4, MCNPX, および PHITS のような異なるモンテカル ロコードで与えられた放射線および照射ジオメトリーについて計算されている。計算された臓器の吸 収線量は、使用されたモンテカルロコードにかかわらず、すべての放射線について、概ね 10 %以内で よく一致していた。しかしながら、より高いエネルギーでは、異なる相互作用モデルや断面積データの 適用に起因すると思われる,計算の違いによる一定の差異が見られた。臓器吸収線量の違いの程度は, 臓器の大きさ、人体内の場所、粒子の種類およびエネルギー、ならびに照射ジオメトリーなどのいくつ かのパラメータに依存する。例えば、20 MeV 未満の中性子エネルギーでは、中性子照射下の女性ファ ントムの生殖腺の吸収線量は、中性子の輸送と核反応に評価済みの断面積データを使用しており、 PHITS, FLUKA, MCNPX, GEANT4間で非常によく一致した。対照的に, 20 MeV から 10 GeV で は、吸収線量の相対的な差異は10%から50%の間であることが分かった。この差異はそれぞれのコー ドにおいて使用される理論モデルと断面積データが異なることから生じている。実効線量は身体のす べての特定された臓器と組織における吸収線量の重み付けした合計であるため,臓器吸収線量の換算 係数の差異は、実効線量の換算係数に直接的には反映されない。本報告書で考察した放射線とエネルギ ー範囲では、異なるコードによって計算された実効線量に基づく周辺線量と個人線量の換算係数の全 体的な差は10%未満であると推定される。

付属書 C. 水晶体吸収線量の代替の換算係数

C.1 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量,感受性の高い細胞の吸収線量 dlens sens

粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量  $d_{\text{lens max}} \sim on換算係数の数値と、フルエンスから個人水晶体吸収線量 <math>d_{\text{plens sens}} \sim on換算係数の数値は同じであり、以下の表では記号 <math>d_{\text{ens sens}}$ を使用する。図 C.1.0 に記した換算係数は、A.3 節で記載した眼の水晶体全体の吸収線量の値への換算係数ではなく、水晶体前方の赤道部に主に位置する放射線に感受性の高い細胞の吸収線量の値への換算係数であり、ICRP Publication 116を参照されたい(ICRP、2010)。左右の水晶体の吸収線量の最大値は、左および右からの放射線入射についての値である。ここに示した換算係数は、眼球モデルの全身被ばく(Behrens and Dietze, 2011)に関して、広い均一な平行ビームの水平面へ 0°(A-P)から 90°まで 15°ごとの角度  $\varphi$ ,ならびに回転(ROT) での入射について計算されている。中性子の換算係数は、頸頭部の被ばくについて、180°の角度  $\varphi$ を含め計算される。左右の水晶体の最大値として感受性の高い細胞の換算係数が計算されている。回転照射の値を得るために、感受性の高い細胞について大きくなった値をすべての角度、 $\varphi$ で積分して回転照射の値を得るために、感受性の高い細胞について大きくなった値をすべての角度、 $\varphi$ で積分して回転照射の値を求めると、回転照射の計算値と一致しない結果が得られる。粒子に関し、粒子、光子(荷電粒子平衡の有無にかかわらず)、電子および陽電子においては、これらの値の比は1.0 から 1.3 の間である。回転照射の結果ではなく、角度  $\varphi$ に対するより高い値の積分を用いることによる差異は常に 30%未満となる。これらの換算係数の使用については、放射線防護と規制面を考慮しなければならない。

表 C.1.1a から表 C.1.4 および図 C.1.1a から図 C.1.4 は, 50 MeV 未満のエネルギーの光子,中性子, 電子,陽電子について粒子フルエンスからの換算係数の数値を示す。表 C.1.1b と図 C.1.1b は,表 C.1.0 に示すように空気カーマからの換算係数である。

C.2 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子

光子の周辺線量,方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量,方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮 膚吸収線量および個人線量を測定するエリアモニタリング機器と個人線量計は,荷電粒子平衡条件を 完全に満たすために機器の前に十分な厚さの材料を置いて日常的に校正されている。

表 C.2.1a と図 C.2.1a は、荷電粒子平衡を近似するためのカーマ近似法を用い、50 MeV 未満の光子エ ネルギーについてこの手順のための光子フルエンスから方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量 の換算係数の値を示しており、表 C.2.1b と図 C.2.1b では空気カーマからの値を示す。ここに示した換 算係数は、眼球モデルの全身被ばく(Behrens and Dietze, 2011)に関して、広い均一な平行ビーム の水平面へ 0°(A-P)から 90°までの 15°ごとの角度  $\varphi$  ならびに回転(ROT)での入射について計算され ている。左右の水晶体の最大値として感受性の高い細胞の換算係数が計算されている。感受性の高い細 胞について大きくなった値をすべての角度、 $\varphi$  で積分して回転照射の値を求めると、回転照射の計算値 と一致しない結果が得られる。



図 1.1. 放射線防護に用いられる ICRP Publication 103 で定義された防護量と ICRU Report 39/51 実 用量との関係

1.	物理量
----	-----

- ・フルエンス、 $\Phi$
- ・カーマ, K
- ・吸収線量, D

## 4. 実用量

エリアモニタリング ・周辺線量当量,*H*\*(d) ・方向性線量当量,*H*\*(*d*, *Q*)

個人モニタリング

・個人線量当量, Hp(d)

## 2. 防護量

- ・臓器吸収線量, Dr
- ・臓器等価線量, Hr
- ・実効線量,*E*

5. 校正および計算により関 係付けられる

- 3. 比較と推定
- 6. モニタリングされた量
   機器の応答



図 1.2. 放射線防護に用いられる ICRP *Publication 103*の防護量と本報告書で勧告される実用量との関係

1. 物理量	
・フルエンス、 $\phi$	
・カーマ, <i>K</i>	
・吸収線量, D	

## 4. 実用量

- エリアモニタリング
- ・周辺線量, H\*(d)
- ·方向性吸収線量, D(Q)

個人モニタリング

- ・個人線量, Hp
- ・個人吸収線量, Dp

- 2. 防護量
- ・臓器吸収線量, Dr
- ・臓器等価線量, Hr
- ・実効線量, E

5. 校正および計算により関 係付けられる

- 3. 比較と推定
- 6. モニタリングされた量
   機器の応答

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	実効線量	水晶体等価線量	局所皮膚等価線量
	E	$H_{ m T \ lens}$	$H_{ m T\ local\ skin}$
実用量			
エリアモニタリ	周辺線量当量	方向性線量当量	方向性線量当量
ング	<i>H</i> *(10)	$H(3, \Omega)$	$H(0.07, \Omega)$
個人モニタリン	個人線量当量	個人線量当量	個人線量当量
グ	$H_{\rm p}(10)$	$H_{\rm p}(3)$	$H_{\rm p}~(0.07)$

表 2.1 防護量(ICRP, 2007)と ICRU Report 39/51 の実用量(第3章で新しく関連量を勧告)との関係

表 2.2 放射線場の量 (フルエンス,空気カーマ)から防護量 (ICRP, 2007) および ICRU Report 39/51 の実用量への換算係数を計算するために用いたファントム

_	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	全身 ICRP/ICRU 成人標	全身ファントムにおける	$100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm} \times 100$
	準ファントム(ICRP,	眼のモデル	mm 皮膚組織ファントム
	2009)	(Behrens and Dietze,	(IRP, 2010)
		2011)	
実用量			
エリアモニタリ	ICRU 球,∅ 300 mm	ICRU 球,∅ 300 mm	ICRU 球, Ø 300 mm
ング			
個人モニタリン	スラブファントム	円筒状ファントム	スラブファントム
グ	$300 \text{ mm} \times 300 \text{ mm} \times$	$\ {\ensuremath{\varnothing}}\ 200\ { m mm} \ {\ensuremath{\times}}\ 200\ { m mm}$	300 mm × 300 mm × 150
	150 mm		mm
			ピラーファントム
			$\ {\ensuremath{\varnothing}}\ 73\ { m mm}  imes 300\ { m mm}$
			ロッドファントム
			∅ 19 mm × 300 mm

注:実用量に関する全てのファントムは、ICRU4元素組織から構成される。



図 2.1 光子に関するフルエンスに対する線量換算係数の比較

実線:前方照射(AP)における実効線量 Eの換算係数;点線:個人線量当量 b<sub>p</sub>(10)の換算係数(ICRP, 1996; ICRU, 1998);

破線:全電子を輸送して算出した個人線量当量 hp(10)の換算係数(今回の計算)。

注:3 MeVより低い光子エネルギーでは点線と破線が一致する。実用量による防護量の過大評価と過小評価は、それぞれ高い光子エネルギーと低い光子エネルギーで見られる。

- 1. 換算係数
- 2. H<sub>p</sub>(10) (ICRP 74), カーマ近似

Hp(10) 電子輸送



図 3.1 ICRP Publication 116で検討された照射ジオメトリの概略図
 注 AP = 前方照射; PA = 後方照射; LLAT = 左からの側方照射; RLAT = 右からの側方照射; ROT = 回転照射; ISO = 等方照射



図 3.2. 眼のファントムの詳細図(左:放射線感受性の高い部位(赤色)と水晶体の残りの部位(濃い青色);材料および構造の詳細については、Behrens, 2017a を参照のこと)および計算に使用される 2 つの眼を含むファントムの全体像(右)。広い均一な平行ビームが頭部と体幹部(右側の赤い枠)に照射する。

図 3.3 スラブファントムのジオメトリー。 注 左:等角図。右:上から見た図。皮膚層の厚みと円形のターゲットボリュームの直径を大きくし、見 やすくしている。



図 3.4 個人線量の座標系の概略図。



図 3.5 個人線量の座標系の原点は、人体の中央点に位置する。

- 1. Z 軸 2. 原点
- 3. Y軸 4. X軸



図 3.6 円筒状ファントムのジオメトリー(縮尺通りではない)

注 左:等角図。右:上から見た図。皮膚層の厚みと円形のターゲットボリュームの直径を大きくし、見 やすくしている。

表 3.1 防護量と勧告される実用量の関係

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	実効線量	水晶体等価線量	局所皮膚等価線量
	E	$H_{ m T \ lens}$	$H_{ m T}$ local skin
実用量			
エリアモニタリ	周辺線量	方向性水晶体吸収線量	方向性局所皮膚吸収線量
ング	$H^*$	$D_{ m lens}$ ( $\Omega$ )	$H_{ m local  skin}$ ( $\Omega$ )
個人モニタリン	個人線量	個人水晶体吸収線量	個人局所皮膚吸収線量
グ	$H_{ m p}$	$D_{ m p,\ lens}$	$H_{ m p\ local\ skin}$

表 3.2 放射線場の量(フルエンス、空気カーマ)から防護量および勧告される実用量への換算係数を計 算するために採用したファントム。

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	全身 ICRP/ICRU	全身ファントムに埋	100 mm ×100 mm ×100 mm の皮膚
	成人標準ファント	め込まれた眼のモデ	組織ファントム(ICRP, 2010)
	ム (ICRP, 2009)	$\mathcal{N}$ (Behrens and	
		Dietze, 2011)	
実用量			
エリアモニタ	全身 ICRP/ICRU	全身ファントムに埋	スラブファントム a
リング	成人標準ファント	め込まれた眼のモデ	300 mm ×300 mm ×148 mm $\mathcal{O}$ ICRU
	Д	N	組織で、その前方表面は2mmの皮膚
			で覆われている。
個人モニタリ	全身 ICRP/ICRU	全身ファントムに埋	スラブファントムa
ング	成人標準ファント	め込まれた眼のモデ	300 mm ×300 mm ×148 mm $\mathcal{O}$ ICRU
	Д	ル	組織で、その前方表面は2mmの皮膚
			で覆われている。
			ピラーファントム a
			∅ 69 mm×300 mm の ICRU 組織で、
			その円筒状の表面は 2 mm の ICRP
			皮膚で覆われている。
			ロッドファントム
			∅ 15 mm ×300 mm の ICRU 組織で、
			その円筒状の表面は 2 mm の ICRP
			皮膚で覆われている。

<sup>a</sup>ファントムの表面の中心、ICRP 皮膚の円筒の1 cm<sup>-2</sup>の断面積、表面に垂直な軸で 50 μm~100 μm の 深さの領域での吸収線量。

記号	物理的特性	換算係数の名称
<i>h</i> *	H* / Φ	フルエンスに対する周辺線量
<i>h</i> *(10)	$H^{*}(10)/\Phi$	フルエンスに対する周辺線量当量
$h_{ m p}(arphi)$	$H_{ m p}(arphi)$ / $arPhi$	フルエンスに対する個人線量
$h_{ m p}(10, \varphi)$	$H_{ m p}(10,arphi)$ / $arPhi$	フルエンスに対する深さ 10 mm での個人線量当量
$d'_{ m lens}(arphi)$	$D_{ m lens}(arphi)$ / $arPhi$	フルエンスに対する方向性水晶体吸収線量
h'(3,φ)	H(3, arphi)  /  arPsi	フルエンスに対する深さ 3 mm の方向性線量当量
$d_{ m plens}(arphi)$	$\mathrm{D}_{\mathrm{plens}}(arphi)$ / $arPhi$	フルエンスに対する個人水晶体吸収線量
$h_{\rm p}(3, \varphi)$	$H_{ m p}(3,arphi)$ / $arPhi$	フルエンスに対する深さ 3 mm の個人線量当量
$d'_{ m localskin}(\phi)$	$D_{ m localskin}(\!\phi\!)$ / $arPhi$	フルエンスに対する方向性局所皮膚吸収線量
<i>h</i> ' (0.07,φ)	$H\left(0.07, \varphi ight)/arPhi$	フルエンスに対する深さ 0.07 mm の方向性線量当量
d 'local skin $(arphi)$	$D_{ m localskin}(arphi)$ / $arPhi$	フルエンスに対する個人局所皮膚吸収線量
$h_{\rm p}(0.07, \varphi)$	$H_{ m p}(0.07,arphi)/arPsi$	フルエンスに対する深さ 0.07 mm の個人線量当量

表 4.1 第4章および付録の数値で変換係数に使用されている記号。



A. 光子(青枠Aは以下同様)

図 4.1 光子におけるフルエンスから 10 mm 深さの周辺線量当量への換算係数 *h*\*(10)と勧告値 *h*\*との 比による比較。

注 Endo による PHITS と FLUKA を用いた結果<sup>2</sup>, Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000), カーマ近似を用いた ICRU Report 57 (1998)の計算結果など,様々なコードを用いた *h*\*(10)の計算結 果を示す。

<sup>2</sup> Endo, A. (2016). Personal communication (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan)



図 4.2 光子におけるフルエンスから 10 mm 深さの個人線量当量への換算係数  $h_p(10,0^\circ)$ と勧告値  $h_p(0^\circ)$  との比による比較。

注 Kim and Kim (1999), Veinot and Hertel (2011), カーマ近似法を用いた ICRU Report 57 (1998) など,様々なコードを用いた *h*<sub>p</sub>(10,0°)の計算結果を示す。



図 4.3 光子におけるフルエンスから 10 mm 深さの個人線量当量への換算係数  $h_p(10, \varphi)$ と勧告値  $h_p(\varphi)$  との比による比較。(Endo, 2017)。



B. 中性子(青枠 B は以下同様)

図 4.4 中性子におけるフルエンスから 10 mm 深さの周辺線量当量への換算係数 *h*\*(10)と勧告値 *h*\*との比による比較。

注 Endo による PHITS と FLUKA を用いた結果<sup>3</sup>, Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000), ICRU Report 57 (1998) の計算結果など,様々なコードを用いた *h*\*(10)の計算結果が示される。 <sup>3</sup> Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).



図 4.5 中性子におけるフルエンスから 10 mm 深さの個人線量当量への換算係数 (ICRU Report 57 (1998)) *h*<sub>p</sub>(10,*q*)と勧告値 *h*\*との比による比較。 (Endo, 2017)。



C. 電子(青枠Cは以下同様)

図 4.6 電子におけるフルエンスから 10 mm 深さの周辺線量当量への換算係数 *h*\*(10)と勧告値 *h*\*との 比による比較。

注 Endo<sup>3</sup>による PHITS と FLUKA を用いた結果<sup>3</sup>, Pelliccioni による FLUKA を用いた結果(2000), ICRU Report 57 (1998)の計算結果など,様々なコードを用いた *h*\*(10)の計算結果が示される。



図 4.7 Grosswendt and Chartier (1994) と ICRU Report 57 (1998) よる,電子におけるフルエンス から 10 mm 深さの個人線量当量への換算係数  $h_p(10, \varphi)$ と、勧告値  $h_p(\varphi)$ との比による比較。(Endo, 2017)。



D. 陽電子(青枠 D は以下同様)

図 4.8 陽電子におけるフルエンスから 10 mm 深さの周辺線量当量への換算係数 *h*\*(10)と勧告値 *h*\*との比による比較。

注 Endo による FLUKA を用いた結果 4 や Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000) など, 様々 なコードを用いた *h*\*(10)の計算結果が示される。



E. 陽子(青枠 E は以下同様)

図 4.9 陽子におけるフルエンスから 10 mm 深さの周辺線量当量への換算係数 *h*\*(10)と勧告値 *h*\*との 比による比較。

注 Endo による PHITS と FLUKA を用いた結果 <sup>4</sup>や Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000) など,様々なコードを用いた *h*\*(10)の計算結果が示される。



図 4.10 光子におけるカーマ近似によるフルエンスから 3 mm 深さの方向性線量当量への換算係数  $H'(3, \varphi)$ と勧告値  $d_{lens}(\varphi)$ との比による比較。(Behrens, 2017b)。



図 4.11 光子におけるフルエンスから 3 mm 深さの個人線量当量への換算係数  $h_p(3, \varphi)$ と勧告値  $d_{lens}(\varphi)$  との比による比較。 (Behrens,2017a) 。

注 様々なコードを用いた  $h_p(3, \varphi)$ の計算結果を示す (Daures *et al.*, 2011; Gualdrini *et al.*, 2011)。  $h_p(3, \varphi)$ のデータは 10 keV~10 MeV の範囲となっている。



図 4.12 電子におけるフルエンスから 3 mm 深さの個人線量当量への換算係数 (Ferrari and Gualdrini, 2012)  $h_p(3, \varphi)$ と勧告値  $d_{lens}(\varphi)$  (いずれかの眼の水晶体全体の最大値) との比による比較。 (Behrens, 2017a)。



図 4.13 光子におけるフルエンスから 0.07 mm 深さの方向性線量当量への換算係数 *H*(0.07, φ)と勧告値 *d*<sub>local skin slab</sub> (φ) <sup>5</sup> との比による比較。

注 H(0.07, q)の計算は、カーマ近似を用いた ICRU Report 57 (1998) から引用した。

<sup>5</sup> Dauers, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France).



図 4.14 光子におけるフルエンスから 0.07 mm 深さの個人線量当量への換算係数  $h_p(0.07, \varphi)$ と勧告値  $d_p$  local skin slab( $\varphi$ )<sup>6</sup> との比による比較。

注 d<sub>p local skin slab</sub>(*q*)の計算は、カーマ近似を用いた ICRU Report 57 (1998) から引用した。



図 4.15 電子におけるフルエンスから 0.07 mm 深さの個人線量当量への換算係数  $h_p(0.07, \varphi)$ と勧告値  $d_{plocal skin slab}(\varphi).6$ との比による比較。

注 hp(0.07, q)の計算は, ICRU Report 57 (1998) から引用した。

<sup>6</sup> Daures, J. (2017). Personal communication (Gif-sur-Yvette, Cedex France)



- 1. 662 keV に対する相対レスポンス
- 2. エネルギー

図 5.1 ガイガー・ミュラー計数管を用いた市販のエリアモニタリング機器の周辺線量 H\*(実線)およ び周辺線量当量 H\*(10)(破線)の 662 keV に対する相対レスポンス(Otto, 2019 を変更して利用)。



- 1. Hp(0degs,Cs)に対する相対レスポンス
- 2. エネルギー

図 5.2 再設計された熱ルミネセンス線量計の  $H_p(0^\circ, C_s)$ 対する  $H_p(\phi)$ の相対レスポンス。

注 また,再設計後の H<sub>p</sub>(10,0°)/H<sub>p</sub>(10,0°, Cs)の相対レスポンスを示す(Eakins and Tanner, 2019)。



2. 作業中性子場の平均エネルギー

図 5.3 4 つのレムカウンターの 19 の作業中性子場に対する <sup>241</sup>Am-Be からの中性子に対する計算され た相対レスポンス(Eakins *et al.*, 2018 から入手)。

注 白抜きの記号は, H\*(10)に対する相対レスポンスを, 白抜き以外の記号は H\*に対する相対レスポン スを示す。各機器は, 色で分けて示している。各作業場の中性子の平均エネルギーは, その中性子場につ いて計算された H\*(10)の換算係数で表される。

表 A.1.0 周辺線量 H\*への換算係数。

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲 (MeV)	最大化のための照射
				ジオメトリー
A.1.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03-1.0 E+04	AP, PA, LLAT,
				RLAT,
A.1.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01	ROT, ISO,
A.1.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-1.0 E+04	SS-ISO, IS-ISO
A.1.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+04	
A.1.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+04	
A.1.5	陽子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	AP, PA,
A.1.6	負のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	ISO,
A.1.7	正のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	SS-ISO, IS-ISO
A.1.8	負のパイ中間子	フルエンス	1.0 E+00-2.0 E+05	
A.1.9	正のパイ中間子	フルエンス	1.0 E+00-2.0 E+05	
A.1.10	He <sup>2+</sup> イオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+05 <sup>a</sup>	AP, PA, ISO

<sup>a</sup> MeV/u における He イオンのエネルギー

表 A.1.1a	光子ンフルエン	∕スから周辺線量∽	▶の換算係数	(Endo <sup>2</sup> ,	ICRP,	2010)	0
----------	---------	-----------	--------	----------------------	-------	-------	---

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
5.000E-03	1.34E-02	2.000E+00	7.48E+00
6.000E-03	1.66E-02	3.000E+00	9.75E+00
7.000E-03	2.25E-02	4.000E+00	1.17E+01
8.000E-03	3.35E-02	5.000E+00	1.34E+01
9.000E-03	4.90E-02	6.000E+00	1.50E+01
1.000E-02	6.85E-02	6.129E+00	1.52E+01
1.200E-02	1.05E-01	8.000E+00	1.86E+01
1.300E-02	1.22E-01	1.000E+01	2.21E+01
1.500E-02	1.56E-01	1.500E+01	3.04E+01
1.700E-02	1.81E-01	2.000E+01	3.82E+01
2.000E-02	2.25E-01	3.000E+01	5.13E+01
2.500E-02	2.75E-01	4.000E+01	6.18E+01
3.000E-02	3.12E-01	5.000E+01	7.23E+01
4.000E-02	3.50E-01	6.000E+01	8.21E+01
5.000E-02	3.69E-01	8.000E+01	9.81E+01
6.000E-02	3.89E-01	1.000E+02	1.10E+02
7.000E-02	4.11E-01	1.500E+02	1.30E+02
8.000E-02	4.43E-01	2.000E+02	1.44E+02
1.000E-01	5.18E-01	3.000E+02	1.61E+02
1.500E-01	7.47E-01	4.000E+02	1.73E+02
2.000E-01	1.00E+00	5.000E+02	1.81E+02
3.000E-01	1.51E+00	6.000E+02	1.87E+02
4.000E-01	2.00E+00	8.000E+02	1.96E+02
5.000E-01	2.47E+00	1.000E+03	2.06E+02
5.110E-01	2.52E+00	1.500E+03	2.13E+02
6.000E-01	2.91E+00	2.000E+03	2.36E+02
6.620E-01	3.17E+00	3.000E+03	2.53E+02
8.000E-01	3.73E+00	4.000E+03	2.67E+02
1.000E+00	4.49E+00	5.000E+03	2.77E+02
1.117E+00	4.90E+00	6.000E+03	2.85E+02
1.330E+00	5.60E+00	8.000E+03	2.99E+02
1.500E+00	6.12E+00	1.000E+04	3.07E+02



図 A.1.1a 光子ンフルエンスから周辺線量への換算係数(Endo<sup>2</sup>, ICRP, 2010)。

<sup>2</sup> Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

表 A.1.1b 光子空気カーマから周辺線量への換算係数(Endo<sup>3</sup>, ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(Sv Gy <sup>-I</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(Sv Gy <sup>-1</sup> )
5.000E-03	4.37E-04	5.000E-01	1.04E+00
6.000E-03	7.81E-04	5.110E-01	1.04E+00
7.000E-03	1.45E-03	6.000E-01	1.02E+00
8.000E-03	2.84E-03	6.620E-01	1.02E+00
9.000E-03	5.31E-03	8.000E-01	1.01E+00
1.000E-02	9.26E-03	1.000E+00	1.00E+00
I.200E-02	2.09E-02	1.117E+00	1.00E+00
1.300E-02	2.88E-02	1.330E+00	1.00E+00
1.500E-02	4.99E-02	1.500E+00	9.96E-01
1.700E-02	7.58E-02	2.000E+00	9.90E-01
2.000E-02	1.34E-01	3.000E+00	9.77E-01
2.500E-02	2.60E-01	4.000E+00	9.64E-01
3.000E-02	4.32E-01	5.000E+00	9.45E-01
4.000E-02	8.16E-01	6.000E+00	9.28E-01
5.000E-02	1.14E+00	6.129E+00	9.25E-01
6.000E-02	1.35E+00	8.000E+00	9.24E-01
7.000E-02	1.43E+00	1.000E+01	9.16E-01
8.000E-02	I.44E+00	1.500E+01	8.82E-01
1.000E-01	1.39E+00	2.000E+01	8.42E-01
1.500E-01	1.25E+00	3.000E+01	7.48E-01
2.000E-01	I.I7E+00	4.000E+01	6.62E-01
3.000E-01	1.09E+00	5.000E+01	6.07E-01
4.000E-01	I.06E+00		



図 A.1.1b 光子空気カーマから周辺線量への換算係数(Endo<sup>3</sup>, ICRP, 2010)。



表 A.1.2 中性子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E-09	3.09E+00	3.00E+00	4.58E+02
1.00E-08	3.55E+00	4.00E+00	4.83E+02
2.50E-08	4.00E+00	5.00E+00	4.94E+02
I.00E-07	5.20E+00	6.00E+00	4.98E+02
2.00E-07	5.87E+00	7.00E+00	4.99E+02
5.00E-07	6.59E+00	8.00E+00	4.99E+02
1.00E-06	7.03E+00	9.00E+00	5.00E+02
2.00E-06	7.39E+00	1.00E+01	5.00E+02
5.00E-06	7.71E+00	1.20E+01	4.99E+02
I.00E-05	7.82E+00	1.40E+01	4.95E+02
2.00E-05	7.84E+00	1.50E+01	4.93E+02
5.00E-05	7.82E+00	1.60E+01	4.90E+02
I.00E-04	7.79E+00	1.80E+01	4.84E+02
2.00E-04	7.73E+00	2.00E+01	4.77E+02
5.00E-04	7.54E+00	2.10E+01	4.74E+02
1.00E-03	7.54E+00	3.00E+01	4.53E+02
2.00E-03	7.61E+00	5.00E+01	4.33E+02
5.00E-03	7.97E+00	7.50E+01	4.39E+02
1.00E-02	9.11E+00	1.00E+02	4.44E+02
2.00E-02	1.22E+01	1.30E+02	4.46E+02
3.00E-02	1.57E+01	1.50E+02	4.46E+02
5.00E-02	2.30E+01	1.80E+02	4.47E+02
7.00E-02	3.06E+01	2.00E+02	4.48E+02
1.00E-01	4.19E+01	3.00E+02	4.73E+02
1.50E-01	6.06E+01	4.00E+02	5.15E+02
2.00E-01	7.88E+01	5.00E+02	5.33E+02
3.00E-01	1.14E+02	6.00E+02	5.69E+02
5.00E-01	1.77E+02	7.00E+02	6.25E+02
7.00E-01	2.32E+02	8.00E+02	6.38E+02
9.00E-01	2.79E+02	9.00E+02	6.45E+02
1.00E+00	3.01E+02	1.00E+03	6.63E+02
1.20E+00	3.30E+02	2.00E+03	7.69E+02
1.50E+00	3.65E+02	5.00E+03	1.04E+03
2.00E+00	4.07E+02	1.00E+04	1.39E+03



図 A.1.2 中性子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

表 A.1.3 電子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E-02	2.69E-02	1.50E+01	1.88E+02
1.50E-02	4.04E-02	2.00E+01	2.36E+02
2.00E-02	5.39E-02	3.00E+01	3.02E+02
3.00E-02	8.10E-02	4.00E+01	3.29E+02
4.00E-02	1.08E-01	5.00E+01	3.37E+02
5.00E-02	1.35E-01	6.00E+01	3.44E+02
6.00E-02	1.63E-01	8.00E+0I	3.58E+02
8.00E-02	2.18E-01	1.00E+02	3.66E+02
1.00E-01	2.75E-01	1.50E+02	3.79E+02
1.50E-01	4.18E-01	2.00E+02	3.88E+02
2.00E-01	5.69E-01	3.00E+02	4.11E+02
3.00E-01	8.89E-01	4.00E+02	4.35E+02
4.00E-01	1.24E+00	5.00E+02	4.49E+02
5.00E-01	1.63E+00	6.00E+02	4.64E+02
6.00E-01	2.05E+00	8.00E+02	4.88E+02
8.00E-01	4.04E+00	1.00E+03	5.08E+02
1.00E+00	7.10E+00	1.50E+03	5.25E+02
1.50E+00	1.50E+01	2.00E+03	5.68E+02
2.00E+00	2.24E+01	3.00E+03	6.08E+02
3.00E+00	3.61E+01	4.00E+03	6.38E+02
4.00E+00	4.82E+01	5.00E+03	6.61E+02
5.00E+00	5.93E+01	6.00E+03	6.83E+02
6.00E+00	7.06E+01	8.00E+03	7.16E+02
8.00E+00	9.79E+01	1.00E+04	7.42E+02
1.00E+01	1.25E+02		

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E-02	3.28E+00	1.50E+01	1.84E+02
1.50E-02	3.29E+00	2.00E+01	2.29E+02
2.00E-02	3.30E+00	3.00E+01	2.94E+02
3.00E-02	3.33E+00	4.00E+01	3.20E+02
4.00E-02	3.36E+00	5.00E+01	3.27E+02
5.00E-02	3.39E+00	6.00E+01	3.34E+02
6.00E-02	3.42E+00	8.00E+01	3.49E+02
8.00E-02	3.47E+00	1.00E+02	3.57E+02
1.00E-01	3.53E+00	1.50E+02	3.71E+02
1.50E-01	3.67E+00	2.00E+02	3.83E+02
2.00E-01	3.84E+00	3.00E+02	4.12E+02
3.00E-01	4.16E+00	4.00E+02	4.35E+02
4.00E-01	4.52E+00	5.00E+02	4.49E+02
5.00E-01	4.90E+00	6.00E+02	4.62E+02
6.00E-01	5.36E+00	8.00E+02	4.85E+02
8.00E-01	7.41E+00	1.00E+03	5.05E+02
1.00E+00	1.05E+01	1.50E+03	5.22E+02
1.50E+00	1.83E+01	2.00E+03	5.66E+02
2.00E+00	2.57E+01	3.00E+03	6.04E+02
3.00E+00	3.91E+01	4.00E+03	6.33E+02
4.00E+00	5.10E+01	5.00E+03	6.59E+02
5.00E+00	6.17E+01	6.00E+03	6.83E+02
6.00E+00	7.29E+01	8.00E+03	7.16E+02
8.00E+00	9.90E+01	1.00E+04	7.46E+02
1.00E+01	1.26E+02		

表 A.1.4 陽電子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。



図 A.1.3 電子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。



図 A.1.4 陽電子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

表 A.1.5 陽子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E+00	5.47E+00
1.50E+00	8.21E+00
2.00E+00	1.09E+01
3.00E+00	1.64E+01
4.00E+00	2.19E+01
5.00E+00	2.73E+01
6.00E+00	3.28E+01
8.00E+00	4.37E+01
1.00E+01	5.49E+01
1.50E+01	1.89E+02
2.00E+01	4.28E+02
3.00E+01	7.50E+02
4.00E+01	1.02E+03
5.00E+01	1.18E+03
6.00E+01	1.48E+03
8.00E+01	2.16E+03
1.00E+02	2.51E+03
1.50E+02	2.82E+03
2.00E+02	2.18E+03
3.00E+02	1.45E+03
4.00E+02	1.30E+03
5.00E+02	1.24E+03
6.00E+02	I.23E+03
8.00E+02	I.23E+03
1.00E+03	1.23E+03
1.50E+03	1.25E+03
2.00E+03	1.28E+03
3.00E+03	1.35E+03
4.00E+03	1.48E+03
5.00E+03	1.46E+03
6.00E+03	1.71E+03
8.00E+03	1.88E+03
1.00E+04	1.93E+03

表 A.1.6 負のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E+00	1.80E+02
1.50E+00	1.80E+02
2.00E+00	1.84E+02
3.00E+00	1.88E+02
4.00E+00	1.93E+02
5.00E+00	2.05E+02
6.00E+00	2.42E+02
8.00E+00	2.93E+02
1.00E+01	3.32E+02
1.50E+01	4.14E+02
2.00E+01	4.65E+02
3.00E+01	6.57E+02
4.00E+01	7.35E+02
5.00E+01	7.55E+02
6.00E+01	7.75E+02
8.00E+01	5.05E+02
1.00E+02	4.35E+02
1.50E+02	3.55E+02
2.00E+02	3.33E+02
3.00E+02	3.22E+02
4.00E+02	3.22E+02
5.00E+02	3.24E+02
6.00E+02	3.28E+02
8.00E+02	3.33E+02
1.00E+03	3.42E+02
1.50E+03	3.38E+02
2.00E+03	3.41E+02
3.00E+03	3.44E+02
4.00E+03	3.47E+02
5.00E+03	3.48E+02
6.00E+03	3.47E+02
8.00E+03	3.49E+02
1.00E+04	3.49E+02



図 A.1.5 陽子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。



F1. 負のミュー粒子(青枠 F1 は以下同様)

図A.1.6 負のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

表 A.1.7 正のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E+00	1.94E+02
1.50E+00	1.96E+02
2.00E+00	1.98E+02
3.00E+00	2.02E+02
4.00E+00	2.07E+02
5.00E+00	2.16E+02
6.00E+00	2.51E+02
8.00E+00	3.00E+02
1.00E+01	3.40E+02
1.50E+01	4.25E+02
2.00E+01	4.81E+02
3.00E+01	6.74E+02
4.00E+01	7.51E+02
5.00E+01	7.68E+02
6.00E+01	7.87E+02
8.00E+01	5.10E+02
1.00E+02	4.37E+02
1.50E+02	3.54E+02
2.00E+02	3.33E+02
3.00E+02	3.20E+02
4.00E+02	3.21E+02
5.00E+02	3.23E+02
6.00E+02	3.25E+02
8.00E+02	3.30E+02
1.00E+03	3.34E+02
1.50E+03	3.39E+02
2.00E+03	3.41E+02
3.00E+03	3.44E+02
4.00E+03	3.47E+02
5.00E+03	3.48E+02
6.00E+03	3.47E+02
8.00E+03	3.49E+02
1.00E+04	3.49E+02

E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E+00	4.06E+02	6.00E+02	9.17E+02
1.50E+00	4.22E+02	8.00E+02	9.76E+02
2.00E+00	4.33E+02	1.00E+03	1.02E+03
3.00E+00	4.58E+02	1.50E+03	1.08E+03
4.00E+00	4.91E+02	2.00E+03	1.12E+03
5.00E+00	5.28E+02	3.00E+03	1.13E+03
6.00E+00	6.73E+02	4.00E+03	1.17E+03
8.00E+00	9.65E+02	5.00E+03	1.23E+03
1.00E+01	1.09E+03	6.00E+03	1.26E+03
1.50E+01	1.25E+03	8.00E+03	1.39E+03
2.00E+01	1.28E+03	1.00E+04	1.46E+03
3.00E+01	1.77E+03	1.50E+04	1.60E+03
4.00E+01	1.92E+03	2.00E+04	1.70E+03
5.00E+01	1.93E+03	3.00E+04	1.86E+03
6.00E+01	1.99E+03	4.00E+04	1.99E+03
8.00E+01	1.31E+03	5.00E+04	2.11E+03
1.00E+02	1.03E+03	6.00E+04	2.21E+03
1.50E+02	9.27E+02	8.00E+04	2.42E+03
2.00E+02	9.02E+02	1.00E+05	2.60E+03
3.00E+02	8.48E+02	1.50E+05	2.98E+03
4.00E+02	8.50E+02	2.00E+05	3.14E+03
5.00E+02	8.80E+02		

表 A.1.8 負のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。



図A.1.7 正のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

F2. 正のミュー粒子(青枠 F2 は以下同様)



G1. 負のパイ中間子(青枠 G1 は以下同様)

図 A.1.8 負のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

表 A.1.9 正のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	E <sub>p</sub> /MeV	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )
3.14E+02	6.00E+02	9.80E+02
3.24E+02	8.00E+02	1.04E+03
3.40E+02	1.00E+03	1.09E+03
3.79E+02	1.50E+03	1.16E+03
4.29E+02	2.00E+03	1.19E+03
4.89E+02	3.00E+03	1.18E+03
5.40E+02	4.00E+03	1.21E+03
7.17E+02	5.00E+03	I.27E+03
8.19E+02	6.00E+03	1.29E+03
1.00E+03	8.00E+03	1.39E+03
1.10E+03	I.00E+04	I.46E+03
1.52E+03	1.50E+04	1.60E+03
1.75E+03	2.00E+04	1.69E+03
1.83E+03	3.00E+04	1.86E+03
1.82E+03	4.00E+04	1.97E+03
1.38E+03	5.00E+04	2.09E+03
1.13E+03	6.00E+04	2.20E+03
1.22E+03	8.00E+04	2.38E+03
1.25E+03	1.00E+05	2.53E+03
1.10E+03	1.50E+05	2.90E+03
9.98E+02	2.00E+05	3.24E+03
9.70E+02		
	h*/(pSv cm <sup>2</sup> ) 3.14E+02 3.24E+02 3.40E+02 3.79E+02 4.29E+02 4.89E+02 5.40E+02 7.17E+02 8.19E+02 1.00E+03 1.10E+03 1.52E+03 1.38E+03 1.38E+03 1.38E+03 1.38E+03 1.32E+03 1.32E+03 1.22E+03 1.25E+03 1.0E+03 9.98E+02 9.70E+02	$\begin{array}{rrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrrr$
E <sub>p</sub> /MeV u <sup>-1</sup>	h*/(pSv cm <sup>2</sup> )	
-------------------------------------	---------------------------	
1.00E+00	2.19E+02	
2.00E+00	4.38E+02	
3.00E+00	6.57E+02	
5.00E+00	1.09E+03	
1.00E+01	2.19E+03	
1.40E+01	4.61E+03	
2.00E+01	I.72E+04	
3.00E+01	3.01E+04	
5.00E+01	4.75E+04	
7.50E+01	8.05E+04	
1.00E+02	1.01E+05	
1.50E+02	1.10E+05	
2.00E+02	7.29E+04	
3.00E+02	5.33E+04	
5.00E+02	4.49E+04	
7.00E+02	4.60E+04	
1.00E+03	4.47E+04	
2.00E+03	4.80E+04	
3.00E+03	5.01E+04	
5.00E+03	5.17E+04	
1.00E+04	6.26E+04	
2.00E+04	7.10E+04	
5.00E+04	9.67E+04	
1.00E+05	1.24E+05	

表 A.1.10 He<sup>2+</sup>イオンフルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。



図 A.1.9 正のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

G2. 負のパイ中間子(青枠 G2 は以下同様)



H. He<sup>2+</sup>イオン(青枠 H は以下同様)

図 A.1.10 He<sup>2+</sup>イオンフルエンスから周辺線量への換算係数(ICRP, 2010)。

			r i r i r
表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲(MeV)
A.2.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03-1.0 E+03
A.2.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01
A.2.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-1.0 E+03
A.2.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+03
A.2.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+03
A.2.5	陽子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.6	負のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.7	正のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.8	負のパイ中間子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.9	正のパイ中間子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.10	He <sup>2+</sup> イオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03 <sup>a</sup>

表 A.2.0 角度範囲 0°~90°, 180°, ROT, ISO, SS-ISO, IS-ISO の個人線量 H<sub>p</sub>への換算係数。

a.MeV/u で表される He<sup>2+</sup>イオンのエネルギー。

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/	(pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
5.0E-03	1.34E-02	1.41E-02	1.39E-02	1.30E-02	1.16E-02	9.37E-03	6.87E-03	1.33E-02	1.15E-02	1.04E-02	1.05E-02	1.02E-02
6.0E-03	1.66E-02	1.79E-02	1.81E-02	1.71E-02	1.51E-02	1.19E-02	8.28E-03	1.59E-02	1.41E-02	1.28E-02	1.31E-02	1.25E-02
7.0E-03	2.25E-02	2.43E-02	2.42E-02	2.25E-02	1.97E-02	1.51E-02	9.88E-03	1.78E-02	1.74E-02	1.58E-02	1.61E-02	1.53E-02
8.0E-03	3.35E-02	3.48E-02	3.36E-02	3.03E-02	2.57E-02	1.93E-02	1.20E-02	1.87E-02	2.16E-02	1.94E-02	2.00E-02	1.87E-02
9.0E-03	4.90E-02	4.97E-02	4.62E-02	4.05E-02	3.35E-02	2.45E-02	I.48E-02	I.86E-02	2.73E-02	2.36E-02	2.45E-02	2.26E-02
1.0E-02	6.85E-02	6.71E-02	6.13E-02	5.26E-02	4.25E-02	3.06E-02	I.86E-02	I.84E-02	3.37E-02	2.88E-02	3.01E-02	2.75E-02
I.2E-02	1.05E-01	1.03E-01	9.38E-02	7.94E-02	6.24E-02	4.42E-02	2.67E-02	1.62E-02	4.70E-02	3.95E-02	4.06E-02	3.75E-02
1.3E-02	1.22E-01	1.20E-01	1.09E-01	9.30E-02	7.26E-02	5.09E-02	3.10E-02	1.56E-02	5.32E-02	4.49E-02	4.58E-02	4.26E-02
1.5E-02	1.56E-01	1.50E-01	1.39E-01	1.19E-01	9.28E-02	6.40E-02	4.03E-02	1.55E-02	6.65E-02	5.60E-02	5.77E-02	5.43E-02
I.7E-02	1.81E-01	1.79E-01	1.66E-01	1.44E-01	1.13E-01	7.72E-02	4.78E-02	1.75E-02	7.83E-02	6.50E-02	6.54E-02	6.32E-02
2.0E-02	2.25E-01	2.19E-01	2.05E-01	1.78E-01	1.42E-01	9.77E-02	6.14E-02	2.61E-02	9.88E-02	8.13E-02	8.22E-02	8.02E-02
2.5E-02	2.75E-01	2.71E-01	2.55E-01	2.26E-01	1.83E-01	1.29E-01	7.87E-02	5.64E-02	1.30E-01	1.04E-01	1.05E-01	1.01E-01
3.0E-02	3.12E-01	3.07E-01	2.89E-01	2.55E-01	2.09E-01	1.52E-01	9.88E-02	9.46E-02	1.59E-01	1.27E-01	1.29E-01	1.25E-01
4.0E-02	3.50E-01	3.40E-01	3.24E-01	2.90E-01	2.42E-01	1.84E-01	1.26E-01	1.63E-01	1.99E-01	1.58E-01	1.62E-01	1.54E-01
5.0E-02	3.69E-01	3.59E-01	3.44E-01	3.07E-01	2.64E-01	2.00E-01	1.45E-01	2.09E-01	2.26E-01	1.80E-01	1.84E-01	1.76E-01
6.0E-02	3.89E-01	3.82E-01	3.64E-01	3.26E-01	2.81E-01	2.19E-01	1.62E-01	2.43E-01	2.48E-01	1.98E-01	2.04E-01	1.94E-01
7.0E-02	4.11E-01	4.06E-01	3.87E-01	3.48E-01	3.00E-01	2.38E-01	1.78E-01	2.73E-01	2.73E-01	2.18E-01	2.23E-01	2.09E-01
8.0E-02	4.43E-01	4.36E-01	4.18E-01	3.75E-01	3.30E-01	2.63E-01	1.97E-01	3.02E-01	2.97E-01	2.38E-01	2.46E-01	2.32E-01
1.0E-01	5.18E-01	5.12E-01	4.85E-01	4.50E-01	3.95E-01	3.18E-01	2.40E-01	3.63E-01	3.56E-01	2.86E-01	2.95E-01	2.79E-01
1.5E-01	7.47E-01	7.45E-01	7.10E-01	6.55E-01	5.84E-01	4.87E-01	3.69E-01	5.43E-01	5.29E-01	4.29E-01	4.45E-01	4.13E-01
2.0E-01	1.00E+00	9.95E-01	9.54E-01	8.88E-01	8.01E-01	6.73E-01	5.18E-01	7.45E-01	7.22E-01	5.89E-01	6.10E-01	5.68E-01
3.0E-01	1.51E+00	1.50E+00	1.45E+00	1.36E+00	1.24E+00	1.07E+00	8.39E-01	1.16E+00	1.12E+00	9.32E-01	9.64E-01	9.00E-01
4.0E-01	2.00E+00	1.98E+00	1.94E+00	1.82E+00	1.68E+00	1.45E+00	1.18E+00	1.58E+00	1.53E+00	1.28E+00	1.32E+00	1.24E+00
5.0E-01	2.47E+00	2.44E+00	2.39E+00	2.27E+00	2.12E+00	1.84E+00	1.51E+00	1.99E+00	1.92E+00	1.63E+00	1.67E+00	1.59E+00
6.0E-01	2.91E+00	2.89E+00	2.85E+00	2.69E+00	2.52E+00	2.21E+00	1.84E+00	2.39E+00	2.31E+00	1.97E+00	2.02E+00	1.92E+00
8.0E-01	3.73E+00	3.73E+00	3.65E+00	3.52E+00	3.30E+00	2.93E+00	2.49E+00	3.14E+00	3.04E+00	2.62E+00	2.70E+00	2.54E+00
1.0E+00	4.49E+00	4.50E+00	4.41E+00	4.26E+00	4.03E+00	3.57E+00	3.12E+00	3.84E+00	3.73E+00	3.25E+00	3.32E+00	3.18E+00
1.5E+00	6.12E+00	6.11E+00	6.04E+00	5.86E+00	5.60E+00	5.16E+00	4.55E+00	5.41E+00	5.24E+00	4.67E+00	4.74E+00	4.58E+00
2.0E+00	7.48E+00	7.49E+00	7.41E+00	7.20E+00	6.93E+00	6.48E+00	5.81E+00	6.77E+00	6.56E+00	5.91E+00	6.03E+00	5.77E+00
3.0E+00	9.75E+00	9.81E+00	9.65E+00	9.53E+00	9.33E+00	8.69E+00	8.03E+00	9.13E+00	8.85E+00	8.08E+00	8.22E+00	7.94E+00
4.0E+00	1.17E+01	1.17E+01	1.16E+01	1.15E+01	1.13E+01	1.06E+01	1.00E+01	1.12E+01	1.09E+01	1.00E+01	1.02E+01	9.80E+00
5.0E+00	1.34E+01	1.34E+01	1.33E+01	1.32E+01	1.32E+01	1.25E+01	1.18E+01	1.32E+01	1.27E+01	1.18E+01	1.20E+01	1.16E+01
6.0E+00	1.50E+01	1.51E+01	1.49E+01	1.49E+01	1.48E+01	1.42E+01	1.35E+01	1.50E+01	1.44E+01	1.35E+01	1.37E+01	1.33E+01
8.0E+00	1.78E+01	1.80E+01	1.79E+01	1.79E+01	1.80E+01	1.73E+01	1.68E+01	1.86E+01	1.76E+01	1.66E+01	1.69E+01	1.63E+01
1.0E+01	2.05E+01	2.06E+01	2.05E+01	2.06E+01	2.09E+01	2.04E+01	1.99E+01	2.21E+01	2.07E+01	1.97E+01	1.99E+01	1.93E+01
1.5E+01	2.61E+01	2.64E+01	2.64E+01	2.67E+01	2.73E+01	2.72E+01	2.72E+01	3.04E+01	2.77E+01	2.68E+01	2.68E+01	2.62E+01
2.0E+01	3.08E+01	3.10E+01	3.13E+01	3.19E+01	3.29E+01	3.37E+01	3.44E+01	3.82E+01	3.44E+01	3.38E+01	3.39E+01	3.37E+01
3.0E+01	3.79E+01	3.82E+01	3.87E+01	4.03E+01	4.26E+01	4.49E+01	4.77E+01	5.13E+01	4.60E+01	4.61E+01	4.61E+01	4.61E+01
4.0E+01	4.32E+01	4.31E+01	4.46E+01	4.68E+01	5.08E+01	5.54E+01	6.01E+01	6.18E+01	5.60E+01	5.69E+01	5.66E+01	5.72E+01
5.0E+01	4.71E+01	4.70E+01	4.86E+01	5.21E+01	5.71E+01	6.37E+01	7.10E+01	7.01E+01	6.43E+01	6.61E+01	6.58E+01	6.66E+01
6.0E+01	5.01E+01	5.13E+01	5.35E+01	5.75E+01	6.38E+01	7.23E+01	8.04E+01	7.65E+01	7.11E+01	7.41E+01	7.35E+01	7.47E+01
8.0E+01	5.45E+01	5.57E+01	5.84E+01	6.33E+01	7.16E+01	8.28E+01	9.55E+01	8.62E+01	8.18E+01	8.71E+01	8.55E+01	8.89E+01
1.0E+02	5.78E+01	5.93E+01	6.20E+01	6.77E+01	7.72E+01	9.03E+01	1.07E+02	9.27E+01	8.95E+01	9.75E+01	9.61E+01	9.89E+01
1.5E+02	6.32E+01	6.46E+01	6.75E+01	7.52E+01	8.67E+01	1.03E+02	1.26E+02	1.03E+02	1.02E+02	1.16E+02	1.15E+02	1.18E+02
2.0E+02	6.72E+01	6.82E+01	7.17E+01	7.97E+01	9.31E+01	1.11E+02	1.39E+02	1.10E+02	1.10E+02	1.29E+02	1.25E+02	1.35E+02
3.0E+02	7.23E+01	7.40E+01	7.69E+01	8.64E+01	1.01E+02	1.21E+02	1.55E+02	1.18E+02	1.21E+02	I.47E+02	1.40E+02	1.54E+02
4.0E+02	7.54E+01	7.81E+01	8.13E+01	9.11E+01	1.07E+02	I.29E+02	1.66E+02	1.23E+02	1.28E+02	1.59E+02	1.50E+02	1.68E+02
5.0E+02	7.74E+01	7.86E+01	8.27E+01	9.26E+01	1.10E+02	1.33E+02	1.74E+02	I.27E+02	1.32E+02	1.67E+02	1.58E+02	1.78E+02
6.0E+02	7.87E+01	8.01E+01	8.41E+01	9.44E+01	1.12E+02	1.37E+02	1.79E+02	1.30E+02	I.36E+02	I.74E+02	1.65E+02	1.83E+02
8.0E+02	8.04E+01	8.22E+01	8.62E+01	9.70E+01	1.16E+02	I.42E+02	1.87E+02	1.34E+02	1.41E+02	1.85E+02	1.74E+02	1.96E+02
I.0E+03	8.16E+01	8.35E+01	8.79E+01	9.95E+01	1.18E+02	I.46E+02	1.93E+02	1.37E+02	1.45E+02	1.93E+02	1.80E+02	2.06E+02

表 A.2.1a 光子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo4, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.1a 光子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo<sup>5</sup>, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.1b 光子空気カーマから個人線量への換算係数(Endo<sup>5</sup>, 2017; ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	Sv Gy⁻¹)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^\circ)$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
5.0E-03	4.36E-04	4.58E-04	4.55E-04	4.23E-04	3.77E-04	3.06E-04	2.24E-04	4.35E-04	3.74E-04	3.39E-04	3.42E-04	3.33E-04
6.0E-03	7.80E-04	8.41E-04	8.51E-04	8.04E-04	7.12E-04	5.60E-04	3.90E-04	7.47E-04	6.62E-04	6.05E-04	6.15E-04	5.90E-04
7.0E-03	1.45E-03	1.57E-03	1.56E-03	1.45E-03	1.27E-03	9.74E-04	6.37E-04	1.15E-03	1.12E-03	1.02E-03	1.04E-03	9.89E-04
8.0E-03	2.84E-03	2.96E-03	2.85E-03	2.57E-03	2.18E-03	1.64E-03	1.02E-03	1.59E-03	I.84E-03	1.64E-03	1.69E-03	1.58E-03
9.0E-03	5.31E-03	5.39E-03	5.01E-03	4.39E-03	3.63E-03	2.66E-03	1.60E-03	2.02E-03	2.96E-03	2.56E-03	2.66E-03	2.45E-03
I.0E-02	9.26E-03	9.07E-03	8.28E-03	7.10E-03	5.74E-03	4.13E-03	2.51E-03	2.49E-03	4.55E-03	3.89E-03	4.07E-03	3.72E-03
1.2E-02	2.09E-02	2.05E-02	1.87E-02	1.58E-02	1.24E-02	8.80E-03	5.31E-03	3.23E-03	9.36E-03	7.87E-03	8.09E-03	7.47E-03
1.3E-02	2.87E-02	2.83E-02	2.58E-02	2.19E-02	1.71E-02	1.20E-02	7.32E-03	3.67E-03	1.26E-02	1.06E-02	1.08E-02	1.01E-02
1.5E-02	4.99E-02	4.81E-02	4.44E-02	3.80E-02	2.97E-02	2.05E-02	1.29E-02	4.96E-03	2.13E-02	1.79E-02	1.85E-02	1.74E-02
I.7E-02	7.56E-02	7.49E-02	6.97E-02	6.02E-02	4.74E-02	3.23E-02	2.00E-02	7.31E-03	3.28E-02	2.72E-02	2.74E-02	2.64E-02
2.0E-02	1.34E-01	1.30E-01	1.22E-01	1.06E-01	8.45E-02	5.80E-02	3.64E-02	1.55E-02	5.87E-02	4.83E-02	4.88E-02	4.76E-02
2.5E-02	2.60E-01	2.56E-01	2.41E-01	2.14E-01	1.73E-01	1.22E-01	7.45E-02	5.34E-02	1.23E-01	9.81E-02	9.92E-02	9.57E-02
3.0E-02	4.32E-01	4.25E-01	4.01E-01	3.54E-01	2.89E-01	2.10E-01	1.37E-01	1.31E-01	2.20E-01	1.76E-01	1.79E-01	1.73E-01
4.0E-02	8.16E-01	7.92E-01	7.55E-01	6.75E-01	5.65E-01	4.28E-01	2.93E-01	3.80E-01	4.64E-01	3.68E-01	3.78E-01	3.59E-01
5.0E-02	1.14E+00	1.11E+00	1.07E+00	9.50E-01	8.18E-01	6.18E-01	4.49E-01	6.47E-01	7.00E-01	5.57E-01	5.70E-01	5.45E-01
6.0E-02	1.35E+00	1.32E+00	I.26E+00	1.13E+00	9.72E-01	7.59E-01	5.59E-01	8.41E-01	8.58E-01	6.85E-01	7.06E-01	6.72E-01
7.0E-02	1.43E+00	1.41E+00	1.34E+00	1.21E+00	1.04E+00	8.27E-01	6.18E-01	9.49E-01	9.49E-01	7.57E-01	7.74E-01	7.27E-01
8.0E-02	1.44E+00	1.42E+00	1.36E+00	1.22E+00	1.07E+00	8.56E-01	6.42E-01	9.85E-01	9.68E-01	7.76E-01	8.02E-01	7.56E-01
1.0E-01	1.39E+00	1.38E+00	1.30E+00	1.21E+00	1.06E+00	8.57E-01	6.45E-01	9.77E-01	9.59E-01	7.70E-01	7.94E-01	7.51E-01
1.5E-01	1.25E+00	I.24E+00	1.18E+00	1.09E+00	9.75E-01	8.13E-01	6.15E-01	9.06E-01	8.83E-01	7.16E-01	7.42E-01	6.89E-01
2.0E-01	1.17E+00	1.16E+00	1.11E+00	1.04E+00	9.35E-01	7.86E-01	6.04E-01	8.70E-01	8.43E-01	6.88E-01	7.12E-01	6.63E-01
3.0E-01	1.09E+00	1.09E+00	1.05E+00	9.87E-01	8.96E-01	7.71E-01	6.06E-01	8.39E-01	8.10E-01	6.74E-01	6.97E-01	6.51E-01
4.0E-01	1.06E+00	1.05E+00	1.02E+00	9.62E-01	8.87E-01	7.65E-01	6.21E-01	8.35E-01	8.09E-01	6.77E-01	6.98E-01	6.55E-01
5.0E-01	1.04E+00	1.03E+00	1.01E+00	9.53E-01	8.90E-01	7.74E-01	6.35E-01	8.36E-01	8.07E-01	6.85E-01	7.02E-01	6.68E-01
6.0E-01	1.02E+00	1.02E+00	1.00E+00	9.47E-01	8.86E-01	7.77E-01	6.47E-01	8.40E-01	8.12E-01	6.93E-01	7.10E-01	6.75E-01
8.0E-01	1.01E+00	1.01E+00	9.85E-01	9.51E-01	8.92E-01	7.91E-01	6.71E-01	8.48E-01	8.21E-01	7.08E-01	7.29E-01	6.86E-01
1.0E+00	1.00E+00	1.00E+00	9.84E-01	9.50E-01	8.98E-01	7.97E-01	6.95E-01	8.57E-01	8.32E-01	7.25E-01	7.41E-01	7.10E-01
1.5E+00	9.96E-01	9.94E-01	9.82E-01	9.53E-01	9.11E-01	8.40E-01	7.39E-01	8.80E-01	8.52E-01	7.60E-01	7.71E-01	7.46E-01
2.0E+00	9.90E-01	9.91E-01	9.80E-01	9.53E-01	9.17E-01	8.57E-01	7.69E-01	8.96E-01	8.68E-01	7.82E-01	7.98E-01	7.64E-01
												(Continued

表 A.2.1b 光子空気カーマから個人線量への換算係数(Endo<sup>5</sup>, 2017; ICRP, 2010)。

<sup>5</sup>Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

I. (続く) (青枠 I は以下同様)

表 A.2.1b(続き)

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	Sv Gy <sup>-1</sup> )					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
3.0E+00	9.77E-01	9.83E-01	9.67E-01	9.55E-01	9.35E-01	8.71E-01	8.05E-01	9.15E-01	8.87E-01	8.10E-01	8.24E-01	7.96E-01
4.0E+00	9.64E-01	9.64E-01	9.55E-01	9.51E-01	9.31E-01	8.76E-01	8.25E-01	9.23E-01	8.98E-01	8.24E-01	8.40E-01	8.07E-01
5.0E+00	9.45E-01	9.43E-01	9.40E-01	9.34E-01	9.32E-01	8.80E-01	8.32E-01	9.31E-01	8.96E-01	8.32E-01	8.46E-01	8.18E-01
6.0E+00	9.28E-01	9.32E-01	9.22E-01	9.18E-01	9.16E-01	8.75E-01	8.35E-01	9.28E-01	8.91E-01	8.35E-01	8.47E-01	8.23E-01
8.0E+00	8.84E-01	8.92E-01	8.90E-01	8.90E-01	8.93E-01	8.61E-01	8.32E-01	9.24E-01	8.74E-01	8.25E-01	8.40E-01	8.10E-01
1.0E+01	8.50E-01	8.54E-01	8.51E-01	8.54E-01	8.65E-01	8.46E-01	8.23E-01	9.16E-01	8.58E-01	8.16E-01	8.25E-01	8.00E-01
1.5E+01	7.57E-01	7.66E-01	7.65E-01	7.74E-01	7.92E-01	7.90E-01	7.89E-01	8.82E-01	8.04E-01	7.78E-01	7.77E-01	7.59E-01
2.0E+01	6.79E-01	6.83E-01	6.90E-01	7.04E-01	7.26E-01	7.44E-01	7.57E-01	8.42E-01	7.58E-01	7.45E-01	7.47E-01	7.43E-01
3.0E+01	5.53E-01	5.57E-01	5.64E-01	5.88E-01	6.20E-01	6.54E-01	6.95E-01	7.48E-01	6.71E-01	6.72E-01	6.72E-01	6.72E-01
4.0E+01	4.63E-01	4.62E-01	4.78E-01	5.02E-01	5.45E-01	5.94E-01	6.44E-01	6.62E-01	6.00E-01	6.10E-01	6.07E-01	6.13E-01
5.0E+01	3.95E-01	3.95E-01	4.08E-01	4.37E-01	4.79E-01	5.35E-01	5.96E-01	5.88E-01	5.39E-01	5.55E-01	5.52E-01	5.59E-01

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
I.0E-09	3.09E+00	2.93E+00	2.67E+00	2.25E+00	I.86E+00	1.38E+00	9.67E-01	1.85E+00	1.70E+00	1.29E+00	1.35E+00	1.23E+00
1.0E-08	3.55E+00	3.48E+00	3.14E+00	2.67E+00	2.18E+00	1.60E+00	1.06E+00	2.11E+00	2.03E+00	1.56E+00	1.58E+00	I.54E+00
2.5E-08	4.00E+00	3.89E+00	3.48E+00	2.97E+00	2.41E+00	I.79E+00	I.22E+00	2.44E+00	2.31E+00	I.76E+00	I.76E+00	I.76E+00
I.0E-07	5.20E+00	5.06E+00	4.62E+00	3.93E+00	3.16E+00	2.35E+00	1.56E+00	3.25E+00	2.98E+00	2.26E+00	2.33E+00	2.19E+00
2.0E-07	5.87E+00	5.73E+00	5.20E+00	4.45E+00	3.58E+00	2.61E+00	1.79E+00	3.72E+00	3.36E+00	2.54E+00	2.61E+00	2.47E+00
5.0E-07	6.59E+00	6.65E+00	6.00E+00	5.14E+00	4.16E+00	3.05E+00	2.04E+00	4.33E+00	3.86E+00	2.92E+00	2.99E+00	2.85E+00
1.0E-06	7.03E+00	7.01E+00	6.34E+00	5.51E+00	4.34E+00	3.26E+00	2.21E+00	4.73E+00	4.17E+00	3.15E+00	3.25E+00	3.05E+00
2.0E-06	7.39E+00	7.37E+00	6.70E+00	5.69E+00	4.59E+00	3.41E+00	2.32E+00	5.02E+00	4.40E+00	3.32E+00	3.37E+00	3.27E+00
5.0E-06	7.71E+00	7.69E+00	6.95E+00	5.95E+00	4.83E+00	3.53E+00	2.43E+00	5.30E+00	4.59E+00	3.47E+00	3.56E+00	3.38E+00
I.0E-05	7.82E+00	7.81E+00	7.06E+00	6.02E+00	4.87E+00	3.65E+00	2.45E+00	5.44E+00	4.68E+00	3.52E+00	3.62E+00	3.42E+00
2.0E-05	7.84E+00	7.83E+00	7.09E+00	6.04E+00	4.87E+00	3.64E+00	2.47E+00	5.51E+00	4.72E+00	3.54E+00	3.60E+00	3.48E+00
5.0E-05	7.82E+00	7.81E+00	7.06E+00	6.09E+00	4.87E+00	3.61E+00	2.45E+00	5.55E+00	4.73E+00	3.55E+00	3.65E+00	3.45E+00
1.0E-04	7.79E+00	7.71E+00	7.06E+00	6.00E+00	4.90E+00	3.63E+00	2.44E+00	5.57E+00	4.72E+00	3.54E+00	3.64E+00	3.44E+00
2.0E-04	7.73E+00	7.75E+00	7.01E+00	6.04E+00	4.85E+00	3.63E+00	2.45E+00	5.59E+00	4.67E+00	3.52E+00	3.64E+00	3.40E+00
5.0E-04	7.54E+00	7.59E+00	7.00E+00	5.96E+00	4.78E+00	3.56E+00	2.42E+00	5.60E+00	4.60E+00	3.47E+00	3.67E+00	3.27E+00
1.0E-03	7.54E+00	7.56E+00	6.91E+00	5.89E+00	4.80E+00	3.51E+00	2.41E+00	5.60E+00	4.58E+00	3.46E+00	3.64E+00	3.28E+00
2.0E-03	7.61E+00	7.61E+00	6.94E+00	5.98E+00	4.76E+00	3.54E+00	2.40E+00	5.62E+00	4.61E+00	3.48E+00	3.64E+00	3.32E+00
5.0E-03	7.97E+00	8.03E+00	7.33E+00	6.23E+00	5.03E+00	3.76E+00	2.54E+00	5.95E+00	4.86E+00	3.66E+00	3.88E+00	3.44E+00
1.0E-02	9.11E+00	9.21E+00	8.41E+00	7.21E+00	5.83E+00	4.30E+00	2.90E+00	6.81E+00	5.57E+00	4.19E+00	4.38E+00	4.00E+00
2.0E-02	1.22E+01	1.23E+01	1.13E+01	9.68E+00	7.78E+00	5.78E+00	3.91E+00	8.93E+00	7.41E+00	5.61E+00	5.80E+00	5.42E+00
3.0E-02	1.57E+01	1.59E+01	1.45E+01	1.26E+01	1.00E+01	7.43E+00	5.01E+00	1.12E+01	9.46E+00	7.18E+00	7.66E+00	6.70E+00
5.0E-02	2.30E+01	2.33E+01	2.14E+01	1.83E+01	1.48E+01	1.09E+01	7.35E+00	1.57E+01	1.37E+01	1.04E+01	1.10E+01	9.80E+00
7.0E-02	3.06E+01	3.10E+01	2.84E+01	2.43E+01	1.97E+01	1.45E+01	9.73E+00	2.00E+01	1.80E+01	1.37E+01	1.47E+01	1.27E+01
1.0E-01	4.19E+01	4.25E+01	3.90E+01	3.36E+01	2.70E+01	1.99E+01	1.34E+01	2.59E+01	2.43E+01	1.86E+01	1.94E+01	1.78E+01
1.5E-01	6.06E+01	6.10E+01	5.63E+01	4.86E+01	3.92E+01	2.89E+01	1.94E+01	3.49E+01	3.47E+01	2.66E+01	2.77E+01	2.55E+01
2.0E-01	7.88E+01	7.93E+01	7.35E+01	6.38E+01	5.16E+01	3.81E+01	2.53E+01	4.31E+01	4.47E+01	3.44E+01	3.57E+01	3.31E+01
3.0E-01	1.14E+02	1.13E+02	1.05E+02	9.24E+01	7.50E+01	5.55E+01	3.70E+01	5.81E+01	6.38E+01	4.94E+01	5.11E+01	4.77E+01
5.0E-01	1.77E+02	1.79E+02	1.67E+02	1.48E+02	1.21E+02	8.90E+01	5.91E+01	8.59E+01	9.91E+01	7.71E+01	7.97E+01	7.45E+01
7.0E-01	2.32E+02	2.34E+02	2.20E+02	1.96E+02	1.62E+02	1.20E+02	7.91E+01	1.12E+02	1.31E+02	1.02E+02	1.08E+02	9.60E+01
9.0E-01	2.79E+02	2.81E+02	2.65E+02	2.36E+02	1.96E+02	1.48E+02	9.72E+01	1.36E+02	1.60E+02	I.26E+02	1.30E+02	1.22E+02
I.0E+00	3.01E+02	2.88E+02	2.72E+02	2.42E+02	1.99E+02	1.48E+02	1.06E+02	1.48E+02	1.74E+02	1.37E+02	1.31E+02	1.43E+02
1.2E+00	3.30E+02	3.31E+02	3.15E+02	2.82E+02	2.35E+02	1.79E+02	1.20E+02	1.67E+02	1.93E+02	1.53E+02	1.57E+02	I.49E+02
1.5E+00	3.65E+02	3.69E+02	3.50E+02	3.18E+02	2.70E+02	2.08E+02	I.39E+02	I.95E+02	2.19E+02	I.74E+02	1.83E+02	1.65E+02
												(Continued)

表 A.2.2 中性子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

表 A.2.2(続き)

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	avg(±75°)	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
2.0E+00	4.07E+02	4.11E+02	3.92E+02	3.57E+02	3.10E+02	2.43E+02	1.66E+02	2.35E+02	2.54E+02	2.03E+02	2.13E+02	1.93E+02
3.0E+00	4.58E+02	4.57E+02	4.39E+02	4.07E+02	3.58E+02	2.93E+02	2.07E+02	2.92E+02	3.01E+02	2.44E+02	2.58E+02	2.30E+02
4.0E+00	4.83E+02	4.90E+02	4.74E+02	4.39E+02	3.88E+02	3.18E+02	2.35E+02	3.30E+02	3.31E+02	2.71E+02	2.81E+02	2.61E+02
5.0E+00	4.94E+02	4.92E+02	4.78E+02	4.52E+02	4.05E+02	3.43E+02	2.55E+02	3.54E+02	3.51E+02	2.90E+02	3.05E+02	2.75E+02
6.0E+00	4.98E+02	4.99E+02	4.85E+02	4.59E+02	4.15E+02	3.54E+02	2.70E+02	3.71E+02	3.65E+02	3.03E+02	3.15E+02	2.91E+02
7.0E+00	4.99E+02	4.95E+02	4.82E+02	4.58E+02	4.18E+02	3.68E+02	2.81E+02	3.83E+02	3.74E+02	3.13E+02	3.28E+02	2.98E+02
8.0E+00	4.99E+02	4.93E+02	4.81E+02	4.56E+02	4.20E+02	3.66E+02	2.90E+02	3.92E+02	3.81E+02	3.21E+02	3.29E+02	3.13E+02
9.0E+00	5.00E+02	4.93E+02	4.82E+02	4.59E+02	4.22E+02	3.72E+02	2.97E+02	3.98E+02	3.86E+02	3.27E+02	3.32E+02	3.22E+02
1.0E+01	5.00E+02	5.04E+02	4.90E+02	4.68E+02	4.32E+02	3.81E+02	3.03E+02	4.04E+02	3.90E+02	3.32E+02	3.40E+02	3.24E+02
1.2E+01	4.99E+02	5.08E+02	4.95E+02	4.73E+02	4.37E+02	3.85E+02	3.13E+02	4.12E+02	3.95E+02	3.39E+02	3.49E+02	3.29E+02
1.4E+01	4.95E+02	4.95E+02	4.87E+02	4.68E+02	4.34E+02	3.93E+02	3.22E+02	4.17E+02	3.98E+02	3.44E+02	3.56E+02	3.32E+02
1.5E+01	4.93E+02	4.93E+02	4.84E+02	4.67E+02	4.36E+02	3.91E+02	3.25E+02	4.19E+02	3.98E+02	3.46E+02	3.59E+02	3.33E+02
1.6E+01	4.90E+02	4.87E+02	4.79E+02	4.62E+02	4.30E+02	3.92E+02	3.28E+02	4.20E+02	3.99E+02	3.47E+02	3.62E+02	3.32E+02
1.8E+01	4.84E+02	4.64E+02	4.62E+02	4.44E+02	4.18E+02	3.83E+02	3.33E+02	4.22E+02	3.99E+02	3.50E+02	3.65E+02	3.35E+02
2.0E+01	4.77E+02	4.62E+02	4.61E+02	4.45E+02	4.22E+02	3.84E+02	3.38E+02	4.23E+02	3.98E+02	3.52E+02	3.73E+02	3.31E+02
2.1E+01	4.74E+02	4.09E+02	4.04E+02	3.97E+02	3.85E+02	3.59E+02	3.39E+02	4.23E+02	3.98E+02	3.53E+02	3.35E+02	3.71E+02
3.0E+01	4.53E+02	4.27E+02	4.23E+02	4.19E+02	4.05E+02	3.88E+02	3.53E+02	4.22E+02	3.95E+02	3.58E+02	3.66E+02	3.50E+02
5.0E+01	4.33E+02	4.01E+02	4.00E+02	4.00E+02	3.92E+02	3.85E+02	3.75E+02	4.28E+02	3.95E+02	3.71E+02	3.46E+02	3.96E+02
7.5E+01	4.20E+02	4.11E+02	4.12E+02	4.09E+02	4.08E+02	4.04E+02	3.96E+02	4.39E+02	4.02E+02	3.87E+02	3.53E+02	4.21E+02
1.0E+02	4.02E+02	4.14E+02	4.18E+02	4.20E+02	4.25E+02	4.24E+02	4.07E+02	4.44E+02	4.06E+02	3.97E+02	3.73E+02	4.21E+02
1.3E+02	3.82E+02	4.23E+02	4.30E+02	4.39E+02	4.46E+02	4.49E+02	4.15E+02	4.46E+02	4.11E+02	4.07E+02	4.12E+02	4.02E+02
1.5E+02	3.73E+02	4.19E+02	4.23E+02	4.40E+02	4.47E+02	4.57E+02	4.19E+02	4.46E+02	4.14E+02	4.12E+02	4.09E+02	4.15E+02
1.8E+02	3.63E+02	4.05E+02	4.09E+02	4.31E+02	4.45E+02	4.59E+02	4.25E+02	4.47E+02	4.18E+02	4.21E+02	4.22E+02	4.20E+02
2.0E+02	3.59E+02	4.04E+02	4.09E+02	4.30E+02	4.49E+02	4.67E+02	4.28E+02	4.48E+02	4.22E+02	4.26E+02	4.33E+02	4.19E+02
3.0E+02	3.63E+02	3.80E+02	3.89E+02	4.06E+02	4.27E+02	4.47E+02	4.46E+02	4.64E+02	4.43E+02	4.55E+02	4.37E+02	4.73E+02
4.0E+02	3.89E+02	3.98E+02	4.07E+02	4.25E+02	4.41E+02	4.61E+02	4.78E+02	4.96E+02	4.72E+02	4.88E+02	4.61E+02	5.15E+02
5.0E+02	4.22E+02	4.38E+02	4.49E+02	4.65E+02	4.85E+02	5.08E+02	5.17E+02	5.33E+02	5.03E+02	5.21E+02	5.09E+02	5.33E+02
6.0E+02	4.57E+02	4.72E+02	4.83E+02	5.03E+02	5.24E+02	5.46E+02	5.55E+02	5.69E+02	5.32E+02	5.53E+02	5.66E+02	5.40E+02
7.0E+02	4.86E+02	4.94E+02	5.06E+02	5.23E+02	5.43E+02	5.69E+02	5.88E+02	5.99E+02	5.58E+02	5.80E+02	6.25E+02	5.35E+02
8.0E+02	5.08E+02	5.10E+02	5.22E+02	5.42E+02	5.64E+02	5.90E+02	6.12E+02	6.23E+02	5.80E+02	6.04E+02	6.38E+02	5.70E+02
9.0E+02	5.24E+02	5.20E+02	5.33E+02	5.54E+02	5.75E+02	6.01E+02	6.30E+02	6.40E+02	5.98E+02	6.24E+02	6.45E+02	6.03E+02
1.0E+03	5.37E+02	5.28E+02	5.40E+02	5.63E+02	5.84E+02	6.12E+02	6.43E+02	6.54E+02	6.14E+02	6.42E+02	6.63E+02	6.21E+02



図 A.2.2 中性子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.3 電子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

表 A.2.3 電子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo,2017 ; IC	CRP, 201	_0) 。
--------------------------------------------	----------	-------

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	avg(±75°)	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	2.69E-02	2.60E-02	2.44E-02	2.20E-02	1.98E-02	1.67E-02	1.35E-02	2.68E-02	2.13E-02	1.88E-02	1.89E-02	I.87E-02
1.5E-02	4.04E-02	3.88E-02	3.64E-02	3.28E-02	2.94E-02	2.49E-02	2.02E-02	4.02E-02	3.17E-02	2.83E-02	2.84E-02	2.82E-02
2.0E-02	5.39E-02	5.17E-02	4.85E-02	4.37E-02	3.92E-02	3.32E-02	2.70E-02	5.35E-02	4.22E-02	3.77E-02	3.78E-02	3.76E-02
3.0E-02	8.10E-02	7.76E-02	7.29E-02	6.57E-02	5.88E-02	4.99E-02	4.05E-02	8.01E-02	6.34E-02	5.67E-02	5.70E-02	5.64E-02
4.0E-02	1.08E-01	1.04E-01	9.75E-02	8.80E-02	7.89E-02	6.68E-02	5.41E-02	1.07E-01	8.48E-02	7.58E-02	7.59E-02	7.57E-02
5.0E-02	1.35E-01	1.30E-01	1.22E-01	1.10E-01	9.87E-02	8.37E-02	6.76E-02	1.33E-01	1.06E-01	9.48E-02	9.50E-02	9.46E-02
6.0E-02	1.63E-01	1.56E-01	1.47E-01	1.33E-01	1.19E-01	1.01E-01	8.12E-02	1.60E-01	1.27E-01	1.14E-01	1.15E-01	1.13E-01
8.0E-02	2.18E-01	2.10E-01	1.98E-01	1.79E-01	1.60E-01	1.35E-01	1.09E-01	2.13E-01	1.70E-01	1.52E-01	1.54E-01	1.50E-01
1.0E-01	2.75E-01	2.63E-01	2.49E-01	2.25E-01	2.02E-01	1.70E-01	1.36E-01	2.67E-01	2.13E-01	1.91E-01	1.92E-01	1.90E-01
1.5E-01	4.18E-01	4.02E-01	3.85E-01	3.50E-01	3.12E-01	2.60E-01	2.06E-01	3.99E-01	3.23E-01	2.91E-01	2.94E-01	2.88E-01
2.0E-01	5.69E-01	5.48E-01	5.29E-01	4.85E-01	4.32E-01	3.56E-01	2.78E-01	5.30E-01	4.37E-01	3.93E-01	3.96E-01	3.90E-01
3.0E-01	8.89E-01	8.65E-01	8.50E-01	7.92E-01	6.99E-01	5.63E-01	4.26E-01	7.87E-01	6.73E-01	6.06E-01	6.16E-01	5.96E-01
4.0E-01	1.24E+00	1.22E+00	1.22E+00	1.15E+00	1.01E+00	7.98E-01	5.81E-01	1.04E+00	9.21E-01	8.32E-01	8.51E-01	8.13E-01
5.0E-01	1.63E+00	1.60E+00	1.65E+00	1.56E+00	1.36E+00	1.06E+00	7.48E-01	1.28E+00	1.19E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.07E+00
6.0E-01	2.05E+00	2.06E+00	2.13E+00	2.03E+00	1.77E+00	1.35E+00	9.19E-01	1.50E+00	1.48E+00	1.35E+00	1.38E+00	1.32E+00
8.0E-01	4.04E+00	3.79E+00	3.70E+00	3.36E+00	2.82E+00	2.06E+00	1.33E+00	1.68E+00	2.23E+00	1.97E+00	2.03E+00	1.91E+00
1.0E+00	7.10E+00	6.55E+00	6.07E+00	5.25E+00	4.20E+00	2.94E+00	1.81E+00	1.68E+00	3.23E+00	2.76E+00	2.86E+00	2.66E+00
1.5E+00	1.50E+01	1.40E+01	1.26E+01	1.05E+01	8.16E+00	5.50E+00	3.16E+00	1.62E+00	5.93E+00	4.96E+00	5.10E+00	4.57E+00
2.0E+00	2.24E+01	2.13E+01	1.92E+01	1.60E+01	1.23E+01	8.27E+00	4.76E+00	1.62E+00	8.73E+00	7.24E+00	7.59E+00	6.89E+00
3.0E+00	3.61E+01	3.45E+01	3.12E+01	2.63E+01	2.06E+01	1.40E+01	8.44E+00	1.95E+00	1.42E+01	1.19E+01	1.25E+01	1.13E+01
4.0E+00	4.82E+01	4.69E+01	4.27E+01	3.64E+01	2.85E+01	1.98E+01	1.23E+01	2.62E+00	1.96E+01	1.64E+01	1.72E+01	1.56E+01
5.0E+00	5.93E+01	5.82E+01	5.39E+01	4.65E+01	3.66E+01	2.54E+01	1.63E+01	3.63E+00	2.50E+01	2.10E+01	2.18E+01	2.02E+01
6.0E+00	7.06E+01	6.94E+01	6.54E+01	5.68E+01	4.50E+01	3.16E+01	2.03E+01	5.04E+00	3.07E+01	2.55E+01	2.62E+01	2.48E+01
8.0E+00	9.79E+01	9.70E+01	9.27E+01	8.14E+01	6.46E+01	4.50E+01	2.92E+01	9.46E+00	4.43E+01	3.55E+01	3.59E+01	3.51E+01
1.0E+01	1.25E+02	1.26E+02	1.21E+02	1.09E+02	8.71E+01	6.08E+01	3.96E+01	1.83E+01	5.87E+01	4.67E+01	4.74E+01	4.60E+01
1.5E+01	1.88E+02	1.87E+02	1.80E+02	1.65E+02	1.36E+02	9.95E+01	6.40E+01	5.31E+01	9.63E+01	7.69E+01	7.85E+01	7.18E+01
2.0E+01	2.36E+02	2.35E+02	2.25E+02	2.07E+02	1.76E+02	1.32E+02	8.62E+01	1.04E+02	1.34E+02	1.06E+02	1.10E+02	1.02E+02
3.0E+01	3.02E+02	3.05E+02	2.90E+02	2.72E+02	2.39E+02	1.89E+02	1.27E+02	2.20E+02	2.03E+02	1.64E+02	1.71E+02	1.57E+02
4.0E+01	3.29E+02	3.31E+02	3.25E+02	3.11E+02	2.87E+02	2.46E+02	1.78E+02	2.97E+02	2.56E+02	2.12E+02	2.21E+02	2.01E+02
5.0E+01	3.37E+02	3.40E+02	3.38E+02	3.33E+02	3.18E+02	2.90E+02	2.32E+02	3.31E+02	2.90E+02	2.49E+02	2.57E+02	2.41E+02
6.0E+01	3.41E+02	3.45E+02	3.42E+02	3.41E+02	3.33E+02	3.17E+02	2.71E+02	3.44E+02	3.12E+02	2.75E+02	2.82E+02	2.68E+02
8.0E+01	3.46E+02	3.49E+02	3.49E+02	3.50E+02	3.48E+02	3.45E+02	3.16E+02	3.58E+02	3.37E+02	3.09E+02	3.16E+02	3.02E+02
1.0E+02	3.49E+02	3.52E+02	3.53E+02	3.55E+02	3.55E+02	3.56E+02	3.40E+02	3.66E+02	3.51E+02	3.31E+02	3.37E+02	3.25E+02
1.5E+02	3.55E+02	3.58E+02	3.59E+02	3.63E+02	3.67E+02	3.75E+02	3.70E+02	3.79E+02	3.70E+02	3.63E+02	3.66E+02	3.60E+02
2.0E+02	3.59E+02	3.61E+02	3.62E+02	3.67E+02	3.76E+02	3.85E+02	3.92E+02	3.88E+02	3.84E+02	3.83E+02	3.84E+02	3.82E+02
3.0E+02	3.65E+02	3.67E+02	3.68E+02	3.75E+02	3.86E+02	4.01E+02	4.20E+02	3.99E+02	3.98E+02	4.10E+02	4.09E+02	4.11E+02
4.0E+02	3.69E+02	3.70E+02	3.73E+02	3.81E+02	3.92E+02	4.12E+02	4.37E+02	4.08E+02	4.08E+02	4.30E+02	4.25E+02	4.35E+02
5.0E+02	3.72E+02	3.73E+02	3.75E+02	3.85E+02	4.00E+02	4.19E+02	4.50E+02	4.14E+02	4.16E+02	4.45E+02	4.41E+02	4.49E+02
6.0E+02	3.75E+02	3.78E+02	3.79E+02	3.89E+02	4.06E+02	4.26E+02	4.60E+02	4.19E+02	4.24E+02	4.57E+02	4.50E+02	4.64E+02
8.0E+02	3.79E+02	3.79E+02	3.84E+02	3.94E+02	4.09E+02	4.37E+02	4.78E+02	4.28E+02	4.37E+02	4.78E+02	4.68E+02	4.88E+02
1.0E+03	3.82E+02	3.83E+02	3.86E+02	4.00E+02	4.18E+02	4.45E+02	4.94E+02	4.34E+02	4.47E+02	4.95E+02	4.82E+02	5.08E+02

表 A.2.4	陽電子フ	ルエン	スから個	人線量~	への換算	係数	(End	0,	2017	7; ICRP,	2010)	0

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm 75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	3.28E+00	3.11E+00	2.81E+00	2.37E+00	1.92E+00	1.43E+00	9.99E-01	1.62E+00	1.77E+00	1.39E+00	1.45E+00	1.33E+00
1.5E-02	3.29E+00	3.00E+00	2.70E+00	2.28E+00	1.85E+00	1.38E+00	9.68E-01	1.64E+00	1.71E+00	1.40E+00	1.47E+00	1.33E+00
2.0E-02	3.30E+00	2.98E+00	2.67E+00	2.24E+00	1.82E+00	1.36E+00	9.68E-01	1.65E+00	1.70E+00	1.41E+00	1.46E+00	1.36E+00
3.0E-02	3.33E+00	2.98E+00	2.66E+00	2.24E+00	1.81E+00	1.37E+00	9.71E-01	1.68E+00	1.70E+00	I.43E+00	1.49E+00	1.37E+00
4.0E-02	3.36E+00	3.06E+00	2.74E+00	2.32E+00	I.87E+00	I.42E+00	1.00E+00	1.71E+00	1.75E+00	1.45E+00	1.50E+00	1.40E+00
5.0E-02	3.39E+00	3.07E+00	2.77E+00	2.32E+00	1.87E+00	I.42E+00	1.01E+00	1.73E+00	1.77E+00	I.47E+00	1.52E+00	1.42E+00
6.0E-02	3.42E+00	3.09E+00	2.78E+00	2.34E+00	1.90E+00	I.44E+00	1.03E+00	1.76E+00	1.78E+00	1.49E+00	1.57E+00	1.41E+00
8.0E-02	3.47E+00	3.13E+00	2.81E+00	2.37E+00	1.93E+00	I.46E+00	1.05E+00	1.82E+00	1.82E+00	1.53E+00	1.60E+00	1.46E+00
1.0E-01	3.53E+00	3.18E+00	2.86E+00	2.40E+00	1.97E+00	1.50E+00	1.07E+00	1.87E+00	1.86E+00	1.57E+00	1.63E+00	1.51E+00
1.5E-01	3.67E+00	3.32E+00	2.99E+00	2.53E+00	2.07E+00	1.59E+00	1.14E+00	2.01E+00	1.97E+00	1.67E+00	1.72E+00	1.62E+00
2.0E-01	3.84E+00	3.46E+00	3.13E+00	2.66E+00	2.20E+00	1.68E+00	1.21E+00	2.14E+00	2.07E+00	I.77E+00	1.81E+00	1.73E+00
3.0E-01	4.16E+00	3.79E+00	3.47E+00	2.98E+00	2.47E+00	1.89E+00	1.35E+00	2.40E+00	2.32E+00	1.98E+00	2.05E+00	1.91E+00
4.0E-01	4.52E+00	4.13E+00	3.84E+00	3.37E+00	2.79E+00	2.13E+00	1.50E+00	2.65E+00	2.57E+00	2.21E+00	2.28E+00	2.14E+00
5.0E-01	4.90E+00	4.54E+00	4.29E+00	3.79E+00	3.15E+00	2.39E+00	1.66E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.45E+00	2.54E+00	2.36E+00
6.0E-01	5.36E+00	5.00E+00	4.77E+00	4.28E+00	3.57E+00	2.69E+00	1.84E+00	3.12E+00	3.13E+00	2.72E+00	2.82E+00	2.62E+00
8.0E-01	7.41E+00	6.80E+00	6.41E+00	5.65E+00	4.66E+00	3.41E+00	2.24E+00	3.32E+00	3.90E+00	3.38E+00	3.51E+00	3.25E+00
I.0E+00	1.05E+01	9.61E+00	8.83E+00	7.58E+00	6.07E+00	4.33E+00	2.73E+00	3.37E+00	4.94E+00	4.20E+00	4.39E+00	4.01E+00
1.5E+00	1.83E+01	1.71E+01	1.54E+01	1.30E+01	1.01E+01	6.92E+00	4.15E+00	3.44E+00	7.66E+00	6.42E+00	6.50E+00	5.87E+00
2.0E+00	2.57E+01	2.42E+01	2.18E+01	1.83E+01	1.42E+01	9.75E+00	5.79E+00	3.59E+00	1.05E+01	8.70E+00	9.13E+00	8.27E+00
3.0E+00	3.91E+01	3.72E+01	3.37E+01	2.84E+01	2.22E+01	1.55E+01	9.45E+00	4.19E+00	1.59E+01	1.33E+01	1.39E+01	1.27E+01
4.0E+00	5.10E+01	4.92E+01	4.50E+01	3.83E+01	3.01E+01	2.12E+01	1.33E+01	5.11E+00	2.13E+01	1.80E+01	1.88E+01	1.72E+01
5.0E+00	6.17E+01	6.01E+01	5.57E+01	4.79E+01	3.80E+01	2.68E+01	1.72E+01	6.31E+00	2.66E+01	2.24E+01	2.33E+01	2.15E+01
6.0E+00	7.29E+01	7.12E+01	6.71E+01	5.84E+01	4.63E+01	3.28E+01	2.13E+01	8.03E+00	3.23E+01	2.69E+01	2.77E+01	2.61E+01
8.0E+00	9.90E+01	9.75E+01	9.32E+01	8.18E+01	6.56E+01	4.58E+01	3.01E+01	1.40E+01	4.61E+01	3.67E+01	3.77E+01	3.57E+01
1.0E+01	1.26E+02	1.24E+02	1.19E+02	1.08E+02	8.65E+01	6.13E+01	3.95E+01	2.36E+01	5.95E+01	4.76E+01	4.89E+01	4.63E+01
1.5E+01	1.84E+02	1.83E+02	1.75E+02	1.59E+02	1.33E+02	9.68E+01	6.37E+01	5.90E+01	9.55E+01	7.55E+01	7.72E+01	7.17E+01
2.0E+01	2.29E+02	2.25E+02	2.16E+02	1.99E+02	1.72E+02	1.28E+02	8.47E+01	1.11E+02	1.30E+02	1.04E+02	1.08E+02	1.00E+02
3.0E+01	2.94E+02	2.89E+02	2.78E+02	2.58E+02	2.28E+02	1.82E+02	1.24E+02	2.21E+02	1.95E+02	1.62E+02	1.65E+02	1.59E+02
4.0E+01	3.20E+02	3.14E+02	3.08E+02	2.95E+02	2.73E+02	2.38E+02	1.72E+02	2.91E+02	2.42E+02	2.09E+02	2.10E+02	2.08E+02
5.0E+01	3.27E+02	3.22E+02	3.20E+02	3.12E+02	3.00E+02	2.75E+02	2.19E+02	3.21E+02	2.76E+02	2.43E+02	2.44E+02	2.42E+02
6.0E+01	3.33E+02	3.26E+02	3.27E+02	3.22E+02	3.16E+02	3.01E+02	2.58E+02	3.34E+02	2.96E+02	2.68E+02	2.67E+02	2.69E+02
8.0E+01	3.39E+02	3.35E+02	3.35E+02	3.34E+02	3.31E+02	3.27E+02	2.98E+02	3.49E+02	3.20E+02	3.02E+02	3.00E+02	3.04E+02
1.0E+02	3.42E+02	3.38E+02	3.40E+02	3.39E+02	3.39E+02	3.40E+02	3.24E+02	3.57E+02	3.34E+02	3.23E+02	3.19E+02	3.27E+02
1.5E+02	3.49E+02	3.47E+02	3.48E+02	3.50E+02	3.54E+02	3.59E+02	3.59E+02	3.71E+02	3.55E+02	3.56E+02	3.49E+02	3.46E+02
2.0E+02	3.54E+02	3.52E+02	3.54E+02	3.58E+02	3.63E+02	3.73E+02	3.79E+02	3.81E+02	3.68E+02	3.77E+02	3.71E+02	3.83E+02
3.0E+02	3.62E+02	3.59E+02	3.61E+02	3.67E+02	3.78E+02	3.90E+02	4.06E+02	3.93E+02	3.85E+02	4.05E+02	3.98E+02	4.12E+02
4.0E+02	3.66E+02	3.64E+02	3.66E+02	3.74E+02	3.86E+02	4.02E+02	4.26E+02	4.02E+02	3.99E+02	4.25E+02	4.15E+02	4.35E+02
5.0E+02	3.69E+02	3.68E+02	3.72E+02	3.81E+02	3.92E+02	4.13E+02	4.39E+02	4.09E+02	4.08E+02	4.40E+02	4.31E+02	4.49E+02
6.0E+02	3.72E+02	3.71E+02	3.75E+02	3.84E+02	3.99E+02	4.20E+02	4.53E+02	4.15E+02	4.18E+02	4.53E+02	4.44E+02	4.62E+02
8.0E+02	3.76E+02	3.76E+02	3.79E+02	3.90E+02	4.08E+02	4.30E+02	4.72E+02	4.24E+02	4.32E+02	4.74E+02	4.63E+02	4.85E+02
I.0E+03	3.79E+02	3.80E+02	3.83E+02	3.95E+02	4.14E+02	4.41E+02	4.89E+02	4.30E+02	4.36E+02	4.91E+02	4.77E+02	5.05E+02



図 A.2.4 陽電子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.5 陽子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm 75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
I.0E+00	5.46E+00	5.30E+00	5.01E+00	4.53E+00	4.07E+00	3.44E+00	2.81E+00	5.47E+00	4.50E+00	3.52E+00	3.44E+00	3.51E+00
1.5E+00	8.20E+00	7.94E+00	7.50E+00	6.78E+00	6.09E+00	5.15E+00	4.21E+00	8.21E+00	6.75E+00	5.28E+00	5.16E+00	5.26E+00
2.0E+00	1.09E+01	1.06E+01	9.97E+00	9.01E+00	8.10E+00	6.86E+00	5.62E+00	1.09E+01	8.98E+00	7.02E+00	6.86E+00	7.00E+00
3.0E+00	1.64E+01	1.58E+01	1.49E+01	1.34E+01	1.21E+01	1.02E+01	8.42E+00	1.64E+01	1.34E+01	1.05E+01	1.03E+01	1.05E+01
4.0E+00	2.19E+01	2.10E+01	1.97E+01	1.77E+01	1.60E+01	1.36E+01	1.12E+01	2.19E+01	1.78E+01	1.39E+01	1.36E+01	1.39E+01
5.0E+00	2.73E+01	2.61E+01	2.44E+01	2.19E+01	1.98E+01	1.69E+01	1.40E+01	2.73E+01	2.21E+01	1.73E+01	1.69E+01	1.72E+01
6.0E+00	3.28E+01	3.11E+01	2.90E+01	2.60E+01	2.34E+01	2.01E+01	1.68E+01	3.28E+01	2.63E+01	2.05E+01	2.01E+01	2.05E+01
8.0E+00	4.37E+01	4.09E+01	3.76E+01	3.36E+01	3.03E+01	2.63E+01	2.24E+01	4.37E+01	3.45E+01	2.68E+01	2.62E+01	2.67E+01
1.0E+01	5.49E+01	6.28E+01	6.75E+01	6.54E+01	5.78E+01	4.39E+01	2.81E+01	5.46E+01	5.01E+01	4.58E+01	4.66E+01	4.50E+01
1.5E+01	I.89E+02	1.85E+02	1.49E+02	1.30E+02	1.15E+02	8.59E+01	4.98E+01	5.61E+01	9.37E+01	8.01E+01	8.31E+01	7.71E+01
2.0E+01	4.28E+02	4.04E+02	3.52E+02	2.90E+02	2.06E+02	1.45E+02	8.08E+01	4.36E+01	1.65E+02	1.36E+02	1.45E+02	1.27E+02
3.0E+01	7.50E+02	7.26E+02	6.60E+02	5.59E+02	4.28E+02	2.92E+02	1.76E+02	3.61E+01	2.96E+02	2.49E+02	2.66E+02	2.32E+02
4.0E+01	1.02E+03	1.00E+03	9.19E+02	7.80E+02	6.19E+02	4.38E+02	2.84E+02	4.55E+01	4.22E+02	3.58E+02	3.81E+02	3.35E+02
5.0E+01	1.18E+03	1.18E+03	1.15E+03	1.04E+03	7.97E+02	5.50E+02	3.76E+02	7.15E+01	5.32E+02	4.51E+02	4.62E+02	4.40E+02
6.0E+01	1.48E+03	1.46E+03	1.41E+03	1.30E+03	1.05E+03	7.18E+02	4.74E+02	1.56E+02	6.87E+02	5.51E+02	5.47E+02	5.55E+02
8.0E+01	2.16E+03	2.14E+03	2.04E+03	1.86E+03	1.58E+03	1.19E+03	7.01E+02	5.60E+02	1.09E+03	8.37E+02	8.71E+02	8.03E+02
1.0E+02	2.51E+03	2.48E+03	2.36E+03	2.17E+03	1.90E+03	1.46E+03	9.06E+02	1.19E+03	I.44E+03	1.13E+03	1.18E+03	1.08E+03
1.5E+02	2.38E+03	2.40E+03	2.41E+03	2.44E+03	2.30E+03	2.10E+03	1.55E+03	2.82E+03	2.16E+03	1.79E+03	1.85E+03	1.73E+03
2.0E+02	1.77E+03	1.79E+03	1.81E+03	1.84E+03	1.91E+03	2.01E+03	2.17E+03	1.93E+03	1.96E+03	1.84E+03	1.90E+03	1.78E+03
3.0E+02	1.38E+03	1.39E+03	1.40E+03	1.41E+03	1.43E+03	1.44E+03	1.45E+03	1.45E+03	I.44E+03	1.42E+03	1.45E+03	1.39E+03
4.0E+02	1.23E+03	1.25E+03	1.25E+03	1.26E+03	1.28E+03	1.28E+03	1.28E+03	1.30E+03	1.28E+03	1.25E+03	1.28E+03	1.22E+03
5.0E+02	1.15E+03	1.19E+03	1.19E+03	1.21E+03	1.22E+03	1.22E+03	1.21E+03	1.24E+03	1.22E+03	1.18E+03	1.21E+03	1.15E+03
6.0E+02	1.16E+03	1.16E+03	1.17E+03	1.18E+03	1.20E+03	1.20E+03	1.20E+03	1.23E+03	1.22E+03	1.17E+03	1.21E+03	1.13E+03
8.0E+02	1.11E+03	1.13E+03	1.14E+03	1.15E+03	1.17E+03	1.17E+03	1.20E+03	1.23E+03	1.20E+03	1.17E+03	1.18E+03	1.16E+03
I.0E+03	1.09E+03	1.11E+03	1.12E+03	1.14E+03	1.15E+03	1.16E+03	1.19E+03	I.23E+03	1.19E+03	1.15E+03	I.18E+03	I.12E+03

表 A.2.5 陽子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

表 A.2.6 負のミュー粒子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV						$h_{\rm p} (\varphi)/\phi$	(pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^\circ)$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
I.0E+00	1.80E+02	1.77E+02	1.62E+02	1.40E+02	I.I4E+02	8.32E+01	5.33E+01	7.52E+01	9.75E+01	7.87E+01	8.18E+01	7.56E+01
1.5E+00	1.80E+02	1.80E+02	1.64E+02	1.41E+02	1.15E+02	8.39E+01	5.42E+01	7.68E+01	9.93E+01	7.95E+01	8.28E+01	7.62E+01
2.0E+00	1.84E+02	1.82E+02	1.68E+02	1.43E+02	1.16E+02	8.58E+01	5.46E+01	7.83E+01	1.00E+02	8.09E+01	8.39E+01	7.79E+01
3.0E+00	1.88E+02	1.87E+02	1.70E+02	I.48E+02	1.21E+02	8.85E+01	5.69E+01	8.14E+01	1.04E+02	8.37E+01	8.70E+01	8.04E+01
4.0E+00	1.93E+02	1.93E+02	1.77E+02	1.55E+02	I.26E+02	9.23E+01	5.89E+01	8.48E+01	1.07E+02	8.71E+01	9.06E+01	8.36E+01
5.0E+00	2.05E+02	2.04E+02	1.86E+02	1.64E+02	1.34E+02	9.76E+01	6.14E+01	8.77E+01	1.12E+02	9.15E+01	9.51E+01	8.79E+01
6.0E+00	2.42E+02	2.36E+02	2.11E+02	1.77E+02	1.43E+02	1.04E+02	6.61E+01	8.67E+01	1.22E+02	9.81E+01	1.03E+02	9.32E+01
8.0E+00	2.93E+02	2.82E+02	2.56E+02	2.16E+02	1.69E+02	1.21E+02	7.46E+01	8.68E+01	1.41E+02	1.13E+02	1.18E+02	1.08E+02
1.0E+01	3.32E+02	3.22E+02	2.95E+02	2.48E+02	1.97E+02	1.41E+02	8.79E+01	8.86E+01	1.58E+02	1.27E+02	1.33E+02	1.21E+02
1.5E+01	4.14E+02	4.07E+02	3.73E+02	3.21E+02	2.58E+02	1.85E+02	1.21E+02	1.00E+02	2.00E+02	1.61E+02	1.68E+02	1.54E+02
2.0E+01	4.65E+02	4.65E+02	4.45E+02	3.98E+02	3.18E+02	2.26E+02	1.52E+02	1.22E+02	2.41E+02	1.91E+02	1.97E+02	1.85E+02
3.0E+01	6.57E+02	6.54E+02	6.20E+02	5.64E+02	4.78E+02	3.53E+02	2.25E+02	2.51E+02	3.57E+02	2.75E+02	2.83E+02	2.67E+02
4.0E+01	7.35E+02	7.29E+02	6.95E+02	6.41E+02	5.63E+02	4.40E+02	2.91E+02	4.57E+02	4.62E+02	3.63E+02	3.77E+02	3.49E+02
5.0E+01	7.55E+02	7.59E+02	7.08E+02	6.58E+02	5.91E+02	4.94E+02	3.40E+02	7.03E+02	5.56E+02	4.46E+02	4.64E+02	4.28E+02
6.0E+01	6.28E+02	6.38E+02	6.57E+02	6.69E+02	6.09E+02	5.71E+02	4.29E+02	7.75E+02	5.98E+02	4.96E+02	5.15E+02	4.77E+02
8.0E+01	4.31E+02	4.36E+02	4.49E+02	4.79E+02	5.27E+02	5.89E+02	6.19E+02	4.85E+02	5.29E+02	4.98E+02	5.05E+02	4.91E+02
1.0E+02	3.82E+02	3.89E+02	3.90E+02	3.97E+02	4.06E+02	4.26E+02	4.80E+02	4.02E+02	4.27E+02	4.32E+02	4.35E+02	4.29E+02
1.5E+02	3.40E+02	3.48E+02	3.48E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.50E+02	3.61E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.54E+02	3.53E+02	3.55E+02
2.0E+02	3.26E+02	3.36E+02	3.37E+02	3.41E+02	3.41E+02	3.37E+02	3.45E+02	3.29E+02	3.39E+02	3.32E+02	3.31E+02	3.33E+02
3.0E+02	3.19E+02	3.33E+02	3.34E+02	3.38E+02	3.37E+02	3.32E+02	3.39E+02	3.21E+02	3.33E+02	3.21E+02	3.20E+02	3.22E+02
4.0E+02	3.20E+02	3.35E+02	3.37E+02	3.40E+02	3.40E+02	3.35E+02	3.41E+02	3.21E+02	3.36E+02	3.21E+02	3.20E+02	3.22E+02
5.0E+02	3.21E+02	3.39E+02	3.41E+02	3.45E+02	3.44E+02	3.39E+02	3.46E+02	3.24E+02	3.41E+02	3.23E+02	3.22E+02	3.24E+02
6.0E+02	3.25E+02	3.43E+02	3.44E+02	3.48E+02	3.47E+02	3.41E+02	3.48E+02	3.26E+02	3.43E+02	3.26E+02	3.24E+02	3.28E+02
8.0E+02	3.27E+02	3.45E+02	3.47E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.32E+02	3.47E+02	3.31E+02	3.29E+02	3.33E+02
1.0E+03	3.33E+02	3.50E+02	3.52E+02	3.55E+02	3.54E+02	3.49E+02	3.56E+02	3.37E+02	3.51E+02	3.37E+02	3.32E+02	3.42E+02



図表 A.2.6 負のミュー粒子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.7 正のミュー粒子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^\circ)$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	ss-iso	IS-ISO
1.0E+00	1.94E+02	1.79E+02	1.65E+02	1.41E+02	1.15E+02	8.50E+01	5.45E+01	8.26E+01	1.00E+02	8.52E+01	8.89E+01	8.15E+01
1.5E+00	1.96E+02	1.81E+02	1.67E+02	1.43E+02	1.16E+02	8.51E+01	5.53E+01	8.41E+01	1.01E+02	8.62E+01	9.00E+01	8.24E+01
2.0E+00	1.98E+02	1.83E+02	1.69E+02	1.44E+02	1.18E+02	8.64E+01	5.63E+01	8.57E+01	1.02E+02	8.75E+01	9.12E+01	8.38E+01
3.0E+00	2.02E+02	1.89E+02	1.75E+02	1.49E+02	1.23E+02	8.97E+01	5.78E+01	8.89E+01	1.05E+02	9.03E+01	9.40E+01	8.66E+01
4.0E+00	2.07E+02	1.94E+02	1.81E+02	1.56E+02	1.27E+02	9.37E+01	5.97E+01	9.21E+01	1.09E+02	9.36E+01	9.74E+01	8.98E+01
5.0E+00	2.16E+02	2.04E+02	1.89E+02	1.65E+02	1.35E+02	9.90E+01	6.20E+01	9.43E+01	1.14E+02	9.77E+01	1.02E+02	9.34E+01
6.0E+00	2.51E+02	2.34E+02	2.10E+02	1.77E+02	I.44E+02	1.06E+02	6.61E+01	9.25E+01	1.22E+02	1.03E+02	1.08E+02	9.80E+01
8.0E+00	3.00E+02	2.83E+02	2.55E+02	2.16E+02	1.68E+02	1.22E+02	7.57E+01	9.28E+01	1.40E+02	1.17E+02	1.23E+02	1.11E+02
1.0E+01	3.40E+02	3.22E+02	2.94E+02	2.48E+02	1.97E+02	1.40E+02	8.86E+01	9.48E+01	1.58E+02	1.32E+02	1.38E+02	1.26E+02
1.5E+01	4.25E+02	4.07E+02	3.76E+02	3.21E+02	2.60E+02	1.88E+02	1.23E+02	1.08E+02	2.02E+02	1.67E+02	1.74E+02	1.60E+02
2.0E+01	4.81E+02	4.68E+02	4.48E+02	4.02E+02	3.21E+02	2.27E+02	1.55E+02	1.33E+02	2.43E+02	1.99E+02	2.05E+02	1.93E+02
3.0E+01	6.74E+02	6.60E+02	6.26E+02	5.68E+02	4.82E+02	3.56E+02	2.27E+02	2.65E+02	3.61E+02	2.84E+02	2.93E+02	2.75E+02
4.0E+01	7.51E+02	7.34E+02	6.99E+02	6.46E+02	5.68E+02	4.42E+02	2.94E+02	4.73E+02	4.67E+02	3.73E+02	3.89E+02	3.57E+02
5.0E+01	7.68E+02	7.64E+02	7.14E+02	6.63E+02	5.94E+02	4.95E+02	3.42E+02	7.21E+02	5.59E+02	4.56E+02	4.76E+02	4.36E+02
6.0E+01	6.35E+02	6.42E+02	6.59E+02	6.72E+02	6.13E+02	5.75E+02	4.32E+02	7.87E+02	5.99E+02	5.06E+02	5.25E+02	4.87E+02
8.0E+01	4.31E+02	4.37E+02	4.49E+02	4.79E+02	5.26E+02	5.91E+02	6.20E+02	4.83E+02	5.29E+02	5.02E+02	5.10E+02	4.94E+02
1.0E+02	3.81E+02	3.89E+02	3.90E+02	3.97E+02	4.06E+02	4.27E+02	4.79E+02	3.99E+02	4.27E+02	4.32E+02	4.37E+02	4.27E+02
1.5E+02	3.39E+02	3.48E+02	3.48E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.50E+02	3.61E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.54E+02	3.54E+02	3.54E+02
2.0E+02	3.26E+02	3.35E+02	3.37E+02	3.41E+02	3.41E+02	3.37E+02	3.45E+02	3.28E+02	3.39E+02	3.32E+02	3.31E+02	3.33E+02
3.0E+02	3.18E+02	3.33E+02	3.34E+02	3.38E+02	3.37E+02	3.32E+02	3.38E+02	3.20E+02	3.33E+02	3.20E+02	3.20E+02	3.20E+02
4.0E+02	3.19E+02	3.35E+02	3.37E+02	3.40E+02	3.39E+02	3.34E+02	3.41E+02	3.21E+02	3.36E+02	3.20E+02	3.20E+02	3.20E+02
5.0E+02	3.20E+02	3.39E+02	3.41E+02	3.45E+02	3.44E+02	3.39E+02	3.46E+02	3.23E+02	3.41E+02	3.22E+02	3.22E+02	3.22E+02
6.0E+02	3.22E+02	3.43E+02	3.44E+02	3.48E+02	3.46E+02	3.41E+02	3.48E+02	3.25E+02	3.43E+02	3.24E+02	3.24E+02	3.24E+02
8.0E+02	3.25E+02	3.45E+02	3.47E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.30E+02	3.46E+02	3.29E+02	3.29E+02	3.29E+02
1.0E+03	3.27E+02	3.50E+02	3.51E+02	3.55E+02	3.54E+02	3.49E+02	3.56E+02	3.33E+02	3.51E+02	3.33E+02	3.32E+02	3.34E+02

表 A.2.7 正のミュー粒子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV	$h_p(\varphi)/(pSv cm^2)$											
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^\circ)$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
I.0E+00	4.06E+02	3.99E+02	3.73E+02	3.27E+02	2.81E+02	2.25E+02	1.70E+02	1.94E+02	2.45E+02	1.76E+02	1.91E+02	1.61E+02
1.5E+00	4.22E+02	4.19E+02	3.91E+02	3.42E+02	2.92E+02	2.31E+02	1.70E+02	2.01E+02	2.53E+02	1.89E+02	2.06E+02	1.72E+02
2.0E+00	4.33E+02	4.36E+02	4.09E+02	3.57E+02	3.03E+02	2.37E+02	1.73E+02	2.10E+02	2.61E+02	1.98E+02	2.17E+02	1.79E+02
3.0E+00	4.58E+02	4.69E+02	4.44E+02	3.88E+02	3.28E+02	2.53E+02	1.78E+02	2.25E+02	2.80E+02	2.15E+02	2.37E+02	1.93E+02
4.0E+00	4.91E+02	5.12E+02	4.84E+02	4.26E+02	3.60E+02	2.72E+02	1.85E+02	2.33E+02	3.00E+02	2.32E+02	2.55E+02	2.09E+02
5.0E+00	5.28E+02	5.66E+02	5.41E+02	4.77E+02	3.98E+02	2.96E+02	1.92E+02	2.37E+02	3.27E+02	2.51E+02	2.70E+02	2.32E+02
6.0E+00	6.73E+02	6.90E+02	6.26E+02	5.32E+02	4.40E+02	3.26E+02	2.03E+02	2.08E+02	3.59E+02	2.71E+02	3.02E+02	2.40E+02
8.0E+00	9.65E+02	9.79E+02	8.81E+02	7.26E+02	5.32E+02	3.95E+02	2.37E+02	1.81E+02	4.37E+02	3.17E+02	3.52E+02	2.82E+02
1.0E+01	1.09E+03	1.08E+03	1.00E+03	8.20E+02	6.46E+02	4.59E+02	2.80E+02	1.78E+02	4.88E+02	3.61E+02	3.96E+02	3.26E+02
1.5E+01	1.25E+03	1.25E+03	1.15E+03	9.85E+02	8.07E+02	5.86E+02	3.71E+02	1.97E+02	5.81E+02	4.39E+02	4.70E+02	4.08E+02
2.0E+01	1.28E+03	1.33E+03	1.31E+03	1.17E+03	9.13E+02	6.43E+02	4.56E+02	2.44E+02	6.62E+02	5.08E+02	5.31E+02	4.85E+02
3.0E+01	1.77E+03	1.83E+03	1.75E+03	1.57E+03	1.33E+03	9.32E+02	5.82E+02	5.47E+02	9.51E+02	6.76E+02	6.98E+02	6.54E+02
4.0E+01	1.92E+03	1.92E+03	1.84E+03	1.69E+03	1.48E+03	1.16E+03	7.53E+02	1.02E+03	1.18E+03	8.68E+02	9.01E+02	8.35E+02
5.0E+01	1.93E+03	1.93E+03	1.77E+03	1.63E+03	1.47E+03	1.22E+03	8.20E+02	1.70E+03	1.36E+03	1.02E+03	1.07E+03	9.70E+02
6.0E+01	1.68E+03	1.71E+03	1.79E+03	1.61E+03	1.50E+03	1.33E+03	9.36E+02	1.99E+03	1.47E+03	1.15E+03	1.21E+03	1.09E+03
8.0E+01	I.I4E+03	1.17E+03	1.21E+03	1.26E+03	1.41E+03	1.43E+03	1.41E+03	1.31E+03	1.36E+03	1.15E+03	1.19E+03	1.11E+03
1.0E+02	9.95E+02	1.03E+03	1.03E+03	1.03E+03	1.04E+03	1.08E+03	1.19E+03	9.91E+02	1.08E+03	1.03E+03	1.03E+03	1.03E+03
1.5E+02	9.27E+02	9.50E+02	9.48E+02	9.45E+02	9.25E+02	9.12E+02	8.75E+02	8.89E+02	9.22E+02	8.57E+02	8.45E+02	8.69E+02
2.0E+02	9.02E+02	9.01E+02	8.98E+02	9.01E+02	8.89E+02	8.70E+02	8.41E+02	8.71E+02	8.71E+02	8.15E+02	8.28E+02	8.02E+02
3.0E+02	8.48E+02	8.63E+02	8.65E+02	8.72E+02	8.60E+02	8.54E+02	8.24E+02	8.43E+02	8.57E+02	7.94E+02	8.06E+02	7.82E+02
4.0E+02	8.44E+02	8.62E+02	8.62E+02	8.66E+02	8.52E+02	8.48E+02	8.26E+02	8.50E+02	8.43E+02	8.07E+02	8.02E+02	8.12E+02
5.0E+02	8.69E+02	8.82E+02	8.86E+02	8.87E+02	8.70E+02	8.67E+02	8.45E+02	8.80E+02	8.63E+02	8.38E+02	8.37E+02	8.39E+02
6.0E+02	9.01E+02	8.96E+02	8.84E+02	8.95E+02	8.93E+02	8.79E+02	8.62E+02	9.17E+02	8.83E+02	8.75E+02	8.90E+02	8.60E+02
8.0E+02	9.47E+02	9.31E+02	9.26E+02	9.39E+02	9.27E+02	9.24E+02	8.99E+02	9.76E+02	9.18E+02	9.35E+02	9.37E+02	9.33E+02
1.0E+03	9.77E+02	9.43E+02	9.38E+02	9.57E+02	9.44E+02	9.39E+02	9.22E+02	1.02E+03	9.38E+02	9.79E+02	9.78E+02	9.80E+02

表 A.2.8 負のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.8 負のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。



E <sub>p</sub> /MeV	$h_{ m p}~(arphi)/( m pSv~cm^2)$											
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^\circ)$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	3.14E+02	2.75E+02	2.53E+02	2.23E+02	1.92E+02	1.53E+02	1.16E+02	1.21E+02	1.65E+02	1.51E+02	I.70E+02	1.32E+02
1.5E+00	3.24E+02	2.87E+02	2.64E+02	2.32E+02	1.99E+02	1.56E+02	1.15E+02	1.25E+02	1.71E+02	1.60E+02	1.82E+02	1.38E+02
2.0E+00	3.40E+02	3.01E+02	2.77E+02	2.42E+02	2.06E+02	1.58E+02	1.16E+02	1.33E+02	1.76E+02	1.68E+02	1.84E+02	1.52E+02
3.0E+00	3.79E+02	3.33E+02	3.06E+02	2.67E+02	2.24E+02	1.72E+02	1.23E+02	1.51E+02	1.91E+02	1.83E+02	2.02E+02	1.64E+02
4.0E+00	4.29E+02	3.78E+02	3.48E+02	3.02E+02	2.50E+02	1.90E+02	1.31E+02	1.70E+02	2.16E+02	1.98E+02	2.20E+02	1.76E+02
5.0E+00	4.89E+02	4.36E+02	4.05E+02	3.48E+02	2.85E+02	2.13E+02	1.44E+02	1.83E+02	2.45E+02	2.16E+02	2.39E+02	1.93E+02
6.0E+00	5.40E+02	4.92E+02	4.49E+02	3.94E+02	3.17E+02	2.31E+02	1.49E+02	1.85E+02	2.64E+02	2.33E+02	2.57E+02	2.09E+02
8.0E+00	7.17E+02	6.50E+02	5.87E+02	4.84E+02	3.77E+02	2.72E+02	1.72E+02	1.77E+02	3.11E+02	2.65E+02	2.93E+02	2.37E+02
1.0E+01	8.19E+02	7.43E+02	6.71E+02	5.59E+02	4.46E+02	3.17E+02	2.01E+02	1.79E+02	3.52E+02	2.96E+02	3.28E+02	2.64E+02
1.5E+01	1.00E+03	9.14E+02	8.38E+02	7.17E+02	5.80E+02	4.18E+02	2.71E+02	2.01E+02	4.38E+02	3.67E+02	3.93E+02	3.41E+02
2.0E+01	1.10E+03	1.03E+03	9.91E+02	8.71E+02	6.82E+02	4.89E+02	3.38E+02	2.47E+02	5.17E+02	4.39E+02	4.66E+02	4.12E+02
3.0E+01	1.52E+03	I.44E+03	1.36E+03	1.22E+03	1.03E+03	7.23E+02	4.65E+02	4.94E+02	7.49E+02	6.02E+02	6.21E+02	5.83E+02
4.0E+01	1.75E+03	1.64E+03	1.56E+03	1.43E+03	1.23E+03	9.59E+02	6.27E+02	9.06E+02	9.77E+02	7.87E+02	8.20E+02	7.54E+02
5.0E+01	1.83E+03	1.71E+03	1.59E+03	I.47E+03	1.31E+03	1.07E+03	7.21E+02	I.48E+03	1.17E+03	9.53E+02	9.93E+02	9.13E+02
6.0E+01	1.66E+03	1.62E+03	1.64E+03	1.49E+03	1.37E+03	1.18E+03	8.38E+02	1.82E+03	1.30E+03	1.09E+03	1.15E+03	1.03E+03
8.0E+01	1.22E+03	1.21E+03	I.24E+03	I.28E+03	1.36E+03	1.35E+03	1.28E+03	1.38E+03	1.30E+03	1.16E+03	1.21E+03	1.11E+03
1.0E+02	1.13E+03	1.11E+03	1.10E+03	1.10E+03	1.11E+03	1.14E+03	1.20E+03	1.12E+03	1.12E+03	1.10E+03	1.10E+03	1.10E+03
1.5E+02	1.22E+03	1.19E+03	1.18E+03	1.16E+03	1.12E+03	1.08E+03	1.01E+03	1.15E+03	1.09E+03	1.05E+03	1.04E+03	1.06E+03
2.0E+02	1.25E+03	1.22E+03	1.22E+03	1.22E+03	1.19E+03	1.15E+03	1.09E+03	1.23E+03	1.18E+03	1.08E+03	1.12E+03	1.04E+03
3.0E+02	1.07E+03	1.08E+03	1.09E+03	1.09E+03	1.09E+03	1.10E+03	1.07E+03	1.10E+03	1.09E+03	1.02E+03	1.04E+03	1.00E+03
4.0E+02	9.69E+02	9.91E+02	9.98E+02	1.00E+03	1.00E+03	1.01E+03	9.87E+02	9.98E+02	1.00E+03	9.53E+02	9.36E+02	9.70E+02
5.0E+02	9.43E+02	9.73E+02	9.69E+02	9.81E+02	9.73E+02	9.72E+02	9.53E+02	9.70E+02	9.75E+02	9.30E+02	9.19E+02	9.41E+02
6.0E+02	9.52E+02	9.58E+02	9.58E+02	9.65E+02	9.65E+02	9.62E+02	9.48E+02	9.80E+02	9.62E+02	9.38E+02	9.44E+02	9.32E+02
8.0E+02	9.99E+02	1.00E+03	1.01E+03	1.02E+03	1.01E+03	1.01E+03	9.96E+02	1.04E+03	1.00E+03	9.93E+02	9.97E+02	9.89E+02
1.0E+03	1.04E+03	1.02E+03	1.03E+03	1.04E+03	1.03E+03	1.03E+03	1.02E+03	1.09E+03	1.03E+03	1.05E+03	1.05E+03	1.05E+03

表 A.2.9 正のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

E <sub>p</sub> /MeV u <sup>-1</sup>	$h_{\rm p} (\varphi) l(\rm pSv \ cm^2)$											
	<b>0</b> °	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	<mark>  80</mark> °	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	2.19E+02	2.12E+02	2.00E+02	1.81E+02	1.63E+02	I.37E+02	1.10E+02	2.19E+02	1.76E+02	1.41E+02	1.38E+02	1.40E+02
2.0E+00	4.38E+02	4.23E+02	3.99E+02	3.60E+02	3.24E+02	2.74E+02	2.20E+02	4.38E+02	3.52E+02	2.81E+02	2.75E+02	2.80E+02
3.0E+00	6.56E+02	6.32E+02	5.95E+02	5.37E+02	4.83E+02	4.10E+02	3.30E+02	6.57E+02	5.26E+02	4.19E+02	4.10E+02	4.18E+02
5.0E+00	1.09E+03	1.04E+03	9.75E+02	8.77E+02	7.90E+02	6.75E+02	5.50E+02	1.09E+03	8.66E+02	6.89E+02	6.74E+02	6.87E+02
1.0E+01	2.19E+03	2.51E+03	2.70E+03	2.61E+03	2.31E+03	1.75E+03	1.10E+03	2.19E+03	1.97E+03	1.82E+03	1.86E+03	1.73E+03
1.4E+01	4.61E+03	4.95E+03	4.74E+03	4.58E+03	4.03E+03	2.94E+03	1.61E+03	2.56E+03	3.09E+03	2.81E+03	2.95E+03	2.64E+03
2.0E+01	1.72E+04	1.61E+04	1.41E+04	1.16E+04	8.24E+03	5.78E+03	3.19E+03	1.74E+03	6.56E+03	5.46E+03	5.73E+03	5.02E+03
3.0E+01	3.01E+04	2.89E+04	2.63E+04	2.23E+04	1.70E+04	1.16E+04	7.00E+03	I.44E+03	1.18E+04	9.86E+03	1.04E+04	9.15E+03
5.0E+01	4.75E+04	4.70E+04	4.58E+04	4.13E+04	3.17E+04	2.20E+04	1.51E+04	2.88E+03	2.15E+04	1.78E+04	1.86E+04	1.71E+04
7.5E+01	8.05E+04	7.91E+04	7.59E+04	6.90E+04	5.87E+04	4.19E+04	2.50E+04	1.75E+04	3.94E+04	3.00E+04	3.11E+04	2.91E+04
1.0E+02	1.01E+05	9.66E+04	9.18E+04	8.46E+04	7.39E+04	5.69E+04	3.58E+04	4.84E+04	5.64E+04	4.55E+04	4.62E+04	4.23E+04
1.5E+02	9.25E+04	9.16E+04	9.18E+04	9.29E+04	8.78E+04	8.00E+04	6.01E+04	1.10E+05	8.26E+04	6.95E+04	7.21E+04	6.61E+04
2.0E+02	6.74E+04	6.79E+04	6.86E+04	7.01E+04	7.25E+04	7.52E+04	8.22E+04	7.29E+04	7.36E+04	7.01E+04	7.20E+04	6.90E+04
3.0E+02	5.14E+04	5.13E+04	5.14E+04	5.19E+04	5.23E+04	5.22E+04	5.29E+04	5.33E+04	5.22E+04	5.25E+04	5.33E+04	5.22E+04
5.0E+02	4.27E+04	4.23E+04	4.22E+04	4.26E+04	4.27E+04	4.24E+04	4.23E+04	4.49E+04	4.23E+04	4.27E+04	4.27E+04	4.20E+04
7.0E+02	4.11E+04	3.98E+04	3.98E+04	4.01E+04	4.05E+04	4.04E+04	4.04E+04	4.60E+04	4.03E+04	4.19E+04	4.04E+04	4.03E+04
1.0E+03	4.00E+04	3.84E+04	3.82E+04	3.90E+04	3.93E+04	3.93E+04	3.91E+04	4.47E+04	3.92E+04	4.09E+04	3.89E+04	3.94E+04

表 A.2.10 He<sup>2+</sup>イオンフルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。



図 A.2.10 He<sup>2+</sup>イオンフルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017; ICRP, 2010)。

表 A.3.0 0°~90°の角度範囲(中性子では 180°照射もあり)および回転照射に対する、左右の照射にお ける眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 denso

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲(MeV)
A.3.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03-5.0 E+01
A.3.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01
A.3.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-5.0 E+01
A.3.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01
A.3.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01

表 A.3.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数

(Behrens, 2017a)  $_{\circ}$ 

E<sub>p</sub>/MeV

#### $d_{\rm lens}\left(\varphi\right)\!/\!(\rm pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$

	$\gamma \gamma $								
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT	
0.005	8.61E-06	1.63E-05	3.47E-05	3.29E-05	1.35E-05	1.66E-06	6.90E-08	8.85E-06	
0.006	2.00E-03	2.44E-03	2.97E-03	2.85E-03	1.48E-03	4.08E-04	4.26E-05	8.75E-04	
0.007	3.74E-02	3.56E-02	3.67E-02	3.38E-02	2.02E-02	7.75E-03	1.75E-03	1.24E-02	
0.008	1.85E-01	1.72E-01	1.63E-01	1.50E-01	9.81E-02	4.70E-02	1.47E-02	5.81E-02	
0.009	4.75E-01	4.41E-01	4.13E-01	3.77E-01	2.66E-01	1.50E-01	5.89E-02	1.50E-01	
0.01	8.33E-01	7.78E-01	7.30E-01	6.72E-01	5.07E-01	3.20E-01	1.52E-01	2.74E-01	
0.011	1.15E+00	1.10E+00	1.04E+00	9.66E-01	7.72E-01	5.35E-01	2.89E-01	3.98E-01	
0.013	1.54E+00	1.52E+00	1.46E+00	1.35E+00	1.19E+00	9.32E-01	5.98E-01	5.80E-01	
0.015	1.63E+00	1.63E+00	1.58E+00	1.49E+00	1.37E+00	1.16E+00	8.31E-01	6.57E-01	
).017	1.55E+00	1.57E+00	1.54E+00	I.46E+00	1.39E+00	1.23E+00	9.53E-01	6.66E-01	
0.02	1.35E+00	1.37E+00	1.36E+00	1.30E+00	1.27E+00	1.16E+00	9.65E-01	6.19E-01	
).024	1.09E+00	I.IIE+00	1.11E+00	1.07E+00	1.06E+00	9.98E-01	8.69E-01	5.35E-01	
0.03	8.12E-01	8.35E-01	8.34E-01	8.13E-01	8.13E-01	7.80E-01	6.99E-01	4.34E-01	
).04	5.80E-01	5.93E-01	6.01E-01	5.89E-01	5.92E-01	5.69E-01	5.29E-01	3.36E-01	
0.05	4.83E-01	4.94E-01	5.04E-01	4.96E-01	4.95E-01	4.76E-01	4.47E-01	2.95E-01	
0.06	4.50E-01	4.59E-01	4.67E-01	4.64E-01	4.61E-01	4.50E-01	4.28E-01	2.85E-01	
).07	4.55E-01	4.63E-01	4.67E-01	4.63E-01	4.61E-01	4.53E-01	4.33E-01	2.94E-01	
0.08	4.82E-01	4.83E-01	4.89E-01	4.85E-01	4.90E-01	4.79E-01	4.58E-01	3.15E-01	
). I	5.59E-01	5.62E-01	5.69E-01	5.71E-01	5.70E-01	5.57E-01	5.41E-01	3.76E-01	
).12	6.63E-01	6.66E-01	6.72E-01	6.73E-01	6.71E-01	6.63E-01	6.43E-01	4.52E-01	
0.15	8.38E-01	8.40E-01	8.46E-01	8.45E-01	8.45E-01	8.36E-01	8.11E-01	5.80E-01	
).2	1.13E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.13E+00	8.10E-01	
).24	1.38E+00	1.38E+00	1.41E+00	1.42E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.00E+00	
0.3	1.74E+00	1.75E+00	1.77E+00	1.80E+00	1.75E+00	1.75E+00	1.73E+00	1.28E+00	
).4	2.29E+00	2.32E+00	2.34E+00	2.38E+00	2.35E+00	2.31E+00	2.32E+00	1.75E+00	
).5	2.83E+00	2.84E+00	2.89E+00	2.93E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.83E+00	2.22E+00	
0.511	2.88E+00	2.88E+00	2.97E+00	3.01E+00	2.98E+00	2.89E+00	2.89E+00	2.26E+00	
0.6	3.34E+00	3.36E+00	3.40E+00	3.46E+00	3.41E+00	3.36E+00	3.35E+00	2.64E+00	
0.662	3.63E+00	3.65E+00	3.66E+00	3.77E+00	3.70E+00	3.65E+00	3.64E+00	2.90E+00	
0.8	4.26E+00	4.28E+00	4.33E+00	4.39E+00	4.37E+00	4.28E+00	4.27E+00	3.46E+00	
I	5.06E+00	5.09E+00	5.14E+00	5.27E+00	5.21E+00	5.08E+00	5.12E+00	4.20E+00	
1.117	5.50E+00	5.55E+00	5.56E+00	5.65E+00	5.64E+00	5.56E+00	5.57E+00	4.63E+00	
.2	5.83E+00	5.84E+00	5.86E+00	5.98E+00	5.95E+00	5.82E+00	5.92E+00	4.87E+00	
.3	6.07E+00	6.14E+00	6.16E+00	6.35E+00	6.30E+00	6.15E+00	6.20E+00	5.18E+00	
.33	6.16E+00	6.26E+00	6.26E+00	6.40E+00	6.45E+00	6.29E+00	6.29E+00	5.25E+00	
1.5	6.59E+00	6.63E+00	6.71E+00	6.88E+00	6.91E+00	6.74E+00	6.83E+00	5.76E+00	
1.7	6.92E+00	6.93E+00	7.08E+00	7.25E+00	7.40E+00	7.23E+00	7.37E+00	6.20E+00	
2	7.04F+00	7.16E+00	7.29E+00	7.66E+00	7.92E+00	7.88F+00	8.05E+00	$675E \pm 00$	

入射角度  $\varphi \mathcal{O} d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 

|--|

E<sub>□</sub>/MeV

### $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$ 入射角度 $\varphi \circ \circ d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$

	0°	15°	30°	45°	<b>60</b> °	75°	<b>90</b> °	ROT
2.4	6.84E+00	6.93E+00	7.24E+00	7.84E+00	8.47E+00	8.64E+00	8.74E+00	7.32E+00
3	6.35E+00	6.49E+00	6.92E+00	7.87E+00	8.99E+00	9.61E+00	9.32E+00	7.86E+00
4	5.62E+00	5.85E+00	6.43E+00	7.67E+00	9.64E+00	1.09E+01	1.10E+01	8.63E+00
5	5.13E+00	5.35E+00	6.08E+00	7.68E+00	1.01E+01	1.22E+01	1.26E+01	9.35E+00
6	4.82E+00	5.05E+00	5.87E+00	7.60E+00	1.07E+01	1.34E+01	1.40E+01	9.99E+00
6.129	4.79E+00	5.06E+00	5.76E+00	7.62E+00	1.08E+01	1.34E+01	1.43E+01	1.01E+01
8	4.42E+00	4.67E+00	5.52E+00	7.47E+00	1.16E+01	1.56E+01	1.71E+01	1.14E+01
10	4.17E+00	4.38E+00	5.19E+00	7.16E+00	1.22E+01	1.76E+01	1.95E+01	1.27E+01
15	3.97E+00	4.16E+00	4.78E+00	6.58E+00	1.25E+01	2.08E+01	2.57E+01	1.58E+01
20	3.94E+00	4.08E+00	4.60E+00	6.15E+00	1.24E+01	2.29E+01	3.09E+01	1.89E+01
30	4.01E+00	4.12E+00	4.58E+00	5.84E+00	1.19E+01	2.46E+01	3.79E+01	2.45E+01
40	4.09E+00	4.18E+00	4.68E+00	5.69E+00	1.17E+01	2.55E+01	4.22E+01	2.95E+01
50	4.16E+00	4.32E+00	4.71E+00	5.70E+00	1.16E+01	2.64E+01	4.53E+01	3.36E+01

#### 10<sup>3</sup> 10<sup>2</sup> Photons 10<sup>1</sup> 10<sup>0</sup> d<sub>iens</sub> (*p*) / pGy cm<sup>2</sup> 10<sup>-1</sup> 10<sup>-2</sup> 10<sup>-3</sup> 10<sup>-4</sup> 0° 15° 30° 45° 60° 75° 90° ROT Ĩ 10-5 10-6 10-7 10<sup>-8</sup> 10<sup>2</sup> 10-2 10-1 10<sup>0</sup> 10<sup>1</sup> $E_{\rm p}/{\rm MeV}$

図 A.3.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。



図 A.3.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

## 表 A.3.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数

(Behrens, 2017a)  $_{\circ}$ 

E <sub>p</sub> /MeV	

## $d_{\rm lens}\left(\varphi\right)\!/\!({\rm Gy~Gy^{\text{-}1}})$ for a radiation incidence at $\varphi$

	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	2.81E-07	5.30E-07	1.13E-06	1.07E-06	4.39E-07	5.42E-08	2.25E-09	2.89E-07
0.006	9.41E-05	1.15E-04	1.40E-04	1.34E-04	6.97E-05	1.92E-05	2.01E-06	4.12E-05
0.007	2.41E-03	2.29E-03	2.37E-03	2.18E-03	1.30E-03	5.00E-04	1.13E-04	7.99E-04
0.008	1.57E-02	1.46E-02	1.38E-02	1.27E-02	8.32E-03	3.98E-03	1.24E-03	4.92E-03
0.009	5.15E-02	4.78E-02	4.47E-02	4.09E-02	2.89E-02	1.63E-02	6.39E-03	1.63E-02
0.01	1.13E-01	1.05E-01	9.87E-02	9.09E-02	6.85E-02	4.33E-02	2.06E-02	3.70E-02
0.011	1.91E-01	1.82E-01	1.72E-01	1.60E-01	1.28E-01	8.86E-02	4.78E-02	6.59E-02
0.013	3.63E-01	3.59E-01	3.44E-01	3.20E-01	2.82E-01	2.20E-01	1.41E-01	1.37E-01
0.015	5.20E-01	5.21E-01	5.07E-01	4.76E-01	4.40E-01	3.72E-01	2.66E-01	2.10E-01
0.017	6.49E-01	6.58E-01	6.43E-01	6.11E-01	5.82E-01	5.15E-01	3.99E-01	2.79E-01
0.02	7.99E-01	8.15E-01	8.07E-01	7.71E-01	7.55E-01	6.91E-01	5.73E-01	3.68E-01
0.024	9.47E-01	9.64E-01	9.67E-01	9.29E-01	9.21E-01	8.67E-01	7.56E-01	4.66E-01
0.03	1.12E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.08E+00	9.69E-01	6.02E-01
0.04	1.35E+00	1.38E+00	1.40E+00	1.37E+00	1.38E+00	1.33E+00	1.23E+00	7.85E-01
0.05	1.50E+00	1.53E+00	1.56E+00	1.54E+00	1.53E+00	I.48E+00	1.38E+00	9.12E-01
0.06	1.56E+00	1.59E+00	1.62E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.48E+00	9.86E-01
0.07	1.58E+00	1.61E+00	1.62E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.58E+00	1.51E+00	1.02E+00
0.08	1.57E+00	1.58E+00	1.59E+00	1.58E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.49E+00	1.03E+00
0.1	1.51E+00	1.51E+00	1.53E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.50E+00	I.46E+00	1.01E+00
0.12	I.44E+00	1.45E+00	1.46E+00	I.46E+00	I.46E+00	I.44E+00	1.40E+00	9.81E-01
0.15	1.40E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.41E+00	1.41E+00	1.39E+00	1.35E+00	9.67E-01
0.2	1.32E+00	1.34E+00	1.36E+00	1.37E+00	1.34E+00	1.33E+00	1.32E+00	9.45E-01
0.24	1.30E+00	1.30E+00	1.32E+00	1.33E+00	1.31E+00	1.30E+00	1.29E+00	9.44E-01
0.3	1.26E+00	1.26E+00	1.28E+00	1.31E+00	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00	9.28E-01
0.4	1.21E+00	I.23E+00	1.24E+00	1.26E+00	I.24E+00	I.22E+00	1.23E+00	9.27E-01
0.5	1.19E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.19E+00	9.31E-01
0.511	1.18E+00	1.18E+00	1.22E+00	1.24E+00	1.23E+00	1.19E+00	1.19E+00	9.28E-01
0.6	1.18E+00	1.18E+00	1.20E+00	1.22E+00	1.20E+00	1.18E+00	1.18E+00	9.28E-01
0.662	1.17E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.21E+00	1.19E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.31E-01
0.8	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.15E+00	1.15E+00	9.35E-01
I	1.13E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.36E-01
1.117	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.48E-01
1.2	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.15E+00	9.42E-01
1.3	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.13E+00	9.43E-01
1.33	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.39E-01
1.5	1.07E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.10E+00	1.11E+00	9.37E-01
1.7	1.03E+00	1.03E+00	1.05E+00	1.08E+00	1.10E+00	1.08E+00	1.10E+00	9.22E-01
2	9.32E-01	9.48E-01	9.64E-01	1.01E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.07E+00	8.93E-01
2.4	7.99E-01	8.10E-01	8.46E-01	9.16E-01	9.89E-01	1.01E+00	1.02E+00	8.54E-01
3	6.36E-01	6.51E-01	6.93E-01	7.89E-01	9.02E-01	9.63E-01	9.35E-01	7.88E-01
4	4.63E-01	4.82E-01	5.29E-01	6.32E-01	7.94E-01	9.01E-01	9.04E-01	7.11E-01
5	3.62E-01	3.77E-01	4.29E-01	5.41E-01	7.15E-01	8.61E-01	8.89E-01	6.60E-01
6	2.98E-01	3.12E-01	3.63E-01	4.70E-01	6.62E-01	8.30E-01	8.68E-01	6.18E-01
6.129	2.92E-01	3.08E-01	3.50E-01	4.63E-01	6.55E-01	8.13E-01	8.69E-01	6.15E-01
8	2.20E-01	2.32E-01	2.74E-01	3.71E-01	5.74E-01	7.73E-01	8.47E-01	5.67E-01
10	1.73E-01	1.81E-01	2.15E-01	2.97E-01	5.06E-01	7.28E-01	8.07E-01	5.26E-01
15	1.15E-01	1.21E-01	1.39E-01	1.91E-01	3.62E-01	6.04E-01	7.47E-01	4.59E-01
20	8.69E-02	9.00E-02	1.01E-01	1.35E-01	2.74E-01	5.04E-01	6.81E-01	4.17E-01
30	5.84E-02	6.00E-02	6.68E-02	8.51E-02	1.74E-01	3.59E-01	5.53E-01	3.57E-01
40	4.39E-02	4.48E-02	5.01E-02	6.10E-02	1.26E-01	2.73E-01	4.52E-01	3.16E-01
50	3.49E-02	3.62E-02	3.95E-02	4./9E-02	9.77E-02	2.21E-01	3.80E-01	2.82E-01

#### 入射角度 φの d<sub>lens</sub> (φ)/(Gy Gy<sup>-1</sup>)

表 A.3.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数。6

 $E_p/MeV$ 

 $d_{\rm lens'}(\varphi)/(\rm pGy\ cm^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 

入射角度 φの d<sub>lens'</sub> (φ)/(pGy cm<sup>2</sup>)

									_
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	ROT
1.00E-09	2.31E+00	2.38E+00	2.49E+00	2.31E+00	2.04E+00	1.64E+00	1.17E+00	1.19E-01	4.73E-01
I.00E-08	2.75E+00	2.83E+00	2.89E+00	2.72E+00	2.49E+00	1.97E+00	1.47E+00	1.39E-01	5.67E-01
2.50E-08	2.73E+00	2.90E+00	3.02E+00	2.87E+00	2.57E+00	2.10E+00	1.57E+00	1.62E-01	6.06E-01
1.00E-07	2.79E+00	2.94E+00	3.07E+00	3.14E+00	2.76E+00	2.38E+00	1.86E+00	2.07E-01	6.70E-01
2.00E-07	2.76E+00	3.06E+00	3.22E+00	2.99E+00	2.80E+00	2.46E+00	1.95E+00	2.45E-01	6.99E-01
5.00E-07	2.78E+00	3.03E+00	3.06E+00	3.02E+00	2.83E+00	2.46E+00	2.07E+00	2.77E-01	7.09E-01
1.00E-06	2.80E+00	2.87E+00	3.14E+00	2.99E+00	2.78E+00	2.50E+00	2.04E+00	3.18E-01	7.22E-01
2.00E-06	2.73E+00	2.75E+00	2.88E+00	2.83E+00	2.76E+00	2.43E+00	2.06E+00	3.32E-01	7.39E-01
5.00E-06	2.62E+00	2.72E+00	2.87E+00	2.87E+00	2.66E+00	2.42E+00	2.01E+00	3.54E-01	7.22E-01
1.00E-05	2.57E+00	2.68E+00	2.67E+00	2.77E+00	2.57E+00	2.35E+00	1.94E+00	3.54E-01	6.98E-01
2.00E-05	2.39E+00	2.51E+00	2.67E+00	2.46E+00	2.48E+00	2.20E+00	1.84E+00	3.68E-01	6.90E-01
5.00E-05	2.20E+00	2.50E+00	2.40E+00	2.48E+00	2.26E+00	2.09E+00	1.82E+00	3.53E-01	6.61E-01
1.00E-04	2.20E+00	2.22E+00	2.29E+00	2.34E+00	2.18E+00	2.00E+00	1.75E+00	3.71E-01	6.41E-01
2.00E-04	2.02E+00	2.17E+00	2.28E+00	2.26E+00	2.09E+00	1.92E+00	1.66E+00	3.88E-01	6.07E-01
5.00E-04	1.93E+00	2.04E+00	2.14E+00	2.12E+00	2.00E+00	1.88E+00	1.59E+00	3.73E-01	5.97E-01
1.00E-03	1.97E+00	1.91E+00	2.00E+00	2.08E+00	1.94E+00	1.81E+00	1.60E+00	3.77E-01	5.76E-01
2.00E-03	1.91E+00	2.03E+00	2.09E+00	2.12E+00	1.85E+00	1.80E+00	1.58E+00	3.52E-01	5.81E-01
5.00E-03	1.99E+00	2.17E+00	2.25E+00	2.07E+00	2.12E+00	1.88E+00	1.62E+00	3.62E-01	6.12E-01
1.00E-02	2.39E+00	2.52E+00	2.47E+00	2.41E+00	2.35E+00	2.13E+00	1.87E+00	3.62E-01	6.85E-01
2.00E-02	3.04E+00	3.11E+00	3.05E+00	3.03E+00	2.93E+00	2.70E+00	2.33E+00	3.52E-01	8.07E-01
3.00E-02	3.69E+00	3.73E+00	3.71E+00	3.66E+00	3.54E+00	3.31E+00	2.80E+00	4.01E-01	9.62E-01
5.00E-02	4.94E+00	4.88E+00	4.82E+00	4.60E+00	4.60E+00	4.32E+00	3.79E+00	3.86E-01	1.24E+00
7.00E-02	5.99E+00	5.93E+00	5.95E+00	5.64E+00	5.71E+00	5.37E+00	4.77E+00	4.05E-01	1.55E + 00
1 00F-01	7 29E+00	7 42E+00	735E+00	7.02E + 00	7 19E + 00	6.65E+00	5.89E + 00	4 23E-01	1.84E+00
1 50E-01	941E+00	9.43E+00	9 29E+00	9.05E+00	9.00E+00	8.60E+00	776E+00	4 45E-01	2 37E+00
2 00F-01	1 1 I F + 01	1 12E+01	1 10E+01	1.08E+01	1 07E+01	1.03E+01	9 39E+00	4 45E-01	2.80E+00
3.00E-01	139E+01	143E+01	139E+01	136E+01	137E+01	133E+01	123E+01	4 88E-01	3.66E+00
5.00E-01	1.83E+01	1.89E+01	1.85E+01	1.30E+01	1.84E+01	1.78E+01	1 70E+01	5.63E-01	4 99E+00
7.00E-01	2 4E+01	2 19E+01	2 16E+01	2.08E+01	2 LIE+01	2.09E+01	198E+01	6.69E-01	607E+00
9.00E-01	2.48E+01	2.53E+01	2.10E+01	2.00E+01	2.37E+01	2.07E+01	2 30E+01	841F-01	7.05E+00
1.00E+00	2.96E+01	301E+01	2.95E+01	301E+01	2.87E+01	2.82E+01	2.66E+01	6 48E-01	7.85E+00
1.00E+00	2.90E+01	2.89E+01	2.99E+01	2.69E+01	2.75E+01	2.77E+01	2.00E+01	1.09E+00	8.42E+00
1.50E+00	3.07E+01	3 LIE+01	3   IE+01	2.05E+01	3.06E+01	2.98E+01	2.70E+01	L64E+00	9.42E + 00
2.00E+00	3.48E+01	3 44E + 01	3.43E+01	3 54E+01	3 37E+01	3 35E+01	3 32E+01	2 76E+00	1 1 I E + 01
3.00E+00	4 02E+01	401E+01	3.43E+01	4.08E+01	3 90E+01	3916+01	3.89E+01	5.53E+00	1.40E+01
4.00E+00	4 78E+01	470E+01	4 79E+01	4.86E+01	461E+01	4 59E+01	4 72E+01	734E+00	1.44E+01
5.00E+00	5.00E+01	493E+01	4965+01	5.07E±01	4.85E±01	472E+01	4.93E+01	1.09E±01	1.83E+01
6.00E+00	5.40E+01	5 38E+01	54IE+01	5.42E+01	5.27E+01	5.17E+01	5.25E+01	1.07E+01	1.99E+01
7.00E+00	5.37E+01	5.30E+01	534E+01	5.38E±01	5.27E+01	5 18E+01	5.25E+01	1.65E+01	2 IOE+01
8.00E+00	5.68E+01	5.61E+01	5.74E+01	5.62E+01	5.58E+01	5.51E+01	5.56E+01	1.05E+01	2.102 + 01
9.00E + 00	5.08E + 01	5 955 - 01	5.74E + 01	5.02E + 01	5 925 - 01	5.925+01	5.995 + 01	1.772 + 01	2.210 + 01
1.00E+01	6 3 IE + 0 I	6 3 IE + 0 I	6.00E + 01	6.02E + 01	5.72E + 01	5.02E + 01	4 ISE + 01	2 155 + 01	2.532 + 01
1.000 + 01	7.00E±01	6.99E±01	7.025+01	7015-01	6.17E+01	6.14E + 01	6.15E + 01	2.136 + 01	2.516+01
1.20E+01	7.002+01	7.11E±01	7.032+01	7.012+01	6.712±01	6.722 - 01	7.04E±01	2.922701	2.746 + 01
	7.072 +01	7386±01	7.100 + 01	7.172+01	7.03E±01	7.20E±01	7.04E+01	2.01E+01	3.00E+01
	7.462+01	7.500 + 01	7.542 + 01	7.4/2+01	7.220 - 01	7.200 + 01	7.300 - 01	2 225 1 01	2046.01
1.60E+01	7.44E+01	7.52E+01	7.30E+01	7.54E+01	7.27E+01	7.212+01	7.33E+01	3.22E+01	3.06E+01
2.00E + 01	7.45E+01	7.4/E+01	7.376+01	7.510+01	7.200 + 01	7.17E + 01	7.516+01	3.335 + 01	3.100 + 01
2.00E+01	7.56E+01	7.37E+01	7.74E+UI	7.60E+01	7.29E+01	7.35E+01	7.61E+UI	3.8/E+UI	3.24E+01
3.00E+01	7.01E+01	7.05E+01	7.44E+01	7.9/E+UI	6./IE+UI	7.43E+01	7.91E+01	4.88E+UI	3.43E+UI
5.00E+01	5.57E+01	5.82E+01	6.19E+01	7.13E+01	7.09E+01	7.66E+01	7.97E+01	6.61E+01	3.50E+01

<sup>6</sup>K.G. Veinot *et al.* (2020). *Personal communication* (Y-12 National Security Complex, Oak Ridge, Tennessee).



表 A.3.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数。



図A.3.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

表 A.3.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

E<sub>\_</sub>/MeV

 $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 入射角度  $\alpha \mathcal{O}$   $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 

	$\gamma \gamma \gamma \gamma \gamma \gamma \chi \psi \gamma \gamma \eta \eta \gamma \eta \gamma$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.01	6.50E-07	7.33E-07	6.46E-07	4.68E-07	3.82E-07	2.91E-07	1.67E-07	3.32E-07
0.015	1.55E-05	1.47E-05	1.37E-05	1.20E-05	1.10E-05	6.71E-06	3.99E-06	4.60E-06
0.02	5.26E-05	5.21E-05	4.29E-05	4.00E-05	3.07E-05	2.01E-05	1.56E-05	1.69E-05
0.03	1.62E-04	1.69E-04	1.52E-04	1.37E-04	9.59E-05	7.96E-05	4.59E-05	5.49E-05
0.04	3.16E-04	3.04E-04	3.07E-04	2.53E-04	1.99E-04	1.55E-04	8.87E-05	9.57E-05
0.05	4.90E-04	5.09E-04	4.76E-04	3.94E-04	3.45E-04	2.36E-04	1.44E-04	1.56E-04
0.06	6.27E-04	6.42E-04	6.12E-04	5.17E-04	4.43E-04	3.05E-04	1.93E-04	2.19E-04
0.08	1.03E-03	1.05E-03	9.82E-04	8.34E-04	7.25E-04	5.15E-04	3.28E-04	3.51E-04
). I	1.43E-03	1.47E-03	1.34E-03	1.26E-03	1.01E-03	7.44E-04	4.96E-04	4.84E-04
).15	2.60E-03	2.66E-03	2.48E-03	2.14E-03	1.79E-03	1.37E-03	9.10E-04	9.40E-04
).2	3.87E-03	4.05E-03	3.76E-03	3.39E-03	2.81E-03	2.18E-03	1.43E-03	I.44E-03
).3	7.36E-03	7.18E-03	6.86E-03	6.29E-03	5.15E-03	4.07E-03	2.84E-03	2.63E-03
).4	1.14E-02	1.15E-02	1.08E-02	1.02E-02	8.49E-03	6.68E-03	4.73E-03	4.19E-03
).5	1.65E-02	1.63E-02	1.56E-02	I.44E-02	1.22E-02	9.69E-03	6.87E-03	6.38E-03
).6	4.71E-02	5.68E-02	6.98E-02	6.62E-02	4.51E-02	2.34E-02	1.16E-02	2.29E-02
).7	1.46E+00	1.65E+00	1.88E+00	1.73E+00	1.17E+00	5.49E-01	1.73E-01	5.98E-01
0.8	1.00E+01	1.03E+01	1.04E+01	9.08E+00	6.28E+00	3.28E+00	1.18E+00	3.45E+00
	6.95E+01	6.74E+01	6.02E+01	4.86E+01	3.36E+01	1.89E+01	7.80E+00	2.08E+01
.25	1.92E+02	1.85E+02	1.64E+02	1.32E+02	9.15E+01	5.38E+01	2.43E+01	5.71E+01
.5	3.08E+02	2.99E+02	2.69E+02	2.23E+02	1.61E+02	9.82E+01	4.72E+01	9.53E+01
.75	3.85E+02	3.78E+02	3.50E+02	3.02E+02	2.28E+02	1.46E+02	7.39E+01	1.26E+02
2	4.16E+02	4.12E+02	3.95E+02	3.58E+02	2.83E+02	1.93E+02	1.03E+02	1.45E+02
								(Continued)

<sup>7</sup>K.G. Veinot *et al.* (2020). *Personal communication* (Y-12 National Security Complex, Oak Ridge, Tennessee).

表	A.3.3	(続き)

 $E_{p}/MeV$ 

### $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$ 入射角度 $\varphi \cap d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$

								_
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
2.5	4.08E+02	4.12E+02	4.13E+02	4.04E+02	3.52E+02	2.70E+02	1.62E+02	1.61E+02
3	3.78E+02	3.87E+02	3.99E+02	4.11E+02	3.82E+02	3.21E+02	2.11E+02	1.64E+02
3.5	3.54E+02	3.66E+02	3.82E+02	4.05E+02	3.91E+02	3.52E+02	2.54E+02	1.64E+02
4	3.39E+02	3.51E+02	3.69E+02	3.99E+02	3.87E+02	3.70E+02	2.86E+02	1.64E+02
5	3.23E+02	3.35E+02	3.54E+02	3.92E+02	3.68E+02	3.81E+02	3.33E+02	1.65E+02
6	3.15E+02	3.28E+02	3.49E+02	3.94E+02	3.49E+02	3.76E+02	3.61E+02	1.68E+02
7	3.10E+02	3.22E+02	3.46E+02	4.01E+02	3.37E+02	3.64E+02	3.75E+02	1.72E+02
8	3.07E+02	3.18E+02	3.41E+02	4.06E+02	3.28E+02	3.53E+02	3.76E+02	1.77E+02
10	3.04E+02	3.12E+02	3.30E+02	4.03E+02	3.44E+02	3.36E+02	3.61E+02	1.85E+02
15	3.01E+02	3.06E+02	3.09E+02	3.53E+02	4.15E+02	3.15E+02	3.25E+02	2.01E+02
20	3.01E+02	3.03E+02	3.05E+02	3.23E+02	4.03E+02	3.76E+02	3.12E+02	2.12E+02
30	3.03E+02	3.04E+02	3.06E+02	3.12E+02	3.67E+02	3.67E+02	3.09E+02	2.36E+02
40	3.03E+02	3.07E+02	3.03E+02	3.13E+02	3.47E+02	3.46E+02	3.13E+02	2.64E+02
50	3.00E+02	3.01E+02	3.06E+02	3.10E+02	3.41E+02	3.32E+02	3.13E+02	2.90E+02

表 A.3.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

 $E_p/MeV$ 

#### $d_{ m lens}\left(arphi ight)/( m pGy\ m cm^2)$ for a radiation incidence at arphi

	八引 月反 $\phi \lor ulens (\phi)$ (poly clin-)						111 /		
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT	
0.001	6.79E+00	7.16E+00	7.32E+00	6.78E+00	5.84E+00	4.70E+00	3.40E+00	2.83E+00	
0.002	6.47E+00	6.82E+00	6.92E+00	6.44E+00	5.51E+00	4.37E+00	3.11E+00	2.65E+00	
0.003	6.32E+00	6.68E+00	6.79E+00	6.30E+00	5.38E+00	4.26E+00	3.01E+00	2.59E+00	
0.004	6.29E+00	6.65E+00	6.78E+00	6.27E+00	5.37E+00	4.21E+00	2.95E+00	2.59E+00	
0.005	6.30E+00	6.62E+00	6.75E+00	6.27E+00	5.33E+00	4.18E+00	2.94E+00	2.55E+00	
0.006	6.26E+00	6.61E+00	6.71E+00	6.25E+00	5.24E+00	4.17E+00	2.88E+00	2.52E+00	
0.007	6.27E+00	6.67E+00	6.70E+00	6.23E+00	5.28E+00	4.15E+00	2.91E+00	2.52E+00	
800.0	6.26E+00	6.66E+00	6.65E+00	6.23E+00	5.31E+00	4.14E+00	2.93E+00	2.52E+00	
0.009	6.25E+00	6.65E+00	6.71E+00	6.23E+00	5.30E+00	4.16E+00	2.89E+00	2.54E+00	
0.01	6.26E+00	6.63E+00	6.71E+00	6.18E+00	5.33E+00	4.18E+00	2.86E+00	2.52E+00	
0.013	6.25E+00	6.65E+00	6.67E+00	6.23E+00	5.26E+00	4.12E+00	2.89E+00	2.51E+00	
0.015	6.24E+00	6.66E+00	6.65E+00	6.19E+00	5.31E+00	4.13E+00	2.89E+00	2.52E+00	
0.017	6.23E+00	6.59E+00	6.71E+00	6.20E+00	5.30E+00	4.12E+00	2.91E+00	2.50E+00	
0.02	6.23E+00	6.58E+00	6.69E+00	6.18E+00	5.28E+00	4.15E+00	2.92E+00	2.52E+00	
0.024	6.27E+00	6.64E+00	6.70E+00	6.21E+00	5.30E+00	4.16E+00	2.88E+00	2.51E+00	
0.03	6.26E+00	6.59E+00	6.66E+00	6.19E+00	5.26E+00	4.10E+00	2.88E+00	2.51E+00	
0.04	6.26E+00	6.55E+00	6.73E+00	6.19E+00	5.28E+00	4.14E+00	2.85E+00	2.50E+00	
0.05	6.29E+00	6.62E+00	6.66E+00	6.22E+00	5.31E+00	4.12E+00	2.89E+00	2.53E+00	
0.06	6.26E+00	6.58E+00	6.68E+00	6.28E+00	5.28E+00	4.14E+00	2.88E+00	2.51E+00	
0.07	6.29E+00	6.66E+00	6.75E+00	6.18E+00	5.31E+00	4.20E+00	2.91E+00	2.53E+00	
0.08	6.26E+00	6.64E+00	6.73E+00	6.26E+00	5.31E+00	4.15E+00	2.91E+00	2.53E+00	
D. I	6.30E+00	6.66E+00	6.70E+00	6.27E+00	5.36E+00	4.13E+00	2.90E+00	2.51E+00	
0.15	6.36E+00	6.68E+00	6.79E+00	6.28E+00	5.35E+00	4.15E+00	2.93E+00	2.56E+00	
0.2	6.43E+00	6.78E+00	6.85E+00	6.43E+00	5.46E+00	4.24E+00	2.94E+00	2.58E+00	
0.3	6.56E+00	6.93E+00	7.02E+00	6.46E+00	5.48E+00	4.34E+00	2.98E+00	2.67E+00	
0.4	6.76E+00	7.11E+00	7.16E+00	6.57E+00	5.62E+00	4.41E+00	3.07E+00	2.72E+00	
0.5	6.98E+00	7.36E+00	7.42E+00	6.75E+00	5.82E+00	4.45E+00	3.16E+00	2.80E+00	
0.6	7.31E+00	7.60E+00	7.67E+00	7.04E+00	5.95E+00	4.67E+00	3.25E+00	2 <mark>.91E+00</mark>	

入射角度  $\varphi \circ d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 

表 A.3.4(続き)

$E_p/MeV$		$d_{\mathrm{le}}$	$e_{ns}(\varphi)/(pG)$	y cm²) for	a radiatio	on inciden	ice at $\varphi$	
			入身	角度 $\varphi$ の	$d_{\rm lens}(\varphi)/(q)$	pGy cm²)		
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.7	9.18E+00	9.70E+00	9.91E+00	9.15E+00	7.40E+00	5.37E+00	3.51E+00	3.68E+00
0.8	1.89E+01	1.94E+01	1.96E+01	1.73E+01	1.31E+01	8.52E+00	4.68E+00	6.87E+00
1	8.22E+01	8.02E+01	7.23E+01	5.91E+01	4.20E+01	2.51E+01	1.20E+01	2.53E+01
1.25	2.05E+02	1.99E+02	1.76E+02	1.44E+02	1.03E+02	6.13E+01	2.90E+01	6.24E+01
1.5	3.17E+02	3.07E+02	2.78E+02	2.32E+02	1.70E+02	1.05E+02	5.25E+01	9.91E+01
1.75	3.84E+02	3.77E+02	3.51E+02	3.07E+02	2.35E+02	1.52E+02	7.86E+01	1.27E+02
2	4.06E+02	4.03E+02	3.87E+02	3.53E+02	2.88E+02	1.98E+02	1.08E+02	1.44E+02
2.5	3.88E+02	3.94E+02	3.97E+02	3.89E+02	3.49E+02	2.66E+02	1.65E+02	1.57E+02
3	3.59E+02	3.69E+02	3.78E+02	3.96E+02	3.69E+02	3.12E+02	2.12E+02	1.59E+02
3.5	3.38E+02	3.47E+02	3.65E+02	3.85E+02	3.73E+02	3.40E+02	2.48E+02	1.57E+02
4	3.22E+02	3.36E+02	3.53E+02	3.81E+02	3.68E+02	3.55E+02	2.78E+02	1.58E+02
5	3.10E+02	3.22E+02	3.42E+02	3.74E+02	3.49E+02	3.65E+02	3.23E+02	1.60E+02
6	3.05E+02	3.17E+02	3.38E+02	3.80E+02	3.36E+02	3.60E+02	3.48E+02	1.63E+02
7	3.00E+02	3.12E+02	3.34E+02	3.84E+02	3.25E+02	3.46E+02	3.59E+02	1.67E+02
8	2.99E+02	3.06E+02	3.32E+02	3.91E+02	3.16E+02	3.38E+02	3.61E+02	1.70E+02
10	2.96E+02	3.02E+02	3.23E+02	3.88E+02	3.33E+02	3.23E+02	3.44E+02	1.80E+02
15	2.97E+02	3.01E+02	3.06E+02	3.40E+02	3.94E+02	3.09E+02	3.17E+02	1.94E+02
20	2.98E+02	2.99E+02	3.01E+02	3.16E+02	3.86E+02	3.58E+02	3.05E+02	2.07E+02
30	2.99E+02	2.99E+02	3.00E+02	3.07E+02	3.53E+02	3.47E+02	3.03E+02	2.31E+02
40	2.99E+02	3.03E+02	3.03E+02	3.03E+02	3.40E+02	3.30E+02	3.01E+02	2.60E+02
50	3.02E+02	3.00E+02	3.03E+02	3.02E+02	3.31E+02	3.23E+02	3.03E+02	2.83E+02



図 A.3.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表/図	粒子の種類	ファントム	物理量	エネルギー範囲	角度範囲
				(MeV)	
A.4.1.1a	光子	スラブ	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°–75°
A.4.1.1b	光子	スラブ	空気カーマ	1.0 E-02-5.0 E+01	0°–75°
A.4.1.2a	光子	ピラー	フルエンス	2.0 E-03-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.1.2b	光子	ピラー	空気カーマ	2.0 E-03-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.1.3a	光子	ロッド	フルエンス	2.0 E-03-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.1.3b	光子	ロッド	空気カーマ	2.0 E-03-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.2.1	中性子	スラブ	フルエンス	1.0 E-09-5.0 E+01	0°–75°
A.4.2.2	中性子	ピラー	フルエンス	1.0 E-09-2. 0E+01	0°–180°, ROT
A.4.2.3	中性子	ロッド	フルエンス	1.0 E-09-5. 0E+01	0°–180°, ROT
A.4.3.1	電子	スラブ	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°–75°
A.4.3.2	電子	ピラー	フルエンス	5.0 E-02-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.3.3	電子	ロッド	フルエンス	5.0 E-02-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.4.1	陽電子	スラブ	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°–75°
A.4.4.2.	陽電子	ピラー	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.4.3	陽電子	ロッド	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°–180°, ROT
A.4.5	He <sup>2+</sup> イオン	スラブ	フルエンス	6.6 E+00-1.0 E+01	0°

表 A.4.0 局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数, dlocal skin および dp local skin

# 表 A.4.1.1a 光子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量 への換算係数.8

	<del>91°</del> DN	<b>9八</b> 0
E <sub>₀</sub> /Me`	V	

## $d_{ m local\ skin}\left(arphi ight)/( m pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at arphi

	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	7.20E+00	7.17E+00	7.14E+00	7.04E+00	6.89E+00	6.38E+00
0.015	3.22E+00	3.20E+00	3.19E+00	3.17E+00	3.14E+00	3.04E+00
0.02	1.85E+00	1.83E+00	1.81E+00	1.80E+00	1.79E+00	1.73E+00
0.03	9.35E-01	9.24E-01	9.18E-01	9.05E-01	8.89E-01	8.24E-01
0.04	6.36E-01	6.47E-01	6.30E-01	6.25E-01	6.00E-01	5.45E-01
0.05	5.43E-01	5.46E-01	5.23E-01	5.26E-01	4.81E-01	4.49E-01
0.06	5.10E-01	5.06E-01	4.91E-01	4.85E-01	4.51E-01	4.25E-01
0.07	5.20E-01	5.14E-01	5.04E-01	4.87E-01	4.74E-01	4.48E-01

#### 入射角度 $\varphi$ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$

<sup>8</sup>J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

## 表 A.4.1.1a (続き)

E <sub>p</sub> /MeV	$d_{ m local\ skin}\left(arphi ight)/( m pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at $arphi$									
	入射角度 $arphi$ の $d_{ m localskin}$ ( $arphi$ )/(pGy cm <sup>2</sup> )									
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°				
0.08	5.50E-01	5.31E-01	5.39E-01	5.24E-01	4.99E-01	4.63E-01				
0.1	6.17E-01	6.09E-01	6.16E-01	6.21E-01	5.81E-01	5.63E-01				
0.15	9.21E-01	9.04E-01	9.27E-01	8.95E-01	8.88E-01	8.66E-01				
0.2	1.20E+00	1.21E+00	1.24E+00	1.19E+00	1.23E+00	1.20E+00				
0.3	1.28E+00	1.34E+00	1.41E+00	1.46E+00	1.62E+00	1.69E+00				
0.4	1.23E+00	1.29E+00	1.34E+00	1.49E+00	1.75E+00	1.87E+00				
0.5	1.13E+00	1.16E+00	1.27E+00	1.49E+00	1.80E+00	2.07E+00				
0.6	1.08E+00	1.11E+00	1.24E+00	1.47E+00	1.82E+00	2.25E+00				
0.662	1.03E+00	1.08E+00	1.25E+00	1.41E+00	1.82E+00	2.26E+00				
0.8	9.46E-01	9.89E-01	1.12E+00	1.41E+00	1.81E+00	2.40E+00				
1	8.52E-01	8.87E-01	1.03E+00	1.33E+00	1.82E+00	2.62E+00				
1.25	7.35E-01	7.98E-01	9.72E-01	1.23E+00	1.77E+00	2.65E+00				
1.5	6.59E-01	7.06E-01	9.05E-01	1.23E+00	1.80E+00	2.78E+00				
2	5.74E-01	6.23E-01	7.74E-01	1.05E+00	1.74E+00	2.98E+00				
3	4.46E-01	4.66E-01	6.48E-01	9.71E-01	1.71E+00	3.17E+00				
5	3.34E-01	3.57E-01	4.85E-01	7.33E-01	1.59E+00	3.44E+00				
10	2.88E-01	3.05E-01	3.77E-01	5.88E-01	1.23E+00	3.72E+00				
15	2.67E-01	2.80E-01	3.33E-01	5.02E-01	1.14E+00	3.78E+00				
20	2.59E-01	2.58E-01	3.00E-01	4.96E-01	1.12E+00	3.93E+00				
30	2.43E-01	2.38E-01	3.03E-01	4.16E-01	9.71E-01	4.14E+00				
50	2.13E-01	2.01E-01	2.82E-01	3.86E-01	8.26E-01	3.78E+00				



図 A.4.1.1a 光子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。9



図 A.4.1.1b 光子空気カーマから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。

<sup>9</sup> J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.4.1.1b	光子空気カーマから、	スラブファントム_	上の局所皮膚におけ	る個人吸収線量~	~の換算係数。
10					

E <sub>p</sub> /MeV	$d_{ m local\ skin}\left(arphi ight)/( m Gy\ Gy^{-1})$ for a radiation incidence at $arphi$								
	入射角度 $\varphi$ の $d_{ m localskin}$ ( $\phi$ )/(Gy Gy <sup>-1</sup> )								
	0°	ا5°	30°	45°	60°	75°			
0.01	9.73E-01	9.69E-01	9.65E-01	9.51E-01	9.31E-01	8.62E-01	_		
0.015	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.00E+00	9.73E-01			
0.02	1.10E+00	1.09E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.03E+00			
0.03	1.30E+00	1.28E+00	1.27E+00	1.25E+00	1.23E+00	1.14E+00			
0.04	1.48E+00	1.51E+00	1.47E+00	1.46E+00	1.40E+00	1.27E+00			
0.05	1.68E+00	1.69E+00	1.62E+00	1.63E+00	1.49E+00	1.39E+00			
0.06	1.77E+00	1.75E+00	1.70E+00	1.68E+00	1.56E+00	1.47E+00			
0.07	1.81E+00	1.79E+00	1.75E+00	1.69E+00	1.65E+00	1.56E+00			
0.08	1.79E+00	1.73E+00	1.76E+00	1.71E+00	1.63E+00	1.51E+00			
0.1	1.66E+00	1.64E+00	1.66E+00	1.67E+00	1.56E+00	1.52E+00			
0.15	1.54E+00	1.51E+00	1.55E+00	1.49E+00	1.48E+00	1.44E+00			
0.2	1.40E+00	1.41E+00	1.45E+00	1.39E+00	1.44E+00	1.40E+00			
0.3	9.26E-01	9.69E-01	1.02E+00	1.06E+00	1.17E+00	1.22E+00			
0.4	6.50E-01	6.82E-01	7.08E-01	7.88E-01	9.25E-01	9.88E-01			
0.5	4.75E-01	4.88E-01	5.34E-01	6.26E-01	7.57E-01	8.70E-01			
0.6	3.80E-01	3.90E-01	4.36E-01	5.17E-01	6.40E-01	7.91E-01			
0.662	3.31E-01	3.47E-01	4.02E-01	4.53E-01	5.85E-01	7.26E-01			
0.8	2.56E-01	2.67E-01	3.03E-01	3.81E-01	4.89E-01	6.48E-01			
I.	1.90E-01	1.98E-01	2.30E-01	2.97E-01	4.06E-01	5.85E-01			
1.25	1.38E-01	1.50E-01	1.82E-01	2.31E-01	3.32E-01	4.97E-01			
1.5	1.07E-01	1.15E-01	1.47E-01	2.00E-01	2.93E-01	4.52E-01			
2	7.60E-02	8.24E-02	1.02E-01	1.39E-01	2.30E-01	3.94E-01			
3	4.47E-02	4.67E-02	6.49E-02	9.73E-02	1.71E-01	3.18E-01			
5	2.36E-02	2.52E-02	3.42E-02	5.17E-02	1.12E-01	2.43E-01			
10	1.19E-02	1.26E-02	1.56E-02	2.44E-02	5.10E-02	1.54E-01			
15	7.75E-03	8.13E-03	9.66E-03	1.46E-02	3.31E-02	1.10E-01			
20	5.71E-03	5.69E-03	6.61E-03	1.09E-02	2.47E-02	8.66E-02			
30	3.54E-03	3.47E-03	4.42E-03	6.07E-03	1.42E-02	6.04E-02			
50	1.79E-03	1.69E-03	2.37E-03	3.24E-03	6.93E-03	3.17E-02			

<sup>10</sup> J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p\ local\ s}$	$_{ m skin}(arphi)/( m pGy$	y cm²) for a	a radiation	incidence	at $\varphi$
			入射角度	$arphi \mathcal{O} d_{ extsf{p}  extsf{local}}$	l skin ( <i>q</i> )/(pC	by cm <sup>2</sup> )	
	0°	15°	30°	45°	<b>60</b> °	75°	90°
0.002	2.94E+00	2.59E+00	1.67E+00	6.73E-01	1.10E-01	2.05E-03	3.28E-05
0.003	2.08E+01	1.98E+01	1.69E+01	1.20E+01	5.71E+00	8.73E-01	2.53E-03
0.004	2.62E+01	2.57E+01	2.38E+01	2.04E+01	1.43E+01	5.20E+00	9.54E-02
0.005	2.27E+01	2.24E+01	2.16E+01	1.99E+01	1.65E+01	9.14E+00	5.56E-01
0.007	1.40E+01	1.40E+01	1.37E+01	1.33E+01	1.24E+01	9.81E+00	1.83E+00
0.01	7.20E+00	7.22E+00	7.17E+00	7.14E+00	6.94E+00	6.37E+00	2.44E+00
0.015	3.22E+00	3.22E+00	3.22E+00	3.20E+00	3.18E+00	3.08E+00	2.00E+00
0.02	1.85E+00	1.84E+00	1.85E+00	1.83E+00	1.81E+00	1.77E+00	1.41E+00
0.03	8.97E-01	9.00E-01	9.04E-01	8.90E-01	8.86E-01	8.68E-01	7.72E-01
0.05	4.64E-01	4.67E-01	4.55E-01	4.63E-01	4.54E-01	4.50E-01	4.23E-01
0.07	4.19E-01	4.20E-01	4.17E-01	4.13E-01	4.13E-01	4.10E-01	3.90E-01
0.1	5.11E-01	5.11E-01	5.14E-01	5.09E-01	5.11E-01	5.13E-01	4.93E-01

A.4.1.2a 光子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

<sup>11</sup> T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

#### 表 A.4.1.2a(続き)

E <sub>p</sub> /MeV	eV $d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/(\rm pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at $q$						e at $\varphi$	
	入射角度 $arphi$ の $d_{ m p local skin}$ ( $arphi$ )/(pGy cm <sup>2</sup> )							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.15	7.77E-01	7.79E-01	7.73E-01	7.73E-01	7.83E-01	7.95E-01	7.74E-01	
0.2	1.03E+00	1.04E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.08E+00	1.11E+00	1.07E+00	
0.3	1.11E+00	1.13E+00	1.19E+00	1.28E+00	1.42E+00	1.54E+00	1.58E+00	
0.5	9.41E-01	9.72E-01	1.09E+00	1.28E+00	1.57E+00	1.90E+00	2.17E+00	
0.662	8.19E-01	8.59E-01	9.85E-01	1.23E+00	1.58E+00	2.04E+00	2.47E+00	
0.7	8.05E-01	8.37E-01	9.75E-01	1.21E+00	1.60E+00	2.08E+00	2.54E+00	
I	6.63E-01	7.08E-01	8.32E-01	1.09E+00	1.60E+00	2.26E+00	2.98E+00	
1.25	5.74E-01	6.08E-01	7.57E-01	1.10E+00	1.60E+00	2.35E+00	3.29E+00	
1.5	5.33E-01	5.72E-01	7.29E-01	9.77E-01	1.56E+00	2.45E+00	3.53E+00	
2	4.40E-01	4.63E-01	6.05E-01	9.11E-01	1.49E+00	2.57E+00	3.99E+00	
3	3.24E-01	3.56E-01	4.96E-01	7.63E-01	1.37E+00	2.62E+00	4.69E+00	
5	2.51E-01	2.76E-01	3.65E-01	5.63E-01	1.08E+00	2.48E+00	5.52E+00	
7	2.03E-01	2.33E-01	2.92E-01	4.67E-01	8.95E-01	2.17E+00	6.06E+00	
10	2.06E-01	1.94E-01	2.27E-01	3.74E-01	7.47E-01	1.81E+00	5.91E+00	
15	1.81E-01	1.85E-01	2.11E-01	3.03E-01	5.35E-01	1.37E+00	5.44E+00	
20	1.53E-01	1.54E-01	1.90E-01	2.47E-01	4.55E-01	1.15E+00	5.07E+00	
30	1.49E-01	1.48E-01	1.58E-01	2.24E-01	3.73E-01	9.26E-01	4.67E+00	
50	1.11E-01	1.11E-01	1.45E-01	1.76E-01	3.04E-01	7.51E-01	4.37E+00	
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.43E-01	
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.48E+00	
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.55E+00	
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.45E+00	
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.01E+00	
0.01	4.14E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.41E+00	
0.015	1.94E-01	1.07E-02	8.54E-04	1.52E-04	8.87E-05	3.80E-05	1.64E+00	
0.02	4.41E-01	1.15E-01	3.88E-02	1.63E-02	1.05E-02	8.05E-03	1.01E+00	
0.03	4.62E-01	2.65E-01	1.68E-01	1.24E-01	9.98E-02	9.86E-02	5.70E-01	
0.05	3.24E-01	2.31E-01	1.86E-01	1.59E-01	1.43E-01	1.34E-01	3.38E-01	
0.07	3.07E-01	2.40E-01	1.98E-01	1.67E-01	1.51E-01	1.49E-01	3.18E-01	
0.1	3.99E-01	3.16E-01	2.63E-01	2.26E-01	2.17E-01	2.10E-01	4.03E-01	
0.15	6.35E-01	5.25E-01	4.42E-01	3.99E-01	3.65E-01	3.56E-01	6.34E-01	
0.2	9.12E-01	7.5/E-01	6.46E-01	5.86E-01	5.39E-01	5.28E-01	8.8/E-01	
0.3	1.42E+00	1.21E+00	1.08E+00	9.82E-01	9.45E-01	9.33E-01	1.23E+00	
0.5	2.12E+00	1.98E+00	1.85E+00	1.74E+00	1.68E+00	1.65E+00	1.64E+00	
0.662	2.55E+00	2.48E+00	2.36E+00	2.28E+00	2.22E+00	2.18E+00	1.88E+00	
0.7	2.66E+00	2.5/E+00	2.46E+00	2.38E+00	2.32E+00	2.32E+00	1.93E+00	
1 25	3.34E+00	3.36E+00	3.28E+00	3.24E+00	3.18E+00	3.19E+00	2.32E+00	
1.25	3.73E±00	3.75E+00	3.73E+00	3.71E+00	3.72E+00	3.00E + 00	2.02E+00	
1.5	4.22E+00	4.48E+00	4.50E+00	4.47E+00	4.43E+00	4.49E+00	2.8/E+00	
2	4.37E±00	7 19E±00	7.63E+00	7.67E±00	7.62E+00	7.67E±00	4.23E+00	
5	0.30E+00	1.04E±01	1.02E+00	1136+01	1.02E+00	1.0/E+00	5 77E+00	
7	1.07E±01	1335-01	143E+01	1.132±01	1.142+01	1.142+01	7 14E+00	
,	1.0/E+01	1716+01	1.43E+01	1.97E+01	2.00E+01	2.02E+01	901E+00	
15	1.20L+01	2 18E+01	261E+01	2 79E+01	2.84E+01	2.86E+01	1 18E+01	
20	1 50E+01	2.10E+01	3.06E+01	34IE+01	3 57E+01	3.60E+01	1 38E+01	
30	1.58E+01	2.71E+01	3.58E+01	4.13E+01	4.44E+01	4.53E+01	L61E+01	
50	1.70E+01	3.07E+01	4.16E+01	4.93E+01	5.37E+01	5.53E+01	1.88E+01	



図 A.4.1.2a 光子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

表A.4.1.2b 光子空気カーマから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

$E_{\rm p}/{\rm MeV}$		$d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)/({ m Gy\ Gy\ ^{-1}})$ for a radiation incidence at $arphi$							
	入射角度 $\phi$ の $d_{\rm p\ local\ skin}$ ( $\phi$ )/(Gy Gy <sup>-1</sup> )								
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	<b>90</b> °		
0.002	1.80E-02	1.58E-02	1.02E-02	4.11E-03	6.70E-04	1.25E-05	2.00E-07		
0.003	2.76E-01	2.64E-01	2.24E-01	1.59E-01	7.59E-02	1.16E-02	3.36E-05		
0.004	5.50E-01	5.39E-01	5.01E-01	4.28E-01	3.01E-01	1.09E-01	2.00E-03		
0.005	7.40E-01	7.31E-01	7.04E-01	6.48E-01	5.38E-01	2.98E-01	1.81E-02		
0.007	9.04E-01	9.01E-01	8.87E-01	8.60E-01	8.02E-01	6.33E-01	1.18E-01		
0.01	9.74E-01	9.75E-01	9.69E-01	9.65E-01	9.38E-01	8.61E-01	3.30E-01		
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.86E-01	6.39E-01		
0.02	1.10E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.07E+00	1.05E+00	8.35E-01		
0.03	1.24E+00	1.25E+00	1.25E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.20E+00	1.07E+00		
0.05	1.44E+00	1.45E+00	1.41E+00	1.43E+00	1.41E+00	1.39E+00	1.31E+00		
0.07	1.46E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.43E+00	1.44E+00	1.43E+00	1.35E+00		
0.1	1.37E+00	1.38E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.37E+00	1.38E+00	1.33E+00		
0.15	1.30E+00	1.30E+00	1.29E+00	1.29E+00	1.31E+00	1.33E+00	1.29E+00		
0.2	1.20E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.26E+00	1.29E+00	1.25E+00		
0.3	8.01E-01	8.14E-01	8.62E-01	9.27E-01	1.02E+00	1.11E+00	1.14E+00		
0.5	3.96E-01	4.08E-01	4.57E-01	5.38E-01	6.58E-01	7.97E-01	9.11E-01		
0.662	2.63E-01	2.76E-01	3.16E-01	3.97E-01	5.06E-01	6.56E-01	7.94E-01		
0.7	2.46E-01	2.55E-01	2.98E-01	3.71E-01	4.88E-01	6.36E-01	7.75E-01		
1	1.48E-01	1.58E-01	1.86E-01	2.43E-01	3.57E-01	5.04E-01	6.65E-01		
1.25	1.08E-01	1.14E-01	1.42E-01	2.06E-01	3.00E-01	4.41E-01	6.17E-01		
1.5	8.68E-02	9.30E-02	1.19E-01	1.59E-01	2.54E-01	3.99E-01	5.74E-01		
2	5.82E-02	6.13E-02	8.01E-02	1.21E-01	1.97E-01	3.40E-01	5.28E-01		
3	3.25E-02	3.57E-02	4.97E-02	7.65E-02	1.38E-01	2.62E-01	4.70E-01		
5	1.77E-02	1.94E-02	2.57E-02	3.97E-02	7.60E-02	1.75E-01	3.90E-01		
7	1.11E-02	1.28E-02	1.61E-02	2.57E-02	4.92E-02	1.20E-01	3.33E-01		
10	8.54E-03	8.05E-03	9.39E-03	1.55E-02	3.09E-02	7.50E-02	2.45E-01		
15	5.25E-03	5.36E-03	6.13E-03	8.80E-03	1.55E-02	3.98E-02	1.58E-01		
20	3.37E-03	3.40E-03	4.20E-03	5.45E-03	1.00E-02	2.54E-02	1.12E-01		
30	2.17E-03	2.16E-03	2.31E-03	3.27E-03	5.44E-03	1.35E-02	6.81E-02		
50	9.33E-04	9.27E-04	1.22E-03	1.48E-03	2.55E-03	6.30E-03	3.67E-02		

<sup>12</sup>T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

Н

表 A.4.1.2b(続き)

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/({\rm Gy\ Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at $\varphi$							
	入射角度 $\varphi$ の $d_{ m p\ local\ skin}$ ( $\phi$ )/(Gy Gy <sup>-1</sup> )								
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT		
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.32E-03		
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.27E-02		
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.80E-01		
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.76E-01		
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.88E-01		
0.01	5.60E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.61E-01		
0.015	6.21E-02	3.41E-03	2.73E-04	4.87E-05	2.84E-05	1.22E-05	5.26E-01		
0.02	2.62E-01	6.85E-02	2.31E-02	9.66E-03	6.24E-03	4.78E-03	5.97E-01		
0.03	6.40E-01	3.67E-01	2.33E-01	1.72E-01	1.38E-01	1.37E-01	7.90E-01		
0.05	1.00E+00	7.15E-01	5.75E-01	4.92E-01	4.44E-01	4.16E-01	1.05E+00		
0.07	1.07E+00	8.36E-01	6.87E-01	5.79E-01	5.26E-01	5.19E-01	1.10E+00		
0.1	1.07E+00	8.51E-01	7.08E-01	6.09E-01	5.85E-01	5.65E-01	1.08E+00		
0.15	1.06E+00	8.75E-01	7.37E-01	6.65E-01	6.08E-01	5.93E-01	1.06E+00		
0.2	1.07E+00	8.84E-01	7.54E-01	6.84E-01	6.29E-01	6.16E-01	1.04E+00		
0.3	1.03E+00	8.76E-01	7.82E-01	7.10E-01	6.84E-01	6.75E-01	8.91E-01		
0.5	8.92E-01	8.32E-01	7.77E-01	7.33E-01	7.06E-01	6.93E-01	6.88E-01		
0.662	8.20E-01	7.95E-01	7.58E-01	7.34E-01	7.14E-01	7.02E-01	6.04E-01		
0.7	8.13E-01	7.85E-01	7.52E-01	7.27E-01	7.10E-01	7.08E-01	5.91E-01		
I	7.45E-01	7.50E-01	7.32E-01	7.23E-01	7.10E-01	7.12E-01	5.18E-01		
1.25	7.03E-01	7.41E-01	7.37E-01	7.33E-01	7.35E-01	7.28E-01	4.91E-01		
1.5	6.87E-01	7.28E-01	7.32E-01	7.27E-01	7.21E-01	7.31E-01	4.67E-01		
2	6.58E-01	7.23E-01	7.45E-01	7.42E-01	7.44E-01	7.52E-01	4.45E-01		
3	6.39E-01	7.21E-01	7.64E-01	7.69E-01	7.64E-01	7.69E-01	4.24E-01		
5	6.29E-01	7.33E-01	7.80E-01	7.97E-01	8.03E-01	8.04E-01	4.07E-01		
7	5.89E-01	7.33E-01	7.89E-01	8.08E-01	8.19E-01	8.21E-01	3.92E-01		
10	5.30E-01	7.10E-01	7.88E-01	8.18E-01	8.30E-01	8.37E-01	3.74E-01		
15	4.19E-01	6.33E-01	7.57E-01	8.10E-01	8.25E-01	8.29E-01	3.41E-01		
20	3.31E-01	5.35E-01	6.75E-01	7.52E-01	7.87E-01	7.94E-01	3.03E-01		
30	2.31E-01	3.95E-01	5.22E-01	6.02E-01	6.47E-01	6.61E-01	2.35E-01		
50	1.43E-01	2.57E-01	3.49E-01	4.13E-01	4.51E-01	4.64E-01	1.58E-01		

 $d_{\rm p \ local \ skin}(\omega)/({\rm Gy \ Gv^{-1}})$  for a radiation incidence at  $\omega$ 



-ファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 図 A.4.1.2b 光子空気カーマから、 ピラー 13

<sup>13</sup> T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3a 光子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p\ loc}$	$_{ m alskin}(arphi)/( m p)$	Gy cm <sup>2</sup> ) for	r a radiatio	n incidenc	e at $\varphi$	
	入射角度 $\varphi$ の $d_{\mathrm{p\ local\ skin}}(\varphi)/(\mathrm{pGy\ cm^2})$							
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.002	2.54E+00	2.28E+00	1.63E+00	9.08E-01	3.62E-01	8.54E-02	0.00E+00	
0.003	1.97E+01	1.87E+01	1.58E+01	1.14E+01	6.66E+00	2.91E+00	7.39E-01	
0.004	2.56E+01	2.49E+01	2.29E+01	1.90E+01	1.32E+01	7.36E+00	2.84E+00	
0.005	2.24E+01	2.21E+01	2.10E+01	1.88E+01	1.45E+01	9.19E+00	4.35E+00	
0.007	1.39E+01	1.38E+01	1.36E+01	1.30E+01	1.14E+01	8.19E+00	4.71E+00	
0.01	7.22E+00	7.21E+00	7.17E+00	7.06E+00	6.68E+00	5.44E+00	3.65E+00	
0.015	3.23E+00	3.22E+00	3.21E+00	3.18E+00	3.11E+00	2.83E+00	2.29E+00	
0.02	1.80E+00	1.80E+00	1.80E+00	1.79E+00	1.77E+00	1.69E+00	1.50E+00	
0.03	8.14E-01	8.14E-01	8.13E-01	8.09E-01	8.03E-01	7.84E-01	7.41E-01	
0.05	3.83E-01	3.82E-01	3.81E-01	3.79E-01	3.77E-01	3.71E-01	3.58E-01	
0.06	3.43E-01	3.43E-01	3.43E-01	3.42E-01	3.41E-01	3.37E-01	3.26E-01	
0.07	3.44E-01	3.44E-01	3.44E-01	3.44E-01	3.43E-01	3.39E-01	3.29E-01	
0.1	4.36E-01	4.36E-01	4.36E-01	4.36E-01	4.36E-01	4.33E-01	4.24E-01	
0.15	6.93E-01	6.93E-01	6.94E-01	6.96E-01	6.97E-01	6.93E-01	6.79E-01	
0.2	9.51E-01	9.53E-01	9.57E-01	9.64E-01	9.73E-01	9.74E-01	9.59E-01	
0.3	1.02E+00	1.04E+00	1.10E+00	1.18E+00	1.28E+00	1.37E+00	1.42E+00	
0.5	8.71E-01	9.05E-01	1.01E+00	1.19E+00	I.44E+00	1.70E+00	1.94E+00	
0.662	7.67E-01	8.08E-01	9.36E-01	1.16E+00	1.48E+00	1.86E+00	2.22E+00	
0.7	7.49E-01	7.90E-01	9.19E-01	1.15E+00	1.48E+00	1.88E+00	2.27E+00	
I	6.19E-01	6.65E-01	8.10E-01	1.08E+00	1.51E+00	2.06E+00	2.65E+00	
1.25	5.34E-01	5.79E-01	7.28E-01	1.02E+00	1.50E+00	2.16E+00	2.90E+00	
1.5	4.72E-01	5.16E-01	6.63E-01	9.64E-01	1.48E+00	2.23E+00	3.09E+00	
2	3.89E-01	4.28E-01	5.62E-01	8.55E-01	1.41E+00	2.29E+00	3.39E+00	
3	2.92E-01	3.20E-01	4.27E-01	6.74E-01	1.21E+00	2.22E+00	3.65E+00	
5	2.04E-01	2.23E-01	2.90E-01	4.56E-01	8.71E-01	1.82E+00	3.45E+00	
10	1.33E-01	1.43E-01	1.79E-01	2.70E-01	5.29E-01	1.27E+00	2.75E+00	
15	1.09E-01	1.17E-01	1.44E-01	2.13E-01	4.23E-01	1.10E+00	2.53E+00	
20	9.85E-02	1.05E-01	1.28E-01	1.87E-01	3.73E-01	1.02E+00	2.45E+00	
30	8.76E-02	9.32E-02	1.13E-01	1.62E-01	3.28E-01	9.65E-01	2.43E+00	
50	8.12E-02	8.56E-02	1.02E-01	1.46E-01	3.00E-01	9.53E-01	2.51E+00	-
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	_
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.45E-01	
0.003	4.71E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.51E+00	
0.004	4.55E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.62E+00	
0.005	1.08E+00	1.93E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.52E+00	
0.007	1.77E+00	1.70E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.13E+00	
0.01	1.85E+00	5.05E-01	5.54E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.60E+00	
0.015	1.61E+00	9.41E-01	4.97E-01	2.91E-01	2.06E-01	1.84E-01	1.93E+00	
0.02	1.24E+00	9.50E-01	7.16E-01	5.72E-01	4.97E-01	4.73E-01	1.29E+00	
0.03	6.77E-01	6.02E-01	5.34E-01	4.86E-01	4.58E-01	4.49E-01	6.79E-01	
0.05	3.39E-01	3.16E-01	2.95E-01	2.79E-01	2.69E-01	2.66E-01	3.39E-01	
0.06	3.09E-01	2.89E-01	2.72E-01	2.59E-01	2.51E-01	2.48E-01	3.09E-01	
0.07	3.14E-01	2.96E-01	2.78E-01	2.65E-01	2.57E-01	2.55E-01	3.13E-01	
0.1	4.08E-01	3.89E-01	3.70E-01	3.56E-01	3.47E-01	3.44E-01	4.05E-01	
0.15	6.57E-01	6.30E-01	6.05E-01	5.85E-01	5.71E-01	5.66E-01	6.53E-01	
0.2	9.33E-01	8.95E-01	8.61E-01	8.39E-01	8.27E-01	8.25E-01	9.19E-01	r
							(Continued	

<sup>14</sup>T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表	A.4.	1.3a	(続	き	)

E <sub>p</sub> /MeV	$d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)$ (pGy cm <sup>2</sup> ) for a radiation incidence at $arphi$								
	入射角度 $arphi$ の $d_{ m p\ local\ skin}$ ( $arphi$ )/(pGy cm²)								
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT		
0.3	1.44E+00	1.43E+00	1.40E+00	1.37E+00	1.35E+00	1.34E+00	1.30E+00		
0.5	2.11E+00	2.20E+00	2.24E+00	2.25E+00	2.24E+00	2.24E+00	1.73E+00		
0.662	2.50E+00	2.69E+00	2.79E+00	2.83E+00	2.85E+00	2.85E+00	1.99E+00		
0.7	2.59E+00	2.79E+00	2.91E+00	2.96E+00	2.98E+00	2.99E+00	2.05E+00		
1	3.17E+00	3.54E+00	3.77E+00	3.89E+00	3.95E+00	3.97E+00	2.45E+00		
1.25	3.57E+00	4.08E+00	4.39E+00	4.57E+00	4.65E+00	4.68E+00	2.73E+00		
1.5	3.92E+00	4.56E+00	4.97E+00	5.19E+00	5.30E+00	5.33E+00	2.98E+00		
2	4.50E+00	5.41E+00	6.00E+00	6.33E+00	6.49E+00	6.53E+00	3.43E+00		
3	5.27E+00	6.71E+00	7.73E+00	8.31E+00	8.59E+00	8.67E+00	4.13E+00		
5	5.60E+00	7.86E+00	9.76E+00	1.11E+01	1.18E+01	1.20E+01	4.94E+00		
10	4.93E+00	7.50E+00	9.93E+00	1.18E+01	1.30E+01	1.34E+01	4.92E+00		
15	4.72E+00	7.37E+00	9.92E+00	1.19E+01	1.32E+01	1.36E+01	4.88E+00		
20	4.68E+00	7.41E+00	1.01E+01	1.22E+01	1.35E+01	1.40E+01	4.93E+00		
30	4.76E+00	7.67E+00	1.05E+01	1.28E+01	1.43E+01	1.48E+01	5.13E+00		
50	5.02E+00	8.20E+00	1.14E+01	1.39E+01	1.55E+01	1.61E+01	5.51E+00		



図 A.4.1.3a 光子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。


表A.4.1.3b	光子空気カーマから	、ロッドファントム	上の局所皮膚におけ	る個人吸収線量~	▶の換算係数。

16

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)$ /(Gy Gy <sup>-1</sup> ) for a radiation incidence at $arphi$										
			入射角	度 $\varphi$ の $d_{pla}$	ocal skin ( $\varphi$ )/((	Gy Gy <sup>-1</sup> )						
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	90°					
0.002	1.55E-02	1.39E-02	9.96E-03	5.55E-03	2.21E-03	5.22E-04	0.00E+00					
0.003	2.62E-01	2.48E-01	2.10E-01	1.51E-01	8.84E-02	3.86E-02	9.81E-03					
0.004	5.38E-01	5.23E-01	4.81E-01	3.99E-01	2.77E-01	1.55E-01	5.96E-02					
0.005	7.31E-01	7.21E-01	6.85E-01	6.13E-01	4.73E-01	3.00E-01	1.42E-01					
0.007	8.97E-01	8.90E-01	8.77E-01	8.39E-01	7.35E-01	5.28E-01	3.04E-01					
0.01	9.76E-01	9.74E-01	9.69E-01	9.54E-01	9.03E-01	7.35E-01	4.93E-01					
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	9.95E-01	9.06E-01	7.33E-01					
0.02	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.00E+00	8.91E-01					
0.03	1.13E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.09E+00	1.03E+00					
0.05	1.19E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.11E+00					
0.06	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.13E+00					
0.07	1.20E+00	1.20E+00	1.20E+00	1.20E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.14E+00					
0.1	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00					
0.15	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00					
0.2	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.12E+00					
0.3	7.38E-01	7.52E-01	7.95E-01	8.53E-01	9.26E-01	9.91E-01	1.03E+00					
0.5	3.66E-01	3.80E-01	4.25E-01	5.00E-01	6.05E-01	7.15E-01	8.15E-01					
0.662	2.46E-01	2.60E-01	3.01E-01	3.73E-01	4.76E-01	5.98E-01	7.13E-01					
0.7	2.29E-01	2.41E-01	2.81E-01	3.51E-01	4.52E-01	5.74E-01	6.93E-01					
	1.05E-01	1.15E-01	1.48E-01	2.15E-01	3.30E-01	4.98E-01	6.90E-01					
1.25	1.00E-01	1.09E-01	1.3/E-01	1.91E-01	2.81E-01	4.05E-01	5.44E-01					
1.5	1.01E-01	1.08E-01	1.32E-01	1./6E-01	2.46E-01	3.35E-01	4.31E-01					
2	5.15E-02	5.66E-02	7.44E-02	1.13E-01	1.8/E-01	3.03E-01	4.49E-01					
3	2.93E-02	3.21E-02	4.28E-02	6.76E-02	1.21E-01	2.23E-01	3.66E-01					
5	1.44E-02	1.5/E-02	2.05E-02	3.22E-02	6.14E-02	1.28E-01	2.43E-01					
10	5.51E-03	5.93E-03	7.42E-03	1.12E-02	2.19E-02	5.26E-02	1.14E-01					
15	3.16E-03	3.40E-03	4.18E-03	6.18E-03	1.23E-02	3.19E-02	7.34E-02					
20	2.17E-03	2.31E-03	2.82E-03	4.12E-03	8.22E-03	2.25E-02	5.40E-02					
30	1.28E-03	7.105.04	1.65E-03	2.36E-03	4./8E-03	1.41E-02	3.54E-02					
50	6.81E-04	7.18E-04	8.56E-04	1.22E-03	2.52E-03	7.99E-03	2.11E-02					
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT					
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.33E-03					
0.003	6.25E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.32E-02					
0.004	9.55E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.81E-01					
0.005	3.52E-02	6.30E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.78E-01					
0.007	2 505 01	4 92E 02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.75E-01					
0.01	2.50E-01	2015 01	1.472-03	0.00E+00	4 FOE 02	5 00E 00	4.00E-01					
0.013	7 345.01	5.64E.01	4 25E-01	3.40E.01	2 955-01	2.072-02	744E.01					
0.02	9385-01	9.34E-01	740E-01	6 73E-01	6 35E-01	6.22E-01	941E-01					
0.05	1.05E+00	9.795.01	914E-01	9.44E.01	9.335-01	9.24E-01	1.05E±00					
0.06	1.03E+00	1.00E+00	9.42E-01	8 97E-01	8.69E-01	8 58E-01	1.032+00					
0.07	1.09E+00	1.03E+00	9.66F-01	921E-01	8 93F-01	8.86F-01	1.09E+00					
0.0	1.0F+00	1.05E+00	9.96E-01	9 59E-01	9 34F-01	9.26E-01	1.09E+00					
0.15	1.10E+00	1.05E+00	101E+00	9.76E-01	9 53E-01	9.44F-01	1.09E+00					
0.2	L09F+00	L04F+00	L01E+00	9.79E-01	9.65E-01	9.63E-01	L07E+00					
0.3	L04E+00	L03E+00	L01E+00	991F-01	9.76F-01	9.69E-01	9.40F-01					
0.5	8.87F-01	9.25F-01	9.42F-01	9.46F-01	9.42F-01	9.42F-01	7.27E-01	н				
0.442	8 03E-01	8.64F-01	8 97F-01	9.09E-01	9 I 6E-01	9 16E-01	6 39E-01	_ 11				

<sup>16</sup>T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

(Continued)

表 A.4.1.3b (続き)

.....

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p\ local\ skin}(arphi)/({ m Gy\ Gy^{-1}})$ for a radiation incidence at $arphi$										
	入射角度 $\varphi$ の $d_{ m p\ local\ skin}(\varphi)$ /(Gy Gy-1)											
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	_				
0.7	7.91E-01	8.52E-01	8.89E-01	9.04E-01	9.10E-01	9.13E-01	6.26E-01	_				
1	8.75E-01	1.02E+00	1.11E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.19E+00	6.65E-01					
1.25	6.70E-01	7.65E-01	8.23E-01	8.57E-01	8.72E-01	8.78E-01	5.12E-01					
1.5	5.16E-01	5.76E-01	6.13E-01	6.33E-01	6.43E-01	6.46E-01	3.99E-01					
2	5.95E-01	7.16E-01	7.94E-01	8.38E-01	8.59E-01	8.64E-01	4.54E-01					
3	5.28E-01	6.73E-01	7.75E-01	8.33E-01	8.61E-01	8.69E-01	4.14E-01					
5	3.95E-01	5.54E-01	6.88E-01	7.83E-01	8.32E-01	8.46E-01	3.48E-01					
10	2.04E-01	3.11E-01	4.12E-01	4.89E-01	5.39E-01	5.55E-01	2.04E-01					
15	1.37E-01	2.14E-01	2.88E-01	3.45E-01	3.83E-01	3.95E-01	1.42E-01					
20	1.03E-01	1.63E-01	2.23E-01	2.69E-01	2.98E-01	3.09E-01	1.09E-01					
30	6.94E-02	1.12E-01	1.53E-01	1.87E-01	2.08E-01	2.16E-01	7.48E-02					
50	4.21E-02	6.88E-02	9.56E-02	1.17E-01	1.30E-01	1.35E-01	4.62E-02					



図A.4.1.3b 光子空気カーマから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

<sup>17</sup> T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).



図 A.4.2.1 中性子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量 への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

表 A.4.2.1 中性子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量 への換算係数(Veinot *et al.*, 2020)。 <u>E/MeV</u> <u>d. local chin</u> (*a*)/ nGv cm<sup>2</sup> for a radiation incidence at *a* 

P <sup>nnev</sup>		<i>d</i> p local skin (	$\varphi$ // pGy cm <sup>2</sup> for a radiation incidence at $\varphi$						
		入	射角度 $\phi$ の	$d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)$	/ pGy cm <sup>2</sup>				
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°			
1.00E-09	3.63E+00	3.59E+00	3.25E+00	3.02E+00	2.60E+00	1.94E+00			
1.00E-08	2.22E+00	2.17E+00	2.02E+00	1.73E+00	1.40E+00	1.00E+00			
2.50E-08	2.03E+00	1.99E+00	1.81E+00	1.50E+00	1.16E+00	7.71E-01			
1.00E-07	1.96E+00	1.89E+00	1.72E+00	1.35E+00	1.01E+00	6.07E-01			
2.00E-07	1.98E+00	1.88E+00	1.68E+00	1.41E+00	9.90E-01	5.88E-01			
5.00E-07	2.04E+00	1.92E+00	1.75E+00	1.36E+00	9.48E-01	5.42E-01			
1.00E-06	2.05E+00	1.98E+00	1.72E+00	1.37E+00	9.55E-01	5.39E-01			
2.00E-06	2.06E+00	1.91E+00	1.75E+00	1.36E+00	9.23E-01	5.45E-01			
5.00E-06	1.98E+00	2.01E+00	1.69E+00	1.36E+00	8.73E-01	5.15E-01			
1.00E-05	2.01E+00	1.88E+00	1.73E+00	1.33E+00	8.99E-01	5.15E-01			
2.00E-05	1.94E+00	1.93E+00	1.62E+00	1.29E+00	8.91E-01	5.06E-01			
5.00E-05	1.82E+00	1.81E+00	1.56E+00	1.22E+00	7.80E-01	4.71E-01			
1.00E-04	1.80E+00	1.76E+00	1.57E+00	1.19E+00	8.22E-01	4.73E-01			
2.00E-04	1.81E+00	1.70E+00	1.51E+00	1.19E+00	7.94E-01	4.54E-01			
5.00E-04	1.69E+00	1.67E+00	1.46E+00	1.18E+00	8.31E-01	4.83E-01			
1.00E-03	1.73E+00	1.65E+00	1.52E+00	1.19E+00	8.56E-01	5.25E-01			
2.00E-03	1.78E+00	1.70E+00	1.55E+00	1.31E+00	9.66E-01	6.38E-01			
5.00E-03	2.07E+00	2.05E+00	1.82E+00	1.58E+00	1.22E+00	9.58E-01			
1.00E-02	2.54E+00	2.42E+00	2.23E+00	2.03E+00	1.76E+00	1.47E+00			
2.00E-02	3.32E+00	3.38E+00	3.20E+00	2.96E+00	2.75E+00	2.42E+00			
3.00E-02	4.18E+00	4.12E+00	3.83E+00	3.76E+00	3.61E+00	3.09E+00			
5.00E-02	5.59E+00	5.49E+00	5.32E+00	5.35E+00	4.98E+00	4.79E+00			
7.00E-02	6.84E+00	6.46E+00	6.65E+00	6.47E+00	6.43E+00	5.78E+00			
1.00E-01	8.42E+00	8.36E+00	8.37E+00	7.87E+00	7.94E+00	7.49E+00			
1.50E-01	1.06E+01	1.06E+01	1.05E+01	1.01E+01	1.02E+01	9.48E+00			
2.00E-01	1.24E+01	1.22E+01	1.21E+01	1.18E+01	1.21E+01	1.11E+01			
3.00E-01	1.54E+01	1.53E+01	1.53E+01	1.49E+01	1.55E+01	1.40E+01			
5.00E-01	1.89E+01	1.92E+01	1.95E+01	1.95E+01	1.98E+01	1.82E+01			
7.00E-01	2.21E+01	2.26E+01	2.27E+01	2.22E+01	2.27E+01	2.13E+01			
9.00E-01	2.61E+01	2.60E+01	2.60E+01	2.60E+01	2.62E+01	2.45E+01			
1.00E+00	3.19E+01	3.30E+01	3.33E+01	3.16E+01	3.19E+01	2.91E+01			
1.20E+00	2.95E+01	2.73E+01	2.96E+01	2.93E+01	3.02E+01	2.80E+01			
1.50E+00	3.15E+01	2.96E+01	3.18E+01	3.16E+01	3.27E+01	3.09E+01			
2.00E+00	3.51E+01	3.52E+01	3.59E+01	3.64E+01	3.68E+01	3.70E+01			
3.00E+00	3.57E+01	3.51E+01	3.74E+01	3.93E+01	4.19E+01	4.34E+01			
4.00E+00	3.43E+01	3.53E+01	3.68E+01	4.04E+01	4.62E+01	4.93E+01			
5.00E+00	3.08E+01	3.16E+01	3.26E+01	3.62E+01	4.20E+01	4.75E+01			
6.00E+00	3.03E+01	3.15E+01	3.27E+01	3.65E+01	4.17E+01	4.77E+01			
7.00E+00	2.59E+01	2.62E+01	2.78E+01	3.18E+01	3.71E+01	4.44E+01			
8.00E+00	2.51E+01	2.59E+01	2.72E+01	3.09E+01	3.69E+01	4.46E+01			
9.00E+00	2.75E+01	2.77E+01	2.88E+01	3.32E+01	3.86E+01	4.67E+01			
1.00E+01	2.86E+01	2.87E+01	3.01E+01	3.40E+01	3.99E+01	4.80E+01			
1.20E+01	3.09E+01	3.19E+01	3.40E+01	3.75E+01	4.30E+01	5.17E+01			
1.40E+01	3.05E+01	3.01E+01	3.23E+01	3.63E+01	4.30E+01	5.14E+01			
1.50E+01	3.21E+01	3.18E+01	3.37E+01	3.80E+01	4.41E+01	5.45E+01			
1.60E+01	3.08E+01	3.19E+01	3.29E+01	3.78E+01	4.32E+01	5.20E+01			
1.80E+01	2.98E+01	2.89E+01	3.10E+01	3.55E+01	4.21E+01	5.31E+01			
2.00E+01	2.88E+01	2.96E+01	3.11E+01	3.53E+01	4.17E+01	5.37E+01			
3.00E+01	2.91E+01	3.03E+01	3.07E+01	3.67E+01	4.25E+01	5.33E+01			
5.00E+01	2.33E+01	2.34E+01	2.38E+01	2.92E+01	3.69E+01	4.76E+01			

表 A.4.2.2 中性子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

P
---

## $d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)/( m pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at arphi

	入射角度 $\varphi$ の $d_{\rm p\ local\ skin}$ ( $\varphi$ )/(pGy cm <sup>2</sup> )									
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	<b>60</b> °	75°	<b>90</b> °			
1.00E-09	3.14E+00	3.10E+00	2.97E+00	2.83E+00	2.52E+00	2.02E+00	7.31E-01			
1.00E-08	1.77E+00	1.72E+00	1.67E+00	1.52E+00	1.34E+00	1.09E+00	5.71E-01			
2.50E-08	1.44E+00	1.43E+00	1.35E+00	1.24E+00	1.12E+00	9.15E-01	5.48E-01			
1.00E-07	1.18E+00	1.18E+00	1.10E+00	1.06E+00	9.44E-01	7.79E-01	5.71E-01			
2.00E-07	1.09E+00	1.08E+00	1.05E+00	9.80E-01	8.91E-01	7.72E-01	6.18E-01			
5.00E-07	9.87E-01	1.01E+00	9.43E-01	8.85E-01	8.62E-01	7.55E-01	6.14E-01			
1.00E-06	9.36E-01	9.21E-01	8.71E-01	8.59E-01	8.10E-01	6.95E-01	6.19E-01			
2.00E-06	8.41E-01	8.17E-01	8.26E-01	8.01E-01	7.45E-01	7.07E-01	5.98E-01			
5.00E-06	7.95E-01	7.97E-01	7.60E-01	7.33E-01	6.88E-01	6.43E-01	5.69E-01			
1.00E-05	7.34E-01	7.17E-01	7.44E-01	7.06E-01	6.69E-01	6.17E-01	5.22E-01			
2.00E-05	6.98E-01	6.84E-01	6.89E-01	6.39E-01	6.05E-01	5.67E-01	5.11E-01			
5.00F-05	6.31E-01	6.01E-01	6.06E-01	5.81E-01	5.70E-01	5.25E-01	4.97F-01			
1.00F-04	5.65E-01	5.44E-01	5.77E-01	5.68F-01	5.20F-01	4.88F-01	4.55E-01			
2.00E-04	5.35E-01	5.31E-01	5.38E-01	5.12E-01	4.93E-01	4.93E-01	4.50E-01			
5.00F-04	5.25E-01	5.37E-01	5.28E-01	5.14E-01	5.04F-01	4.75F-01	4.44F-01			
L00E-03	5.50E-01	5.65E-01	5.53E-01	5.22E-01	5.14E-01	5.12E-01	4.42F-01			
2.00F-03	6.08E-01	6.05E-01	6.24E-01	6 20E-01	6 08E-01	5.90E-01	5.17E-01			
5.00E-03	8 93E-01	8 78E-01	8 97E-01	8 87E-01	9.02E-01	9.03E-01	7 14F-01			
1.00E-02	135E+00	134E+00	134E+00	137E+00	1.40E+00	139E+00	1.04E+00			
2.00E-02	2.23E+00	2.24E+00	2.25E+00	2.28E+00	2 33E+00	236E+00	1.78E+00			
3.00E-02	2.23E+00	2.24E+00	3.07E+00	2.20E+00	2.33E+00	2.30E+00	2.43E+00			
5.00E-02	3.04E+00	4.44E±00	4.47E+00	4 545+00	447E+00	474E+00	2.45E+00			
7.00E-02	F45E+00	5.45E+00	5 70E+00	F 90E+00	5.0/E+00	4.050+00	3.03E+00			
1.00E-01	7.19E±00	3.63E+00 7.17E±00	3.70E+00 7.22E±00	7.24E±00	7 54E+00	7.70E+00	4.09E+00			
	9.77E+00	9.29E±00	9.250+00	9.495+00	9.74E+00	0.04E+00	0.07E+00			
2.00E-01	9.27E+00	9.26E+00	9.33E+00	1.12E+01	1155+01	1.19E±01	9.97E+00			
2.00E-01				1.12E+01		1.100 + 01	1.20E+01			
5.00E-01	1.402+01	1.402+01	1.402+01	1.420+01	1.452+01	1.462+01	1.200 + 01			
7.000-01	20(5+0)	20(5+0)	2.000 + 01	2.120.01	2.100 1.01	2.245 + 01	2.075 + 01			
7.00E-01	2.06E+01	2.06E+01	2.08E + 01	2.12E+01	2.160 + 01	2.24E + 01	2.072 + 01			
9.00E-01	2.412+01	2.412+01	2.43E+01	2.46E±01	2.52E+01	2.58E+01	2.39E+01			
1.00E+00	3.05E+01	3.05E+01	3.03E+01	3.02E+01	3.04E±01	3.07E±01	2.74E + 01			
	2.776 + 01	2.776 - 01	2.76E + 01	2.000 + 01	2.03E + 01	2.720+01	2.73ET01			
1.50E+00	2.76E + 01	2.76E + 01	2.976 + 01	3.00E+01	3.0/E+01	3.16E + 01	3.02E±01			
2.00E+00	3.32E+01	3.26E+01	3.25E+01	3.34E±01	3.41E±01	3.45E±01	3.47E±01			
3.00E+00	3.24E+01	3.34E±01	3.27E+01	3.70E+01	3.70E+01	4.000 + 01	4.02E+01			
4.00E+00	3.15E+01	3.14E±01	3.276±01	3.62E±01	4.14E±01	4.58E±01	4.78E±01			
5.00E+00	2.792 + 01	2.800 + 01	2.74E + 01	3.200 + 01	3.67E + 01	4.270	4.05E + 01			
6.00E+00	2.71E+01	2.70E+01	2.82E+01	3.15E+01	3.58E+01	4.31E+01	4.85E+01			
7.00E+00	2.20E+01	2.30E+01	2.34E+01	2.76E+01	3.33E+01	4.03E+01	4.65E+01			
8.00E+00	2.16E+01	2.19E+01	2.40E+01	2.73E+01	3.15E+01	4.11E+01	4.63E+01			
9.00E+00	2.33E+01	2.35E+01	2.43E+01	2.80E+01	3.36E+01	4.03E+01	4.8/E+01			
1.00E+01	2.42E+01	2.43E+01	2.59E+01	2.99E+01	3.45E+01	4.31E+01	4.99E+01			
1.20E+01	2.62E+01	2.70E+01	2.77E+01	3.18E+01	3.6/E+01	4.63E+01	5.46E+01			
1.40E+01	2.55E+01	2.53E+01	2.74E+01	3.06E+01	3.44E+01	4.33E+01	5.21E+01			
1.50E+01	2.71E+01	2.74E+01	2.8/E+01	3.32E+01	3.77E+01	4.71E+01	5.58E+01			
1.60E+01	2.66E+01	2.6/E+01	2.83E+01	3.20E+01	3.76E+01	4.55E+01	5.42E+01			
1.80E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.68E+01	2.99E+01	3.43E+01	4.51E+01	5.47E+01			
2.00E+01	2.54E+01	2.54E+01	2.69E+01	3.01E+01	3.53E+01	4.48E+01	5.28E+01			
3.00E+01	2.74E+01	1.97E+01	2.71E+01	3.11E+01	3.69E+01	4.44E+01	5.38E+01			
5.00E+01	2.00E+01	1.60E+01	2.24E+01	2.50E+01	3.07E+01	3.84E+01	4.88E+01			

(Continued)

# 表 A.4.2.2(続き)

E <sub>p</sub> /MeV
---------------------

## $d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)/( m pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at arphi

	105°	I 20°	135°	150°	165°	180°	ROT
1.00E-09	2.13E-01	1.78E-01	1.52E-01	1.45E-01	1.40E-01	1.42E-01	1.39E+00
1.00E-08	2.47E-01	2.07E-01	1.87E-01	1.67E-01	1.72E-01	1.60E-01	8.22E-01
2.50E-08	2.77E-01	2.39E-01	2.11E-01	1.91E-01	1.91E-01	1.80E-01	7.10E-01
1.00E-07	3.75E-01	3.10E-01	2.86E-01	2.68E-01	2.54E-01	2.59E-01	6.55E-01
2.00E-07	4.12E-01	3.55E-01	3.24E-01	2.93E-01	2.87E-01	2.82E-01	6.46E-01
5.00E-07	4.77E-01	4.04E-01	3.79E-01	3.57E-01	3.45E-01	3.25E-01	6.41E-01
1.00E-06	4.99E-01	4.28E-01	3.91E-01	3.76E-01	3.62E-01	3.53E-01	6.23E-01
2.00E-06	4.98E-01	4.44E-01	3.94E-01	3.94E-01	3.77E-01	3.59E-01	6.00E-01
5.00E-06	5.01E-01	4.44E-01	4.25E-01	3.99E-01	3.73E-01	3.72E-01	5.75E-01
1.00E-05	4.88E-01	4.26E-01	4.18E-01	4.02E-01	3.78E-01	3.77E-01	5.54E-01
2.00E-05	4.63E-01	4.27E-01	4.00E-01	3.94E-01	3.70E-01	3.55E-01	5.22E-01
5.00E-05	4.28E-01	4.06E-01	3.91E-01	3.86E-01	3.47E-01	3.57E-01	4.86E-01
1.00E-04	4.28E-01	3.92E-01	3.67E-01	3.63E-01	3.40E-01	3.43E-01	4.58E-01
2.00E-04	4.07E-01	3.70E-01	3.50E-01	3.51E-01	3.30E-01	3.22E-01	4.37E-01
5.00E-04	3.94E-01	3.53E-01	3.43E-01	3.20E-01	3.29E-01	3.25E-01	4.30E-01
1.00E-03	3.69E-01	3.30E-01	3.15E-01	3.09E-01	2.98E-01	3.04E-01	4.30E-01
2.00E-03	3.39E-01	3.22E-01	3.05E-01	3.00E-01	2.92E-01	2.86E-01	4.65E-01
5.00E-03	3.81E-01	3.04E-01	2.95E-01	2.81E-01	2.64E-01	2.73E-01	6.06E-01
1.00E-02	4.33E-01	3.11E-01	2.90E-01	2.77E-01	2.61E-01	2.69E-01	8.56E-01
2.00E-02	5.80E-01	3.24E-01	2.71E-01	2.57E-01	2.62E-01	2.56E-01	1.35E+00
3.00E-02	7.50E-01	3.61E-01	2.83E-01	2.43E-01	2.50E-01	2.33E-01	1.80E+00
5.00E-02	1.11E+00	4.48E-01	3.00E-01	2.60E-01	2.54E-01	2.54E-01	2.61E+00
7.00E-02	1.52E+00	5.59E-01	3.49E-01	2.80E-01	2.57E-01	2.59E-01	3.31E+00
1.00E-01	2.12E+00	7.55E-01	4.33E-01	3.49E-01	2.90E-01	2.66E-01	4.23E+00
1.50E-01	3.09E+00	1.22E+00	6.34E-01	4.51E-01	3.63E-01	3.41E-01	5.54E+00
2.00E-01	4.09E+00	1.72E+00	9.21E-01	5.81E-01	4.90E-01	4.51E-01	6.68E+00
3.00E-01	5.98E+00	2.79E+00	1.54E+00	1.05E+00	8.03E-01	7.54E-01	8.65E+00
5.00E-01	9.36E+00	4.76E+00	2.93E+00	2.12E+00	1.71E+00	1.60E+00	1.16E+01
7.00E-01	1.23E+01	7.15E+00	4.94E+00	3.62E+00	3.03E+00	2.91E+00	1.42E+01
9.00E-01	1.51E+01	8.94E+00	6.42E+00	4.80E+00	4.12E+00	3.90E+00	1.68E+01
1.00E+00	1.54E+01	8.13E+00	5.11E+00	3.90E+00	3.32E+00	3.11E+00	1.93E+01
1.20E+00	1.84E+01	1.21E+01	9.05E+00	7.10E+00	6.05E+00	5.91E+00	1.99E+01
1.50E+00	2.15E+01	1.54E+01	1.18E+01	9.56E+00	8.39E+00	8.16E+00	2.23E+01
2.00E+00	2.66E+01	1.94E+01	1.54E+01	1.35E+01	1.22E+01	1.17E+01	2.59E+01
3.00E+00	3.12E+01	2.67E+01	2.26E+01	1.95E+01	1.83E+01	1.80E+01	3.04E+01
4.00E+00	3.77E+01	3.19E+01	2.73E+01	2.39E+01	2.26E+01	2.20E+01	3.38E+01
5.00E+00	4.10E+01	3.56E+01	3.11E+01	2.86E+01	2.68E+01	2.59E+01	3.40E+01
6.00E+00	4.34E+01	3.84E+01	3.30E+01	3.12E+01	2.89E+01	2.89E+01	3.47E+01
7.00E+00	4.52E+01	4.00E+01	3.68E+01	3.42E+01	3.23E+01	3.28E+01	3.42E+01
8.00E+00	4.82E+01	4.45E+01	3.98E+01	3.62E+01	3.48E+01	3.41E+01	3.53E+01
9.00E+00	4.76E+01	4.44E+01	4.13E+01	3.88E+01	3.66E+01	3.67E+01	3.64E+01
1.00E+01	5.16E+01	4.95E+01	4.37E+01	4.15E+01	3.96E+01	3.90E+01	3.88E+01
1.20E+01	5.48E+01	5.29E+01	4.97E+01	4.56E+01	4.44E+01	4.45E+01	4.22E+01
1.40E+01	5.44E+01	5.46E+01	5.17E+01	4.91E+01	4.68E+01	4.69E+01	4.21E+01
1.50E+01	5.89E+01	5.77E+01	5.38E+01	5.08E+01	4.95E+01	4.83E+01	4.49E+01
1.60E+01	5.74E+01	5.64E+01	5.49E+01	5.25E+01	5.24E+01	5.03E+01	4.47E+01
1.80E+01	5.72E+01	5.93E+01	5.68E+01	5.47E+01	5.27E+01	5.26E+01	4.47E+01
2.00E+01	5.83E+01	5.87E+01	5.95E+01	5.63E+01	5.48E+01	5.62E+01	4.53E+01
3.00E+01	5.85E+01	6.40E+01	6.53E+01	6.30E+01	6.32E+01	6.38E+01	4.76E+01
5.00E+01	5.97E+01	6.66E+01	7.19E+01	6.95E+01	7.25E+01	7.31E+01	4.73E+01

## 入射角度 $\varphi$ の $d_{p \ local \ skin}$ ( $\varphi$ )/(pGy cm<sup>2</sup>)



図 A.4.2.2 中性子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

表 A.4.2.3 中性子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数

(Veinot <i>et al.</i> , 2020) $_{\circ}$									
E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p\ local}$	<sub>skin</sub> ( <i>φ</i> )/(pC	y cm²) for	a radiatio	on incidend	ce at $\varphi$		
			入射角度	${\circlet} arphi \mathcal{O} d_{ m p \ loc}$	$_{ m skin}(\varphi)/(p$	oGy cm <sup>2</sup> )			
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	<b>75</b> °	<b>90</b> °		
1.00E-09	2.66E+00	2.64E+00	2.58E+00	2.45E+00	2.12E+00	1.64E+00	1.07E+00		
1.00E-08	1.22E+00	1.21E+00	1.18E+00	1.13E+00	1.05E+00	8.68E-01	6.42E-01		
2.50E-08	8.56E-01	8.59E-01	8.45E-01	8.21E-01	7.51E-01	6.35E-01	5.25E-01		
1.00E-07	4.95E-01	4.94E-01	4.85E-01	4.79E-01	4.61E-01	4.24E-01	3.68E-01		
2.00E-07	3.80E-01	3.76E-01	3.76E-01	3.72E-01	3.68E-01	3.47E-01	3.12E-01		
5.00E-07	2.55E-01	2.58E-01	2.61E-01	2.58E-01	2.58E-01	2.50E-01	2.31E-01		
1.00E-06	1.95E-01	2.03E-01	2.01E-01	2.00E-01	2.04E-01	1.98E-01	1.85E-01		
2.00E-06	1.44E-01	1.44E-01	1.46E-01	1.49E-01	1.50E-01	1.46E-01	1.41E-01		
5.00E-06	1.03E-01	1.01E-01	1.05E-01	1.11E-01	1.16E-01	1.15E-01	1.11E-01		
1.00E-05	8.05E-02	8.01E-02	8.09E-02	8.59E-02	8.89E-02	8.81E-02	8.69E-02		
2.00E-05	6.64E-02	6.67E-02	6.86E-02	6.95E-02	7.06E-02	7.01E-02	6.99E-02		
5.00E-05	5.28E-02	5.17E-02	5.36E-02	5.47E-02	5.74E-02	5.68E-02	5.57E-02		
1.00E-04	4.71E-02	4.78E-02	4.81E-02	4.91E-02	4.95E-02	5.09E-02	4.94E-02		
2.00E-04	5.03E-02	4.93E-02	5.02E-02	5.03E-02	5.34E-02	5.16E-02	4.84E-02		
5.00E-04	7.24E-02	7.25E-02	7.33E-02	7.49E-02	6.85E-02	7.31E-02	6.12E-02		
1.00E-03	1.21E-01	1.21E-01	1.22E-01	1.23E-01	1.19E-01	1.16E-01	1.02E-01		
2.00E-03	2.20E-01	2.22E-01	2.24E-01	2.27E-01	2.23E-01	2.15E-01	1.88E-01		
5.00E-03	5.21E-01	5.23E-01	5.26E-01	5.33E-01	5.31E-01	5.11E-01	4.48E-01		
1.00E-02	9.99E-01	1.00E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.87E-01	8.69E-01		
2.00E-02	1.89E+00	1.89E+00	1.90E+00	1.93E+00	1.93E+00	1.87E+00	1.66E+00		
3.00E-02	2.69E+00	2.70E+00	2.72E+00	2.75E+00	2.76E+00	2.69E+00	2.39E+00		
5.00E-02	4.11E+00	4.10E+00	4.12E+00	4.17E+00	4.19E+00	4.10E+00	3.67E+00		
7.00E-02	5.30E+00	5.28E+00	5.32E+00	5.38E+00	5.42E+00	5.31E+00	4.79E+00		
1.00E-01	6.77E+00	6.78E+00	6.82E+00	6.90E+00	6.96E+00	6.85E+00	6.26E+00		
1.50E-01	8.80E+00	8.81E+00	8.86E+00	8.95E+00	9.06E+00	8.93E+00	8.25E+00		
2.00E-01	1.06E+01	1.05E+01	1.05E+01	1.06E+01	1.07E+01	1.07E+01	9.88E+00		
3.00E-01	1.33E+01	1.32E+01	1.33E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.25E+01		
							(Continued)	Н	

#### 表 A.4.2.3 (続き)

± <sub>p</sub> /MeV	d <sub>p local skin</sub> ( <i>φ</i> )/(pGy cm²) for a radiation incidence at <i>φ</i> 入射角度 <i>φ</i> の d <sub>p local skin</sub> ( <i>φ</i> )/(pGy cm²)									
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	90°			
5.00E-01	1.66E+01	1.66E+01	1.67E+01	1.69E+01	1.72E+01	1.73E+01	1.66E+01			
7.00E-01	1.96E+01	1.96E+01	1.97E+01	1.99E+01	2.01E+01	2.03E+01	1.95E+01			
9.00E-01	2.26E+01	2.26E+01	2.27E+01	2.29E+01	2.31E+01	2.32E+01	2.23E+01			
1.00F+00	2.77F+01	2.77F+01	2.76F+01	2.75E+01	2.74F+01	2.72F+01	2.57E+01			
1.20F+00	2.59F+01	2.59F+01	2.60F+01	2.61F+01	2.61F+01	2.63E+01	2.54F+01			
1.50F+00	2.80F+01	2.79E+01	2.81F+01	2.81F+01	2.81E+01	2.84F+01	2.77E+01			
2.00E+00	3.12E+01	3.12E+01	3.12E+01	3.15E+01	3.17E+01	3.12E+01	3.06E+01			
3.00E+00	3.12E+01	3.17E+01	3.25E+01	3.42E+01	3.58E+01	3.65E+01	3.66E+01			
4.00F+00	2.97E+01	3.02E+01	3.15E+01	3.40F+01	3.69E+01	3.92E+01	4.17E+01			
5.00E+00	2.59E+01	2.65E+01	2.82E+01	3.08E+01	3.45E+01	3.80E+01	4.16E+01			
5.00E+00	2.37E+01	2.65E+01	2.61E+01	2.93E+01	3.30E+01	3.76E+01	4 14E+01			
7.00E+00	2.07E+01	2.10E+01	2.01E+01	2.66E+01	3 10E+01	3 59E+01	4 15E+01			
00E+00	2.07E+01	2.095±01	2.302+01	2.502+01	2015-01	2 575+01	4.09E±01			
0.00E+00	2.032+01	2.082+01	2.240	2.520+01	2 12E+01	2 705+01	4 20E+01			
1.00E+01	2.132+01	2.172+01	2.320+01	2.620 + 01	3.12E+01	2 72E+01	4.302+01			
1.000 + 01	2.172+01	2.212+01	2.420 + 01	2.072+01	3.17E+01	3.73E+01	4.700+01			
1.202+01	2.4/E+01	2.472+01	2.672+01	3.02E+01	3.4/E+01	4.072+01	4.720+01			
	2.402+01	2.502+01	2.572+01	2.732+01	2 525+01	4.062+01	4.772+01			
1.502+01	2.572+01	2.500 +01	2.672+01	3.04E+01	3.52E+01	4.14E+01	4.702+01			
1.802+01	2.532+01	2.372+01	2.742+01	2 90 E + 01	3.36E+01	2045-01	4.032+01			
1.60E+01	2.472 - 01	2.400 + 01	2.572 + 01	2.900 + 01	3.31E+01	3.76E + 01	4.03E+01			
2.000 + 01	2.45E+01	2.400 - 01	2.300 + 01	2.000 + 01	3.30E + 01	3.910 + 01	4.05E+01			
3.00E+01	2.612+01	2.612+01	2.73E+01	3.06E+01	3.33E+01	3.90E+01	4.56E+01			
5.00E+01	2.02E+01	2.04E+01	2.22E+01	2.37E+01	2.79E+01	3.2/E+01	3.91E+01			
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT			
1.00E-09	6.44E-01	2.56E-01	1.51E-01	1.30E-01	1.30E-01	1.28E-01	1.27E+00			
I.00E-08	4.38E-01	2.64E-01	1.80E-01	1.58E-01	1.46E-01	1.46E-01	6.63E-01			
2.50E-08	3.78E-01	2.56E-01	1.91E-01	1.62E-01	1.53E-01	1.52E-01	5.08E-01			
1.00E-07	2.96E-01	2.35E-01	1.94E-01	1.76E-01	1.62E-01	1.58E-01	3.41E-01			
2.00E-07	2.65E-01	2.25E-01	1.94E-01	1.72E-01	1.66E-01	1.64E-01	2.88E-01			
5.00E-07	2.06E-01	1.83E-01	1.62E-01	1.51E-01	1.47E-01	1.44E-01	2.14E-01			
1.00E-06	1.71E-01	1.54E-01	1.36E-01	1.30E-01	1.27E-01	1.28E-01	1.72E-01			
2.00E-06	1.29E-01	1.24E-01	1.17E-01	1.08E-01	1.05E-01	1.03E-01	1.33E-01			
5.00E-06	1.06E-01	9.50E-02	9.12E-02	8.64E-02	8.57E-02	8.59E-02	1.03E-01			
1.00E-05	8.49E-02	8.00E-02	7.61E-02	7.32E-02	7.03E-02	7.00E-02	8.13E-02			
2.00E-05	6.78E-02	6.56E-02	6.24E-02	6.04E-02	5.85E-02	5.77E-02	6.71E-02			
5.00E-05	5.38E-02	4.96E-02	4.70E-02	4.56E-02	4.62E-02	4.60E-02	5.25E-02			
1.00E-04	4.65E-02	4.35E-02	3.95E-02	3.72E-02	3.74E-02	3.67E-02	4.63E-02			
2.00E-04	4.44E-02	4.00E-02	3.50E-02	3.33E-02	3.01E-02	3.14E-02	4.25E-02			
5.00E-04	5.79E-02	4.65E-02	3.66E-02	3.31E-02	3.00E-02	3.06E-02	5.59E-02			
I.00E-03	8.47E-02	6.78E-02	4.65E-02	3.61E-02	3.28E-02	3.19E-02	8.70E-02			
2.00E-03	1.54E-01	1.17E-01	8.00E-02	5.91E-02	5.16E-02	5.13E-02	1.57E-01			
5.00E-03	3.66E-01	2.64E-01	1.88E-01	1.38E-01	1.19E-01	1.15E-01	3.72E-01			
1.00E-02	7.10E-01	5.16E-01	3.66E-01	2.71E-01	2.35E-01	2.31E-01	7.20E-01			
2.00E-02	1.35E+00	1.00E+00	7.20E-01	5.45E-01	4.81E-01	4.67E-01	1.37E+00			
3.00E-02	1.98E+00	1.48E+00	1.08E+00	8.29E-01	7.33E-01	7.12E-01	1.98E+00			
5.00E-02	3.08E+00	2.39E+00	1.74E+00	1.39E+00	1.25E+00	1.24E+00	3.07E+00			
7.00E-02	4.09E+00	3.18E+00	2.42E+00	1.97E+00	1.80E+00	1.76E+00	4.04E+00			
1.00E-01	5.43E+00	4.33E+00	3.38E+00	2.78E+00	2.61E+00	2.58E+00	5.32E+00			
1.50E-01	7.16E+00	5.97E+00	4.81E+00	4.04E+00	3.84E+00	3.78E+00	7.08E+00			
							15			

#### (m)(nGv (2) for diatio ٦ ir cide ət

#### 表 A.4.2.3(続き)

E <sub>p</sub> /MeV	d <sub>p local skin</sub> (φ)/(pGy cm <sup>2</sup> ) for a radiation incidence at φ 入射角度 φの d <sub>p local skin</sub> (φ)/(pGy cm <sup>2</sup> )							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
5.00E-01	1 66E+01	1.66E+01	1.67E+01	1.69E+01	1 72E+01	173E+01	1 66E+01	
7.00E-01	1.96E+01	1.96E+01	1.07E+01	1.99E+01	201E+01	2.03E+01	195E+01	
9.00E-01	2.26E+01	2.26E+01	2.27E+01	2 29E+01	231E+01	2.32E+01	2 23E+01	
L00E+00	2.202 + 01	2.20E+01	2.76E+01	2.75E+01	2.01E+01	2.52E+01	2.57E+01	
1.00E+00	2.59E+01	2.59E+01	2.60E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.63E+01	2.57E+01	
1.50E+00	2.80E+01	2.37E+01	2.81E+01	2.81E+01	2.81E+01	2.84E+01	2.77E+01	
2.00E+00	3 12E+01	3.12E+01	3.12E+01	3 15E+01	3.17E+01	3 12E+01	3.06E+01	
3.00E+00	3.12E+01	3.17E+01	3.25E+01	3.42E+01	3.58E+01	3.65E+01	3.66E+01	
4 00E+00	2.97E+01	3.02E+01	3.15E+01	3 40E+01	3.69E+01	3.92E+01	4 17E+01	
5 00E+00	2.59E+01	2.65E+01	2.82E+01	3.08E+01	345E+01	3.80E+01	4 I6E+01	
6.00E+00	2.37E+01	2.46E+01	2.61E+01	2.93E+01	3.30E+01	3.76E+01	4.14F+01	
7.00E+00	2.07E+01	2.14E+01	2.30E+01	2.66E+01	3.10E+01	3.59E+01	4.15E+01	
8.00E+00	2.07E+01	2.09E+01	2.30E+01	2.502+01	301E+01	3.57E+01	408E+01	
9.00E+00	2.03E+01	2.00E+01	2.24E+01	2.52E+01	3.12E+01	3 70E+01	430E+01	
1.00E+01	2.13E+01	2215+01	2.32E+01	2.62E+01	3.12E+01	3.73E+01	4.40E+01	
1.00E+01	2.17E+01	2.49E+01	2.42E+01	3.02E+01	3.47E+01	4.09E+01	472E+01	
1.20E+01	2.47E+01	2.50E+01	2.57E+01	2.93E+01	3.44E+01	4.04E+01	477E+01	
1.400 + 01	2.402+01	2.502+01	2.572+01	2.932+01	2 525+01	4.14E±01	470E+01	
1.500 + 01	2.572+01	2.582+01	2.074E+01	3.04E+01	2 545+01	417E+01	4.92E±01	
1.800 + 01	2.332+01	2.372+01	2.742+01	2 90E+01	2 2 I E + 01	2 94E±01	4.63E+01	
1.60E+01	2.472+01	2.400+01	2.572+01	2.902+01	3.31E+01	3.76E+01	4.65E+01	
2.000 + 01	2.432+01	2.402+01	2.362+01	2.000 + 01	2.200	3.91E+01	4.652+01	
5.00E+01	2.012+01	2.012 + 01	2.732 + 01	3.000 + 01	3.33E + 01	3.70E+01	7.50E + 01	
5.00E+01		2.04E±01	2.222 + 01	2.372+01	2.79E+UI	3.272+01	3.912+01	
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	
1.00E-09	6.44E-01	2.56E-01	1.51E-01	1.30E-01	1.30E-01	1.28E-01	1.27E+00	
1.00E-08	4.38E-01	2.64E-01	1.80E-01	1.58E-01	1.46E-01	1.46E-01	6.63E-01	
2.50E-08	3.78E-01	2.56E-01	1.91E-01	1.62E-01	1.53E-01	1.52E-01	5.08E-01	
1.00E-07	2.96E-01	2.35E-01	1.94E-01	1.76E-01	1.62E-01	1.58E-01	3.41E-01	
2.00E-07	2.65E-01	2.25E-01	1.94E-01	1.72E-01	1.66E-01	1.64E-01	2.88E-01	
5.00E-07	2.06E-01	1.83E-01	1.62E-01	1.51E-01	1.47E-01	1.44E-01	2.14E-01	
1.00E-06	1.71E-01	1.54E-01	1.36E-01	1.30E-01	1.27E-01	1.28E-01	1.72E-01	
2.00E-06	1.29E-01	1.24E-01	1.17E-01	1.08E-01	1.05E-01	1.03E-01	1.33E-01	
5.00E-06	1.06E-01	9.50E-02	9.12E-02	8.64E-02	8.57E-02	8.59E-02	1.03E-01	
1.00E-05	8.49E-02	8.00E-02	7.61E-02	7.32E-02	7.03E-02	7.00E-02	8.13E-02	
2.00E-05	6.78E-02	6.56E-02	6.24E-02	6.04E-02	5.85E-02	5.77E-02	6.71E-02	
5.00E-05	5.38E-02	4.96E-02	4.70E-02	4.56E-02	4.62E-02	4.60E-02	5.25E-02	
1.00E-04	4.65E-02	4.35E-02	3.95E-02	3.72E-02	3.74E-02	3.67E-02	4.63E-02	
2.00E-04	4.44E-02	4.00E-02	3.50E-02	3.33E-02	3.01E-02	3.14E-02	4.25E-02	
5.00E-04	5.79E-02	4.65E-02	3.66E-02	3.31E-02	3.00E-02	3.06E-02	5.59E-02	
1.00E-03	8.47E-02	6.78E-02	4.65E-02	3.61E-02	3.28E-02	3.19E-02	8.70E-02	
2.00E-03	1.54E-01	1.17E-01	8.00E-02	5.91E-02	5.16E-02	5.13E-02	1.57E-01	
5.00E-03	3.66E-01	2.64E-01	1.88E-01	1.38E-01	1.19E-01	1.15E-01	3.72E-01	
1.00E-02	7.10E-01	5.16E-01	3.66E-01	2.71E-01	2.35E-01	2.31E-01	7.20E-01	
2.00E-02	1.35E+00	1.00E+00	7.20E-01	5.45E-01	4.81E-01	4.67E-01	1.37E+00	
3.00E-02	1.98E+00	1.48E+00	1.08E+00	8.29E-01	7.33E-01	7.12E-01	1.98E+00	
5.00E-02	3.08E+00	2.39E+00	1.74E+00	1.39E+00	1.25E+00	1.24E+00	3.07E+00	
7.00E-02	4.09E+00	3.18E+00	2.42E+00	1.97E+00	1.80E+00	1.76E+00	4.04E+00	
1.00E-01	5.43E+00	4.33E+00	3.38E+00	2.78E+00	2.61E+00	2.58E+00	5.32E+00	
1.50E-01	7.16E+00	5.97E+00	4.81E+00	4.04E+00	3.84E+00	3.78E+00	7.08E+00	
							(Continued)	

表 A.4.2.3(続き)

E<sub>p</sub>/MeV

 $d_{
m p\ local\ skin}\left(arphi
ight)/(
m pGy\ cm^2)$  for a radiation incidence at arphi

	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	
2.00E-01	8.75E+00	7.35E+00	5.99E+00	5.18E+00	4.97E+00	4.89E+00	8.57E+00	
3.00E-01	1.13E+01	9.75E+00	8.26E+00	7.17E+00	7.03E+00	6.89E+00	1.11E+01	
5.00E-01	1.54E+01	1.37E+01	1.20E+01	1.07E+01	1.05E+01	1.04E+01	1.47E+01	
7.00E-01	1.82E+01	1.66E+01	1.48E+01	1.34E+01	1.33E+01	1.30E+01	1.76E+01	
9.00E-01	2.08E+01	1.90E+01	1.71E+01	1.56E+01	1.55E+01	1.53E+01	2.03E+01	
1.00E+00	2.34E+01	2.07E+01	1.80E+01	1.64E+01	1.57E+01	1.55E+01	2.32E+01	
1.20E+00	2.39E+01	2.20E+01	2.02E+01	1.93E+01	1.86E+01	1.85E+01	2.35E+01	
1.50E+00	2.63E+01	2.46E+01	2.31E+01	2.21E+01	2.21E+01	2.18E+01	2.60E+01	
2.00E+00	2.89E+01	2.76E+01	2.61E+01	2.53E+01	2.53E+01	2.54E+01	2.91E+01	
3.00E+00	3.50E+01	3.38E+01	3.26E+01	3.16E+01	3.11E+01	3.11E+01	3.35E+01	
4.00E+00	4.13E+01	4.01E+01	3.90E+01	3.74E+01	3.65E+01	3.58E+01	3.67E+01	
5.00E+00	4.18E+01	4.19E+01	4.13E+01	3.98E+01	3.98E+01	3.98E+01	3.64E+01	
6.00E+00	4.40E+01	4.42E+01	4.35E+01	4.21E+01	4.24E+01	4.15E+01	3.68E+01	
7.00E+00	4.43E+01	4.53E+01	4.52E+01	4.41E+01	4.48E+01	4.46E+01	3.63E+01	
8.00E+00	4.53E+01	4.74E+01	4.75E+01	4.71E+01	4.67E+01	4.62E+01	3.69E+01	
9.00E+00	4.85E+01	5.09E+01	5.22E+01	5.01E+01	5.02E+01	4.88E+01	3.91E+01	
1.00E+01	4.88E+01	5.18E+01	5.34E+01	5.24E+01	5.27E+01	5.27E+01	4.02E+01	
1.20E+01	5.28E+01	5.68E+01	5.81E+01	5.73E+01	5.49E+01	5.53E+01	4.37E+01	
1.40E+01	5.29E+01	5.75E+01	6.14E+01	6.02E+01	6.06E+01	5.91E+01	4.48E+01	
1.50E+01	5.31E+01	5.90E+01	6.18E+01	6.29E+01	6.29E+01	6.11E+01	4.58E+01	
1.60E+01	5.40E+01	5.93E+01	6.16E+01	6.28E+01	6.35E+01	6.32E+01	4.63E+01	
1.80E+01	5.28E+01	5.73E+01	6.13E+01	6.30E+01	6.38E+01	6.39E+01	4.51E+01	
2.00E+01	5.33E+01	5.87E+01	6.26E+01	6.39E+01	6.64E+01	6.45E+01	4.57E+01	
3.00E+01	5.35E+01	6.05E+01	6.48E+01	7.04E+01	6.57E+01	7.08E+01	4.70E+01	
5.00E+01	4.67E+01	5.42E+01	6.19E+01	6.79E+01	7.07E+01	7.39E+01	4.28E+01	

入射角度  $\varphi$ の  $d_{p \ local \ skin}$  ( $\varphi$ )/(pGy cm<sup>2</sup>)



図 A.4.2.3 中性子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

表 A.4.3.1 電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。<sup>18</sup>

E <sub>p</sub> /MeV	$d_{ m local\ skin}\left(arphi ight)/( m pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at $arphi$ 入射角度 $arphi$ $\mathcal{O}$ $d_{ m local\ skin}\left(arphi ight)/( m pGy\ cm^2)$							
F								
	0°	I5°	30°	45°	60°	75°		
0.01	1.18E-03	1.24E-03	1.25E-03	9.98E-04	5.93E-04	2.30E-04		
0.02	4.21E-03	4.27E-03	4.39E-03	2.92E-03	2.05E-03	9.30E-04		
0.05	1.62E-02	1.97E-02	1.41E-02	1.25E-02	7.51E-03	3.77E-03		
0.06	1.39E+01	1.16E+01	6.29E+00	2.13E+00	5.02E-01	8.94E-02		
0.07	2.22E+02	1.92E+02	1.26E+02	6.01E+01	1.93E+01	3.52E+00		
0.08	6.63E+02	5.94E+02	4.23E+02	2.31E+02	8.93E+01	2.00E+01		
0.09	1.10E+03	1.00E+03	7.53E+02	4.45E+02	1.96E+02	5.05E+01		
0.1	1.40E+03	1.30E+03	1.03E+03	6.53E+02	3.11E+02	8.91E+01		
0.11	1.51E+03	1.42E+03	1.17E+03	7.91E+02	4.07E+02	1.25E+02		
0.12	1.49E+03	1.42E+03	1.22E+03	8.67E+02	4.73E+02	1.56E+02		
0.15	1.21E+03	1.20E+03	1.14E+03	9.22E+02	5.67E+02	2.05E+02		
0.2	8.43E+02	8.73E+02	9.29E+02	8.67E+02	6.00E+02	2.34E+02		
0.3	5.44E+02	5.67E+02	6.40E+02	7.23E+02	6.20E+02	2.64E+02		
0.5	3.86E+02	3.98E+02	4.38E+02	5.15E+02	5.91E+02	3.20E+02		
I	3.07E+02	3.12E+02	3.34E+02	3.70E+02	4.53E+02	4.31E+02		
2	2.78E+02	2.82E+02	2.94E+02	3.19E+02	3.69E+02	4.74E+02		
5	2.69E+02	2.69E+02	2.75E+02	2.89E+02	3.26E+02	3.96E+02		
10	2.67E+02	2.70E+02	2.73E+02	2.80E+02	3.02E+02	3.61E+02		
20	2.71E+02	2.71E+02	2.74E+02	2.78E+02	2.91E+02	3.39E+02		
30	2.72E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.78E+02	2.86E+02	3.25E+02		
50	2.73E+02	2.75E+02	2.77E+02	2.78E+02	2.85E+02	3.11E+02		



図 A.4.3.1 電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。<sup>18</sup>

<sup>18</sup> J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.4.3.2 電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。
-----------------------------------------------------

			入射角	度 $\varphi$ の $d_p$	$_{ m local \ skin}(arphi)/$	(pGy cm <sup>2</sup> )	
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.05	1.90E-02	2.00E-02	1.62E-02	1.17E-02	7.53E-03	3.42E-03	3.52E-04
0.055	7.57E-01	6.18E-01	3.19E-01	1.03E-01	2.72E-02	7.17E-03	7.04E-04
0.06	2.20E+01	1.85E+01	1.06E+01	4.11E+00	1.08E+00	1.71E-01	7.78E-03
0.065	1.12E+02	9.64E+01	6.14E+01	2.80E+01	8.82E+00	1.70E+00	8.78E-02
0.07	2.75E+02	2.42E+02	1.64E+02	8.31E+01	2.96E+01	6.61E+00	3.79E-01
0.075	4.84E+02	4.33E+02	3.05E+02	1.65E+02	6.46E+01	1.57E+01	9.96E-01
0.08	7.11E+02	6.42E+02	4.67E+02	2.66E+02	1.11E+02	2.96E+01	1.98E+00
0.085	9.39E+02	8.55E+02	6.38E+02	3.78E+02	1.66E+02	4.67E+01	3.33E+00
0.09	1.14E+03	1.05E+03	8.00E+02	4.90E+02	2.25E+02	6.62E+01	4.91E+00
0.1	1.38E+03	1.29E+03	1.04E+03	6.78E+02	3.37E+02	1.08E+02	8.48E+00
0.11	1.44E+03	1.37E+03	1.14E+03	7.93E+02	4.22E+02	1.45E+02	1.21E+01
0.12	1.41E+03	1.35E+03	1.16E+03	8.50E+02	4.78E+02	1.73E+02	1.49E+01
0.15	1.16E+03	1.15E+03	1.09E+03	8.85E+02	5.53E+02	2.19E+02	2.02E+01
0.2	8.20E+02	8.47E+02	8.88E+02	8.33E+02	5.90E+02	2.51E+02	2.38E+01
0.3	5.81E+02	6.03E+02	6.67E+02	7.10E+02	5.82E+02	2.68E+02	2.62E+01
0.5	4.12E+02	4.25E+02	4.66E+02	5.41E+02	5.56E+02	3.11E+02	3.20E+01
1	3.20E+02	3.27E+02	3.49E+02	3.94E+02	4.73E+02	3.88E+02	5.06E+01
2	2.86E+02	2.89E+02	3.02E+02	3.30E+02	3.91E+02	4.51E+02	9.82E+01
5	2.73E+02	2.75E+02	2.79E+02	2.90E+02	3.22E+02	4.40E+02	2.78E+02
10	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.79E+02	2.89E+02	3.40E+02	4.33E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.77E+02	2.81E+02	2.93E+02	3.49E+02
50	2.72E+02	2.72E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.79E+02	2.85E+02	3.01E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.05	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.73E-03
0.055	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.21E-01
0.06	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.79E+00
0.065	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.10E+01
0.07	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.53E+01
0.075	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.02E+02
0.08	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.56E+02
0.085	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.13E+02
0.09	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.67E+02
0.1	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.46E+02
0.11	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.83E+02
0.12	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.94E+02
0.15	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.75E+02
0.2	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.20E+02
0.3	3.50E-04	1.00E-04	1.39E-04	2.04E-04	3.09E-04	9.97E-04	2.62E+02
0.5	1.86E-03	3.49E-04	2.67E-04	1.13E-04	2.53E-04	1.22E-03	2.11E+02
1	6.52E-03	4.89E-03	2.85E-03	2.04E-03	5.05E-03	1.58E-03	1.78E+02
2	2.13E-01	3.03E-02	1.79E-02	1.72E-02	1.43E-02	1.58E-02	1.67E+02
5	2.44E+01	1.04E+00	2.23E-01	2.36E-01	2.41E-01	2.21E-01	1.71E+02
10	2.03E+02	7.43E+01	1.60E+01	2.29E+00	9.93E-01	1.08E+00	1.94E+02
20	3.23E+02	3.09E+02	2.82E+02	2.45E+02	2.14E+02	2.01E+02	2.80E+02
50	3.06E+02	3.15E+02	3.21E+02	3.24E+02	3.25E+02	3.24E+02	2.98E+02

 $d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/(\rm pGy\ cm^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 

<sup>19</sup>T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

E<sub>p</sub>/MeV



表 A.4.3.3 電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 20

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p\ loc}$	<sub>al skin</sub> ( <i>q</i> )/(p	Gy cm <sup>2</sup> ) fo	r a radiati	on inciden	ice at $\varphi$
	入射角度 $arphi$ の $d_{ m p\ local\ skin}$ ( $arphi$ )/(pGy cm²)						
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.05	1.90E-02	1.83E-02	1.63E-02	1.29E-02	8.66E-03	4.65E-03	1.86E-03
0.055	7.84E-01	6.88E-01	4.54E-01	2.19E-01	7.71E-02	2.07E-02	4.15E-03
0.06	1.93E+01	1.71E+01	1.18E+01	6.19E+00	2.38E+00	6.52E-01	1.19E-01
0.065	9.66E+01	8.67E+01	6.24E+01	3.53E+01	1.54E+01	4.87E+00	1.04E+00
0.07	2.39E+02	2.17E+02	1.61E+02	9.64E+01	4.53E+01	1.59E+01	3.82E+00
0.075	4.26E+02	3.89E+02	2.95E+02	1.84E+02	9.14E+01	3.46E+01	9.02E+00
0.08	6.33E+02	5.82E+02	4.49E+02	2.88E+02	1.49E+02	5.93E+01	1.65E+01
0.085	8.44E+02	7.80E+02	6.12E+02	4.02E+02	2.15E+02	8.88E+01	2.58E+01
0.09	1.04E+03	9.63E+02	7.65E+02	5.13E+02	2.82E+02	1.20E+02	3.63E+01
0.1	1.29E+03	1.21E+03	9.86E+02	6.90E+02	3.99E+02	1.81E+02	5.84E+01
0.11	1.37E+03	1.29E+03	1.08E+03	7.89E+02	4.78E+02	2.28E+02	7.73E+01
0.12	1.35E+03	1.29E+03	1.11E+03	8.32E+02	5.22E+02	2.59E+02	9.16E+01
0.15	1.14E+03	1.11E+03	1.01E+03	8.24E+02	5.61E+02	3.02E+02	1.15E+02
0.2	8.34E+02	8.38E+02	8.23E+02	7.30E+02	5.42E+02	3.16E+02	1.30E+02
0.3	5.62E+02	5.80E+02	6.14E+02	6.00E+02	4.92E+02	3.19E+02	1.45E+02
0.5	4.02E+02	4.15E+02	4.53E+02	4.82E+02	4.34E+02	3.13E+02	1.66E+02
1	3.14E+02	3.20E+02	3.44E+02	3.87E+02	3.90E+02	3.17E+02	2.02E+02
2	2.82E+02	2.85E+02	2.95E+02	3.28E+02	3.68E+02	3.44E+02	2.66E+02
5	2.71E+02	2.71E+02	2.74E+02	2.81E+02	3.05E+02	3.30E+02	3.41E+02
10	2.71E+02	2.72E+02	2.73E+02	2.76E+02	2.84E+02	2.93E+02	3.00E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.80E+02	2.86E+02	2.91E+02
50	2.72E+02	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.78E+02	2.82E+02	2.87E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.05	4.25E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.08E-03
0.055	7.32E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.09E-04	1.55E-01
0.06	1.24E-02	1.53E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.00E+00
0.065	1.19E-01	1.28E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.12E+01

<sup>20</sup>T. Otto (2020). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.3.3(続き)

E\_/MeV

入射角度  $\varphi$ の  $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(pGy \text{ cm}^2)$ 105° 120° 135° 150° 165° 180° ROT 0.07 4.81E-01 5.72E-03 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 5.50E+01 0.075 1.25E+00 1.48E-02 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 1.01E+02 2.88E-02 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 1.55E+02 0.08 2.41E+00 0.00E+00 0.085 4.01E+00 5.24E-02 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 2.12E+02 7.80E-02 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 2.67E+02 0.09 5.80E+00 9.96E+00 0.1 1.39F-01 0.00F+00 0.00F + 000.00F + 000.00F + 003.48F+02 0.11 1.39E+01 2.18E-01 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 3.87E+02 1.72E+01 2.80E-01 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 4.00E+02 0.12 4.38E-01 1.69E-04 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 3.77E+02 0.15 2.31E+01 6.57E-01 7.56E-04 4.15E-04 1.72E-04 2.15E-04 3.19E+02 0.2 2.79E+01 0.3 3.42E+01 1.08E+00 4.41E-04 5.53E-04 6.36E-04 6.42E-04 2.55E+02 0.5 2.32E+00 1.70E-03 1.13E-03 9.15E-04 9.53E-04 2.09E+02 4.63E+01 7.85E+01 8.79E+00 1.38E-01 6.64E-03 6.25E-03 5.64E-03 1.84E+02 Т 9.21E+00 1.14E+00 1.14E-01 8.30F-02 L86F+02 2 1.53E+02 4.72E+01 5 3.32E+02 2.95E+02 2.53E+02 2.20E+02 1.97E+02 1.89E+02 2.77E+02 10 3.06E+02 3.06E+02 3.06E+02 3.07E+02 3.07E+02 3.08E+02 2.93E+02 20 2.97E+02 3.01E+02 3.05E+02 3.08E+02 3.10E+02 3.11E+02 2.91E+02 50 2.93E+02 2.99E+02 3.04E+02 3.09E+02 3.12E+02 3.13E+02 2.90E+02





図 A.4.3.3 電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 21

<sup>21</sup> T. Otto (2020). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.4.1 陽電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量 への換算係数。<sup>22</sup>

F	/M_	v
ĒΡ		

# $d_{\rm p\ local\ skin}\left(\varphi\right)\!/(\rm pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$

	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	1.17E+01	1.11E+01	9.91E+00	7.59E+00	4.89E+00	2.02E+00
0.02	1.17E+01	1.11E+01	9.90E+00	7.55E+00	4.85E+00	2.02E+00
0.05	1.20E+01	1.11E+01	9.94E+00	7.70E+00	5.25E+00	1.91E+00
0.06	2.60E+01	2.35E+01	1.59E+01	9.71E+00	5.29E+00	2.03E+00
0.07	2.34E+02	2.04E+02	1.36E+02	6.79E+01	2.40E+01	5.53E+00
0.08	6.75E+02	6.04E+02	4.34E+02	2.39E+02	9.43E+01	2.21E+01
0.09	1.11E+03	1.01E+03	7.63E+02	4.53E+02	2.00E+02	5.24E+01
0.1	1.41E+03	1.31E+03	1.04E+03	6.60E+02	3.16E+02	9.12E+01
0.11	1.52E+03	1.43E+03	1.18E+03	7.99E+02	4.12E+02	1.28E+02
0.12	1.50E+03	1.44E+03	1.23E+03	8.75E+02	4.79E+02	1.58E+02
0.15	1.23E+03	1.22E+03	1.15E+03	9.31E+02	5.72E+02	2.08E+02
0.2	8.54E+02	8.83E+02	9.38E+02	8.73E+02	6.04E+02	2.36E+02
0.3	5.55E+02	5.77E+02	6.51E+02	7.31E+02	6.24E+02	2.66E+02
0.5	3.96E+02	4.07E+02	4.46E+02	5.20E+02	5.97E+02	3.22E+02
1	3.15E+02	3.20E+02	3.42E+02	3.77E+02	4.58E+02	4.33E+02
2	2.85E+02	2.88E+02	3.00E+02	3.23E+02	3.73E+02	4.76E+02
5	2.73E+02	2.73E+02	2.80E+02	2.93E+02	3.29E+02	3.97E+02
10	2.71E+02	2.74E+02	2.74E+02	2.82E+02	3.05E+02	3.63E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.80E+02	2.92E+02	3.39E+02
30	2.72E+02	2.75E+02	2.77E+02	2.78E+02	2.86E+02	3.27E+02
50	2.73E+02	2.75E+02	2.76E+02	2.78E+02	2.86E+02	3.10E+02

入射角度  $\varphi$ の  $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(pGy \text{ cm}^2)$ 



図 A.4.4.1 陽電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量 への換算係数。<sup>22</sup>

<sup>22</sup> J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表A.4.4.2 陽電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

23

E <sub>p</sub> /MeV	/MeV $d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/(\rm pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence				ence at $\varphi$		
			入射角	育度 φの d <sub>p</sub>	local skin ( $\phi$ )	/(pGy cm <sup>2</sup> )	)
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.005	1.01E+01	9.90E+00	9.04E+00	7.13E+00	5.21E+00	3.16E+00	1.36E+00
0.01	1.05E+01	1.01E+01	8.97E+00	7.18E+00	5.28E+00	3.08E+00	1.51E+00
0.02	1.06E+01	1.04E+01	9.26E+00	7.61E+00	5.40E+00	3.07E+00	1.55E+00
0.04	1.06E+01	1.06E+01	9.31E+00	7.21E+00	5.14E+00	3.28E+00	1.26E+00
0.05	1.09E+01	1.08E+01	9.50E+00	7.39E+00	5.22E+00	2.93E+00	1.38E+00
0.06	2.81E+01	2.48E+01	1.75E+01	1.05E+01	6.23E+00	3.00E+00	1.32E+00
0.065	1.06E+02	9.28E+01	6.08E+01	3.06E+01	1.24E+01	4.46E+00	1.33E+00
0.07	2.58E+02	2.27E+02	1.55E+02	8.02E+01	3.06E+01	8.43E+00	1.58E+00
0.075	4.60E+02	4.11E+02	2.90E+02	1.57E+02	6.28E+01	1.68E+01	2.31E+00
0.08	6.84E+02	6.17E+02	4.48E+02	2.54E+02	1.07E+02	2.95E+01	3.18E+00
0.085	9.12E+02	8.30E+02	6.17E+02	3.63E+02	1.60E+02	4.57E+01	4.32E+00
0.09	1.12E+03	1.03E+03	7.82E+02	4.77E+02	2.18E+02	6.47E+01	5.91E+00
0.1	1.39E+03	1.30E+03	1.03E+03	6.73E+02	3.32E+02	1.06E+02	9.34E+00
0.11	1.46E+03	1.39E+03	1.15E+03	7.96E+02	4.20E+02	1.43E+02	1.29E+01
0.12	1.43E+03	1.38E+03	1.18E+03	8.60E+02	4.80E+02	1.73E+02	1.60E+01
0.15	1.19E+03	1.18E+03	1.11E+03	9.03E+02	5.63E+02	2.23E+02	2.16E+01
0.2	8.38E+02	8.62E+02	9.03E+02	8.46E+02	5.99E+02	2.55E+02	2.54E+01
0.3	5.88E+02	6.11E+02	6.72E+02	7.15E+02	5.85E+02	2.70E+02	2.72E+01
0.5	4.14F+02	4.27E+02	4.67E+02	5.39E+02	5.54E+02	3.09E+02	3.30E+01
1	3.21F+02	3.27E+02	3.48F+02	3.91F+02	4.66F+02	3.84E+02	5.11E+01
2	2.87E+02	2.90F+02	3.01F+02	3.27E+02	3.85E+02	4.46E+02	9.92E+01
5	2.74E+02	2.75E+02	2 79E+02	2.89E+02	3 18E+02	4 32E+02	2 76E+02
10	2.73E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.78E+02	2.87E+02	3.34E+02	4.22E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.77E+02	2.80F+02	2.91E+02	3.44F+02
50	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.80E+02	2.84E+02	2.98E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.005	9.83E-01	7.16E-01	5.98E-01	7.67E-01	5.72E-01	5.01E-01	3.73E+00
0.01	1.02E+00	7.38E-01	7.15E-01	5.01E-01	7.23E-01	6.69E-01	3.78E+00
0.02	9.96E-01	7.40E-01	6.96E-01	5.42E-01	5.97E-01	6.10E-01	3.87E+00
0.04	9.60E-01	9.00E-01	6.24E-01	5.70E-01	5.00E-01	6.01E-01	3.83E+00
0.05	9.49E-01	7.33E-01	6.46E-01	6.12E-01	6.05E-01	4.93E-01	3.87E+00
0.06	9.12E-01	6.29E-01	5.98E-01	5.89E-01	5.25E-01	4.68E-01	6.74E+00
0.065	8.38E-01	7.56E-01	5.79E-01	5.37E-01	6.27E-01	4.93E-01	2.16E+01
0.07	8.94E-01	6.30E-01	7.37E-01	6.09E-01	5.97E-01	6.44E-01	5.30E+01
0.075	8.36E-01	7.11E-01	7.94E-01	6.00E-01	5.93E-01	5.60E-01	9.79E+01
0.08	9.43E-01	7.59E-01	7.00E-01	6.17E-01	4.81E-01	5.36E-01	1.50E+02
0.085	9.28E-01	7.44E-01	5.48E-01	7.14E-01	7.06E-01	4.60E-01	2.07E+02
0.09	9.66E-01	6.23E-01	6.29E-01	6.47E-01	5.84E-01	6.09E-01	2.62E+02
0.1	8.78E-01	7.23E-01	6.49E-01	5.52E-01	4.86E-01	8.47E-01	3.46E+02
0.11	9.13E-01	7.50E-01	7.72E-01	5.38E-01	6.18E-01	5.89E-01	3.87E+02
0.12	8.18E-01	7.98E-01	7.32E-01	6.11E-01	5.65E-01	6.63E-01	4.01E+02
0.15	8.97E-01	7.43E-01	6.78E-01	6.67E-01	6.23E-01	5.30E-01	3.84E+02
0.2	7.66E-01	6.39E-01	6.34E-01	5.00E-01	6.27E-01	7.27E-01	3.26E+02
0.3	8.80E-01	7.39E-01	6.63E-01	6.58E-01	6.16E-01	5.42E-01	2.65E+02
0.5	1.07E+00	7.90E-01	5.95E-01	6.59E-01	5.30E-01	4.43E-01	2.12E+02
I	1.01E+00	9.46E-01	7.67E-01	7.17E-01	5.99E-01	6.85E-01	1.78E+02
2	1.34E+00	9.81E-01	8.88E-01	8.79E-01	7.67E-01	7.35E-01	1.66E+02
5	2.61E+01	2.71E+00	1.67E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.64E+00	1.70E+02
10	1.99E+02	7.68E+01	1.93E+01	4.77E+00	3.23E+00	3.24E+00	1.92E+02
20	3.15E+02	3.00E+02	2.73E+02	2.39E+02	2.11E+02	1.99E+02	2.76E+02
50	2 99E+02	3 02E+02	3 05E+02	3.05E+02	3.04E+02	3 04E+02	291E+02

<sup>23</sup>T. Otto (2020). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).



陽電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 図A.4.4.2 24

陽電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 表 A.4.4.3 24

E /MoV

E <sub>p</sub> /MeV	1eV $d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/(\rm pGy\ cm^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$						nce at $\varphi$
			入射角	度 $\varphi$ の $d_p$	local skin ( $arphi$ )/	(pGy cm <sup>2</sup> )	
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.005	8.08E+00	7.79E+00	7.03E+00	5.88E+00	4.43E+00	3.07E+00	2.05E+00
0.01	7.96E+00	7.76E+00	7.12E+00	6.00E+00	4.73E+00	3.41E+00	2.26E+00
0.02	8.11E+00	7.95E+00	7.26E+00	6.12E+00	4.72E+00	3.25E+00	2.12E+00
0.04	8.24E+00	8.05E+00	7.40E+00	6.26E+00	4.70E+00	3.16E+00	2.02E+00
0.05	8.29E+00	7.94E+00	7.14E+00	5.91E+00	4.39E+00	3.12E+00	2.07E+00
0.06	2.45E+01	2.24E+01	1.71E+01	1.12E+01	6.36E+00	3.47E+00	2.01E+00
0.065	9.17E+01	8.28E+01	6.08E+01	3.62E+01	1.74E+01	7.10E+00	2.85E+00
0.07	2.25E+02	2.04E+02	1.52E+02	9.24E+01	4.47E+01	1.70E+01	5.33E+00
0.075	4.06E+02	3.70E+02	2.81E+02	1.76E+02	8.79E+01	3.42E+01	1.00E+01
80.0	6.10E+02	5.60E+02	4.33E+02	2.77E+02	1.44E+02	5.82E+01	1.72E+01
0.085	8.21E+02	7.58E+02	5.93E+02	3.89E+02	2.08E+02	8.66E+01	2.61E+01
0.09	1.02E+03	9.47E+02	7.51E+02	5.02E+02	2.75E+02	1.18E+02	3.65E+01
0.1	1.29E+03	1.21E+03	9.83E+02	6.85E+02	3.95E+02	1.79E+02	5.84E+01
0.11	1.39E+03	1.31E+03	1.10E+03	7.95E+02	4.79E+02	2.28E+02	7.75E+01
0.12	1.38E+03	1.31E+03	1.12E+03	8.43E+02	5.28E+02	2.61E+02	9.29E+01
0.15	1.16E+03	1.14E+03	1.04E+03	8.39E+02	5.71E+02	3.06E+02	1.17E+02
0.2	8.48E+02	8.53E+02	8.37E+02	7.43E+02	5.52E+02	3.23E+02	1.34E+02
0.3	5.65E+02	5.83E+02	6.17E+02	6.03E+02	4.95E+02	3.21E+02	1.47E+02
0.5	4.02E+02	4.15E+02	4.53E+02	4.81E+02	4.33E+02	3.13E+02	1.66E+02
I	3.13E+02	3.19E+02	3.41E+02	3.83E+02	3.85E+02	3.13E+02	2.00E+02
2	2.79E+02	2.82E+02	2.93E+02	3.24E+02	3.63E+02	3.40E+02	2.63E+02
5	2.70E+02	2.71E+02	2.72E+02	2.78E+02	2.99E+02	3.21E+02	3.29E+02
10	2.70E+02	2.71E+02	2.72E+02	2.74E+02	2.81E+02	2.88E+02	2.94E+02
20	2.71E+02	2.71E+02	2.72E+02	2.74E+02	2.78E+02	2.83E+02	2.87E+02
50	2.71E+02	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.78E+02	2.82E+02	2.86E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.005	1.39E+00	1.13E+00	1.12E+00	I.06E+00	1.02E+00	1.06E+00	3.38E+00
0.01	1.63E+00	1.26E+00	1.13E+00	1.24E+00	1.34E+00	1.36E+00	3.55E+00
0.02	1.35E+00	1.07E+00	9.70E-01	9.49E-01	1.02E+00	1.00E+00	3.44E+00

24T. Otto (2020). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

Н

表 A.4.4.3 (続き)

E\_/MeV

 $d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/(\rm pGy\ cm^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 入射角度  $\varphi \mathcal{O} d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(pGy \text{ cm}^2)$ 165° 105° 120° 135° 150° 180° ROT 0.04 1.40E+00 1.16E+00 1.14E+00 1.01E+00 8.95E-01 9.26E-01 3.48E+00 0.05 1.50E+00 1.23E+00 9.94E-01 8.43E-01 7.36E-01 7.49E-01 3.36E+00 0.06 1.34E+00 1.14E+00 1.05E+00 9.70E-01 9.23E-01 9.19E-01 6.72E+00 0.065 1.55E+00 1.21E+00 1.13E+00 1.09E+00 1.09E+00 1.15E+00 2.16E+01 1.15E+00 0.07 1.78E+00 1.04E+00 9.32E-01 9.12E-01 9.06E-01 5.29E+01 0.075 2.54E+00 1.17E+00 1.06E+00 9.74E-01 8.92E-01 9.17E-01 9.74E+01 1.14E+00 0.08 3.56E+00 1.08E+00 1.11E+00 1.10E+00 1.09E+00 1.50E+02 0.085 5.08E+00 1.12E+00 9.57E-01 9.43E-01 9.73E-01 9.89E-01 2.07E+02 0.09 6.81E+00 1.13E+00 1.02E+00 1.24E+00 1.56E+00 1.64E+00 2.63E+02 1.11E+01 1.28E+00 1.11E+00 9.82E-01 8.72E-01 9.71E-01 3.47E+02 0.1 0.11 1.47E+01 1.18E+00 8.52E-01 7.46E-01 6.90E-01 6.45E-01 3.92E+02 0.12 1.85E+01 1.73E+00 1.25E+00 1.11E+00 9.58E-01 9.71E-01 4.06E+02 1.47E+00 1.10E+00 1.12E+00 1.19E+00 0.15 2.44E+01 1.16E+00 3.85E+02 8.25E-01 3.25E+02 8.91E-01 8.88E-01 8.70E-01 0.2 2.96E+01 1.68E+00 1.05E+00 1.12E+00 1.13E+00 0.3 3.57E+01 2.19E+00 1.14E+00 2.58E+02 0.5 4.77E+01 3.65E+00 1.27E+00 1.32E+00 1.27E+00 1.18E+00 2.10E+02 7.92E+01 1.05E+01 1.64E+00 1.32E+00 1.05E+00 9.01E-01 1.83E+02 г 2 1.53E+02 4.86E+01 1.10E+01 2.72E+00 1.50E+00 1.47E+00 1.85E+02 2.83E+02 2.46E+02 2.15E+02 1.95E+02 1.87E+02 2.71E+02 5 3.19E+02 10 2.96E+02 2.94E+02 2.90E+02 2.88E+02 2.87E+02 2.86E+02 2.84E+02 20 2.90E+02 2.92E+02 2.94E+02 2.96E+02 2.97E+02 2.97E+02 2.85E+02 2.90E+02 2.99E+02 3.03E+02 50 2.95E+02 3.05E+02 3.06E+02 2.87E+02



陽電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 図A.4.4.3 25

<sup>25</sup> T. Otto (2020). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4. 通常入射 (0°) の α 粒子フルエンスから、スラブファントムの局所皮膚の方向性および個人吸 収線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

$E_{\rm p}/{ m MeV}$	$d_{\rm local  skin}/(\rm pGy  cm^2)$ for normal incidence		
	通常入射 (0°) における d <sub>local skin</sub> /(pGy cm <sup>2</sup> )		
6.5	I.IIE+03		
6.8	2.56E+04		
7.0	4.20E+04		
7.5	7.52E+04		
8.0	1.03E+05		
8.5	1.28E+05		
9.0	1.50E+05		
9.5	1.72E+05		
10.0	1.80E+05		



図 A.4.5 通常入射 (0°)の α 粒子フルエンスから、スラブファントムの局所皮膚の方向性および個人吸 収線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

表 A.5.0 カーマ近似法で算出した光子の換算係数。

表/図	物理量	実用量 (実用計測量)	ファントム	エネルギー範囲 (MeV)
A.5.1a	フルエンス	国江伯昌 <b>U</b> *		
A.5.1b	空気カーマ	问边禄里 П	ICRU/ICRP 人体模	1 0 <b>F</b> -09-5 0 <b>F</b> +01
A.5.2a	フルエンス	佃人始县 11	擬ファントム	1.0 E <sup>-</sup> 02 <sup>-</sup> 5.0 E <sup>+</sup> 01
A.5.2b	空気カーマ	個八禄里 <b>D</b> p		
A.5.3a	フルエンス		眼のモデル	
A.5.3b	空気カーマ	水晶体吸収線量dlens	(Behrens and	5.0 E-03-5.0 E+01
			Dietze, 2011)	
A.5.4.1a	フルエンス		フラブ	
A.5.4.1b	空気カーマ		~//	1.0 E-02-5.0 E+01
A.5.4.2a	フルエンス	局所皮膚吸収線量		
A.5.4.2b	空気カーマ	$d_{ m skin}$	L)—	
A.5.4.3a	フルエンス		ロッド	2.0 E-03-9.0 E+01
A.5.4.3b	空気カーマ			

$E_{\rm p}/{ m MeV}$	<i>h*</i> /(pSv cm <sup>2</sup> )
1.00E-02	6.75E-02
1.50E-02	1.53E-01
2.00E-02	2.22F-01
3.00E-02	3.10F-01
4.00E-02	3.45E-01
5.00E-02	3.64E-01
6.00E-02	3.85E-01
7.00E-02	4.11E-01
8.00E-02	4.43E-01
1.00E-01	5.19E-01
1.50E-01	7.48E-01
2.00E-01	9.98E-01
3.00E-01	1.50E+00
4.00E-01	2.00E+00
5.00E-01	2.46E+00
6.00E-01	2.91E+00
8.00E-01	3.73E+00
1.00E+00	4.49E+00
1.50E+00	6.13E+00
2.00E+00	7.54E+00
3.00E+00	9.98E+00
4.00E+00	1.21E+01
5.00E+00	1.42E+01
6.00E+00	1.61E+01
8.00E+00	1.99E+01
1.00E+01	2.37E+01
1.50E+01	3.33E+01
2.00E+01	4.32E+01
3.00E+01	6.41E+01
4.00E+01	8.63E+01
5.00E+01	1.09E+02

表 A.5.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから周辺線量への換算係数(Endo, 2017)。

$E_{\rm p}/{ m MeV}$	<i>h*</i> /(Sv Gy <sup>-1</sup> )
1.0E-02	9.12E-03
1.5E-02	4.89E-02
2.0E-02	1.32E-01
3.0E-02	4.30E-01
4.0E-02	8.05E-01
5.0E-02	1.13E+00
6.0E-02	1.33E+00
7.0E-02	1.43E+00
8.0E-02	1.44E+00
1.0E-01	1.40E+00
1.5E-01	1.25E+00
2.0E-01	1.16E+00
3.0E-01	1.09E+00
4.0E-01	1.06E+00
5.0E-01	1.04E+00
6.0E-01	1.02E+00
8.0E-01	1.01E+00
1.0E+00	1.00E+00
1.5E+00	9.98E-01
2.0E+00	9.97E-01
3.0E+00	1.00E+00
4.0E+00	1.00E+00
5.0E+00	1.00E+00
6.0E+00	9.97E-01
8.0E+00	9.89E-01
1.0E+01	9.82E-01
1.5E+01	9.65E-01
2.0E+01	9.52E-01
3.0E+01	9.34E-01
4.0E+01	9.25E-01
5.0E+01	9.17E-01

表 A.5.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから周辺線量への換算係数(Endo, 2017)。



図 A.5.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから周辺線量への換算係数(Endo, 2017)。



図 A.5.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから周辺線量への換算係数(Endo, 2017)。

表 A.5.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017)。

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	pSv cm²)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	6.75E-02	6.68E-02	6.13E-02	5.26E-02	4.24E-02	3.06E-02	1.83E-02	1.80E-02	3.31E-02	2.90E-02	2.94E-02	2.76E-02
1.5E-02	1.53E-01	1.50E-01	1.39E-01	1.19E-01	9.29E-02	6.41E-02	3.91E-02	1.53E-02	6.57E-02	5.45E-02	5.63E-02	5.33E-02
2.0E-02	2.22E-01	2.17E-01	2.03E-01	1.80E-01	1.42E-01	9.70E-02	5.96E-02	2.65E-02	9.97E-02	8.04E-02	8.00E-02	7.73E-02
3.0E-02	3.10E-01	3.05E-01	2.87E-01	2.55E-01	2.10E-01	1.52E-01	9.63E-02	9.61E-02	1.58E-01	1.24E-01	1.27E-01	1.22E-01
4.0E-02	3.45E-01	3.41E-01	3.22E-01	2.87E-01	2.41E-01	1.84E-01	1.23E-01	1.62E-01	1.97E-01	1.57E-01	1.60E-01	1.51E-01
5.0E-02	3.64E-01	3.60E-01	3.41E-01	3.07E-01	2.61E-01	2.03E-01	1.43E-01	2.07E-01	2.22E-01	1.78E-01	1.82E-01	1.72E-01
6.0E-02	3.85E-01	3.82E-01	3.62E-01	3.27E-01	2.81E-01	2.22E-01	1.59E-01	2.40E-01	2.44E-01	1.97E-01	2.01E-01	1.91E-01
7.0E-02	4.11E-01	4.07E-01	3.85E-01	3.51E-01	3.04E-01	2.42E-01	1.76E-01	2.71E-01	2.67E-01	2.16E-01	2.21E-01	2.11E-01
8.0E-02	4.43E-01	4.37E-01	4.16E-01	3.80E-01	3.30E-01	2.64E-01	1.94E-01	3.01E-01	2.95E-01	2.37E-01	2.43E-01	2.28E-01
1.0E-01	5.19E-01	5.12E-01	4.87E-01	4.50E-01	3.93E-01	3.19E-01	2.36E-01	3.61E-01	3.50E-01	2.85E-01	2.94E-01	2.76E-01
1.5E-01	7.48E-01	7.40E-01	7.11E-01	6.58E-01	5.82E-01	4.81E-01	3.65E-01	5.39E-01	5.21E-01	4.31E-01	4.44E-01	4.17E-01
2.0E-01	9.98E-01	9.91E-01	9.54E-01	8.91E-01	7.97E-01	6.68E-01	5.13E-01	7.35E-01	7.15E-01	5.94E-01	6.07E-01	5.72E-01
3.0E-01	1.50E+00	1.49E+00	1.45E+00	1.37E+00	1.24E+00	1.06E+00	8.33E-01	1.15E+00	1.11E+00	9.34E-01	9.64E-01	9.06E-01
4.0E-01	2.00E+00	1.98E+00	1.93E+00	1.83E+00	1.68E+00	1.46E+00	1.16E+00	1.57E+00	1.51E+00	1.28E+00	1.32E+00	1.25E+00
5.0E-01	2.46E+00	2.45E+00	2.39E+00	2.28E+00	2.10E+00	1.85E+00	1.50E+00	1.98E+00	1.90E+00	1.64E+00	1.68E+00	1.58E+00
6.0E-01	2.91E+00	2.89E+00	2.83E+00	2.71E+00	2.51E+00	2.23E+00	1.84E+00	2.37E+00	2.29E+00	1.98E+00	2.02E+00	1.91E+00
8.0E-01	3.73E+00	3.72E+00	3.65E+00	3.50E+00	3.29E+00	2.96E+00	2.48E+00	3.12E+00	3.01E + 00	2.63E+00	2.69E+00	2.57E+00
1.0E+00	4.49E+00	4.47E+00	4.40E+00	4.24E+00	4.01E+00	3.64E + 00	3.09E+00	3.82E+00	3.70E+00	3.25E+00	3.33E+00	3.18E+00
1.5E+00	6.13E+00	6.11E+00	6.03E+00	5.86E+00	5.60E+00	5.18E+00	4.52E+00	5.38E+00	5.22E+00	4.68E+00	4.77E+00	4.58E+00
2.0E+00	7.54E+00	7.52E+00	7.43E+00	7.26E+00	6.98E+00	6.52E+00	5.80E+00	6.75E+00	6.57E+00	5.95E+00	6.05E+00	5.83E+00
3.0E+00	9.98E+00	9.97E+00	9.86E+00	9.67E+00	9.36E+00	8.88E+00	8.05E+00	9.10E+00	8.90E+00	8.18E+00	8.32E+00	8.03E+00
4.0E+00	1.21E+01	1.21E+01	1.20E+01	1.18E+01	1.15E+01	1.09E+01	1.01E+01	1.12E+01	1.10E+01	1.02E+01	1.03E+01	1.00E+01
5.0E+00	1.42E+01	1.41E+01	1.40E+01	1.38E+01	1.34E+01	1.29E+01	1.20E+01	1.31E+01	1.29E+01	1.20E+01	1.22E+01	1.19E+01
6.0E+00	1.61E+01	1.61E+01	1.59E+01	1.57E+01	1.53E+01	1.47E+01	1.38E+01	1.50E+01	1.47E+01	1.38E+01	1.40E+01	1.36E+01
8.0E+00	1.99E+01	1.99E+01	1.97E+01	1.94E+01	1.90E+01	1.83E+01	1.72E+01	1.86E+01	1.83E+01	1.73E+01	1.75E+01	1.71E+01
1.0E+01	2.37E+01	2.36E+01	2.35E+01	2.31E+01	2.26E+01	2.19E+01	2.07E+01	2.22E+01	2.19E+01	2.07E+01	2.10E+01	2.05E+01
1.5E+01	3.33E+01	3.32E+01	3.30E+01	3.25E+01	3.18E+01	3.08E+01	2.93E+01	3.12E+01	3.09E+01	2.93E+01	2.96E+01	2.90E+01
2.0E+01	4.32E+01	4.31E+01	4.28E+01	4.22E+01	4.14E+01	4.01E+01	3.81E+01	4.05E+01	4.02E+01	3.82E+01	3.85E+01	3.77E+01
3.0E+01	6.41E+01	6.39E+01	6.35E+01	6.26E+01	6.13E+01	5.94E+01	5.65E+01	6.00E+01	5.96E+01	5.66E+01	5.72E+01	5.60E+01
4.0E+01	8.63E+01	8.61E+01	8.55E+01	8.42E+01	8.25E+01	7.99E+01	7.61E+01	8.08E+01	8.02E+01	7.62E+01	7.70E+01	7.54E+01
5.0E+01	1.09E+02	1.09E+02	1.08E+02	1.07E+02	1.05E+02	1.01E+02	9.63E+01	1.02E+02	1.02E+02	9.64E+01	9.75E+01	9.55E+01



図 A.5.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから個人線量への換算係数(Endo, 2017)。

表 A.5.2b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから個人線量への換算係数(Endo, 2017)。

E <sub>p</sub> /MeV						h <sub>p</sub> (φ)/(	Sv Gy⁻¹)					
	0°	$avg(\pm 15^{\circ})$	$avg(\pm 30^{\circ})$	$avg(\pm 45^{\circ})$	$avg(\pm 60^{\circ})$	$avg(\pm75^{\circ})$	$avg(\pm 90^{\circ})$	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	9.12E-03	9.03E-03	8.28E-03	7.11E-03	5.73E-03	4.14E-03	2.47E-03	2.44E-03	4.47E-03	3.91E-03	3.98E-03	3.73E-03
1.5E-02	4.89E-02	4.80E-02	4.43E-02	3.81E-02	2.97E-02	2.05E-02	1.25E-02	4.90E-03	2.10E-02	1.74E-02	1.80E-02	1.71E-02
2.0E-02	1.32E-01	1.29E-01	1.21E-01	1.07E-01	8.44E-02	5.76E-02	3.54E-02	1.57E-02	5.92E-02	4.77E-02	4.75E-02	4.59E-02
3.0E-02	4.30E-01	4.23E-01	3.98E-01	3.53E-01	2.91E-01	2.10E-01	1.33E-01	1.33E-01	2.19E-01	1.72E-01	1.76E-01	1.69E-01
4.0E-02	8.05E-01	7.95E-01	7.52E-01	6.69E-01	5.62E-01	4.30E-01	2.87E-01	3.79E-01	4.60E-01	3.65E-01	3.74E-01	3.51E-01
5.0E-02	1.13E+00	1.11E+00	1.06E+00	9.52E-01	8.10E-01	6.29E-01	4.42E-01	6.40E-01	6.87E-01	5.52E-01	5.65E-01	5.33E-01
6.0E-02	1.33E+00	1.32E+00	1.25E+00	1.13E+00	9.73E-01	7.67E-01	5.49E-01	8.30E-01	8.44E-01	6.82E-01	6.96E-01	6.62E-01
7.0E-02	1.43E+00	1.41E+00	1.34E+00	1.22E+00	1.06E+00	8.40E-01	6.10E-01	9.41E-01	9.28E-01	7.49E-01	7.70E-01	7.32E-01
8.0E-02	1.44E+00	1.43E+00	1.36E+00	1.24E+00	1.08E+00	8.60E-01	6.34E-01	9.83E-01	9.62E-01	7.74E-01	7.93E-01	7.45E-01
1.0E-01	1.40E+00	1.38E+00	1.31E+00	1.21E+00	1.06E+00	8.59E-01	6.36E-01	9.71E-01	9.42E-01	7.67E-01	7.90E-01	7.44E-01
1.5E-01	1.25E+00	1.23E+00	1.19E+00	1.10E+00	9.70E-01	8.03E-01	6.09E-01	8.99E-01	8.69E-01	7.19E-01	7.41E-01	6.95E-01
2.0E-01	1.16E+00	1.16E+00	1.11E+00	1.04E+00	9.30E-01	7.80E-01	5.99E-01	8.58E-01	8.34E-01	6.93E-01	7.08E-01	6.68E-01
3.0E-01	1.09E+00	1.08E+00	1.05E+00	9.88E-01	8.96E-01	7.66E-01	6.02E-01	8.34E-01	8.06E-01	6.75E-01	6.97E-01	6.55E-01
4.0E-01	1.06E+00	1.05E+00	1.02E+00	9.68E-01	8.87E-01	7.70E-01	6.15E-01	8.29E-01	7.99E-01	6.79E-01	6.98E-01	6.59E-01
5.0E-01	1.04E+00	1.03E+00	1.00E+00	9.57E-01	8.84E-01	7.77E-01	6.31E-01	8.32E-01	8.01E-01	6.88E-01	7.04E-01	6.64E-01
6.0E-01	1.02E+00	1.02E+00	9.95E-01	9.52E-01	8.83E-01	7.85E-01	6.46E-01	8.35E-01	8.04E-01	6.95E-01	7.10E-01	6.72E-01
8.0E-01	1.01E+00	1.01E+00	9.86E-01	9.47E-01	8.88E-01	8.00E-01	6.70E-01	8.44E-01	8.13E-01	7.10E-01	7.25E-01	6.94E-01
1.0E+00	1.00E+00	9.99E-01	9.83E-01	9.47E-01	8.95E-01	8.13E-01	6.90E-01	8.52E-01	8.25E-01	7.25E-01	7.42E-01	7.10E-01
1.5E+00	9.98E-01	9.94E-01	9.80E-01	9.53E-01	9.11E-01	8.43E-01	7.35E-01	8.76E-01	8.50E-01	7.61E-01	7.76E-01	7.46E-01
2.0E+00	9.97E-01	9.95E-01	9.84E-01	9.61E-01	9.24E-01	8.63E-01	7.67E-01	8.93E-01	8.69E-01	7.87E-01	8.01E-01	7.71E-01
3.0E+00	1.00E+00	9.99E-01	9.89E-01	9.69E-01	9.39E-01	8.90E-01	8.07E-01	9.12E-01	8.92E-01	8.20E-01	8.34E-01	8.05E-01
4.0E+00	1.00E+00	9.98E-01	9.90E-01	9.72E-01	9.44E-01	9.01E-01	8.30E-01	9.20E-01	9.03E-01	8.39E-01	8.51E-01	8.25E-01
5.0E+00	1.00E+00	9.97E-01	9.89E-01	9.72E-01	9.47E-01	9.08E-01	8.43E-01	9.24E-01	9.08E-01	8.50E-01	8.61E-01	8.37E-01
6.0E+00	9.97E-01	9.94E-01	9.86E-01	9.71E-01	9.47E-01	9.10E-01	8.51E-01	9.26E-01	9.11E-01	8.56E-01	8.66E-01	8.43E-01
8.0E+00	9.89E-01	9.87E-01	9.80E-01	9.66E-01	9.43E-01	9.10E-01	8.56E-01	9.24E-01	9.10E-01	8.61E-01	8.70E-01	8.48E-01
1.0E+01	9.82E-01	9.80E-01	9.73E-01	9.59E-01	9.38E-01	9.07E-01	8.57E-01	9.19E-01	9.07E-01	8.59E-01	8.68E-01	8.48E-01
1.5E+01	9.65E-01	9.63E-01	9.57E-01	9.43E-01	9.24E-01	8.95E-01	8.50E-01	9.06E-01	8.96E-01	8.51E-01	8.60E-01	8.42E-01
2.0E+01	9.52E-01	9.50E-01	9.44E-01	9.30E-01	9.12E-01	8.83E-01	8.40E-01	8.93E-01	8.85E-01	8.41E-01	8.50E-01	8.32E-01
3.0E+01	9.34E-01	9.32E-01	9.26E-01	9.13E-01	8.94E-01	8.66E-01	8.24E-01	8.75E-01	8.69E-01	8.25E-01	8.34E-01	8.16E-01
4.0E+01	9.25E-01	9.23E-01	9.16E-01	9.03E-01	8.84E-01	8.57E-01	8.16E-01	8.66E-01	8.60E-01	8.16E-01	8.26E-01	8.09E-01
5.0E+01	9.17E-01	9.15E-01	9.09E-01	8.95E-01	8.77E-01	8.49E-01	8.08E-01	8.58E-01	8.52E-01	8.09E-01	8.18E-01	8.01E-01



図 A.5.2b カーマ近似法を用いて光子空気カーマから算出した個人線量への換算係数(Endo, 2017)。



図 A.5.3a カーマ近似法を用いて計算された左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の 最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

表 A.5.3a	カーマ近似法	を用いて算	出した左	右の照射	に対する光	子フルエン	イスから眼の	)水晶体全体	本の最
大吸収線量	への換算係数	(Behrens,	2017a)	0					

E <sub>p</sub> /MeV			$d_{\rm lens}(\varphi)/(q)$	pGy cm²)	for a rad	iation inc	idence at	$\varphi$
				へ射角度 <b>(</b>	<i>p</i> () <i>d</i> lens(	<i>φ)/</i> (pGy ci	m²)	
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	8.43E-06	1.56E-05	3.25E-05	3.23E-05	1.20E-05	1.59E-06	8.80E-08	6.67E-06
0.006	2.01E-03	2.34E-03	2.97E-03	2.76E-03	1.46E-03	3.83E-04	4.32E-05	8.42E-04
0.007	3.47E-02	3.55E-02	3.65E-02	3.19E-02	2.03E-02	7.95E-03	1.44E-03	1.15E-02
0.008	1.73E-01	1.72E-01	1.64E-01	1.41E-01	9.78E-02	4.72E-02	1.35E-02	5.45E-02
0.009	4.49E-01	4.40E-01	4.12E-01	3.56E-01	2.67E-01	1.51E-01	5.48E-02	1.44E-01
0.01	7.96E-01	7.78E-01	7.30E-01	6.44E-01	5.08E-01	3.22E-01	1.39E-01	2.63E-01
0.011	1.12E+00	1.10E+00	1.04E+00	9.34E-01	7.72E-01	5.36E-01	2.70E-01	3.87E-01
0.013	1.54E+00	1.52E+00	1.46E+00	1.35E+00	1.19E+00	9.34E-01	5.79E-01	5.75E-01
0.015	1.65E+00	1.63E+00	1.58E+00	1.50E+00	1.38E+00	1.16E+00	8.29E-01	6.60E-01
0.017	1.58E+00	1.57E+00	1.54E+00	1.48E+00	1.39E+00	1.23E+00	9.58E-01	6.73E-01
0.02	1.38E+00	1.38E+00	1.36E+00	1.32E+00	1.27E+00	1.17E+00	9.82E-01	6.28E-01
0.024	1.11E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.09E+00	1.06E+00	9.99E-01	8.87E-01	5.46E-01
0.03	8.32E-01	8.36E-01	8.39E-01	8.32E-01	8.11E-01	7.78E-01	7.17E-01	4.41E-01
0.04	5.87E-01	5.95E-01	5.96E-01	5.96E-01	5.90E-01	5.71E-01	5.35E-01	3.40E-01
0.05	4.88E-01	4.90E-01	4.98E-01	4.99E-01	4.95E-01	4.79E-01	4.53E-01	2.98E-01
0.06	4.55E-01	4.56E-01	4.64E-01	4.67E-01	4.62E-01	4.46E-01	4.27E-01	2.86E-01
0.07	4.56E-01	4.62E-01	4.66E-01	4.67E-01	4.64E-01	4.52E-01	4.34E-01	2.95E-01
0.08	4.81E-01	4.87E-01	4.91E-01	4.90E-01	4.88E-01	4.78E-01	4.60E-01	3.15E-01
0.1	5.59E-01	5.62E-01	5.72E-01	5.71E-01	5.65E-01	5.59E-01	5.41E-01	3.77E-01
0.12	6.64E-01	6.67E-01	6.73E-01	6.74E-01	6.72E-01	6.66E-01	6.44E-01	4.52E-01
0.15	8.35E-01	8.39E-01	8.46E-01	8.50E-01	8.45E-01	8.39E-01	8.19E-01	5.81E-01
0.2	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00	8.17E-01
0.24	1.38E+00	1.39E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.00E+00
0.3	1.74E+00	1.74E+00	1.76E+00	1.79E+00	1.75E+00	1.75E+00	1.73E+00	1.29E+00
0.4	2.30E+00	2.34E+00	2.34E+00	2.37E+00	2.34E+00	2.32E+00	2.29E+00	1.75E+00
0.5	2.82E+00	2.85E+00	2.88E+00	2.93E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.85E+00	2.21E+00
0.511	2.88E+00	2.90E+00	2.94E+00	2.99E+00	2.96E+00	2.90E+00	2.91E+00	2.25E+00
0.6	3.33E+00	3.35E+00	3.39E+00	3.45E+00	3.42E+00	3.35E+00	3.36E+00	2.64E+00
0.662	3.63E+00	3.65E+00	3.69E+00	3.77E+00	3.72E+00	3.65E+00	3.65E+00	2.91E+00
0.8	4.24E+00	4.28E+00	4.30E+00	4.39E+00	4.38E+00	4.28E+00	4.29E+00	3.46E+00
1	5.08E+00	5.10E+00	5.15E+00	5.25E+00	5.23E+00	5.13E+00	5.12E+00	4.21E+00
1.117	5.54E+00	5.57E+00	5.63E+00	5.69E+00	5.68E+00	5.55E+00	5.56E+00	4.63E+00
1.2	5.83E+00	5.91E+00	5.94E+00	5.99E+00	5.96E+00	5.89E+00	5.88E+00	4.92E+00
1.3	6.20E+00	6.21E+00	6.27E+00	6.37E+00	6.36E+00	6.22E+00	6.25E+00	5.24E+00
1.33	6.29E+00	6.31E+00	6.37E+00	6.46E+00	6.44E+00	6.34E+00	6.34E+00	5.36E+00
1.5	6.88E+00	6.90E+00	6.92E+00	7.04E+00	7.05E+00	6.86E+00	6.90E+00	5.86E+00
1.7	7.49E+00	7.53E+00	7.58E+00	7.67E+00	7.65E+00	7.49E+00	7.54E+00	6.48E+00
2	8.39E+00	8.39E+00	8.44E+00	8.56E+00	8.53E+00	8.41E+00	8.37E+00	7.25E+00
2.4	9.44E+00	9.49E+00	9.50E+00	9.63E+00	9.64E+00	9.48E+00	9.53E+00	8.33E+00
3	1.10E+01	1.10E+01	1.10E+01	1.11E+01	1.11E+01	1.10E+01	1.09E+01	9.77E+00
4	1.32E+01	1.32E+01	1.33E+01	1.33E+01	1.33E+01	1.32E+01	1.32E+01	1.19E+01
5	1.53E+01	1.53E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.55E+01	1.53E+01	1.53E+01	1.39E+01
6	1.74E+01	1.74E+01	1.74E+01	1.75E+01	1.75E+01	1.74E+01	1.74E+01	1.59E+01
6.129	1.76E+01	1.77E+01	1.77E+01	1.78E+01	1.78E+01	1.76E+01	1.76E+01	1.61E+01
8	2.15E+01	2.14E+01	2.15E+01	2.15E+01	2.15E+01	2.14E+01	2.13E+01	1.94E+01
10	2.54E+01	2.54E+01	2.55E+01	2.54E+01	2.54E+01	2.53E+01	2.54E+01	2.35E+01
15	3.57E+01	3.58E+01	3.56E+01	3.56E+01	3.57E+01	3.55E+01	3.56E+01	3.28E+01
20	4.63E+01	4.66E+01	4.65E+01	4.66E+01	4.64E+01	4.63E+01	4.62E+01	4.30E+01
30	6.92E+01	6.91E+01	6.93E+01	6.91E+01	6.94E+01	6.91E+01	6.86E+01	6.39E+01
40	9.30E+01	9.35E+01	9.33E+01	9.28E+01	9.32E+01	9.32E+01	9.23E+01	8.63E+01
50	1.18E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.18E+02	1.18E+02	1.18E+02	1.18E+02	1.09E+02

					$\varphi \rightarrow ulens$	, φ// (ci j · c	· y /	
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	2.75E-07	5.10E-07	1.06E-06	1.05E-06	3.92E-07	5.20E-08	2.87E-09	2.18E-07
0.006	9.46E-05	1.10E-04	1.40E-04	1.30E-04	6.88E-05	1.80E-05	2.03E-06	3.96E-05
0.007	2.24E-03	2.29E-03	2.36E-03	2.06E-03	1.31E-03	5.13E-04	9.28E-05	7.45E-04
0.008	1.47E-02	1.46E-02	1.39E-02	1.19E-02	8.29E-03	4.00E-03	1.15E-03	4.62E-03
0.009	4.87E-02	4.77E-02	4.47E-02	3.86E-02	2.89E-02	1.64E-02	5.95E-03	1.56E-02
0.01	1.08E-01	1.05E-01	9.87E-02	8.71E-02	6.87E-02	4.35E-02	1.88E-02	3.56E-02
0.011	1.86E-01	1.83E-01	1.73E-01	1.55E-01	1.28E-01	8.87E-02	4.47E-02	6.41E-02
0.013	3.63E-01	3.58E-01	3.44E-01	3.19E-01	2.81E-01	2.20E-01	1.37E-01	1.36E-01
0.015	5.27E-01	5.21E-01	5.06E-01	4.81E-01	4.41E-01	3.72E-01	2.65E-01	2.11E-01
0.017	6.62E-01	6.57E-01	6.43E-01	6.21E-01	5.82E-01	5.13E-01	4.01E-01	2.82E-01
0.02	8.20E-01	8.17E-01	8.05E-01	7.84E-01	7.54E-01	6.92E-01	5.83E-01	3.73E-01
0.024	9.67E-01	9.70E-01	9.65E-01	9.50E-01	9.24E-01	8.69E-01	7.72E-01	4.75E-01
).03	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.08E+00	9.94E-01	6.11E-01
).04	1.37E+00	1.39E+00	1.39E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.33E+00	1.25E+00	7.92E-01
0.05	1.51E+00	1.52E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.40E+00	9.21E-01
0.06	1.57E+00	1.58E+00	1.61E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.54E+00	1.48E+00	9.89E-01
).07	1.58E+00	1.61E+00	1.62E+00	1.62E+00	1.61E+00	1.57E+00	1.51E+00	1.03E+00
0.08	1.57E+00	1.59E+00	1.60E+00	1.60E+00	1.59E+00	1.56E+00	1.50E+00	1.03E+00
).]	1.51E+00	1.51E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.52E+00	1.50E+00	1.46E+00	1.01E+00
.12	1.44E+00	1.45E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.40E+00	9.82E-01
).15	1.39E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.42E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.37E+00	9.69E-01
).2	1.32E+00	1.33E+00	1.35E+00	1.36E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.31E+00	9.54E-01
).24	1.30E+00	1.31E+00	1.31E+00	1.33E+00	1.31E+00	1.30E+00	1.29E+00	9.41E-01
).3	1.26E+00	1.26E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00	9.34E-01
).4	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.25E+00	1.24E+00	1.23E+00	1.21E+00	9.27E-01
).5	1.19E+00	1.20E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.29E-01
0.511	1.19E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.27E-01
.6	1.17E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.20E+00	1.18E+00	1.18E+00	9.29E-01
.662	1.17E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.20E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.35E-01
).8	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.16E+00	9.35E-01
	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.39E-01
.117	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.47E-01
.2	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.52E-01
.3	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.53E-01
.33	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.13E+00	9.57E-01
.5	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.54E-01
.7	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.11E+00	1.12E+00	9.63E-01
2	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.11E+00	1.11E+00	9.60E-01
2.4	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.11E+00	1.11E+00	9.73E-01
}	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.09E+00	9.79E-01
1	1.09E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.08E+00	1.08E+00	9.77E-01
5	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.08E+00	9.80E-01
5	1.07E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.08E+00	9.80E-01
5.129	1.07E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.07E+00	9.79E-01
3	1.07E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.06E+00	9.66E-01
0	1.05E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	9.73E-01
5	1.04E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.03E+00	9.52E-01
20	1.02E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.48E-01
30	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00	9.32E-01
10	9.97E-01	1.00E+00	1.00E+00	9.94E-01	9.98E-01	9.99E-01	9.89E-01	9.26E-01
50	9.92E-01	9.99E-01	9.96E-01	9.93E-01	9.88E-01	9.91E-01	9.88E-01	9.18E-01

表 A.5.3b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最 大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。 <u>E /MeV</u> <u>doms (m)/(Gv Gv<sup>-1</sup>) for a radiation incidence at m</u>



図 A.5.3b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。



図 A.5.4.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからスラブファントムにおける局所皮膚の 方向性および個人吸収線量への換算係数。<sup>26</sup>

表 A.5.4.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからスラブファントムの局所皮膚における 方向性および個人吸収線量への換算係数。26

 $E_p/MeV$ 

#### $d_{\rm local \ skin}(\varphi)/(p{\rm Gy\ cm^2})$ for a radiation

#### incidence at $\varphi$

入射角度  $\varphi \mathcal{O} d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 

	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	7.16E+00	7.15E+00	7.13E+00	7.04E+00	6.89E+00	6.38E+00
0.015	3.20E+00	3.19E+00	3.19E+00	3.17E+00	3.14E+00	3.05E+00
0.02	1.84E+00	1.83E+00	1.83E+00	1.82E+00	1.80E+00	1.75E+00
0.03	9.28E-01	9.26E-01	9.21E-01	9.08E-01	8.83E-01	8.34E-01
0.04	6.47E-01	6.45E-01	6.40E-01	6.26E-01	6.01E-01	5.52E-01
0.05	5.43E-01	5.40E-01	5.35E-01	5.21E-01	4.97E-01	4.52E-01
0.06	5.10E-01	5.08E-01	5.02E-01	4.90E-01	4.67E-01	4.24E-01
0.07	5.15E-01	5.12E-01	5.07E-01	4.95E-01	4.72E-01	4.33E-01
0.08	5.40E-01	5.38E-01	5.33E-01	5.22E-01	5.01E-01	4.62E-01
0.1	6.25E-01	6.24E-01	6.21E-01	6.11E-01	5.92E-01	5.54E-01
0.15	9.14E-01	9.13E-01	9.15E-01	9.09E-01	8.97E-01	8.61E-01
0.2	1.23E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.20E+00
0.3	1.84E+00	1.84E+00	1.86E+00	1.87E+00	1.89E+00	1.87E+00
0.4	2.42E+00	2.42E+00	2.44E+00	2.46E+00	2.50E+00	2.51E+00
0.5	2.96E+00	2.96E+00	2.99E+00	3.02E+00	3.07E+00	3.11E+00
0.6	3.47E+00	3.47E+00	3.50E+00	3.54E+00	3.61E+00	3.66E+00
0.662	3.77E+00	3.78E+00	3.81E+00	3.84E+00	3.92E+00	4.00E+00
0.8	4.40E+00	4.41E+00	4.44E+00	4.49E+00	4.58E+00	4.69E+00
I	5.24E+00	5.25E+00	5.29E+00	5.34E+00	5.45E+00	5.58E+00
1.25	6.18E+00	6.19E+00	6.23E+00	6.28E+00	6.40E+00	6.57E+00
1.5	7.03E+00	7.03E+00	7.08E+00	7.13E+00	7.26E+00	7.46E+00
2	8.55E+00	8.54E+00	8.59E+00	8.64E+00	8.79E+00	9.01E+00
3	1.11E+01	1.11E+01	1.12E+01	1.12E+01	1.13E+01	1.16E+01
5	1.55E+01	1.55E+01	1.56E+01	1.56E+01	1.57E+01	1.60E+01
10	2.57E+01	2.57E+01	2.57E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.60E+01
15	3.60E+01	3.59E+01	3.60E+01	3.60E+01	3.61E+01	3.62E+01
20	4.67E+01	4.67E+01	4.68E+01	4.67E+01	4.69E+01	4.70E+01
30	6.96E+01	6.95E+01	6.97E+01	6.96E+01	6.97E+01	6.97E+01
50	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02

<sup>26</sup>J. Daures, J. Gouriou, and J. M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette,

表 A.5.4.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからスラブファントムの局所皮膚における 方向性および個人吸収線量への換算係数。<sup>27</sup>

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m localskin}(q)$	)/(Gy Gy-1) f	or a radiati	on incidence	e at $\varphi$
		入	射角度 $\varphi$ の	$d_{ m localskin}\left(arphi ight)$ /	(Gy Gy <sup>-1</sup> )	
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	9.68E-01	9.66E-01	9.64E-01	9.51E-01	9.31E-01	8.62E-01
0.015	1.02E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.00E+00	9.76E-01
0.02	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.04E+00
0.03	1.29E+00	1.28E+00	1.28E+00	1.26E+00	1.22E+00	1.16E+00
0.04	1.51E+00	1.50E+00	1.49E+00	1.46E+00	1.40E+00	1.29E+00
0.05	1.68E+00	1.67E+00	1.66E+00	1.61E+00	1.54E+00	1.40E+00
0.06	1.77E+00	1.76E+00	1.74E+00	1.70E+00	1.62E+00	1.47E+00
0.07	1.79E+00	1.78E+00	1.76E+00	1.72E+00	1.64E+00	1.50E+00
0.08	1.76E+00	1.75E+00	1.74E+00	1.70E+00	1.63E+00	1.51E+00
0.1	1.68E+00	1.68E+00	1.67E+00	1.65E+00	1.59E+00	1.49E+00
0.15	1.52E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.52E+00	1.50E+00	I.44E+00
0.2	I.44E+00	1.44E+00	I.44E+00	I.44E+00	I.44E+00	1.40E+00
0.3	1.33E+00	1.33E+00	1.34E+00	1.35E+00	1.37E+00	1.35E+00
0.4	1.28E+00	1.28E+00	1.29E+00	1.30E+00	1.32E+00	1.33E+00
0.5	1.24E+00	1.24E+00	1.26E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.31E+00
0.6	1.22E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.27E+00	1.29E+00
0.662	1.21E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.26E+00	1.29E+00
0.8	1.19E+00	1.19E+00	1.20E+00	1.21E+00	1.24E+00	1.27E+00
I.	1.17E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.22E+00	1.25E+00
1.25	1.16E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.20E+00	1.23E+00
1.5	1.14E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.21E+00
2	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.19E+00
3	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.16E+00
5	1.09E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.13E+00
10	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.08E+00
15	1.04E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.05E+00	1.05E+00
20	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.04E+00
30	1.01E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.02E+00
50	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01



図 A.5.4.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからスラブファントムの局所皮膚における 方向性および個人吸収線量への換算係数。<sup>27</sup>

<sup>27</sup> J. Daures, J. Gouriou, and J. M. Bordy (2017). Personal communication (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.5.4.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからピラーファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。<sup>28</sup>

$E_p/MeV$
-----------

 $d_{
m p\ local\ skin}\left(arphi
ight)/(
m pGy\ cm^2)$  for a radiation incidence at arphi

2.95E+00 2.95E+00 2.08E+01 2.26E+01 1.40E+01 7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 2.78E+00 8.62E+00 8.62E+00 8.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 8.38E+00 1.10E+01	15° 2.58E+00 1.99E+01 2.57E+01 2.24E+01 1.39E+01 7.20E+00 3.23E+00 1.85E+00 9.04E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57FE+00 3.57FE+00 3.57FE+00 5.03E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	30° 1.67E+00 1.69E+01 2.39E+01 2.16E+01 1.38E+01 7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.19E-01 5.18E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 8.31E+00	45° 6.77E-01 1.20E+01 2.04E+01 1.34E+01 1.34E+01 7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 5.06E+00 6.00E+00	60° 1.09E-01 5.71E+00 1.43E+01 1.64E+01 1.24E+01 6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 3.82E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	75° 2.16E-03 8.70E-01 5.19E+00 9.14E+00 9.83E+00 6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	90° 2.33E-05 2.59E-03 9.66E-02 5.54E-01 1.84E+00 2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
2.95E+00 2.08E+01 2.62E+01 2.26E+01 1.40E+01 7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.44E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.09E+00 5.09E+00 3.88E+00 1.10E+01 1.10E+01	2.58E+00 1.99E+01 2.57E+01 2.24E+01 1.39E+01 7.20E+00 3.23E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.56E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+	1.67E+00 1.69E+01 2.39E+01 2.16E+01 1.38E+01 7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.19E-01 5.18E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 6.83E+00 9.31E+00	6.77E-01 1.20E+01 2.04E+01 1.98E+01 1.34E+01 7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.09E-01 5.71E+00 1.43E+01 1.44E+01 1.24E+01 6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	2.16E-03 8.70E-01 5.19E+00 9.14E+00 9.83E+00 6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 5.21E+00 6.18E+00	2.33E-05 2.59E-03 9.66E-02 5.54E-01 1.84E+00 2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 5.20E+00 6.14E+00
2.08E+01 2.62E+01 2.62E+01 1.40E+01 7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.877E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	1.99E+01 2.57E+01 2.24E+01 1.39E+01 7.20E+00 3.23E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 8.30E+00 8.30E+00 1.11E+01	1.69E+01 2.39E+01 2.16E+01 1.38E+01 7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 4.19E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 5.02E+00 6.83E+00 6.31E+00	1.20E+01 2.04E+01 1.98E+01 1.34E+01 7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	5.71E+00 1.43E+01 1.44E+01 1.24E+01 6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	8.70E-01 5.19E+00 9.14E+00 9.83E+00 6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.63E+00 5.21E+00 6.18E+00	2.59E-03 9.66E-02 5.54E-01 1.84E+00 2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00
2.62E+01 2.26E+01 1.40E+01 7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	2.57E+01 2.24E+01 1.39E+01 7.20E+00 3.23E+00 1.85E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 8.30E+00 1.11E+01	2.39E+01 2.16E+01 1.38E+01 7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 4.19E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 6.83E+00	2.04E+01 1.98E+01 1.34E+01 7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.43E+01 1.64E+01 1.24E+01 6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 3.82E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	5.19E+00 9.14E+00 9.83E+00 6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 5.21E+00 6.18E+00	9.66E-02 5.54E-01 1.84E+00 2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
2.26E+01 1.40E+01 7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.09E+00 3.38E+00 1.10E+01 1.0E+01	2.24E+01 1.39E+01 7.20E+00 3.23E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.59E+00 3.56E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+00 3.50E+	2.16E+01 1.38E+01 7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 4.19E-01 5.18E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 8.31E+00	1.98E+01 1.34E+01 7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.64E+01 1.24E+01 6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	9.14E+00 9.83E+00 6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 5.21E+00 6.18E+00	5.54E-01 1.84E+00 2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 5.20E+00 6.14E+00
1.40E+01 7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.00E+00 5.38E+00 1.10E+01	1.39E+01 7.20E+00 3.23E+00 1.85E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	1.38E+01 7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00	1.34E+01 7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.24E+01 6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	9.83E+00 6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	1.84E+00 2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 5.20E+00 6.14E+00
7.23E+00 3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.00E+00 5.38E+00 1.10E+01 1.00E+01	7.20E+00 3.23E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 8.30E+00 1.11E+01	7.20E+00 3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 4.19E-01 5.18E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 9.31E+00	7.12E+00 3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	6.93E+00 3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	6.37E+00 3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	2.44E+00 1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
3.22E+00 1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01 1.00E+01	3.23E+00 1.85E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	3.22E+00 1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 4.19E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 8.31E+00	3.19E+00 1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	3.17E+00 1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	3.09E+00 1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	1.99E+00 1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.66E+00 5.20E+00 6.14E+00
1.84E+00 9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 8.62E+00 8.62E+00 5.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	1.85E+00 9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	1.84E+00 8.99E-01 4.59E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 6.83E+00 9.31E+00	1.84E+00 8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.82E+00 8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.70E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	1.78E+00 8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	1.41E+00 7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
9.07E-01 4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 2.78E+00 8.62E+00 8.62E+00 8.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 8.38E+00 1.10E+01	9.04E-01 4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57F+00 3.57F+00 5.03E+00 5.03E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	8.99E-01 4.59E-01 4.19E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 6.83E+00 9.31E+00	8.93E-01 4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	8.79E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	8.67E-01 4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.83E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	7.70E-01 4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
4.64E-01 4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	4.71E-01 4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	4.59E-01 4.19E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 6.83E+00 8.31E+00	4.68E-01 4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	4.59E-01 4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	4.59E-01 4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.63E+00 3.63E+00 5.21E+00 6.18E+00	4.28E-01 3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
4.22E-01 5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	4.18E-01 5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	4.19E-01 5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 9.31E+00	4.12E-01 5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	4.13E-01 5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	4.13E-01 5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	3.89E-01 4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
5.19E-01 7.87E-01 1.08E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	5.14E-01 7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	5.18E-01 7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 9.31E+00	5.14E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	5.07E-01 7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	5.12E-01 7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	4.89E-01 7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
7.87E-01 1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	7.87E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 3.77E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	7.86E-01 1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 8.31E+00	7.89E-01 1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	7.89E-01 1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	7.95E-01 1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	7.69E-01 1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
1.08E+00 1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	1.09E+00 1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.57E+00 5.03E+00 5.03E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	1.09E+00 1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 8.31E+00	1.09E+00 1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.09E+00 1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	1.11E+00 1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	1.07E+00 1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00 6.14E+00
1.68E+00 2.78E+00 3.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	1.67E+00 2.78E+00 3.57E+00 3.77E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	1.67E+00 2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 9.31E+00	1.68E+00 2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	1.70E+00 2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	1.72E+00 2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	1.69E+00 2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00
2.78E+00 8.62E+00 8.62E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	2.78E+00 3.57E+00 3.77E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	2.77E+00 3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 8.31E+00	2.80E+00 3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	2.82E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	2.85E+00 3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	2.85E+00 3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00
8.62E+00 3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	3.57E+00 3.77E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	3.55E+00 3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00	3.61E+00 3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	3.66E+00 3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	3.65E+00 3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	3.66E+00 3.85E+00 5.20E+00
3.77E+00 5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	3.77E+00 5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	3.75E+00 5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00	3.78E+00 5.06E+00 6.00E+00	3.85E+00 5.15E+00 6.07E+00	3.83E+00 5.21E+00 6.18E+00	3.85E+00 5.20E+00
5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	5.03E+00 5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	5.02E+00 5.97E+00 6.83E+00 9.21E+00	5.06E+00 6.00E+00	5.15E+00 6.07E+00	5.21E+00 6.18E+00	5.20E+00
5.13E+00 5.00E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	5.99E+00 6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	5.97E+00 6.83E+00 9.21E+00	6.00E+00	6.07E+00	5.21E+00 6.18E+00	5.20E+00
5.96E+00 5.96E+00 3.38E+00 1.10E+01	6.86E+00 8.30E+00 1.11E+01	6.83E+00	6.00E+00	6.0/E+00	6 18E±UU	
3.38E+00 1.10E+01	8.30E+00 1.11E+01	6.83E+00	( 00F + 00	( 075 ) 00	( 00E ) 00	0.14ET-00
1.10E+01	8.30E+00 1.11E+01		6.92E+00	6.9/E+00	6.98E+00	6.94E+00
1.10E+01	1.11E+01	0.31E+00	8.24E+00	8.36E+00	8.79E+00	8.34E+00
	1.535.01	1.11E+01	1.09E+01	1.12E+01	1.12E+01	1.08E+01
1.58E+01	1.53E+01	1.51E+01	1.54E+01	1.56E+01	1.50E+01	1.55E+01
1.96E+01	1.94E+01	1.95E+01	1.96E+01	1.95E+01	1.93E+01	1.94E+01
2.56E+01	2.56E+01	2.58E+01	2.55E+01	2.51E+01	2.52E+01	2.54E+01
3.71E+01	3.55E+01	3.53E+01	3.65E+01	3.61E+01	3.65E+01	3.61E+01
4.85E+01	4.53E+01	4.67E+01	4.73E+01	4.64E+01	4.71E+01	4.71E+01
7.16E+01	6.92E+01	6.95E+01	7.08E+01	6.98E+01	6.95E+01	6.91E+01
1.20E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.22E+02	1.20E+02	1.19E+02	1.20E+02
105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.43E-01
0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.48E+00
0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.56E+00
0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.44E+00
0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.01E+00
4.60E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.41E+00
.94E-01	1.17E-02	8.12E-04	1.39E-04	2.81E-05	3.28E-05	1.64E+00
1.40E-01	1.17E-01	3.79E-02	1.71E-02	1.02E-02	7.85E-03	1.01E+00
4.61E-01	2.68E-01	1.67E-01	1.25E-01	1.02E-01	9.23E-02	5.70E-01
3.23E-01	2.35E-01	1.85E-01	1.49E-01	1.35E-01	1.41E-01	3.39E-01
3.11E-01	2.39E-01	1.96E-01	1.70E-01	1.52E-01	1.52E-01	3.18E-01
4.01E-01	3.20E-01	2.63E-01	2.35E-01	2.13E-01	2.12E-01	4.04E-01
5.47E-01	5.27E-01	4.51E-01	3.94E-01	3.67E-01	3.53E-01	6.39E-01
	7 48E-01	6 49E-01	5.83E-01	541E-01	5 37E-01	8 98F-01
714F-01	1.26E+00	1 12E+00	9.94E-01	9.48E-01	9.45E-01	143E+00
9.14E-01 1.46E+00	2.23E+00	2 00E+00			174E+00	2 47E+00
9.14E-01 1.46E+00	L.LJETUU	2.000 + 00	2 525 + 00	2450+00	2.255 + 00	2.7/2700
9.14E-01 1.46E+00 2.54E+00	2 92E + 00	2.00ET00	2.520+00	2.45E+00	2.35E+00	3.22E+00
9.14E-01 1.46E+00 2.54E+00 3.33E+00	2.93E+00	2 94E + 00	2.0/E+00	2.300 +00	2.51E+00	3.372 + 00
). 1. 1. 1. 3. 3.	00E+00 00E+00 60E-03 94E-01 40E-01 61E-01 23E-01 11E-01 01E-01 47E-01 14E-01 46E+00 54E+00	00E+00         0.00E+00           00E+00         0.00E+00           60E-03         0.00E+00           94E-01         1.17E-02           40E-01         1.17E-01           61E-01         2.68E-01           23E-01         2.35E-01           11E-01         2.39E-01           01E-01         3.20E-01           47E-01         5.27E-01           14E-01         7.48E-01           46E+00         1.26E+00           54E+00         2.23E+00           33E+00         2.93E+00	00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           60E-03         0.00E+00         0.00E+00         94E-01           1.17E-02         8.12E-04         40E-01         1.17E-01         3.79E-02           61E-01         2.68E-01         1.67E-01         23E-01         1.85E-01           11E-01         2.39E-01         1.96E-01         01E-01         3.20E-01         2.63E-01           47E-01         5.27E-01         4.51E-01         14E-01         7.48E-01         6.49E-01           46E+00         1.26E+00         1.12E+00         54E+00         2.00E+00         33E+00         2.93E+00         2.08E+00           49E+00         3.11E+00         2.64E+00         1.64E+00         1.64E+00         1.66E+00         1.6	00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           60E-03         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           94E-01         1.17E-02         8.12E-04         1.39E-04           40E-01         1.17E-01         3.79E-02         1.71E-02           61E-01         2.68E-01         1.67E-01         1.25E-01           23E-01         2.35E-01         1.85E-01         1.49E-01           11E-01         2.39E-01         1.96E-01         1.70E-01           01E-01         3.20E-01         2.63E-01         2.35E-01           14E-01         7.48E-01         6.49E-01         5.83E-01           14E-01         7.48E-01         6.49E-01         5.83E-01           54E+00         2.23E+00         2.00E+00         1.88E+00           33E+00         2.93E+00         2.68E+00         2.52E+00           49E+00         3.11E+00         2.84E+00         2.67E+00	00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           60E-03         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           94E-01         1.17E-02         8.12E-04         1.39E-04         2.81E-05           40E-01         1.17E-01         3.79E-02         1.71E-02         1.02E-01           61E-01         2.68E-01         1.67E-01         1.25E-01         1.02E-01           23E-01         2.35E-01         1.85E-01         1.49E-01         1.35E-01           11E-01         2.39E-01         1.96E-01         2.35E-01         2.13E-01           01E-01         3.20E-01         2.63E-01         2.35E-01         2.13E-01           47E-01         5.27E-01         4.51E-01         3.94E-01         3.67E-01           14E-01         7.48E-01         6.49E-01         5.83E-01         5.41E-01           46E+00         1.26E+00         1.12E+00         9.94E-01         9.48E-01           54E+00         2.33E+00         2.68E+00         2.52E+00         2.45E+00           33E+00         2.93E+00 </td <td>00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           60E+03         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           94E-01         1.17E-02         8.12E-04         1.39E-04         2.81E-05         3.28E-05           40E-01         1.17E-01         3.79E-02         1.71E-02         1.02E-01         9.23E-03           61E-01         2.68E-01         1.67E-01         1.25E-01         1.02E-01         9.23E-02           23E-01         2.35E-01         1.85E-01         1.49E-01         1.52E-01         1.52E-01           11E-01         3.39E-01         1.96E-01         1.70E-01         1.52E-01         1.52E-01           01E-01         3.20E-01         2.63E-01         2.35E-01         2.13E-01         2.12E-01           01E-01         3.20E-01         1.96E-01         5.37E-01         3.53E-01         3.67E-01         3.53E-01           14E-01         7.48E-01         6.49E-01         5.83E-01         5.41E-01         5.37E-01           46E+00</td>	00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           60E+03         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00         0.00E+00           94E-01         1.17E-02         8.12E-04         1.39E-04         2.81E-05         3.28E-05           40E-01         1.17E-01         3.79E-02         1.71E-02         1.02E-01         9.23E-03           61E-01         2.68E-01         1.67E-01         1.25E-01         1.02E-01         9.23E-02           23E-01         2.35E-01         1.85E-01         1.49E-01         1.52E-01         1.52E-01           11E-01         3.39E-01         1.96E-01         1.70E-01         1.52E-01         1.52E-01           01E-01         3.20E-01         2.63E-01         2.35E-01         2.13E-01         2.12E-01           01E-01         3.20E-01         1.96E-01         5.37E-01         3.53E-01         3.67E-01         3.53E-01           14E-01         7.48E-01         6.49E-01         5.83E-01         5.41E-01         5.37E-01           46E+00

入射角度  $\varphi$ の  $d_{p \ local \ skin}(\varphi)/(pGy \ cm^2)$ 

<sup>28</sup>T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表	A.5	.4.2a	(続	き	)

E <sub>p</sub> /MeV		$d_{ m p}$	$_{ m localskin}(arphi)$	(pGy cm <sup>2</sup> )	for a radia	tion incide	nce at $\varphi$		
	入射角度 $\varphi$ の $d_{\rm p\ local\ skin}$ ( $\varphi$ )/(pGy cm <sup>2</sup> )								
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT		
I	4.72E+00	4.38E+00	3.93E+00	3.79E+00	3.74E+00	3.67E+00	4.64E+00		
1.25	5.65E+00	5.29E+00	4.93E+00	4.71E+00	4.50E+00	4.45E+00	5.56E+00		
1.5	6.53E+00	6.07E+00	5.71E+00	5.58E+00	5.36E+00	5.41E+00	6.41E+00		
2	8.09E+00	7.43E+00	7.14E+00	6.83E+00	6.80E+00	6.66E+00	7.85E+00		
3	1.07E+01	1.02E+01	9.51E+00	9.51E+00	9.05E+00	9.23E+00	1.04E+01		
5	1.52E+01	1.46E+01	1.38E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.48E+01		
7	1.87E+01	1.81E+01	1.74E+01	1.79E+01	1.70E+01	1.71E+01	1.87E+01		
10	2.47E+01	2.44E+01	2.38E+01	2.28E+01	2.29E+01	2.27E+01	2.46E+01		
15	3.49E+01	3.42E+01	3.32E+01	3.15E+01	3.27E+01	3.18E+01	3.48E+01		
20	4.54E+01	4.47E+01	4.28E+01	4.26E+01	4.15E+01	4.19E+01	4.51E+01		
30	6.64E+01	6.49E+01	6.50E+01	6.40E+01	6.41E+01	6.14E+01	6.73E+01		
50	1.14E+02	1.12E+02	1.10E+02	1.06E+02	1.03E+02	1.03E+02	1.15E+02		



図 A.5.4.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからピラーファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。<sup>29</sup>



表 A.5.4.2b カーマ近似法を用いて計算された光子空気カーマからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数<sup>30</sup>。

E <sub>p</sub> /MeV
---------------------

#### $d_{ m p\ local\ skin}\left(arphi ight)/({ m Gy\ Gy\ ^{-1}})$ for a radiation incidence at arphi

			ę				
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	1.80E-02	1.58E-02	1.02E-02	4.13E-03	6.67E-04	1.32E-05	1.42E-07
0.003	2.77E-01	2.64E-01	2.25E-01	1.59E-01	7.58E-02	1.15E-02	3.44E-05
0.004	5.51E-01	5.39E-01	5.01E-01	4.28E-01	3.01E-01	1.09E-01	2.03E-03
0.005	7.39E-01	7.31E-01	7.04E-01	6.47E-01	5.37E-01	2.98E-01	1.81E-02
0.007	9.02E-01	8.99E-01	8.88E-01	8.61E-01	8.02E-01	6.34E-01	1.19E-01
0.01	9.76E-01	9.73E-01	9.73E-01	9.62E-01	9.37E-01	8.61E-01	3.30E-01
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.01E+00	9.90E-01	6.36E-01
0.02	1.09E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.06E+00	8.37E-01
0.03	1.26E+00	1.25E+00	1.25E+00	1.24E+00	1.22E+00	1.20E+00	1.07E+00
0.05	1.44E+00	1.46E+00	1.42E+00	1.45E+00	1.42E+00	1.42E+00	1.32E+00
0.07	1.47E+00	1.45E+00	1.45E+00	1.43E+00	1.43E+00	1.44E+00	1.35E+00
0.1	1.40E+00	1.38E+00	1.40E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.38E+00	1.32E+00
0.15	1.31E+00	1.31E+00	1.31E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.33E+00	1.28E+00
0.2	1.26E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.25E+00
0.3	1.21E+00	1.21E+00	1.21E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.22E+00
0.5	1.17E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.20E+00	1.20E+00
0.662	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.18E+00
0.7	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.18E+00
1	1.14E+00	1.12E + 00	1.12E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00
1.25	1.13F+00	1.12F + 00	1.12F+00	1.13E+00	1.14F+00	1.16F+00	1.15E+00
1.5	1.13E+00	1.12E + 00	1.11E+00	1.13E+00	1.13E + 00	1.14F+00	1.13E+00
2	L11E+00	1.10F+00	1.10F+00	L09E+00	1.11E+00	1.16E+00	1.10E+00
3	1.10E+00	L11E+00	L11E+00	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	L08F+00
5	L12E+00	L08E+00	L07E+00	L09E+00	L10E+00	L06E+00	1.09E+00
7	L 08E+00	L06E+00	1.07E+00	L 08E+00	1.07E+00	L06E+00	1.07E+00
10	L06E+00	L06E+00	L07E+00	L06E+00	L04E+00	L04E+00	L05E+00
15	L08E+00	L03E+00	L03E+00	L06E+00	L05E+00	L06E+00	1.05E+00
20	1.07E+00	9.995-01	1.03E+00	1.04E+00	L02E+00	1.04E+00	1.04E+00
20	1.0/E+00	1015+00	1.01E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.01E+00
50	1.04E+00	1.00E+00	9.985-01	1.03E+00	1.02E+00	9955-01	1.01E+00
50	1.012+00	1.002+00	1050	1.032+00	1450	1000	
	105	120°	135	150°	165	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.32E-03
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.28E-02
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.80E-01
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.75E-01
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.88E-01
0.01	6.21E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.60E-01
0.015	6.21E-02	3.75E-03	2.60E-04	4.45E-05	8.99E-06	1.05E-05	5.25E-01
0.02	2.61E-01	6.97E-02	2.25E-02	1.02E-02	6.08E-03	4.66E-03	5.97E-01
0.03	6.39E-01	3.71E-01	2.32E-01	1.73E-01	1.41E-01	1.28E-01	7.89E-01
0.05	1.00E+00	7.27E-01	5.73E-01	4.60E-01	4.19E-01	4.37E-01	1.05E+00
0.07	1.08E+00	8.31E-01	6.82E-01	5.92E-01	5.28E-01	5.28E-01	1.11E+00
0.1	1.08E+00	8.63E-01	7.07E-01	6.32E-01	5.73E-01	5.71E-01	1.09E+00
0.15	1.08E+00	8.80E-01	7.53E-01	6.57E-01	6.12E-01	5.89E-01	1.07E+00
0.2	1.07E+00	8.73E-01	7.58E-01	6.81E-01	6.32E-01	6.27E-01	1.05E+00
0.3	1.05E+00	9.11E-01	8.11E-01	7.19E-01	6.86E-01	6.83E-01	1.04E+00
0.5	1.07E+00	9.38E-01	8.42E-01	7.89E-01	7.63E-01	7.33E-01	1.04E+00
							(Continue

入射角度  $\varphi$ の  $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(Gy \text{ Gy}^{-1})$ 

<sup>30</sup>T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表』	A.5.4.2b	(続き)

E<sub>p</sub>/MeV

 $d_{
m p\ local\ skin}\left(arphi
ight)/({
m Gy\ Gy^{-1}})$  for a radiation

#### incidence at $\varphi$

入射角度  $\varphi$ の  $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(Gy \text{ Gy}^{-1})$ 

	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	
0.662	1.07E+00	9.41E-01	8.62E-01	8.09E-01	7.89E-01	7.55E-01	1.03E+00	
0.7	1.07E+00	9.49E-01	8.68E-01	8.16E-01	7.83E-01	7.67E-01	1.03E+00	
1	1.05E+00	9.78E-01	8.78E-01	8.45E-01	8.35E-01	8.18E-01	1.03E+00	
1.25	1.06E+00	9.92E-01	9.25E-01	8.83E-01	8.44E-01	8.35E-01	1.04E+00	
1.5	1.06E+00	9.87E-01	9.29E-01	9.08E-01	8.72E-01	8.80E-01	1.04E+00	
2	1.07E+00	9.83E-01	9.45E-01	9.03E-01	8.99E-01	8.81E-01	1.04E+00	
3	1.07E+00	1.02E+00	9.53E-01	9.53E-01	9.07E-01	9.25E-01	1.05E+00	
5	1.07E+00	1.03E+00	9.76E-01	9.48E-01	9.46E-01	9.46E-01	1.04E+00	
7	1.03E+00	9.96E-01	9.57E-01	9.81E-01	9.33E-01	9.42E-01	1.03E+00	
10	1.02E+00	1.01E+00	9.85E-01	9.46E-01	9.47E-01	9.41E-01	1.02E+00	
15	1.01E+00	9.94E-01	9.65E-01	9.13E-01	9.50E-01	9.24E-01	1.01E+00	
20	1.00E+00	9.85E-01	9.44E-01	9.40E-01	9.15E-01	9.23E-01	9.95E-01	
30	9.68E-01	9.46E-01	9.48E-01	9.33E-01	9.34E-01	8.95E-01	9.82E-01	
50	9.58E-01	9.43E-01	9.19E-01	8.86E-01	8.65E-01	8.65E-01	9.62E-01	



図 A.5.4.2b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからピラーファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。<sup>31</sup>

<sup>31</sup> T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.3a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからロッドファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。32

E <sub>p</sub> /MeV	dp local skin (q)/(pGy cm <sup>2</sup> ) for a radiation incidence at q 入射角度 qの dp local skin (q)/(pGy cm <sup>2</sup> )							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.002	2.54E+00	2.28E+00	1.63E+00	9.08E-01	3.63E-01	8.56E-02	0.00E+00	
0.003	1.97E+01	1.87E+01	1.58E+01	1.14E+01	6.66E+00	2.91E+00	7.39E-01	
0.004	2.56E+01	2.49E+01	2.29E+01	1.90E+01	1.32E+01	7.35E+00	2.84E+00	
0.005	2.24E+01	2.21E+01	2.10E+01	1.88E+01	1.45E+01	9.19E+00	4.36E+00	
0.007	1.39E+01	1.39E+01	1.36E+01	1.30E+01	1.14E+01	8.19E+00	4.71E+00	
0.01	7.21E+00	7.20E+00	7.15E+00	7.04E+00	6.64E+00	5.39E+00	3.62E+00	
0.015	3.21E+00	3.21E+00	3.20E+00	3.18E+00	3.12E+00	2.84E+00	2.30E+00	
0.02	1.81E+00	1.81E+00	1.80E+00	1.79E+00	1.77E+00	1.69E+00	1.50E+00	
0.03	8.16E-01	8.15E-01	8.13E-01	8.10E-01	8.04E-01	7.84E-01	7.42E-01	
0.05	3.79E-01	3.80E-01	3.80E-01	3.81E-01	3.80E-01	3.74E-01	3.59E-01	
0.06	3.42E-01	3.42E-01	3.42E-01	3.41E-01	3.40E-01	3.36E-01	3.25E-01	
0.07	3.46E-01	3.44E-01	3.43E-01	3.42E-01	3.40E-01	3.37E-01	3.28E-01	
0.1	4.43E-01	4.43E-01	4.43E-01	4.43E-01	4.42E-01	4.38E-01	4.26E-01	
0.15	6.98E-01	6.98E-01	6.98E-01	6.99E-01	7.00E-01	6.98E-01	6.86E-01	
0.2	9.90E-01	9.8/E-01	9.8/E-01	9.8/E-01	9.88E-01	9.8/E-01	9./IE-UI	
0.5	2.67E+00	2.67E+00	2.67E+00	2.67E+00	2.68E+00	2.68E+00	2.65E+00	
0.662	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.46E+00	
1 25	4.98E+00	4.97E+00	4.97E+00	4.98E+00	4.98E+00	4.98E+00	4.95E+00	
1.25	5.73E+00	5.73E+00	5.74E+00	5.75E+00	5.76E+00	5.75E+00	5.72E+00	
1.5	0.78E+00	6.79E±00 9.22E±00	6.79E+00 9.22E±00	0.80E+00	0.01E+00	0.80E+00	0.77E+00	
2	0.31E+00	0.32E+00	0.32E+00	0.32E+00	0.34E+00	0.53E+00	0.30E+00	
5	1.52E+01	1.576+01	1.5/E+01	1.576+01	1.102 + 01	1.57E+01	1.52E+01	
10	2 56E+01	2 56E+01	2 55E+01	2.55E+01	2 55E+01	2 55E+01	2 54E+01	
20	4.68E+01	4.68E+01	4.68E+01	4.66E+01	4.65E+01	4.65E+01	4.65E+01	
30	691E+01	6.92E+01	691E+01	691E+01	691E+01	6.90E+01	6.87E+01	
50	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.18E+02	
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT	
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.45E-01	
0.003	4.70E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.51E+00	
0.004	4.54E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.62E+00	
0.005	1.09E+00	1.93E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.52E+00	
0.007	1.77E+00	1.72E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.14E+00	
0.01	1.83E+00	4.98E-01	5.45E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.59E+00	
0.015	1.61E+00	9.40E-01	5.00E-01	2.93E-01	2.05E-01	1.80E-01	1.92E+00	
0.02	1.24E+00	9.51E-01	7.19E-01	5.79E-01	5.05E-01	4.81E-01	1.29E+00	
0.03	6.77E-01	6.02E-01	5.35E-01	4.87E-01	4.59E-01	4.50E-01	6.80E-01	
0.05	3.38E-01	3.14E-01	2.93E-01	2.78E-01	2.70E-01	2.67E-01	3.39E-01	
0.06	3.09E-01	2.90E-01	2.72E-01	2.60E-01	2.52E-01	2.50E-01	3.09E-01	
0.07	3.14E-01	2.95E-01	2.78E-01	2.65E-01	2.57E-01	2.55E-01	3.12E-01	
0.1	4.09E-01	3.88E-01	3.69E-01	3.54E-01	3.46E-01	3.43E-01	4.08E-01	
0.15	6.66E-01	6.37E-01	6.08E-01	5.86E-01	5.73E-01	5.69E-01	6.57E-01	
0.2	9.43E-01	9.06E-01	8.70E-01	8.45E-01	8.28E-01	8.23E-01	9.34E-01	
0.5	2.60E+00	2.53E+00	2.4/E+00	2.42E+00	2.39E+00	2.38E+00	2.58E+00	
0.662	3.41E+00	3.33E+00	3.26E+00	3.20E+00	3.17E+00	3.16E+00	3.38E+00	
1	4.88E+00	4.80E+00	4.72E+00	4.65E+00	4.59E+00	4.58E+00	4.85E+00	
1.25	5.84E+00	5./5E+00	5.66E+00	5.59E+00	5.55E+00	5.54E+00	5.82E+00	
1.5	8.70E+00	9.12E±00	0.52E+00	0.44E±00 7.95E±00	0.37E±00 7.02E±00	0.37E±00 7.92E±00	0.07E+00 0.10E+00	
2	1.08E±01	1.07E±01	1.04E±01	1.05E+00	1055-01	1055-01	1.08E+01	
5	1.002+01	151E+01	1.002+01	1.052+01	1.052±01	1.052±01	1.00E+01	
10	2 52 E + 01	2 52 54 01	2 50E+01	2.49E±01	2.49E±01	2.47E±01	2.52E+01	
20	4.64E+01	461E+01	4 58E+01	456E+01	4 55E+01	4 54E+01	4.63E+01	
30	6.85F+01	6.80F+01	6.76F+01	6.75E+01	6.74F+01	6.75E+01	6.85E+01	
50	1.17E+02	1.16E+02	1.16E+02	1.15E+02	1.14F+02	1.15F+02	1.17E+02	
		11102 1 04		11102.102		1.102.102		

<sup>32</sup>T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

E\_/MeV


図 A.5.4.3a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからロッドファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。<sup>33</sup>

表 A.5.4.3b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからロッドファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。33

	00	150	200	450	(0)	750	000
	00	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	1.55E-02	1.39E-02	9.96E-03	5.55E-03	2.22E-03	5.23E-04	0.00E+00
0.003	2.62E-01	2.48E-01	2.10E-01	1.51E-01	8.84E-02	3.86E-02	9.81E-03
0.004	5.38E-01	5.23E-01	4.81E-01	3.99E-01	2.77E-01	1.54E-01	5.96E-02
0.005	7.31E-01	7.21E-01	6.85E-01	6.13E-01	4.73E-01	3.00E-01	1.42E-01
0.007	8.97E-01	8.97E-01	8.77E-01	8.39E-01	7.35E-01	5.28E-01	3.04E-01
0.01	9.74E-01	9.73E-01	9.66E-01	9.51E-01	8.97E-01	7.28E-01	4.89E-01
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.98E-01	9.09E-01	7.36E-01
0.02	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.00E+00	8.91E-01
0.03	1.13E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.09E+00	1.03E+00
0.05	1.17E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.11E+00
0.06	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.12E+00
0.07	1.20E+00	1.20E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.14E+00
D. I	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.15E+00
0.15	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.14E+00
0.2	1.16E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00
0.5	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.11E+00
0.662	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.11E+00
I	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00
1.25	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.11E+00
1.5	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00
2	1.10E+00						
3	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.09E+00
5	1.08E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.08E+00
10	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.05E+00
20	1.03E+00						
30	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00
50	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.90E-01

<sup>33</sup>T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

E\_/MeV

表 A.5.4.3b(続き)

E<sub>\_</sub>/MeV  $d_{\rm p\ local\ skin}(\varphi)/({\rm Gy\ Gy}^{-1})$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 入射角度  $\varphi O d_{p \, local \, skin}(\varphi)/(Gy \, Gy^{-1})$ 105° 120° 135° 150° 165° 180° ROT 0.002 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 3.33E-03 0.003 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 6.24F-04 7.32E-02 0.00E+00 0.00E+00 0.004 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 9.53E-03 1.81E-01 0.005 3.56E-02 6.30E-04 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 2.78E-01 1.14E-01 1.11E-02 0.00E+00 0.007 0.00E+00 0.00E+00 0.00E + 003.96E-01 0.01 2.47E-01 6.73E-02 7.36E-03 0.00E+00 0.00E+00 0.00E+00 4.85E-01 0.015 5.15E-01 3.01E-01 1.60E-01 9.38E-02 6.56E-02 5.76E-02 6.14E-01 7.36E-01 5.65E-01 3.00E-01 7.66E-01 0.02 4.27E-01 3.44E-01 2.86E-01 0.03 9.38E-01 8.34E-01 7.4IE-01 6.75E-01 6.36E-01 6.24E-01 9.42E-01 9.72E-01 0.05 1.05E+00 9.07E-01 8.61E-01 8.36E-01 8.27E-01 1.05E+00 1.00E+00 9.42E-01 8.65E-01 1.07E+00 0.06 1.07E+00 9.00E-01 8.72E-01 0.07 1.09E+00 1.03E+00 9.66E-01 9.21E-01 8.93E-01 8.86E-01 1.08E+00 0.1 1.10E+00 1.04E+00 9.94E-01 9.53E-01 9.32E-01 9.24E-01 1.10E+00 0.15 1.11E+00 1.06E+00 1.01E+00 9.78E-01 9.56E-01 9.49E-01 1.10E+00 0.2 1.10E+00 1.06E+00 1.02E+00 9.86E-01 9.66E-01 9.61E-01 1.09E+00 1.09E+00 1.06E+00 1.04E+00 1.02E+00 1.00E+00 1.00E+00 1.08F + 000.5 0.662 1.10E+00 1.07E+00 1.05E+00 1.03E+00 1.02E+00 1.02E+00 1.09E+00 1.09E+00 1.07E+00 1.05E+00 1.04E+00 1.02E+00 1.02E+00 1.08E+00 н 1.25 1.04E+00 1.10E+00 1.08E+00 1.06E+00 1.05E+00 1.04E+00 1.09E+00 1.5 1.09E+00 1.08E+00 1.06E+00 1.05E+00 1.04E+00 1.04E+00 1.09E+00 1.07E+00 2 1.09E+00 1.06E+00 1.05E+00 1.05E+00 1.05E+00 1.08E+00 1.08E+00 1.07E+00 1.06E+00 1.05F + 001.05F + 001.05E+00 3 1.08F + 005 1.07E+00 1.06E+00 1.06E+00 1.05E+00 1.04E+00 1.04E+00 1.07E+00 10 1.05E+00 1.04E+00 1.04E+00 1.03E+00 1.03E+00 1.02E+00 1.05E+00 1.01E+00 1.02E+00 1.02E+00 1.02E+00 1.01E+00 1.00E+00 1.00E+00 20 30 9.99E-01 9.91E-01 9.86E-01 9.84E-01 9.83E-01 9.84E-01 9.99E-01 50 9.82E-01 9.73E-01 9.73E-01 9.65E-01 9.56E-01 9.65E-01 9.82E-01



図 A.5.4.3b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからロッドファントムの局所皮膚における 個人吸収線量への換算係数。<sup>34</sup>

<sup>34</sup> T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

Photon energy E	Air kerma coefficient	Photon energy E	Air kerma
(MeV)	(pGy cm²)	(MeV)	coefficient
光子エネルギーE	空気カーマ係数	光子エネルギーE	(pGy cm <sup>2</sup> )
(MeV)	(pGy cm²)	(MeV)	空気カーマ
			係数
			(pGy cm <sup>2</sup> )
0.002	163.7	0.500	2.379
0.003	75.32	0.511	2.431
0.004	47.62	0.600	2.844
0.005	30.65	0.662	3.112
0.006	21.25	0.700	3.275
0.007	15.50	0.800	3.702
0.008	11.79	1.000	4.481
0.009	9.221	1.117	4.884
0.010	7.400	1.200	5.165
0.011	6.043	1.250	5.332
0.012	5.022	1.300	5.498
0.013	4.236	1.330	5.596
0.015	3.125	1.500	6.147
0.017	2.388	1.700	6.725
0.020	1.684	2.000	7.557
0.024	1.150	2.400	8.563
0.025	1.056	3.000	9.977
0.030	0.7217	4.000	12.14
0.040	0.4289	5.000	14.18
0.050	0.3229	6.000	16.17
0.060	0.2889	6.129	16.44
0.070	0.2878	7.000	18.19
0.080	0.3067	8.000	20.13
0.100	0.3714	10.000	24.13
0.120	0.4606	15.000	34.46
0.150	0.5994	20.000	45.36
0.200	0.8567	30.000	68.59
0.240	1.062	40.000	93.29
0.300	1.383	50.000	119.2
0.400	1.892		

表 A.6 光子フルエンスから空気カーマへの換算係数。

注:太斜体で書かれた値については、70 keV を除いて対数-対数補間が用いられた。このエネルギーでは、値は最小となり、湾曲したエネルギー依存性となる。そのため、このエネルギーには自然3次スプラインが用いられた。



図 C.1.0 上から見た左眼の断面図(左側)および中心レベルの両眼の断面図(右側)。放射線感受性の 高い部分(赤色)および水晶体の残りの部分(暗青色)が見える。矢印は、広い平行ビームの入射方向の 例を示す(Behrens, 2017a)。

表 C.1.0 0°~90°の角度範囲(中性子では 180°照射もあり)および回転照射に対する、左右の照射にお ける眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲(MeV)
C.I.Ia	光子	フルエンス	5.0 E-03-5.0 E+01
C.I.Ib	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01
C.1.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-5.0 E+01
C.1.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01
C.I.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01

表 C.1.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数(Behrens, 2017a)。

E <sub>p</sub> /MeV
---------------------

 $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 

								-
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	4.17E-05	7.65E-05	1.54E-04	1.52E-04	6.90E-05	8.41E-06	3.34E-07	4.34E-05
0.006	7.75E-03	9.30E-03	1.06E-02	1.05E-02	5.87E-03	I.73E-03	1.70E-04	3.28E-03
0.007	1.13E-01	1.07E-01	1.05E-01	9.55E-02	6.16E-02	2.48E-02	5.50E-03	3.64E-02
0.008	4.46E-01	4.12E-01	3.77E-01	3.37E-01	2.37E-01	1.22E-01	3.95E-02	1.37E-01
0.009	9.37E-01	8.79E-01	8.00E-01	7.04E-01	5.20E-01	3.18E-01	1.30E-01	2.94E-01
0.01	1.42E+00	1.34E+00	1.23E+00	1.09E+00	8.49E-01	5.74E-01	2.82E-01	4.63E-01
0.011	1.75E+00	1.68E+00	1.57E+00	1.41E+00	1.15E+00	8.45E-01	4.68E-01	6.03E-01
0.013	2.01E+00	1.99E+00	1.89E+00	1.73E+00	1.54E+00	1.23E+00	8.09E-01	7.58E-01
0.015	1.94E+00	1.96E+00	1.89E+00	1.75E+00	1.62E+00	1.41E+00	1.01E+00	7.91E-01
0.017	1.76E+00	1.79E+00	1.74E+00	1.64E+00	1.55E+00	1.40E+00	1.09E+00	7.62E-01
0.02	1.45E+00	1.49E+00	1.48E+00	1.39E+00	1.36E+00	1.26E+00	1.03E+00	6.74E-01
0.024	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.12E+00	1.10E+00	1.04E+00	9.07E-01	5.61E-01
0.03	8.26E-01	8.54E-01	8.45E-01	8.17E-01	8.27E-01	8.02E-01	7.08E-01	4.48E-01
0.04	5.80E-01	5.96E-01	6.03E-01	5.87E-01	5.86E-01	5.74E-01	5.30E-01	3.39E-01
0.05	4.77E-01	4.92E-01	4.94E-01	4.92E-01	4.94E-01	4.78E-01	4.39E-01	2.95E-01
0.06	4.45E-01	4.63E-01	4.69E-01	4.63E-01	4.51E-01	4.50E-01	4.27E-01	2.83E-01
0.07	4.52E-01	4.60E-01	4.63E-01	4.60E-01	4.56E-01	4.48E-01	4.23E-01	2.91E-01
0.08	4.78E-01	4.78E-01	4.89E-01	4.84E-01	4.87E-01	4.80E-01	4.52E-01	3.15E-01
0.1	5.57E-01	5.62E-01	5.63E-01	5.72E-01	5.66E-01	5.49E-01	5.40E-01	3.77E-01
0.12	6.66E-01	6.70E-01	6.69E-01	6.79E-01	6.60E-01	6.61E-01	6.40E-01	4.52E-01
0.15	8.35E-01	8.42E-01	8.41E-01	8.45E-01	8.48E-01	8.38E-01	7.91E-01	5.77E-01
0.2	1.13E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.12E+00	8.10E-01
0.24	1.39E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.38E+00	1.39E+00	1.01E+00
0.3	1.74E+00	1.75E+00	1.77E+00	1.83E+00	1.79E+00	1.74E+00	1.75E+00	1.27E+00
0.4	2.28E+00	2.31E+00	2.31E+00	2.37E+00	2.36E+00	2.32E+00	2.36E+00	1.74E+00
0.5	2.80E+00	2.83E+00	2.87E+00	2.89E+00	2.96E+00	2.83E+00	2.85E+00	2.20E+00
0.511	2.87E+00	2.90E+00	2.91E+00	3.02E+00	3.02E+00	2.83E+00	2.86E+00	2.25E+00
0.6	3.33E+00	3.32E+00	3.40E+00	3.44E+00	3.47E+00	3.35E+00	3.33E+00	2.62E+00
0.662	3.58E+00	3.65E+00	3.63E+00	3.75E+00	3.73E+00	3.59E+00	3.66E+00	2.90E+00
0.8	4.18E+00	4.22E+00	4.29E+00	4.31E+00	4.44E+00	4.27E+00	4.33E+00	3.48E+00
I	4.97E+00	4.97E+00	5.08E+00	5.27E+00	5.24E+00	5.14E+00	5.08E+00	4.19E+00
1.117	5.40E+00	5.41E+00	5.50E+00	5.49E+00	5.56E+00	5.58E+00	5.46E+00	4.56E+00
1.2	5.66E+00	5.66E+00	5.71E+00	5.76E+00	5.92E+00	5.82E+00	5.89E+00	4.84E+00
1.3	5.79E+00	5.85E+00	5.91E+00	6.08E+00	6.31E+00	6.06E+00	6.26E+00	5.10E+00
1.33	5.85E+00	5.92E+00	6.05E+00	6.04E+00	6.37E+00	6.18E+00	6.38E+00	5.15E+00
1.5	5.97E+00	6.04E+00	6.18E+00	6.48E+00	6.79E+00	6.56E+00	6.76E+00	5.57E+00
1.7	6.02E+00	6.09E+00	6.33E+00	6.62E+00	7.07E+00	6.98E+00	7.14E+00	5.93E+00
2	5.76E+00	5.95E+00	6.16E+00	6.76E+00	7.44E+00	7.55E+00	7.72E+00	6.35E+00
2.4	5.41E+00	5.48E+00	5.96E+00	6.72E+00	7.77E+00	8.27E+00	8.27E+00	6.84E+00
3	4.84E+00	5.00E+00	5.51E+00	6.67E+00	8.06E+00	9.05E+00	9.20E+00	7.23E+00
4	4.20E+00	4.45E+00	5.10E+00	6.44E+00	8.60E+00	1.03E+01	1.07E+01	7.94E+00
5	3.80E+00	4.05E+00	4.80E+00	6.42E+00	9.02E+00	1.15E+01	1.24E+01	8.63E+00
6	3.53E+00	3.80E+00	4.59E+00	6.30E+00	9.53E+00	1.28E+01	1.37E+01	9.28E+00
6.129	3.52E+00	3.79E+00	4.51E+00	6.32E+00	9.56E+00	1.27E+01	1.38E+01	9.35E+00
8	3.22E+00	3.46E+00	4.29E+00	6.12E+00	1.01E+01	1.48E+01	1.68E+01	1.07E+01
10	3.02E+00	3.24E+00	3.96E+00	5.85E+00	1.06E+01	1.65E+01	1.90E+01	1.18E+01
15	2.84E+00	3.02E+00	3.60E+00	5.18E+00	1.04E+01	1.93E+01	2.50E+01	1.50E+01
20	2.80E+00	2.95E+00	3.47E+00	4.83E+00	9.99E+00	2.10E+01	3.00E+01	1.80E+01
30	2.82E+00	2.92E+00	3.43E+00	4.60E+00	9.26E+00	2.23E+01	3.64E+01	2.33E+01
40	2.86E+00	2.98E+00	3.46E+00	4.43E+00	8.71E+00	2.30E+01	4.02E+01	2.82E+01
50	2.90E+00	3.08E+00	3.44E+00	4.41E+00	8.63E+00	2.39E+01	4.29E+01	3.22E+01

入射角度  $\varphi \mathcal{O} d_{\text{lens, sens}} (\varphi) / (pGy cm^2)$ 



図 C.1.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数 (Behrens, 2017a)。



図 C.1.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数(Behrens, 2017a)。

表 C.1.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数(Behrens, 2017a)。

E	/M	e	V

# $d_{\mathrm{lens,\;sens}}\left( \varphi ight) /(\mathrm{Gy\;Gy^{-1}})$ for a radiation incidence at $\varphi$

0.005         1.36E-06           0.006         3.65E-04           0.007         7.27E-03           0.008         3.78E-02           0.009         1.02E-01           0.01         1.91E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.02         8.63E-01           0.03         1.14E+00           0.03         1.34E+00           0.04         1.35E+00	2.50E-06 4.38E-04 6.90E-03 3.49E-02 9.53E-02 1.80E-01 2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.89E-01	5.01E-06 4.98E-04 6.78E-03 3.20E-02 8.68E-02 1.66E-01 2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	4.95E-06 4.95E-04 6.16E-03 2.86E-02 7.63E-02 1.48E-01 2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	2.25E-06 2.76E-04 3.97E-03 2.01E-02 5.63E-02 1.15E-01 1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	2.74E-07 8.16E-05 1.60E-03 1.03E-02 3.45E-02 7.75E-02 1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	1.09E-08 7.99E-06 3.55E-04 3.35E-03 1.41E-02 3.82E-02 7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	1.42E-06 1.54E-04 2.35E-03 1.16E-02 3.19E-02 6.25E-02 9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.006         3.65E-04           0.007         7.27E-03           0.008         3.78E-02           0.009         I.02E-01           0.01         I.91E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.02         8.63E-01           0.024         9.94E-01           0.03         I.14E+00           0.04         I.35E+00	4.38E-04 6.90E-03 3.49E-02 9.53E-02 1.80E-01 2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.89E-01	4.98E-04 6.78E-03 3.20E-02 8.68E-02 1.66E-01 2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	4.95E-04 6.16E-03 2.86E-02 7.63E-02 1.48E-01 2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	2.76E-04 3.97E-03 2.01E-02 5.63E-02 1.15E-01 1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	8.16E-05 1.60E-03 1.03E-02 3.45E-02 7.75E-02 1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	7.99E-06 3.55E-04 3.35E-03 1.41E-02 3.82E-02 7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	1.54E-04 2.35E-03 1.16E-02 3.19E-02 6.25E-02 9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.007         7.27E-03           0.008         3.78E-02           0.009         1.02E-01           0.01         1.91E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.02         8.63E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.04         1.35E+00	6.90E-03 3.49E-02 9.53E-02 1.80E-01 2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.89E-01	6.78E-03 3.20E-02 8.68E-02 1.66E-01 2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	6.16E-03 2.86E-02 7.63E-02 1.48E-01 2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	3.97E-03 2.01E-02 5.63E-02 1.15E-01 1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	1.60E-03 1.03E-02 3.45E-02 7.75E-02 1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	3.55E-04 3.35E-03 1.41E-02 3.82E-02 7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	2.35E-03 1.16E-02 3.19E-02 6.25E-02 9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.008         3.78E-02           0.009         I.02E-01           0.01         I.91E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.03         1.14E+00	3.49E-02 9.53E-02 1.80E-01 2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.82E-01	3.20E-02 8.68E-02 1.66E-01 2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	2.86E-02 7.63E-02 1.48E-01 2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	2.01E-02 5.63E-02 1.15E-01 1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	1.03E-02 3.45E-02 7.75E-02 1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	3.35E-03 1.41E-02 3.82E-02 7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	1.16E-02 3.19E-02 6.25E-02 9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.009         I.02E-01           0.01         I.91E-01           0.011         2.89E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.03         1.14E+00	9.53E-02 1.80E-01 2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.82E-01	8.68E-02 1.66E-01 2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	7.63E-02 1.48E-01 2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	5.63E-02 1.15E-01 1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	3.45E-02 7.75E-02 1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	1.41E-02 3.82E-02 7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	3.19E-02 6.25E-02 9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.01         1.91E-01           0.011         2.89E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.03         1.35E+00	1.80E-01 2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.82E-01	1.66E-01 2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	1.48E-01 2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	1.15E-01 1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	7.75E-02 1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	3.82E-02 7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	6.25E-02 9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.011         2.89E-01           0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.02         8.63E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.04         1.35E+00	2.78E-01 4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.82E-01	2.59E-01 4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	2.34E-01 4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	1.90E-01 3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	1.40E-01 2.91E-01 4.51E-01	7.74E-02 1.91E-01 3.24E-01	9.97E-02 1.79E-01 2.53E-01
0.013         4.74E-01           0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.02         8.63E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.04         1.35E+00	4.71E-01 6.26E-01 7.48E-01 8.82E-01	4.47E-01 6.05E-01 7.30E-01	4.07E-01 5.60E-01 6.85E-01	3.62E-01 5.19E-01 6.51E-01	2.91E-01 4.51E-01	1.91E-01 3.24E-01	1.79E-01 2.53E-01
0.015         6.21E-01           0.017         7.36E-01           0.02         8.63E-01           0.024         9.94E-01           0.03         1.14E+00           0.04         1.35E+00	6.26E-01 7.48E-01 8.82E-01	6.05E-01 7.30E-01	5.60E-01 6.85E-01	5.19E-01	4.51E-01	3.24E-01	2.53E-01
0.017 7.36E-01 0.02 8.63E-01 0.024 9.94E-01 0.03 1.14E+00 0.04 1.35E+00	7.48E-01	7.30E-01	6.85E-01	651E-01			
0.02 8.63E-01 0.024 9.94E-01 0.03 1.14E+00 0.04 1.35E+00	8 82F-01			0.512-01	5.86E-01	4.56E-01	3.19E-01
0.024 9.94E-01 0.03 1.14E+00 0.04 1.35E+00	0.022-01	8.78E-01	8.24E-01	8.09E-01	7.51E-01	6.14E-01	4.00E-01
0.03 I.14E+00 0.04 I.35E+00	1.01E+00	1.01E+00	9.70E-01	9.59E-01	9.05E-01	7.89E-01	4.87E-01
0.04 I.35E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.11E+00	9.81E-01	6.21E-01
	1.39E+00	1.41E+00	1.37E+00	1.37E+00	1.34E+00	1.24E+00	7.91E-01
0.05 I.48E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.36E+00	9.15E-01
0.06 I.54E+00	1.60E+00	1.62E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.56E+00	1.48E+00	9.79E-01
0.07 I.57E+00	1.60E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.58E+00	1.55E+00	1.47E+00	1.01E+00
0.08 I.56E+00	1.56E+00	1.59E+00	1.58E+00	1.59E+00	1.57E+00	1.47E+00	1.03E+00

入射角度 φの dlens, sens (φ)/(Gy Gy<sup>-1</sup>)

表	C.1	.1b	(続き)

E <sub>p</sub> /MeV	$d_{ m lens,\ sens}$ ( $arphi$ )/(Gy Gy <sup>-1</sup> ) for a radiation incidence at $arphi$									
			入射	角度 $\varphi$ の	$d_{ m lens,\ sens}$	$(\varphi)/(Gy G$	βy−1)			
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT		
0.1	1.50E+00	1.51E+00	1.51E+00	1.54E+00	1.52E+00	1.48E+00	1.45E+00	1.01E+00		
0.12	1.44E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.47E+00	1.43E+00	1.44E+00	1.39E+00	9.82E-01		
0.15	1.39E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.32E+00	9.62E-01		
0.2	1.32E+00	1.34E+00	1.36E+00	1.35E+00	1.34E+00	1.33E+00	1.31E+00	9.46E-01		
0.24	1.30E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.30E+00	1.31E+00	9.54E-01		
0.3	1.26E+00	1.27E+00	1.28E+00	1.33E+00	1.29E+00	1.26E+00	1.26E+00	9.22E-01		
0.4	1.21E+00	1.22E+00	1.22E+00	1.25E+00	1.25E+00	1.22E+00	1.25E+00	9.20E-01		
0.5	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.24E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.26E-01		
0.511	1.18E+00	1.19E+00	1.20E+00	1.24E+00	1.24E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.25E-01		
0.6	1.17E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.18E+00	1.17E+00	9.23E-01		
0.662	1.15E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.20E+00	1.20E+00	1.15E+00	1.18E+00	9.31E-01		
0.8	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.20E+00	1.15E+00	1.17E+00	9.41E-01		
I	1.11E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.13E+00	9.36E-01		
1.117	1.10E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.12E+00	9.33E-01		
1.2	1.09E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.38E-01		
1.3	1.05E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.11E+00	1.15E+00	1.10E+00	1.14E+00	9.28E-01		
1.33	1.05E+00	1.06E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.14E+00	1.10E+00	1.14E+00	9.21E-01		
1.5	9.72E-01	9.83E-01	1.01E+00	1.05E+00	1.10E+00	1.07E+00	1.10E+00	9.07E-01		
1.7	8.95E-01	9.05E-01	9.41E-01	9.85E-01	1.05E+00	1.04E+00	1.06E+00	8.81E-01		
2	7.63E-01	7.87E-01	8.15E-01	8.95E-01	9.85E-01	9.99E-01	1.02E+00	8.40E-01		
2.4	6.32E-01	6.40E-01	6.96E-01	7.85E-01	9.08E-01	9.66E-01	9.66E-01	7.98E-01		
3	4.85E-01	5.01E-01	5.52E-01	6.68E-01	8.07E-01	9.07E-01	9.22E-01	7.24E-01		
4	3.46E-01	3.67E-01	4.20E-01	5.31E-01	7.09E-01	8.48E-01	8.83E-01	6.54E-01		
5	2.68E-01	2.85E-01	3.38E-01	4.53E-01	6.36E-01	8.12E-01	8.73E-01	6.08E-01		
6	2.18E-01	2.35E-01	2.84E-01	3.90E-01	5.89E-01	7.93E-01	8.47E-01	5.74E-01		
6.129	2.14E-01	2.30E-01	2.75E-01	3.84E-01	5.81E-01	7.71E-01	8.41E-01	5.69E-01		
8	1.60E-01	1.72E-01	2.13E-01	3.04E-01	5.01E-01	7.35E-01	8.35E-01	5.31E-01		
10	1.25E-01	1.34E-01	1.64E-01	2.43E-01	4.38E-01	6.83E-01	7.87E-01	4.91E-01		
15	8.24E-02	8.76E-02	1.04E-01	1.50E-01	3.02E-01	5.60E-01	7.26E-01	4.34E-01		
20	6.16E-02	6.51E-02	7.66E-02	1.06E-01	2.20E-01	4.62E-01	6.62E-01	3.97E-01		
30	4.11E-02	4.26E-02	5.01E-02	6.70E-02	1.35E-01	3.25E-01	5.31E-01	3.40E-01		
40	3.07E-02	3.19E-02	3.71E-02	4.75E-02	9.34E-02	2.47E-01	4.31E-01	3.02E-01		
50	2.43E-02	2.59E-02	2.89E-02	3.70E-02	7.24E-02	2.01E-01	3.60E-01	2.70E-01		

表 C.1.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。<sup>36</sup>

E <sub>p</sub> /MeV	V $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$									
		入射角度 $\varphi$ の $d_{\text{lens, sens}}$ ( $\phi$ )/(pGy cm <sup>2</sup> )								
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	ROT 5.16E-01 5.90E-01 6.00E-01 6.29E-01 6.63E-01 6.85E-01 (Continued	
1.00E-09	2.57E+00	2.64E+00	2.60E+00	2.45E+00	2.20E+00	1.69E+00	1.20E+00	1.14E-01	5.16E-01	
I.00E-08	2.86E+00	2.94E+00	3.04E+00	2.85E+00	2.53E+00	2.02E+00	1.44E+00	1.41E-01	5.90E-01	
2.50E-08	2.70E+00	2.87E+00	3.14E+00	2.79E+00	2.48E+00	2.05E+00	1.56E+00	1.61E-01	6.00E-01	
1.00E-07	2.71E+00	2.96E+00	2.85E+00	2.93E+00	2.65E+00	2.25E+00	1.77E+00	2.13E-01	6.29E-01	
2.00E-07	2.73E+00	3.00E+00	3.15E+00	2.76E+00	2.70E+00	2.34E+00	1.83E+00	2.45E-01	6.63E-01	
5.00E-07	2.73E+00	2.89E+00	2.94E+00	2.94E+00	2.62E+00	2.41E+00	1.99E+00	2.70E-01	6.80E-01	
1 00E 04	2.73E+00	2.81E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.59E+00	2.36E+00	1.97E+00	3.17E-01	6.85E-01	

<sup>36</sup> N. E. Hertel (2020). *Personal communication* (Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia).

# 表 C.1.2(続き)

$E_{\rm p}/{\rm MeV}$		a	lens, sens (	<i>p</i> )/(pGy c	m <sup>2</sup> ) for a	radiatio	on incide	nce at $\varphi$	
			入	、射角度 q	のの d <sub>lens,</sub>	$_{ m sens}$ ( $\varphi$ )/(p	oGy cm²)	1	
-	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	ROT
2.00E-06	2.71E+00	2.75E+00	2.67E+00	2.75E+00	2.59E+00	2.34E+00	2.02E+00	3.39E-01	7.11E-01
5.00E-06	2.45E+00	2.47E+00	2.66E+00	2.60E+00	2.44E+00	2.30E+00	1.87E+00	3.41E-01	6.94E-01
1.00E-05	2.37E+00	2.59E+00	2.48E+00	2.58E+00	2.33E+00	2.18E+00	1.85E+00	3.43E-01	6.61E-01
2.00E-05	2.26E+00	2.33E+00	2.55E+00	2.35E+00	2.34E+00	2.08E+00	1.75E+00	3.75E-01	6.52E-01
5.00E-05	2.15E+00	2.31E+00	2.19E+00	2.38E+00	2.19E+00	1.88E+00	1.69E+00	3.64E-01	6.43E-01
1.00E-04	2.03E+00	2.05E+00	2.16E+00	2.24E+00	2.08E+00	1.98E+00	1.60E+00	3.81E-01	6.15E-01
2.00E-04	1.91E+00	1.98E+00	2.18E+00	2.08E+00	2.00E+00	1.81E+00	1.53E+00	3.59E-01	5.84E-01
5.00E-04	1.90E+00	1.82E+00	2.07E+00	1.97E+00	1.92E+00	1.81E+00	1.53E+00	3.63E-01	5.78E-01
1.00E-03	1.90E+00	1.76E+00	1.95E+00	1.80E+00	1.85E+00	1.67E+00	1.45E+00	3.71E-01	5.41E-01
2.00E-03	1.85E+00	1.88E+00	1.95E+00	2.00E+00	1.73E+00	1.64E+00	1.51E+00	3.56E-01	5.56E-01
5.00E-03	1.96E+00	2.14E+00	2.12E+00	1.98E+00	2.04E+00	1.76E+00	1.64E+00	3.68E-01	6.05E-01
1.00E-02	2.40E+00	2.44E+00	2.46E+00	2.39E+00	2.34E+00	2.18E+00	1.83E+00	3.51E-01	6.67E-01
2.00E-02	3.04E+00	3.11E+00	3.09E+00	3.12E+00	2.96E+00	2.79E+00	2.42E+00	3.56E-01	8.29E-01
3.00E-02	3.71E+00	3.75E+00	3.78E+00	3.71E+00	3.58E+00	3.39E+00	2.91E+00	3.76E-01	9.71E-01
5.00E-02	4.98E+00	5.04E+00	4.93E+00	4.85E+00	4.76E+00	4.56E+00	3.92E+00	3.89E-01	1.25E+00
7.00E-02	6.20E+00	6.21E+00	6.07E+00	5.70E+00	5.86E+00	5.60E+00	4.93E+00	3.85E-01	1.55E+00
1.00E-01	7.50E+00	7.68E+00	7.47E+00	7.28E+00	7.42E+00	6.96E+00	6.20E+00	4.04E-01	1.90E+00
1.50E-01	9.99E+00	9.73E+00	9.52E+00	9.27E+00	9.19E+00	8.89E+00	8.13E+00	4.29E-01	2.41E+00
2.00E-01	1.14E+01	1.16E+01	1.13E+01	1.11E+01	1.09E+01	1.08E+01	9.78E+00	4.30E-01	2.98E+00
3.00E-01	1.41E+01	1.46E+01	1.43E+01	1.38E+01	1.38E+01	1.40E+01	1.26E+01	4.66E-01	3.65E+00
5.00E-01	1.87E+01	1.92E+01	1.90E+01	1.80E+01	1.86E+01	1.85E+01	1.72E+01	5.55E-01	5.07E+00
7.00E-01	2.15E+01	2.22E+01	2.20E+01	2.11E+01	2.12E+01	2.17E+01	2.07E+01	6.53E-01	5.98E+00
9.00E-01	2.48E+01	2.56E+01	2.54E+01	2.44E+01	2.38E+01	2.49E+01	2.36E+01	8.01E-01	7.02E+00
1.00E+00	3.06E+01	3.07E+01	3.01E+01	3.12E+01	2.88E+01	2.91E+01	2.69E+01	6.28E-01	7.95E+00
1.20E+00	2.88E+01	2.90E+01	2.91E+01	2.82E+01	2.81E+01	2.86E+01	2.73E+01	1.03E+00	8.53E+00
1.50E+00	3.09E+01	3.11E+01	3.12E+01	3.07E+01	3.06E+01	3.11E+01	2.94E+01	1.58E+00	9.28E+00
2.00E+00	3.50E+01	3.48E+01	3.39E+01	3.45E+01	3.45E+01	3.42E+01	3.36E+01	2.68E+00	1.09E+01
3.00E+00	4.06E+01	4.14E+01	3.96E+01	4.06E+01	3.97E+01	4.02E+01	3.88E+01	5.38E+00	1.38E+01
4.00E+00	4.81E+01	4.82E+01	4.91E+01	4.84E+01	4.82E+01	4.66E+01	4.68E+01	7.23E+00	1.62E+01
5.00E+00	5.17E+01	5.02E+01	4.88E+01	5.21E+01	5.16E+01	4.75E+01	4.87E+01	1.06E+01	1.82E+01
6.00E+00	5.51E+01	5.48E+01	5.56E+01	5.48E+01	5.47E+01	5.35E+01	5.36E+01	1.24E+01	2.03E+01
7.00E+00	5.62E+01	5.44E+01	5.44E+01	5.46E+01	5.60E+01	5.31E+01	5.34E+01	1.63E+01	2.13E+01
8.00E+00	5.80E+01	5.97E+01	5.85E+01	5.89E+01	5.74E+01	5.74E+01	5.56E+01	1.76E+01	2.25E+01
9.00E+00	6.27E+01	6.18E+01	6.18E+01	6.39E+01	6.23E+01	5.96E+01	5.87E+01	1.94E+01	2.38E+01
1.00E+01	6.59E+01	6.67E+01	6.68E+01	6.70E+01	6.51E+01	6.30E+01	6.24E+01	2.09E+01	2.49E+01
1.20E+01	7.38E+01	7.34E+01	7.39E+01	7.32E+01	7.08E+01	7.20E+01	6.64E+01	2.41E+01	2.80E+01
1.40E+01	7.40E+01	7.42E+01	7.46E+01	7.55E+01	7.10E+01	7.18E+01	7.04E+01	2.76E+01	3.01E+01
1.50E+01	7.81E+01	7.73E+01	8.06E+01	7.65E+01	7.49E+01	7.76E+01	7.38E+01	2.93E+01	3.19E+01
1.60E+01	7.73E+01	7.82E+01	7.65E+01	7.85E+01	7.71E+01	7.51E+01	7.15E+01	3.03E+01	3.12E+01
1.80E+01	7.73E+01	7.72E+01	7.73E+01	7.75E+01	8.00E+01	7.86E+01	7.53E+01	3.44E+01	3.14E+01
2.00E+01	7.48E+01	7.48E+01	7.77E+01	7.86E+01	7.59E+01	7.87E+01	7.38E+01	3.79E+01	3.26E+01
3.00E+01	6.43E+01	6.51E+01	6.95E+01	7.59E+01	6.85E+01	7.13E+01	7.54E+01	4.70E+01	3.41E+01
5.00E+01	5.07E+01	5.54E+01	5.93E+01	6.64E+01	6.77E+01	7.61E+01	7.80E+01	6.50E+01	3.42E+01

#### d $(m)/(nGv cm^2)$ for a radiation incidence at m



図 C.1.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。37



図 C.1.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 C.1.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数(Behrens, 2017a)。

E <sub>p</sub> /MeV		C	$q_{\rm lens, \ sens}$ (q	ø)/(pGy cr	n²) for a 1	radiation	incidence	e at $\varphi$	
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT	
0.01	1.68E-06	1.81E-06	1.43E-06	1.16E-06	7.55E-07	7.04E-07	3.74E-07	1.67E-07	
0.015	2.26E-05	3.34E-05	2.34E-05	2.22E-05	1.96E-05	1.66E-05	6.43E-06	2.95E-06	
0.02	8.15E-05	7.79E-05	7.25E-05	5.81E-05	4.99E-05	3.24E-05	2.73E-05	3.40E-05	
0.03	2.23E-04	2.30E-04	2.25E-04	1.89E-04	1.26E-04	1.12E-04	6.60E-05	7.02E-05	
0.04	4.16E-04	3.40E-04	4.04E-04	3.49E-04	2.71E-04	2.00E-04	1.02E-04	1.13E-04	
0.05	6.07E-04	6.75E-04	6.16E-04	5.09E-04	4.08E-04	3.06E-04	1.86E-04	1.72E-04	
0.06	8.47E-04	8.68E-04	7.80E-04	6.15E-04	5.57E-04	3.87E-04	2.24E-04	2.83E-04	
0.08	1.31E-03	1.33E-03	1.23E-03	1.08E-03	8.32E-04	6.11E-04	4.21E-04	4.60E-04	
0.1	1.92E-03	1.80E-03	1.66E-03	1.57E-03	1.20E-03	7.97E-04	5.48E-04	5.86E-04	
0.15	3.24E-03	3.36E-03	3.11E-03	2.47E-03	2.23E-03	1.65E-03	1.02E-03	1.20E-03	
0.2	5.04E-03	5.21E-03	4.60E-03	4.07E-03	3.47E-03	2.59E-03	1.64E-03	1.77E-03	
0.3	9.58E-03	9.08E-03	7.91E-03	7.83E-03	6.02E-03	4.52E-03	3.11E-03	3.20E-03	
0.4	1.41E-02	1.47E-02	1.29E-02	1.25E-02	1.00E-02	7.88E-03	5.09E-03	4.83E-03	
0.5	2.06E-02	2.06E-02	1.91E-02	1.76E-02	1.41E-02	1.13E-02	7.66E-03	7.78E-03	
0.6	1.75E-01	2.32E-01	3.17E-01	2.97E-01	1.86E-01	7.49E-02	2.32E-02	9.44E-02	
0.7	7.56E+00	8.46E+00	9.60E+00	8.88E+00	6.08E+00	2.89E+00	8.98E-01	3.08E+00	
0.8	4.62E+01	4.66E+01	4.57E+01	3.93E+01	2.77E+01	1.50E+01	5.51E+00	1.54E+01	
0.6 0.7 0.8	1.75E-01 7.56E+00 4.62E+01	2.32E-01 8.46E+00 4.66E+01	3.17E-01 9.60E+00 4.57E+01	2.97E-01 8.88E+00 3.93E+01	1.86E-01 6.08E+00 2.77E+01	7.49E-02 2.89E+00 1.50E+01	2.32E-02 8.98E-01 5.51E+00	9.44 3.08 1.54	E-02 E+00 E+01 (Continued)

<sup>37</sup>N. E. Hertel (2020). Personal communication (Georgia Institute

of Technology, Atlanta, Georgia).

表 C.1.3(続き)

	入射角度 $arphi$ の $d_{ ext{lens, sens}}$ ( $arphi$ )/(pGy cm²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	<b>90</b> °	ROT
I	2.29E+02	2.18E+02	1.89E+02	1.50E+02	1.04E+02	6.11E+01	2.66E+0I	6.64E+01
1.25	3.87E+02	3.73E+02	3.29E+02	2.69E+02	1.92E+02	1.19E+02	5.77E+01	1.17E+02
1.5	4.42E+02	4.30E+02	3.94E+02	3.39E+02	2.57E+02	1.69E+02	8.67E+01	I.44E+02
1.75	4.45E+02	4.41E+02	4.17E+02	3.80E+02	3.06E+02	2.12E+02	1.16E+02	1.57E+02
2	4.30E+02	4.29E+02	4.19E+02	4.01E+02	3.39E+02	2.52E+02	1.46E+02	1.62E+02
2.5	3.87E+02	3.94E+02	4.00E+02	4.09E+02	3.75E+02	3.13E+02	2.02E+02	1.65E+02
3	3.55E+02	3.65E+02	3.78E+02	4.02E+02	3.85E+02	3.49E+02	2.46E+02	1.64E+02
3.5	3.35E+02	3.46E+02	3.62E+02	3.91E+02	3.82E+02	3.70E+02	2.85E+02	1.64E+02
1	3.23E+02	3.35E+02	3.53E+02	3.85E+02	3.72E+02	3.80E+02	3.14E+02	1.63E+02
5	3.11E+02	3.23E+02	3.42E+02	3.78E+02	3.51E+02	3.82E+02	3.50E+02	1.65E+02
6	3.04E+02	3.16E+02	3.38E+02	3.82E+02	3.33E+02	3.73E+02	3.69E+02	1.68E+02
7	3.00E+02	3.11E+02	3.34E+02	3.86E+02	3.23E+02	3.59E+02	3.75E+02	1.72E+02
8	2.97E+02	3.06E+02	3.27E+02	3.88E+02	3.56E+02	3.47E+02	3.72E+02	1.76E+02
10	2.95E+02	3.00E+02	3.16E+02	3.79E+02	4.20E+02	3.32E+02	3.57E+02	1.84E+02
15	2.90E+02	2.95E+02	2.98E+02	3.31E+02	4.60E+02	3.11E+02	3.29E+02	1.99E+02
20	2.91E+02	2.93E+02	2.95E+02	3.11E+02	4.28E+02	3.71E+02	3.15E+02	2.09E+02
30	2.92E+02	2.96E+02	2.96E+02	3.04E+02	3.71E+02	3.55E+02	3.20E+02	2.33E+02
40	2.93E+02	2.95E+02	2.96E+02	3.03E+02	3.45E+02	3.37E+02	3.20E+02	2.60E+02
50	2.90E+02	2.93E+02	2.97E+02	3.04E+02	3.31E+02	3.27E+02	3.21E+02	2.86E+02

表 C.1.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

E<sub>p</sub>/MeV

# $d_{ m lens,\ sens}$ (arphi)/(pGy cm<sup>2</sup>) for a radiation incidence at arphi

							-	
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.001	7.43E+00	7.94E+00	7.89E+00	7.35E+00	6.13E+00	4.91E+00	3.47E+00	3.06E+00
0.002	7.17E+00	7.47E+00	7.43E+00	6.98E+00	5.88E+00	4.58E+00	3.21E+00	2.87E+00
0.003	6.99E+00	7.26E+00	7.39E+00	6.71E+00	5.61E+00	4.43E+00	3.05E+00	2.76E+00
0.004	6.88E+00	7.34E+00	7.28E+00	6.64E+00	5.70E+00	4.36E+00	3.01E+00	2.72E+00
0.005	7.02E+00	7.17E+00	7.29E+00	6.72E+00	5.67E+00	4.24E+00	3.07E+00	2.74E+00
0.006	6.97E+00	7.18E+00	7.33E+00	6.59E+00	5.54E+00	4.33E+00	2.91E+00	2.70E+00
0.007	6.85E+00	7.31E+00	7.22E+00	6.65E+00	5.58E+00	4.33E+00	2.98E+00	2.69E+00
0.008	6.92E+00	7.31E+00	7.21E+00	6.65E+00	5.51E+00	4.27E+00	2.95E+00	2.77E+00
0.009	6.84E+00	7.30E+00	7.14E+00	6.60E+00	5.57E+00	4.30E+00	2.94E+00	2.73E+00
0.01	6.87E+00	7.26E+00	7.18E+00	6.61E+00	5.52E+00	4.31E+00	2.94E+00	2.67E+00
0.013	6.78E+00	7.32E+00	7.20E+00	6.62E+00	5.53E+00	4.23E+00	2.98E+00	2.65E+00
0.015	6.88E+00	7.29E+00	7.08E+00	6.55E+00	5.65E+00	4.38E+00	2.92E+00	2.69E+00
0.017	6.96E+00	7.19E+00	7.23E+00	6.56E+00	5.55E+00	4.30E+00	2.94E+00	2.63E+00
0.02	6.79E+00	7.13E+00	7.17E+00	6.59E+00	5.49E+00	4.24E+00	3.01E+00	2.72E+00
0.024	6.93E+00	7.22E+00	7.28E+00	6.57E+00	5.59E+00	4.30E+00	2.92E+00	2.67E+00
0.03	6.95E+00	7.18E+00	7.27E+00	6.49E+00	5.59E+00	4.31E+00	2.94E+00	2.68E+00
0.04	6.94E+00	7.15E+00	7.26E+00	6.69E+00	5.62E+00	4.39E+00	2.91E+00	2.67E+00
0.05	6.87E+00	7.20E+00	7.20E+00	6.76E+00	5.55E+00	4.29E+00	2.92E+00	2.77E+00
0.06	6.91E+00	7.04E+00	7.28E+00	6.74E+00	5.61E+00	4.31E+00	3.00E+00	2.71E+00
0.07	6.99E+00	7.17E+00	7.35E+00	6.48E+00	5.52E+00	4.33E+00	2.96E+00	2.68E+00
0.08	6.96E+00	7.20E+00	7.21E+00	6.80E+00	5.61E+00	4.38E+00	3.01E+00	2.71E+00
0.1	6.97E+00	7.43E+00	7.26E+00	6.71E+00	5.57E+00	4.25E+00	3.00E+00	2.73E+00
0.15	6.94E+00	7.30E+00	7.30E+00	6.68E+00	5.63E+00	4.23E+00	2.98E+00	2.79E+00
0.2	7.13E+00	7.42E+00	7.60E+00	6.93E+00	5.76E+00	4.43E+00	2.99E+00	2.75E+00

入射角度  $\varphi$ の  $d_{lens, sens}$  ( $\varphi$ )/(pGy cm<sup>2</sup>)

(Continued)

# 表 C.1.4(続き)

E <sub>P</sub> /I*lev
-----------------------

# $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at $\varphi$

	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.3	7.29E+00	7.61E+00	7.66E+00	6.97E+00	5.80E+00	4.50E+00	3.12E+00	2.90E+00
0.4	7.60E+00	7.97E+00	7.71E+00	7.12E+00	5.88E+00	4.70E+00	3.16E+00	2.96E+00
0.5	7.91E+00	8.35E+00	8.11E+00	7.36E+00	6.23E+00	4.70E+00	3.24E+00	3.02E+00
0.6	8.44E+00	8.70E+00	8.86E+00	8.11E+00	6.67E+00	4.98E+00	3.39E+00	3.26E+00
0.7	1.71E+01	1.84E+01	1.95E+01	1.80E+01	1.34E+01	8.33E+00	4.46E+00	6.91E+00
0.8	5.95E+01	5.97E+01	5.86E+01	5.03E+01	3.65E+01	2.15E+01	9.54E+00	2.02E+01
I	2.48E+02	2.37E+02	2.06E+02	1.64E+02	1.15E+02	6.88E+01	3.18E+01	7.28E+01
1.25	3.94E+02	3.79E+02	3.35E+02	2.77E+02	2.03E+02	1.27E+02	6.18E+01	1.21E+02
1.5	4.34E+02	4.24E+02	3.90E+02	3.41E+02	2.61E+02	1.72E+02	9.22E+01	1.45E+02
1.75	4.32E+02	4.24E+02	4.10E+02	3.72E+02	3.06E+02	2.13E+02	1.20E+02	1.54E+02
2	4.13E+02	4.13E+02	4.05E+02	3.87E+02	3.35E+02	2.50E+02	1.46E+02	1.58E+02
2.5	3.68E+02	3.76E+02	3.83E+02	3.92E+02	3.68E+02	3.04E+02	2.03E+02	1.59E+02
3	3.41E+02	3.50E+02	3.64E+02	3.87E+02	3.68E+02	3.37E+02	2.47E+02	1.61E+02
3.5	3.22E+02	3.31E+02	3.48E+02	3.77E+02	3.66E+02	3.53E+02	2.76E+02	1.59E+02
4	3.12E+02	3.24E+02	3.40E+02	3.71E+02	3.56E+02	3.69E+02	3.03E+02	1.58E+02
5	3.02E+02	3.13E+02	3.36E+02	3.63E+02	3.34E+02	3.70E+02	3.40E+02	1.60E+02
6	2.97E+02	3.08E+02	3.29E+02	3.68E+02	3.24E+02	3.57E+02	3.52E+02	1.63E+02
7	2.93E+02	3.04E+02	3.26E+02	3.72E+02	3.13E+02	3.39E+02	3.64E+02	1.69E+02
8	2.92E+02	2.96E+02	3.21E+02	3.76E+02	3.46E+02	3.35E+02	3.58E+02	1.71E+02
10	2.89E+02	2.94E+02	3.11E+02	3.68E+02	4.08E+02	3.23E+02	3.44E+02	1.80E+02
15	2.90E+02	2.91E+02	2.98E+02	3.22E+02	4.39E+02	3.10E+02	3.23E+02	1.94E+02
20	2.89E+02	2.91E+02	2.94E+02	3.06E+02	4.12E+02	3.55E+02	3.11E+02	2.06E+02
30	2.90E+02	2.91E+02	2.92E+02	2.98E+02	3.59E+02	3.37E+02	3.09E+02	2.29E+02
40	2.91E+02	2.94E+02	2.95E+02	2.98E+02	3.37E+02	3.24E+02	3.06E+02	2.57E+02
50	2.93E+02	2.91E+02	2.95E+02	2.95E+02	3.23E+02	3.23E+02	3.10E+02	2.78E+02

入射角度  $\varphi$ の  $d_{lens, sens}$  ( $\varphi$ )/(pGy cm<sup>2</sup>)



図 C.1.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への 換算係数(Behrens, 2017a)。

	入射角度 $\varphi$ の $d_{\mathrm{lens,sens}}$ ( $\varphi$ )/(pGy cm²)							
	<b>0</b> °	15°	30°	45°	<b>60</b> °	75°	90°	ROT
0.005	4.10E-05	6.91E-05	1.48E-04	1.56E-04	5.95E-05	7.94E-06	4.11E-07	3.06E-05
0.006	7.94E-03	8.87E-03	1.06E-02	1.02E-02	5.73E-03	1.56E-03	1.74E-04	3.13E-03
0.007	1.07E-01	1.06E-01	1.05E-01	9.16E-02	6.22E-02	2.67E-02	4.67E-03	3.39E-02
0.008	4.25E-01	4.12E-01	3.79E-01	3.24E-01	2.35E-01	1.23E-01	3.65E-02	1.29E-01
0.009	9.03E-01	8.76E-01	7.97E-01	6.77E-01	5.21E-01	3.20E-01	1.22E-01	2.85E-01
0.01	1.38E+00	1.34E+00	1.23E+00	1.06E+00	8.58E-01	5.79E-01	2.63E-01	4.52E-01
0.011	1.73E+00	1.69E+00	1.57E+00	1.39E+00	1.15E+00	8.45E-01	4.43E-01	5.92E-01
0.013	2.02E+00	2.00E+00	1.90E+00	1.74E+00	1.53E+00	1.25E+00	7.87E-01	7.59E-01
0.015	1.98E+00	1.96E+00	1.89E+00	1.77E+00	1.63E+00	1.41E+00	1.02E+00	7.97E-01
0.017	1.80E+00	1.79E+00	1.74E+00	1.67E+00	1.55E+00	1.40E+00	1.11E+00	7.72E-01
0.02	1.49E+00	1.49E+00	1.47E+00	1.43E+00	1.35E+00	1.26E+00	1.07E+00	6.87E-01
0.024	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.11E+00	1.05E+00	9.27E-01	5.79E-01
0.03	8.53E-01	8.48E-01	8.50E-01	8.50E-01	8.24E-01	7.93E-01	7.28E-01	4.59E-01
0.04	5.89E-01	5.95E-01	5.97E-01	5.92E-01	5.87E-01	5.77E-01	5.30E-01	3.43E-01
0.05	4.89E-01	4.88E-01	4.94E-01	5.00E-01	4.97E-01	4.80E-01	4.46E-01	2.99E-01
0.06	4.51E-01	4.52E-01	4.61E-01	4.64E-01	4.59E-01	4.41E-01	4.28E-01	2.86E-01
0.07	4.55E-01	4.63E-01	4.61E-01	4.61E-01	4.59E-01	4.46E-01	4.31E-01	2.92E-01
0.08	4.81E-01	4.86E-01	4.84E-01	4.87E-01	4.77E-01	4.77E-01	4.60E-01	3.14E-01
0.1	5.58E-01	5.59E-01	5.68E-01	5.69E-01	5.62E-01	5.58E-01	5.42E-01	3.75E-01
0.12	6.62E-01	6.70E-01	6.68E-01	6.73E-01	6.62E-01	6.66E-01	6.42E-01	4.56E-01
0.15	8.35E-01	8.39E-01	8.48E-01	8.41E-01	8.44E-01	8.37E-01	8.07E-01	5.78E-01
0.2	1.14E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.12E+00	8.08E-01
0.24	1.38E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.39E+00	1.42E+00	1.40E+00	1.38E+00	9.96E-01
0.3	1.75E+00	1.76E+00	1.76E+00	1.78E+00	1.80E+00	1.76E+00	1.73E+00	1.30E+00
0.4	2.29E+00	2.37E+00	2.33E+00	2.37E+00	2.39E+00	2.34E+00	2.29E+00	1.75E+00
0.5	2.82E+00	2.82E+00	2.88E+00	2.93E+00	3.01E+00	2.86E+00	2.84E+00	2.23E+00
0.511	2.91E+00	2.91E+00	2.95E+00	3.00E+00	2.98E+00	2.90E+00	2.92E+00	2.26E+00
0.6	3.35E+00	3.37E+00	3.42E+00	3.48E+00	3.49E+00	3.39E+00	3.38E+00	2.64E+00
0.662	3.64E+00	3.65E+00	3.69E+00	3.78E+00	3.78E+00	3.66E+00	3.65E+00	2.92E+00
0.8	4.24E+00	4.33E+00	4.31E+00	4.38E+00	4.41E+00	4.32E+00	4.31E+00	3.46E+00
1	5.09E+00	5.10E+00	5.12E+00	5.24E+00	5.31E+00	5.12E+00	5.09E+00	4.24E+00
1.117	5.58E+00	5.57E+00	5.71E+00	5.68E+00	5.74E+00	5.57E+00	5.54E+00	4.63E+00
1.2	5.81E+00	5.93E+00	5.93E+00	5.98E+00	6.03E+00	5.90E+00	5.85E+00	4.87E+00
1.3	6.23E+00	6.27E+00	6.29E+00	6.41E+00	6.43E+00	6.25E+00	6.26E+00	5.25E+00

表 C.2.1a カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

 $d_{\rm lens,\;sens}\left(\varphi\right)\!/(\rm pGy\;cm^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 

(Continu

H

 $E_p/MeV$ 

### 表 C.2.1a (続き)

 $E_p/MeV$ 

	入射角度 φの d <sub>lens, sens</sub> (φ)/(pGy cm <sup>2</sup> )							
								_
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
1.33	6.32E+00	6.36E+00	6.35E+00	6.45E+00	6.51E+00	6.37E+00	6.35E+00	5.39E+00
1.5	6.89E+00	6.98E+00	6.91E+00	7.02E+00	7.10E+00	6.90E+00	6.89E+00	5.98E+00
1.7	7.47E+00	7.58E+00	7.59E+00	7.68E+00	7.78E+00	7.55E+00	7.53E+00	6.49E+00
2	8.39E+00	8.44E+00	8.47E+00	8.53E+00	8.62E+00	8.42E+00	8.35E+00	7.23E+00
2.4	9.41E+00	9.53E+00	9.52E+00	9.71E+00	9.72E+00	9.48E+00	9.60E+00	8.32E+00
3	1.10E+01	1.10E+01	1.11E+01	1.11E+01	1.12E+01	1.09E+01	1.09E+01	9.82E+00
4	1.32E+01	1.33E+01	1.34E+01	1.33E+01	1.34E+01	1.32E+01	1.32E+01	1.18E+01
5	1.54E+01	1.54E+01	1.55E+01	1.57E+01	1.56E+01	1.53E+01	1.55E+01	1.38E+01
6	1.74E+01	1.74E+01	1.75E+01	1.76E+01	1.75E+01	1.74E+01	1.75E+01	1.56E+01
6.129	1.76E+01	1.77E+01	1.77E+01	1.80E+01	1.81E+01	1.74E+01	1.76E+01	1.61E+01
8	2.15E+01	2.17E+01	2.14E+01	2.15E+01	2.16E+01	2.15E+01	2.16E+01	1.93E+01
10	2.54E+01	2.55E+01	2.57E+01	2.55E+01	2.55E+01	2.56E+01	2.56E+01	2.36E+01
15	3.59E+01	3.61E+01	3.57E+01	3.57E+01	3.59E+01	3.55E+01	3.52E+01	3.32E+01
20	4.61E+01	4.63E+01	4.69E+01	4.66E+01	4.67E+01	4.65E+01	4.64E+01	4.35E+01
30	6.96E+01	6.97E+01	6.96E+01	6.93E+01	6.87E+01	7.00E+01	6.86E+01	6.45E+01
40	9.40E+01	9.34E+01	9.35E+01	9.40E+01	9.49E+01	9.33E+01	9.21E+01	8.72E+01
50	1.19E+02	1.19E+02	1.20E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.17E+02	1.17E+02	1.09E+02

 $d_{\rm lens,\;sens}$  ( $\varphi$ )/(pGy cm²) for a radiation incidence at  $\varphi$ 



図 C.2.1a カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

E\_/MeV  $d_{\text{lens, sens}} (\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$  for a radiation incidence at  $\varphi$ 入射角度 φの d<sub>lens, sens</sub> (φ)/(pGy cm²) ۱5° 75° ٥° 30° 45° 60° 90° ROT 0.005 I.34E-06 2.25E-06 4.84E-06 5.10E-06 1.94E-06 2.59E-07 I.34E-08 9.99E-07 0.006 3.74E-04 4.17E-04 4.99E-04 4.79E-04 2.69E-04 7.33E-05 8.21E-06 1.47E-04 1.72E-03 2.19E-03 0.007 6.88E-03 6.86E-03 6.75E-03 5.91E-03 4.01E-03 3.01E-04 0.008 3.61E-02 3.50E-02 3.21E-02 2.75E-02 1.99E-02 1.05E-02 3.09E-03 1.10E-02 0.009 9.80E-02 9.50E-02 8.65E-02 7.35E-02 5.65E-02 3.47E-02 1.33E-02 3.09E-02 0.01 1.86E-01 1.81E-01 1.66E-01 1.44E-01 1.16E-01 7.82E-02 3.55E-02 6.11E-02 0.011 2.86E-01 2.79E-01 2.59E-01 2.29E-01 1.91E-01 1.40E-01 7.32E-02 9.80E-02 0.013 4.78E-01 4.71E-01 4.48E-01 4.11E-01 3.61E-01 2.96E-01 1.86E-01 1.79E-01 0.015 6.33E-01 6.26E-01 6.03E-01 5.68E-01 5.22E-01 4.51E-01 3.25E-01 2.55E-01 7.56E-01 7.49E-01 0.017 7.29E-01 7.01E-01 6.49E-01 5.86E-01 4.63E-01 3.23E-01 0.02 8.87E-01 8.83E-01 8.74E-01 8.47E-01 8.03E-01 7.50E-01 6.36E-01 4.08E-01 0.024 1.01E+00 1.02E+00 1.00E+00 9.89E-01 9.61E-01 9.12E-01 8.06E-01 5.04E-01 0.03 1.18E+00 1.18E+00 1.18E+00 1.18E+00 1.14E+00 1.10E+00 1.01E+00 6.35E-01 0.04 1.37E+00 1.39E+00 1.39E+00 1.38E+00 1.37E+00 1.34E+00 1.24E+00 7.99E-01 0.05 1.52E+00 1.51E+00 1.53E+00 1.55E+00 1.54E+00 1.49E+00 1.38E+00 9.27E-01 0.06 1.56E+00 1.57E+00 1.60E+00 1.60E+00 1.59E+00 1.53E+00 1.48E+00 9.89E-01 0.07 1.58E+00 1.61E+00 1.60E+00 1.60E+00 1.55E + 001.59E + 001.50E + 001.01E+00 0.08 1.57E+00 1.59E+00 1.58E+00 1.59E+00 1.55E+00 1.55E+00 1.50E+00 1.02E+00 0.1 1.50E+00 1.51E+00 1.53E+00 1.53E+00 1.51E+00 1.50E+00 1.46E+00 1.01E+00 0.12 1.44E+00 1.45E+00 1.45E+00 1.46E+00 1.44E+00 1.44E+00 1.39E+00 9.90E-01 1.39E+00 1.40E+00 1.42E+00 1.40E+00 1.41E+00 1.40E+00 1.35E+00 9.64E-01 0.15 0.2 1.33E+00 1.34E+00 1.35E+00 1.36E+00 1.34E+00 1.34E+00 1.31E+00 9.43E-01 1.32E+00 0.24 1.30E+00 1.32E+00 1.30E+00 1.34E+00 1.32E+00 1.30E+00 9.38E-01 1.27E+00 1.27E+00 1.27E+00 1.29E+00 1.30E+00 1.27E+00 1.25E+00 9.38E-01 0.3 1.21E+00 1.23E+00 1.25E+00 1.26E+00 1.24E+00 1.21E+00 9.24E-01 0.4 1.25E+00 05 1.19E+00 1.21E + 00123F + 001.19E+00 1.18E+00 1.26E+00 1.20E+00 936F-01 0.511 1.20E+00 1.20E+00 1.21E+00 1.23E+00 1.22E+00 1.19E+00 1.20E+00 9.29E-01 1.18E+00 1.18E+00 1.20E+00 1.22E+00 1.19E+00 1.19E+00 0.6 1.23E+00 9.30E-01 0.662 1.17E+00 1.17E+00 1.19E+00 1.21E+00 1.22E+00 1.18E+00 1.17E+00 9.37E-01 1.15E+00 1.17E+00 1.16E+00 1.18E+00 1.19E+00 1.17E+00 0.8 1.16E+00 9.35E-01 1.17E+00 1.14E+00 1.14E+00 1.14E+00 1.18E+00 1.14E+00 1.14E+00 9.45E-01 L 1.117 1.14E+00 1.14E+00 1.17E+00 1.16E+00 1.18E+00 1.14E+00 1.13E+00 9.48E-01 1.13E+00 1.15E+00 1.15E+00 1.16E+00 1.2 1.17E+00 1.14E+00 1.13E+00 9.43E-01 1.3 1.14E+00 1.14E+00 1.17E+00 9.55E-01 1.13E+00 1.17E+00 1.14E+00 1.14E+00 1.33 1.13E+00 1.14E+00 1.14E+00 1.15E+00 1.16E+00 1.14E+00 1.13E+00 9.62E-01 1.5 1.12E+00 1.13E+00 1.12E+00 1.14E+00 1.15E+00 1.12E+00 1.12E+00 9.72E-01 1.7 1.13E+00 1.13E+00 1.14E+00 1.16E+00 1.12E+00 1.12E+00 1.11E+00 9.65E-01 2 1.11E+00 1.12E+00 1.12E+00 1.13E+00 1.14E+00 1.11E+00 1.10E+00 9.56E-01 2.4 1.10E+00 1.11E+00 1.11E+00 1.13E+00 1.14E+00 1.11E+00 1.12E+00 9.72E-01 1.11E+00 1.09E+00 3 1.10E+00 1.11E+00 1.11E+00 1.13E+00 1.09E+00 9 84F-01 4 1.09E+00 1.10E+00 1.11E+00 1.10E+00 1.10E+00 1.09E+00 1.09E+00 9.72E-01 5 1.09E+00 I.08E+00 1.09E+00 1.11E+00 1.10E+00 1.08E+00 1.09E+00 9.71E-01 1.08E+00 1.08E+00 6 1.08E+00 1.09E+00 1.08E+00 1.08E+00 1.08E+00 9.68E-01 6.129 1.07E+00 1.08E+00 1.07E+00 1.09E+00 1.10E+00 1.06E+00 1.07E+00 9.79E-01 1.07E+00 1.08E+00 1.06E+00 1.07E+00 1.07E+00 1.07E+00 1.07E+00 9.61E-01 8 10 1.05E+00 1.05E+00 1.07E+00 1.06E+00 1.06E+00 1.06E+00 1.06E+00 9.78E-01 15 1.05E+00 1.03E+00 1.04E+00 1.03E+00 1.04E+00 1.04E+00 1.02E+00 9.62E-01 1.02E+00 1.02E+00 1.03E+00 1.03E+00 1.03E+00 1.03E+00 1.02E+00 9.58E-01 20 30 1.01E+00 1.02E+00 1.01E+00 1.01E+00 1.00E+00 1.02E+00 9.99E-01 9.41E-01 1.01E+00 1.00E+00 1.00E+00 1.01E+00 1.02E+00 1.00E+00 40 9.87E-01 9.35E-01 50 9.95E-01 1.00E+00 1.01E+00 9.97E-01 9.95E-01 9.78E-01 9.81E-01 9.15E-01

表 C.2.1b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。



図 C.2.1b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

3.1.4 Publ. 123: Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space (校閲版)

招待論説

宇宙飛行士のための放射線防護-最後の未開拓地?

有名なテレビシリーズ「スタートレック」の宇宙船エンタープライズ号の James T. Kirk 船長と乗組 員が最後の未開拓地に向けて出発した際,彼らは多くの危機について心配していたが,放射線被ばく についてはおそらく懸念していなかっただろう。これとは対照的に,国際宇宙ステーションに向かう 現代の宇宙飛行士をはじめとする現実の宇宙旅行者は,ミッション中に銀河や太陽由来の放射線に被 ばくし,この被ばくが宇宙飛行士に対する放射線リスクの観点で考慮すべき懸念事項となっている。 実際,提案されている火星やその先への深宇宙ミッションでは,これらの被ばくはそのような探査の 制限要因となりそうである。

1912年にオーストリアの物理学者 Victor Hess による宇宙放射線の検知からほぼちょうど 100 年後, ICRP がこのテーマに関する最初の報告書を発表するのは偶然の一致である。有人宇宙飛行が始まっ て以来,宇宙飛行士の宇宙放射線被ばくや関連するリスクの問題は,多くの刊行物や報告書の主題と なってきた。

宇宙空間の放射線環境が宇宙飛行士に与える影響以上に、その放射線場は複雑で、線量評価が難しく、 放射線被ばくの種類を想像することは困難である。宇宙空間に存在する電離放射線は,軟X線から超 高エネルギー光子や超高エネルギー重イオンまで多岐にわたる。さまざまな粒子の積分フルエンス率 は約 10 桁変化し、対応するエネルギー範囲は 8 桁以上変化する。銀河の放射線は太陽系外を起源と し、超新星爆発、中性子星、パルサー、そしていまだ解明されていない高エネルギー現象によって発生 する。銀河宇宙放射線(GCR)は、陽子(83%)、ヘリウムイオン(14%)、重イオン(1%)およ び電子(2%)から構成される。身近なところでは、太陽が大量の y 線や硬・軟 X 線に加え、GCR よ り低いエネルギーではあるが、陽子と電子の形で粒子を連続的に放出している。太陽粒子現象(SPEs) はまれであるが、宇宙飛行士がそのような事象中に船外活動を行っている場合には、特に大量の放射 線被ばくの大きな原因となりうる。地球の磁気双極子によって、太陽と太陽系外からの多くの粒子が 捕捉され、電子と陽子それぞれが外帯と内帯に放射線帯を形成する。本報告書の読者はすぐに以下の ような疑問がわくであろう-宇宙飛行士の被ばくは ICRP が意味する職業被ばくとなり、ICRP の放 射線防護体系の伝統的な原則(すなわち、正当化、最適化、線量限度)の対象となるのだろうか? Publication 103 (ICRP, 2007) では、宇宙飛行士の被ばくは、宇宙環境に存在し地球上のものとは全 く異なる自然放射線源からの環境被ばくという特殊なケースであり、地球上の作業者または航空機乗 務員に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分 類されないことを示唆している。報告書の表題に示されているように,タスクグループの焦点は放射 線防護ではなく、被ばく評価であった。この評価は、計算方法の使用と、組織線量および粒子フルエン スの物理的測定という形で実施し、被ばくに係るバイオマーカーを含めることができる。銀河系およ び太陽起源の粒子スペクトルに関して公表されたデータを利用し、モンテカルロまたは決定論的放射 線輸送コードで臓器および組織線量を直接評価するか,あるいはそれらのコードでエネルギー/粒子 依存性のある入射フルエンス率の値を提供し、これを線量換算係数と組み合わせて臓器線量を導出す る。本報告書の付属書 A と付属 CD は,陽子,中性子,α 粒子,およびニッケルまでの重イオンを含

む宇宙放射線粒子の範囲について,新たに計算された換算係数と平均線質係数のセットを豊富に提供 している。これらの計算は *Publication 116* (ICRP, 2010) と *ICRU Report 84* (ICRU, 2010) で報告 された外部被ばくに対する基準線量換算係数を補完するもので,*Publication 110* (ICRP, 2009)の標 準コンピュータファントムを用いた PHITS モンテカルロシミュレーションに基づいている。

遭遇する可能性のある粒子種やエネルギーの範囲に関して宇宙放射線環境は特殊な性質のため, ICRP で一般的に使用されている線量評価方法とは異なる方法を適用する必要がある。例えば,全エネルギ ーのすべての重イオンに対する放射線加重係数(wrg)20の適用性には疑問がある。Publication 103 (ICRP, 2007)では,「すべてのタイプとエネルギーの重荷電粒子に対して単一のwra値20を選択 することは,保守的な推定値であり,放射線防護の一般的な適用には十分であるとして勧告されてい る。これらの粒子が人体の総線量に著しく寄与する宇宙での適用に対しては,より現実的なアプロー チを用いなければならないかもしれない」と述べている。

臓器線量への加重として wR を使用する代替として,本報告書は制限のない線エネルギー付与の関数と しての線質係数 [*Publication 60*(ICRP, 1991)の *Q*(*L*)],あるいは米国航空宇宙局 (NASA) (Cucinotta et al., 2011)が提案する粒子の電荷とエネルギーの関数としての線質係数 [*Q*(*Z*,*E*)] のいずれかの使 用について,明確な指針を提供する。いずれの形の線質係数も組織吸収線量の値を加重するために使 用されるため,結果として得られる量は *Publication 26* (ICRP, 1977)に定義される「線量当量」で あり, *Publication 60* (ICRP, 1991)に定義される「等価線量」ではない。

長期ミッションにおいて、宇宙飛行士の被ばく量は地球上の作業者の被ばく量として勧告される年間 線量限度よりも大きくなるだろう。実際には、宇宙飛行士の放射線防護は個人のリスク評価とリスク 制限に基づいている。宇宙飛行士に課せられる生涯の制限値は一般に被ばく誘発死亡リスク(REID) の値であり、現在、米国航空宇宙局の搭乗員には、95%信頼区間の上限で REID の 3%という値が課せ られている。REID 値を決定するため、現在では年齢や性別に依存したリスクモデルを臓器線量当量 (*Q*を加重した吸収線量)の値に直接適用している。粒子フルエンスと人体の臓器/組織における平均 吸収線量とを関係づける換算係数、ならびに本報告書で提供される宇宙放射線の全種類の放射線によ る平均線質係数は、宇宙飛行士の被ばくやそのリスクの評価のための重要なデータベースとなる。将 来的にはおそらく線量に基づかない生物物理学的モデルに頼るという選択肢もあり得るだろう。実効 線量当量の値は記録のために推定するのはよいが、リスク評価のために使用されるものではない。

宇宙における放射線防護の問題は、被ばくする個人の特性の変化に伴って進化する運命にある。この ような進化は1960年代から2010年代初頭までに実施された宇宙計画においてでさえも見られる。宇 宙競争の初期、宇宙飛行士は限定的かつ厳選された軍人集団の中からほぼ排他的に選ばれた。今日、環 境、産業、および宇宙関連の研究活動のために科学者や技術者が国際宇宙ステーションに派遣されて いる。これらの個人は人体形態計測においてより幅広い値を示し、したがって限られた標準コンピュ ータファントムセットの使用は、臓器の線量評価、特に軟スペクトル SPE の線量評価にはおそらく不 十分である。現代の医療画像診断や解剖学的モデルのソフトウェアによって、宇宙飛行士ごとに作ら れ、宇宙飛行士に特化した線量評価用のファントムを想定することができる。これらの開発は、放射線 場の粒子、エネルギー、およびフルエンス率のますます高度化された測定とともに、宇宙ミッション中 の臓器線量評価における不確かさを著しく低減させるだろう。それでもなお、臓器線量からのがんお よび非がんリスクへの換算ー宇宙放射線防護プログラムの基盤-には、地球上では容易に再現できな

270

い放射線条件下での線量反応について重要でかつ新しい科学的調査が依然として必要となるだろう。 このような進歩と、宇宙に旅行することのできる個人の増加(すなわち、宇宙観光)に伴い、宇宙にお ける放射線防護の問題は、ICRPにとって責任があるだけでなく、継続的な関心事になるだろう。

ICRP 第2専門委員会

WESLEY E. BOLCH

#### ICRU/ICRP

#### HANS-GEORGE MENZEL

宇宙における宇宙飛行士の放射線被ばく評価

#### **ICRP** Publication 123

2012年10月 主委員会により承認

抄録- 宇宙における職業上の活動の間, 宇宙飛行士は宇宙環境に存在する自然放射線源からの電離放 射線に被ばくする。 しかし, 彼らは地球上の作業者に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体 系という意味における職業被ばくに通常分類されない。本報告書で述べられる被ばく評価およびリス ク関連のアプローチは,宇宙における特殊な状況に明確に限定されており,地球上のいかなる他の被 ばく状況にも適用されるべきではない。本報告書は、宇宙飛行士の放射線被ばくを評価するために使 用される用語と方法を述べ、臓器線量評価のためのデータを提供する。1章は宇宙における宇宙飛行士 の特殊な状況、そして地球のものと比較した放射線場の違いについて述べる。2章では、銀河宇宙放射 線、太陽からの放射線と特別な太陽粒子現象、地球を取り巻く放射線帯を含む宇宙における放射線場 について詳しく述べる。3章では、放射線防護に使用される量を取り上げ、Publication 103 (ICRP, 2007)の線量体系を説明し、続いて宇宙への適用に対する特別なアプローチを示す。放射線場におい て重イオンの寄与が大きいため、放射線加重は放射線加重係数 wr ではなく、線質係数 Q に基づいて いる。4 章では、フルエンス測定、放射線スペクトル測定、ならびにエリアモニタリングおよび個人モ ニタリングのための機器を含む、宇宙におけるフルエンスと線量測定の方法について述べる。ミッシ ョン中の線量評価のためのバイオマーカーの使用も述べる。宇宙機内の放射線場を表す量を決定する 方法は、5章で述べられる。放射線輸送計算は最も重要なツールである。放射線輸送コードで使用され るいくつかの物理データを示し、宇宙における高エネルギー放射線場の計算に使用されるさまざまな コードを述べる。宇宙機船内の放射線場の計算と測定の結果を述べる。遮蔽の可能性に関するいくつ かのデータも示す。6章は人体の臓器および組織の平均吸収線量と線量当量を決定する方法を取り上 げる。10MeV/u から 100GeV/u のエネルギーで Z=28 までの重イオンについて計算された, 臓器また は組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数を計算して示す。同じイオンとイオンエネルギー のセットについて、臓器および組織の平均線質係数を Publication 60 (ICRP, 1991) に定義された関 数 QLDを使用し示す一方で,米国航空宇宙局によって提案された関数 Qを使用して示す。測定により 得られた体内線量を計算による結果と比較し、ミッション中の線量を評価するための生物学的線量測 定も示す。7 章では, 宇宙ミッション中の宇宙飛行士の被ばくの評価のための運用手段を考察する。こ れには飛行前のミッション設計、宇宙での飛行中のエリアおよび個人モニタリング、ならびに線量記 録が含まれる。線量評価における不確かさの大きさの重要性を検討する。付属書 A は,陽子,荷電パ イ中間子,中性子, a 粒子,および重イオン ( $2 < Z \leq 28$ ),ならびに 100GeV/u までの粒子エネルギ ーについての換算係数および平均線質係数を示す。

271

キーワード:宇宙における	る放射線場,防護量および等	実用量,線量測定,放射線輸送と遮蔽,換算係数					
	G. DIETZE, D.T. I	BARTLETT, D.A. COOL, F.A. CUCINOTTA, X. JIA,					
	I.R. MCAULAY,	M. Pelliccioni, V. Petrov, G. Reitz, T. Sato					
序文							
宇宙飛行は Publication 6	80(ICRP, 1991)に記載さ	れる自然放射線源からの職業被ばくの1つである					
が、宇宙飛行に参加する。	人の数は少なく,ICRP によ	る指針は策定されていない。					
本報告書は宇宙での宇宙飛行士の放射線被ばくを扱う初めての ICRP 刊行物である。本報告書の作成							
のためタスクグループへ以下の付託事項が与えられた。							
・高い線エネルギー付与用	式分と太陽粒子現象に特に 注	主意した宇宙放射線場の分析					
・放射線防護で使用されて	ている線量の適用に係る調査						
・宇宙環境における粒子に	フルエンスおよび線量を測定	<b>定するための装置の説明</b>					
・測定および計算による	宇宙飛行士の線量評価のたる	りの手順の説明					
・重イオンのフルエンス	を線量に換算する係数のデー	ータの提示					
本報告書は ICRP 第2 専	門委員会の宇宙放射線防護	タスクグループによって作成された。タスクグル					
ープのメンバーは以下のi	通りであった。						
G. Dietze(委員長)	M. Pelliccioni G. Reitz	Z					
D.T. Bartlett	V. Petrov T.Sato						
F.A. Cucinotta							
通信メンバーは以下の通り	)であった:						
I.R. McAulay	J. Cooper (2009年まで)						
D.A. Cool(2009 年以降)	X. Jia(2010 年以降)						
本報告書作成中の第2専 (2005-2009)	門委員会のメンバーは以下の	のとおりであった:					
H.G. Menzel (委員長)	G. Dietze	H.G. Paretzke					
C. Streffer	K.F. Eckerman	(2005-2007)					
(2007 年まで委員長)	J.D. Harrison (事務局長	خ) A.S. Pradhan					
M. Balonov	N. Ishigure J.W. St	ather (2005–2007)					
V. Berkovski	P. Jakob (2007–2009)						
W.E. Bolch	J.L. Lipsztein	Y.Z. Zhou					
A. Bouville	F. Paquet						
(2009–)							
H.G. Menzel(委員長)	R. Cox	R. Leggett					
M.R. Bailey	G. Dietze	J.L. Lipsztein					
M. Balonov	K.F. Eckerman	J. Ma					
D.T. Bartlett	A. Endo	F. Paquet					
V. Berkovski	J.D. Harrison(事務局長	) N. Petoussi-Henss					
W.E. Bolch	N. Ishigure	A.S. Pradhan					

要点

- 宇宙において、宇宙飛行士は宇宙環境に常に存在する自然放射線源からの電離放射線に被ばくする。これらの被ばくは彼らの職業上発生するものであるが、宇宙飛行士は-その例外的な被ばく状況のため-地球上の作業者または航空機乗務員に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。本報告書で述べている、異なる-よりリスクに関連する-被ばく評価の概念は、宇宙の特殊な状況に明確に限定されており、地球上のいかなる他の被ばく状況や航空機乗務員に適用されるべきではない。
- 宇宙飛行士が宇宙空間で被ばくする放射線場は非常に複雑である。その中には銀河宇宙放射線からの電子、陽子、a粒子、超高エネルギーまでの重イオン、太陽から放出される陽子や電子、地球の磁場によって放射線帯に捕捉された陽子や電子、一次放射線と宇宙機の材料との相互作用によって生じる中性子をはじめとするさまざまな二次放射線が含まれる。宇宙での宇宙飛行士の被ばく線量は1mSv・day<sup>-1</sup>にかなり近い線量となり、宇宙での滞在時間にもよるが、宇宙飛行士のミッション中の線量は、100mSvをはるかに超える可能性がある。宇宙飛行士の放射線被ばくは、外部被ばくのみを考慮する必要がある。
- 宇宙における放射線場の特質により、地球上の放射線防護の適用のため定義された量の概念のすべてが、リスク評価が重要な課題である場合は特に、宇宙ミッションへの適用に適しているわけではない。等価線量の定義において、すべての種類とエネルギーの重イオンに放射線加重係数(wrk)20を用いることは正当化されない。重イオンでは、イオンの種類とエネルギーによるが、wrkと人体全体の平均線質係数の比は最大で10もある。
- 宇宙でのエリアモニタリングに対する特定の実用量は勧告されていない。測定すべき量は放射線のフルエンス率、さまざまな種類の粒子のエネルギー分布、および線エネルギー付与(LET)分布である。個人モニタリングには、LET分布とともに人体の表面での吸収線量を測定することが、実効線量当量または臓器線量当量の評価に適切であろう。
- 放射線輸送計算は宇宙飛行士の放射線被ばくに関する情報のための重要なツールである。一次放 射線場に関するデータに基づき,輸送計算は宇宙機船内と宇宙飛行士の身体表面,ならびに人体フ ァントムにおける臓器または組織内の放射線場を計算することができる。
- 一般的に、異なる2つの手順が計算による宇宙飛行士の体内の線量評価に適用できる。1つは、宇宙飛行士の付近の放射線場のパラメータを評価し臓器線量の評価に関わるすべての粒子種についてフルエンスに線量換算係数を適用する方法で、もう1つは、宇宙機外の放射線場のデータとそれを宇宙機内部および人体への放射線輸送を行うコードとを使用して体内の臓器線量を計算する方法である。宇宙飛行士の身体に近い個人線量計による測定は、計算と組み合わせることで、体内の線量と直接相関させることができる。
- ●本報告書は Z = 28 までの重イオンに対して、人体の臓器および組織中の平均吸収線量への換算係数を示した。計算は ICRP の 2007 年勧告(ICRP, 2007)に従い標準ボクセルファントムに基づいている。データは人体の等方被ばくに対して与えられている。また、人体の特定の臓器と組織に対する平均線質係数 Qr も示されている。Qr は約 2 から 25 の間で変化する。
- NASA (Cucinotta et al., 2011) によって提案されているように、組織中の荷電粒子の飛跡構造に

由来する線質係数のための情報とデータも示されている。この結果,LETの関数としての*Q*は異なる分布を示し,LETの増加に伴い*Q*がより急激に減少する。

総

括

(a) 宇宙飛行士は,特に国際宇宙ステーション (ISS) の運用と保守ならびに科学研究のため,地球低 軌道で長時間生活して作業を行う。さらに,宇宙飛行士による深宇宙ミッションの計画が既に議論さ れている。

(b) Publication 103 (ICRP, 2007) は、「宇宙旅行における被ばくのような、線量が顕著に高くなる ことがあり、あるタイプの管理が正当化されるような宇宙線被ばくの例外的な場合については、この タイプの被ばくを生じうる特別なタイプの状況を考慮して、別に扱うべきである」と述べている。その ため、宇宙において、宇宙飛行士は職業上の活動の間、その環境に常に存在する自然放射線源からの電 離放射線に被ばくするが、地球上の作業者または航空機乗務員に適用される放射線防護のための一般 的な ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。本報告書で述べられる被ばく 評価およびリスク関連のアプローチは、宇宙における特殊な状況に明確に限定されており、地球上の いかなる他の被ばく状況にも適用されるべきではない。本報告書は、このような例外的状況を示し、宇 宙飛行士の放射線被ばくを評価するために使用される用語および方法を述べ、臓器線量評価のための データを提供する。

(c) 本報告書は 7 つの章で構成される。1 章は宇宙における宇宙飛行士の特殊な状況,および地球の ものと比較した放射線場の違いについて述べ,それにより地球上の放射線防護措置に適用されている アプローチを修正する必要がある領域を示す。

(d) 2章では、宇宙における放射線場について詳しく述べられる。太陽を中心とする太陽系は、すべて の方向から絶えず太陽圏に入ってくる銀河宇宙放射線(GCR)-陽子、a粒子、および重イオンーの複 雑な混合物の中に組み込まれている。太陽圏内では、GCRのフルエンス率や粒子エネルギー分布は、 太陽から連続的に放出される荷電粒子、いわゆる「太陽風」に伴う惑星間磁場によって変動する。太陽 風に加えて、太陽は「太陽粒子現象」(SPE)と呼ばれる特に大きなパルス状の高エネルギー粒子-主 に陽子と電子-をときおり放出する。地球のような磁気モーメントを備えた天体は、粒子放射線の環 状帯に囲まれている。このような放射線帯は一次被ばくの重要な第三の線源となっている。宇宙放射 線のフルエンス率は一定ではなく、太陽活動の極大期と極小期の間で時間的に変化する。太陽活動と 宇宙放射線のフルエンス率は逆相関している。2.2節から 2.5節では、宇宙における放射線場のさまざ まな構成要素を示し、地球の磁場の影響について述べる。

(e) 3章では、放射線防護に使用される量を取り上げる。*Publication 103*(ICRP, 2007)で与えられ た線量体系を説明し、特に重イオンおよび非常に高いエネルギーに関する生物効果比を検討する。す べてのエネルギーのすべての重イオンに対する単一の wR 値 20 は、宇宙放射線場では適切でない。し たがって、宇宙では、*Q*(L)という線質係数の概念も防護量に適用される。宇宙での適用のためのアプ ローチは、3.3節で詳細に述べられている。

(f) 4章では、宇宙におけるフルエンスと線量測定の方法について述べる。これにはフルエンス測定、 放射線スペクトル測定、エリア線量測定と個人モニタリングのための機器が含まれる。受動型および 能動型検出器について言及し、ミッション中の線量評価のためのバイオマーカーの使用も述べられる。 本章では品質管理や不確かさの評価に対する助言も与えられる。 (g) 5 章では,宇宙機船内の放射線場を表す量を決定する方法が与えられる。放射線輸送計算は宇宙 機船内の放射線場の評価に最も重要なツールであり,自由空間における放射線場から始まり,宇宙機 の船壁や機器を考慮して宇宙機船内の放射線場を求める。本章では,放射線輸送コードで使用される いくつかの物理データを示し,高エネルギー放射線場での計算に使用されるさまざまなコードについ て述べる。宇宙機船内の放射線場の計算結果が与えられる。本章には遮蔽の可能性についての議論も 含まれる。

(h) 6 章では,人体の臓器および組織の平均吸収線量と線量当量を決定する方法を取り上げる。 10MeV/u から 100GeV/u のエネルギーで Z = 28 までの重イオンについて,臓器または組織のフルエ ンスから平均吸収線量への換算係数を計算して示した。同じイオンとエネルギーのセットに対する臓 器および組織の平均線質係数について,*Publication 60* (ICRP, 1991) に定義された関数 *Q*(*L*)を使用 し示す一方で,米国航空宇宙局によって提案された関数としての *Q*(*Z*,*E*)を使用して示す。測定による 体内線量の評価は 6.4 節で述べられ,結果が計算と比較される。ミッション中の線量を評価するための 生物学的線量測定は 6.5 節に示す。

(i) 7章では、宇宙ミッション中の宇宙飛行士の被ばく評価のための運用手段を考察する。これには飛行前のミッション設計、宇宙での飛行中のエリアおよび個人モニタリング、ならびに線量記録が含まれる。線量評価における不確かさの考慮の重要性についても言及する。

(j) 付属書Aは,陽子,荷電パイ中間子,中性子,α粒子,および重イオン(2<Z≤28)の換算係数 および平均線質係数を提供する。

用語解説

吸収線量 *D* [Absorbed dose, *D*]

吸収線量は、 $d\varepsilon c dm$ で割った商である。

 $D = \frac{\mathrm{d}\overline{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}$ 

ここで、d*e*は物質の質量 d*m* 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、その固有の名称はグレイ(Gy)で ある。

周辺線量当量 H\*(10) [Ambient dose equivalent, H\*(10)]

整列場の方向と反対の半径ベクトル上の深さ 10 mm 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。周辺線量当量のSI単位は1キログラム当 たりのジュール(J·kg-1),その固有の名称はシーベルト(Sv)である。

バイオマーカー [Biomarker]

環境作用(例えば,電離放射線)によって引き起こされる細胞または臓器の変化を示す追跡可能な物 質。

荷電粒子平衡 [Charged particle equilibrium]

着目するある体積での荷電粒子平衡は、荷電粒子のエネルギー、数および方向がその体積全体にわた って一定であることを意味する。これは、荷電粒子のラジアンスの対エネルギー分布がその体積内で は変化しないということと等しい。具体的には、その体積に流入する荷電粒子とその体積から流出す る荷電粒子で、それぞれのエネルギー(静止エネルギーを除く)の合計が等しいということになる。

断面積  $\sigma$  [Cross section,  $\sigma$ ]

ある種類およびエネルギーの入射荷電粒子または非荷電粒子によって生じるある相互作用に対して, 標的要素の断面積は,次の式で表される:

 $\sigma = \frac{N}{\Phi}$ 

ここで、Nは粒子フルエンス  $\Phi$ にさらされる標的要素あたりの当該相互作用の平均数である。断面積 の SI 単位は m<sup>2</sup> である。断面積に対してしばしば使用される特別な単位はバーンであり、1 バーン (b) =10<sup>-28</sup> m<sup>2</sup> である。相互作用過程を完全に記述するには、相互作用から出てくるすべての粒子のエネル ギーと方向に関して、断面積の分布の情報がとりわけ必要となる。そのような分布は「微分断面積」と も呼ばれ、o をエネルギーと立体角で微分して得られる。

確定的影響 [Deterministic effect]

「組織反応」参照

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,および,害が発生し た場合の寿命短縮年数。

方向性線量当量  $H(d, \Omega)$  [Directional dose equivalent,  $H(d, \Omega)$ ]

ある放射線場の中にある1点における線量当量であり, ICRU 球内の指定された方向 *Q*の半径上の深 さ*d*において,対応する拡張場によって生じる線量当量。方向性線量当量のSI単位は1キログラム当 たりのジュール(J·kg-l)で,その固有の名称はシーベルト(Sv)である。

線量換算係数 [Dose conversion coefficient]

内部放射線被ばくと外部放射線被ばくの両方について,線量を物理量と関連づける係数。内部被ばく 評価に関しては,この用語は「線量係数」とも呼ばれている。

線量当量 *H* [Dose equivalent, *H*]

組織内のある点における線量当量は次の式で表される。

H = QD

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る。線量当量の SI 単位 は1キログラム当たりのジュール (J・kg-l) で,その固有の名称はシーベルト (Sv) である。

臓器または組織内の線量当量 H<sub>T,Q</sub> [Dose equivalent in an organ or tissue]

臓器または組織 T の平均線質係数 Qr と平均吸収線量 Dr の積:

 $H_{\mathrm{T,Q}} = Q_{\mathrm{T}} D_{\mathrm{T}}$ 

*Publication 26*(ICRP, 1977)で ICRP が導入した量で, *Publication 60*(ICRP, 1991)において臓器 または組織内の等価線量に置き換えられた。

線量限度 [Dose limit]

計画被ばく状況で超えてはならない個人の線量の勧告値。

有効電荷数 Z<sup>\*</sup> [Effective charge number, Z\*]

低速度では原子核が完全に電離しない事実を考慮し相対速度 B(光の速度に対する原子核の速度)に応じた係数で減少する原子核の電荷数 Z。

 $Z^* = Z(1 - \exp(-1258Z^{2/3}))$ 

実効線量 *E* [Effective dose, *E*]

人体のすべての特定された臓器および組織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:

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

ここで、Hr は組織または臓器 T の等価線量、Dr,R はタイプ R の放射線から受ける臓器または組織 T における平均吸収線量、wR は放射線加重係数、そして wr は組織加重係数である。この合計は、確率 的影響の誘発に対し感受性があると考えられる臓器・組織にわたって行われる。実効線量の単位は 1 キログラム当たりのジュール (J·kg-l) で、その固有の名称はシーベルト (Sv) である。

実効線量当量  $H_{\rm E}$  [Effective dose equivalent,  $H_{\rm E}$ ]

人体のすべての特定された臓器および組織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:

 $H_{\rm E} = \sum_{\rm T} w_{\rm T} H_{\rm T,Q}$ 

ここで, *H*<sub>r,Q</sub>は臓器または組織 T の線量当量である。実効線量当量の SI 単位は 1 キログラム当たり のジュール (J·kg<sup>-1</sup>) で,その固有の名称はシーベルト (Sv) である。*Publication 26* (ICRP, 1977) で ICRP が導入した量で,*Publication 60* (ICRP, 1991) において実効線量に置き換えられた。

臓器または組織の等価線量 H<sub>T</sub> [Equivalent dose in an organ or tissue, H<sub>T</sub>]

ある臓器または組織の等価線量は次の式で表される:

$$H_{\rm T} = \sum_{\rm R} w_{\rm R} D_{\rm T,R}$$

ここで、*D*<sub>F,R</sub>はタイプ R の放射線から受ける特定の臓器または組織 T の平均吸収線量、*w*<sub>R</sub>は放射線 加重係数である。等価線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール(J·kg<sup>-1</sup>)であり、その固有の 名称はシーベルト(Sv)である。

拡張整列場 [Expanded and aligned field]

フルエンスとそのエネルギー分布が拡張場と同じであるが、フルエンスが一方向である場。

拡張場 [Expanded field]

着目する体積全体におけるフルエンスとその方向,およびエネルギー分布が基準点での実際の場と同じ値を持つ場。

フルエンス  $\Phi$  [Fluence,  $\Phi$ ]

dN を daで割った商。ここで、dNは断面積が daの球に入射する粒子の数である。すなわち:

$$\Phi = \frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}a}$$

フルエンスの SI 単位は m<sup>-2</sup>である。

銀河宇宙放射線(GCR) [Galactic cosmic radiation]

宇宙空間のすべての方向から連続的に太陽圏に入射する荷電粒子線。この放射線には,電子(約2%) および陽子から数百 GeV 以上のエネルギーを持つ高 Z粒子までの幅広い荷電粒子が含まれる。太陽圏 における GCR のフルエンス率は,太陽活動と逆相関している。これは,太陽風と結合している太陽磁 場によって引き起こされる。

地磁気カットオフリジディティ [Geomagnetic cut-off rigidity]

「リジディティしきい値」参照

重イオン [Heavy ions]

Heより重い元素のイオン。

太陽圈 [Heliosphere]

太陽から放出される荷電粒子(太陽風)とそれに対応する太陽磁場で満たされている太陽とその惑星 周辺の空間。

ICRU4 元素組織 [ICRU 4-element tissue]

ICRU 4 元素組織は, 密度 1 g·cm<sup>-3</sup>, 質量組成は酸素 76.2%, 炭素 11.1%, 水素 10.1%, 窒素 2.6% である。

ICRU球 [ICRU sphere]

ICRU 球は, 30 cm の組織等価(ICRU 4 元素組織)の球体である。

K指数, Kp 指数 [K, Kp index]

地球磁場の水平成分の乱れを数値化したもので、0~9 の範囲の数字で表し、1 が平穏、5 以上が地磁 気嵐を示す。*K*指数は、磁力計で観測された水平成分の3時間ごとの最大変動量から算出される。公 式な惑星の *K*p 指数は、地磁気観測所のネットワークから得られる *K*指数の加重平均を計算して得ら れる。

カーマ, K [Kerma, K]

電離性非荷電粒子に対する量で, d*E*<sub>tr</sub>を d*m* で割った商によって定義される。ここで, d*E*<sub>tr</sub>は質量 d*m* の物質に入射する非荷電粒子により d*m* 内で放出されたすべての荷電粒子の初期運動エネルギーの総 和の期待値である。したがって, 次の式で表される。

 $K = \frac{\mathrm{d}E_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}m}$ 

カーマの SI 単位は1キログラム当たりのジュール (J·kg-l) で,その固有の名称はグレイ (Gy) である。

カーマ近似 [Kerma approximation]

カーマは,吸収線量の近似値として使われることがある。カーマの値は,荷電粒子平衡が存在し,放射 損失が無視できる程度であり,そして非荷電粒子の運動エネルギーが放出された荷電粒子の結合エネ ルギーに比べて大きい場合に,吸収線量の値に近づく。

線エネルギー [Lineal energy]

ε<sub>i</sub>を *l*で割った商であり,ε<sub>i</sub>は1つのエネルギー沈着事象 *i* によりある体積の物質に与えられるエネル ギーであり, *l*はその体積の平均弦長である。したがって,次の式で表される。

 $y = \frac{\varepsilon_i}{\overline{I}}$ 

線エネルギーの SI 単位は1メートル当たりのジュール(J·m<sup>-1</sup>)で,また keV·µm<sup>-1</sup>で表されること が多い。

線エネルギー付与/制限のない線エネルギー付与 *L* または LET [Linear energy transfer/unrestricted linear energy transfer, *L* or LET]

d*E*を d*I*で割った商。ここで d*E*は,物質中の距離 d*I*を移動中に電子との相互作用により荷電粒子が 失う平均エネルギーである。すなわち,次の式で表される。

 $L = \frac{\mathrm{d}E}{\mathrm{d}I}$ 

線エネルギー付与の SI 単位は 1 メートル当たりのジュール (J·m<sup>-1</sup>) で,また keV·µm<sup>-1</sup>で表される ことが多い。

直線しきい値なし(LNT)モデル[Linear-non-threshold model] 低線量領域でも、ゼロより大きい放射線量は、単純比例で過剰がんおよび/または遺伝性疾患のリス クを増加させる、という仮説に基づく線量反応モデル。 地球低軌道(LEO) [Low Earth orbit]

地球に近い宇宙の軌道で,そこでは宇宙飛行士は銀河や太陽起源の粒子の一部から地球の磁場によっ て保護される。その遮蔽は宇宙機の軌道傾斜角に依存している。一方,地球の磁場は,銀河や太陽起源 の(主に)陽子や電子を蓄積する捕捉放射線帯の形成に関与している。

低/高LET 放射線 [Low-/high-LET radiation]

低線エネルギー付与(LET <10 keV・µm<sup>-1</sup>)の荷電粒子により物質へのエネルギーが付与される放射線,あるいは高LET(LET >10 keV・µm<sup>-1</sup>)の荷電粒子によりエネルギーが付与される放射線。約15 keVを上回る光子,電子,ミュー粒子は低LET 放射線である一方,中性子,イオン,パイ中間子は一般に高LET 放射線である。

磁気圈 [Magnetosphere]

地磁気赤道上では地球から約75,000 km までの距離に広がる地球の磁気双極子場。特定のエネルギー 範囲にある荷電粒子が地球磁場に捕捉される。それらは地磁気の磁力線に沿ってらせん状に移動し, 鏡の役割を果たす磁極の間で反射されて放射線帯を形成し,そこでは電子や陽子の密度がその外側よ りもはるかに高い。この帯は, Van Allen によって発見され,「ヴァン・アレン帯」と名付けられた。

臓器または組織の平均吸収線量 Dr [Mean absorbed dose in an organ or tissue, Dr]

ある特定の臓器または組織Tにおける平均吸収線量は次の式で表される。

$$D_{\rm T} = \frac{1}{m_{\rm T}} \int D {\rm d}m$$

ここで、 $m_{\rm T}$ は臓器または組織の質量、Dは質量要素 dm 中の吸収線量である。平均吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール (J·kg<sup>-1</sup>) で、その固有の名称はグレイ (Gy) である。

飛跡検出器 [Nuclear track detectors]

通過する荷電粒子の飛跡を適切な化学処理によって可視化することで,顕微鏡で観察することができ る検出器。このような受動型検出器はプラスチックエッチング型飛跡検出器で,飛跡は化学エッチン グまたは原子核乳剤によって可視化される。エッチング型飛跡検出器は,水中で約10 keV·µm<sup>-1</sup>未満 のLET をもつ放射線に対して通常は感度がない。

職業被ばく [Occupational exposure]

作業者がその業務の結果として受ける放射線被ばく。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みなされうる状況の結果として業務上受ける放射線被ばくに限定している。

実用量 [Operational quantities]

外部被ばくと放射性核種の摂取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 量。これらの量は、人体の線量の測定と評価のために定義されている。

光刺激ルミネセンス線量計 [Optically stimulated luminescence dosimeters]

検出媒体(結晶)中の粒子によって蓄積されたエネルギーが,光レーザーの刺激によってルミネセンス 光として放出される検出器。発光量は吸収線量に比例する。 臓器吸収線量

「臓器または組織の平均吸収線量」を表す短いフレーズ。

臓器線量当量

「臓器または組織の線量当量」を表す短いフレーズ。

臓器等価線量

「臓器または組織の等価線量」を表す短いフレーズ。

粒子ラジアンス $\Phi_{\mathcal{Q}}$  [Particle radiance, $\Phi_{\Omega}$ ]

 $d\Phi$ を  $d\Omega$ で割った商で、ここで、 $d\Phi$ は指定された方向を中心とした立体角  $d\Omega$ 内を伝播する粒子のフルエンス率で次の式で表される。

$$\mathrm{d}\dot{\Phi}_{\Omega} = \frac{\mathrm{d}\dot{\Phi}}{\mathrm{d}\Omega}$$

粒子ラジアンスの SI 単位は m -2・s -1・sr -1 である。

個人線量当量  $H_p(d)$  [Personal dose equivalent,  $H_p(d)$ ]

人体上のある指定された点の適切な深さ *d* における軟組織中の線量当量。軟組織は ICRU4 元素組織 である。個人線量当量の単位は、1 キログラムあたりのジュール(J·kg<sup>-1</sup>)で、その固有の名称はシー 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として与えられている。実効線量の評価には 10 mm の深さが推奨され、また、皮膚と眼の水晶体の等価線量の評価には、それぞれ、0.07 mm と 3 mm の深さが推奨されている。

#### 防護量 [Protection quantities]

線量限度の設定や最適化という文脈で用いられる人体に関連付けられた線量。委員会が放射線防護の ために定義した,全身および身体部分の外部照射と放射性核種の摂取による,人体の電離放射線被ば くから生じる人々の損害の定量化を可能にする。

#### 線質係数 Q [Quality factor, Q]

低レベル被ばくでの低 LET 放射線と比較した場合の高 LET 放射線の生物効果比を反映するために定義された無次元の係数。*Q*は通常,関数 *Q*(*L*)によって与えられ,ここで,*L*は水中の制限のない LET である。組織内のある点における線質係数は,次の式で表される。

$$Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L \mathrm{d}L$$

ここで, *D*はその点における吸収線量, *D*<sub>L</sub>は着目する点における制限のない線エネルギー付与 *L*における *D*の分布,そして *Q*(*L*)は *L*の関数として表される線質係数である。積分はすべての荷電粒子について,それらの二次電子を除いた *L*にわたって行う。

放射線带 [Radiation belt]

「磁気圈」参照

放射線加重係数 WR [Radiation weighting factor, WR]

低 LET 放射線と比べ,高 LET 放射線の生物効果比を反映させるために,臓器または組織の平均吸収線量 Dr に乗じる無次元の係数。wr と Dr の積は,臓器または組織 T の等価線量である。

参考レベル [Reference level]

緊急時または現存の制御可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は 不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量またはリスクのレベ ルを表す。参考レベルに選定される値は、考慮されている被ばく状況の遍在する状況によって決まる。

標準男性および標準女性(標準個人)[Reference male and reference female (reference individual)] 放射線防護のために, ICRP が定義する特性を有し,また *Publication* 89 (ICRP, 2002) で定義された 解剖学的・生理学的特徴を備えた,理想化された男性または女性。

標準人 [Reference person]

標準男性および標準女性の対応する線量を平均化することによって臓器および組織の等価線量を計算 するために理想化された人。標準人の等価線量は、実効線量の計算に利用される。

標準ファントム [Reference phantom]

Publication 89 (ICRP, 2002) に定義された解剖学的・生理学的特徴を持ち, Publication 110 (ICRP, 2009) に定義された人体のコンピュータファントム (医学画像データに基づく男性または女性のボク セルファントム)。

基準值 [Reference value]

線量測定に適用または体内動態モデルに使用するために委員会が勧告する,ある量の値。基準値は,そ の値の根拠に多くの不確かさが含まれるという事実とは関係なく固定され,かつ不確かさを伴わずに 指定される値である。

生物効果比(RBE) [Relative biological effectiveness]

低LET 基準放射線の吸収線量と同じ生物学的効果を与える対象放射線の吸収線量の比。RBE の値は、 対象とする吸収線量,吸収線量率,および生物学的エンドポイントによって変わる。放射線防護におい ては,低線量およびごく低い線量のRBE(RBEM)は特に関心が持たれている。

リジディティR [Rigidity, R]

イオンの運動量(しばしば GeV·c<sup>-1</sup>の単位で表される)をその電荷で割って得られるイオンの磁気リ ジディティ。宇宙空間の磁場中における高エネルギー荷電粒子の移動を特徴づけるパラメータ。

リジディティしきい値(地磁気カットオフリジディティ) $R_c$  [Rigidity threshold (geomagnetic cutoff rigidity),  $R_c$ ]

地球の磁気圏内の各地点とその地点からの各方向について,それ以下では宇宙粒子がその地点に到達 できないというリジディティのしきい値が存在する。このリジディティを「地磁気カットオフリジデ ィティ」と呼ぶ。

太陽宇宙放射線 [Solar cosmic radiation]

太陽から放出される放射線。放射線には,連続的に放出される電子と陽子(太陽風),および太陽粒子 現象中に放出される高エネルギー粒子(主に電子と陽子)が含まれる。

太陽周期 [Solar cycle]

2つの極の間で約11年の周期を持つ太陽活動の変動。太陽活動は観測された黒点の数で表すことができる。

太陽粒子現象 [Solar particle event]

数時間から数日の間に大量の粒子(主に電子と陽子に加えわずかなヘリウムイオンと重荷電粒子)を 放出する太陽表面の爆発。

太陽風 [Solar wind]

太陽から太陽圏に連続的に放出され,惑星間磁場を形成する,主に低エネルギーの電子と陽子。太陽風 の強度は太陽活動に依存し,太陽周期と共に変化する。

南大西洋異常域 [South Atlantic anomaly]

磁気双極子の軸が地球の中心からずれているため, 放射線帯, ここでは捕捉陽子, が地球の表面に近づ いている地域。

確率的影響 [Stochastic effects]

がんや遺伝性影響など,単一の細胞の損傷から生じる影響。線量の増加で影響の重篤度は変わらず,発 生確率が増加する。防護目的では、しきい線量はないと仮定されている。

熱ルミネセンス検出器 [Thermoluminescence detector]

検出媒体(結晶)中の粒子によって蓄えられたエネルギーが,加熱によって光として放出される検出 器。放出される光の量は吸収線量に比例する。高速加熱中の実際の温度と放出される光の強度との関 数(グロー曲線)には種々なピークが見られる。ピーク高またはピーク下の面積が吸収線量に比例す る。

組織反応 [Tissue reaction]

しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害で、 「確定的影響」とも呼ばれている。いくつかのケースで、本影響は、生物反応修飾物質を含む照射後の 処置により変化しうる。

組織加重係数 wr [Tissue weighting factor, wr]

確率的影響による放射線損害全体に対する臓器または組織の相対的寄与を表現するために, 臓器または組織 T の等価線量に加重する係数。それは次式のように定義される。

$$\sum_{\mathrm{T}} w_{\mathrm{T}} = 1$$

捕捉粒子 [Trapped particles]

言

銀河宇宙放射線や太陽宇宙放射線が地球の磁場や大気と相互作用した結果として地球の磁場に捕捉される粒子。主に陽子と電子からなる(「磁気圏」も参照)。

ボクセルファントム [Voxel phantom]

医学断層画像に基づく人体形状コンピュータファントム。ここで,解剖学的構造は,小さな三次元の体 積素子(ボクセル)で記述される。これらのボクセルの集まりは,人体の臓器と組織を特定するために 用いられる。

1. 緒

(1) 宇宙空間の放射線場は、それを構成する放射線の種類とその強度の両方の点において、地球上の 環境放射線場と大きく異なる。「宇宙」という用語は一般的に地球の航空高度の外側にある天文空間を 意味する。地球表面上の一次放射線場は、宇宙線からの中性子と地球の放射性核種から放出される a 粒 子を含むわずかな高線エネルギー付与(LET)成分を含むが、主に低 LET 放射線で構成される。それ に対して,宇宙の一次放射線場には,非常に高いエネルギーまでをもつ電子,陽子,中性子,α粒子, および重イオンが含まれる。さらに,二次放射線(例えば,γ線,電子,ミュー粒子,中性子,パイ中 間子,衝突および入射粒子の破砕片)が宇宙機やその機器の材料,そして宇宙飛行士自身との相互作用 によって生成される。

(2) 有人宇宙飛行において、宇宙飛行士は3つの異なる被ばく状況を経験する可能性がある。第一の 状況は、地球磁場内での宇宙機の軌道傾斜角に応じて銀河や太陽由来の低エネルギー粒子から防護さ れる地球低軌道(LEO)内である。しかし、この磁場は捕捉放射線帯を形成する役割を担っており、 LEOにおいて、宇宙飛行士は太陽や銀河系の粒子が地球の大気の原子核と相互作用することで生じる アルベド放射線粒子に被ばくする。第二に、惑星間ミッションのため地球の磁場を離れて深宇宙に向 かう場合、放射線被ばくは宇宙機へ直接的に入射する太陽や銀河由来の粒子のみに起因する。第三に、 惑星ミッションでは、おおよそ半球からの放射線は惑星自身によって遮蔽される。大気がない場合は、 一次放射線が土壌の原子核と相互作用し、高LET成分を多く含む二次粒子を生成する。火星のように 薄い大気が存在する場合は、大気中と土壌中の両方の相互作用が二次放射線に寄与する。さらに、宇宙 飛行士は太陽粒子現象(SPE)によって太陽からの高エネルギーの電子や陽子に散発的に被ばくする 可能性がある。

(3) 宇宙飛行士は長期間 LEO で生活,作業を行い,深宇宙ミッションに参加する。彼らは,地球上で 遭遇する環境条件とは非常に異なる環境条件下で生活をする。磁気圏外のミッションでは、電離放射 線は搭乗員の健康とパフォーマンスに影響を与える重要な要因として認識されている。明らかに、放 射線環境は地球上のものとは全く異なり、宇宙におけるヒトの被ばくは地球上よりもはるかに大きく、 SPE は別としても、遮蔽によって回避することはできない。これは、宇宙放射線場の粒子のエネルギ ーが極めて高く,物質内深くまで到達するとともに,一次放射線が物質と相互作用して二次放射線(例 えば、破砕片、中性子、光子)が放出されるためである。宇宙空間での宇宙飛行士の被ばくは、環境被 ばくの特殊なケースであり、委員会により現存被ばく状況として定義されている。長期ミッションで は、宇宙飛行士の被ばくは、地球上の作業者の被ばくに勧告される年間線量限度よりも高くなる。 Publication 103 (ICRP, 2007) は、「宇宙旅行における被ばくのような、線量が顕著に高くなること があり、あるタイプの管理が正当化されるような宇宙線被ばくの例外的な場合については、このタイ プの被ばくを生じうる特別なタイプの状況を考慮して、別に扱うべきである」と述べている。そのた め, 宇宙飛行士は職業上の活動の間, 電離放射線に被ばくするが, 地球上の作業者または航空機乗務員 の放射線防護のための ICRP 体系の意味における職業被ばくには通常分類されない。このように、特 定のミッションにおいて、線量またはリスクの参考レベルを適切なレベルに設定できるが、当該ミッ ションに線量限度を適用することはできない。本報告書で提示されている、よりリスクに関連した被 ばく評価のアプローチは、宇宙での特殊な状況に明確に限定されており、地球上の他の被ばく状況に 適用されるべきではない。

(4) 過去 20 年で,宇宙ミッションに参加する宇宙飛行士の数が増加するなど,宇宙活動は著しく発展 している。とはいえ,今日でさえ,宇宙飛行士の数は地球上および民間航空機上で職業被ばくする多数 の人と比べれば少ない。しかし,この集団の特殊な被ばく状況を考慮すると,宇宙環境や長期宇宙ミッ ション中に見られる特定の状況に関して,放射線防護の概念を明確に定義し,それを現実的に実施す る必要がある。
(5) 放射線防護におけるあらゆる対策の基礎は常に、関係する放射線場に対する知識であるべきであ る。したがって、環境放射線の測定と宇宙飛行士の被ばくの評価は、非常に重要な課題である。1912 年の Hess による宇宙放射線の発見(Compton, 1936)を受けて、宇宙放射線とそのさまざまな構成要 素の研究が長年にわたり進められている。宇宙での活動が増加し、宇宙飛行士の参加も頻繁になった ため、この研究はここ 50 年でさらに重要になっている。当然のことながら、宇宙放射線とそのさまざ まな成分に関する基本的な情報は測定でのみ得ることができ、これは長年行われてきた。宇宙機船内 とその周辺の特定の環境状況は、特定の宇宙機船内の異なる位置でのさまざまな測定によって推定さ れるか、もしくは宇宙機設計が十分にモデル化され、経時変化を含む外部放射線場の特定の組成が適 用シミュレーションコードで適切に考慮されている場合には、放射線輸送計算によって推定できる。 したがって、本報告書では、宇宙における放射線場のさまざまな構成要素(2章)、宇宙機に入射する さまざまな放射線場に対する遮蔽の可能性とその結果宇宙機船内の宇宙飛行士に与えられる組織吸収 線量の両方をシミュレーションするために使用されるコンピュータコードと計算アプローチ(5章と6 章)を取り上げる。

(6) 重イオンが重要な寄与となる特定の宇宙放射線場では、地球上の放射線防護で使用するため定義 された線量測定量の系の全体を単純に適用することができない。すべてのエネルギーのすべての重イ オンに対して定義された放射線加重係数 20 は、宇宙では適切ではない。さらに、外部被ばく状況に対 する実用量の概念は、非常に高エネルギーの粒子が関与するため適用できない。外部被ばくに対する 実用量の概念は、ICRU や ICRP によって導入され、主に数十 MeV までのエネルギーの電子、光子、 中性子の放射線を対象としており、より高エネルギーの他の多くの種類の粒子を含む宇宙での放射線 場は考慮していない。このトピックについては、3章で詳しく考察される。

(7) 地球上において、作業者の放射線防護とそこで定義された主要な線量限度は、確率的影響(例えば、がんまたは遺伝的影響のリスク)の発生確率を、人の生活における他の健康リスクと比較して容認できるレベルに制限すると同時に、確定的影響(組織反応)による人への損害を回避することを目的としている。実務的な理由から、主要な線量限度は、放射線防護への適用に十分な精度で評価できる線量(実効線量及び確定的影響を回避するために特定の限度が定められている皮膚、手、足、および眼の水晶体に対する等価線量)により定義されており、多くの個人的要因(例えば、年齢、性別、個人の遺伝的特性)に依存する放射線リスクの観点からではない。特に低レベルの被ばくでは、これらのリスクに関する知識は非常に限られており、大きな不確かさと連動している。実効線量の値は、男女の臓器等価線量を平均化し、被ばく者と非被ばく者の大規模な集団の疫学的データから得られる加重係数の平均値を用いて計算される。したがって、実効線量は個人リスクの評価に用いるべきではない。放射線防護では、線量とリスクの「制限」に加えて、最適化の原則が一般的に適用されており、これは、被ばく線量限度未満であっても、放射線防護の最適化を常に考慮する必要があり、さらなる対策が必要となる可能性があることを意味する。

(8) 宇宙空間の状況は全く異なる。宇宙空間では環境放射線による宇宙飛行士の被ばくは回避できず, 遮蔽による回避は完全には達成できない。とはいえ,特に長期ミッションでは宇宙飛行士への線量が 100 mSv を超える可能性があるため,放射線防護の最適化は重要な課題である。確定的影響の発生は 一般的に排除することができない。さらに,宇宙放射線,特に重イオンの放射線生物学的影響の知識は 非常に限られている。関与する個人の数は少なく,したがって,個人のリスク評価ははるかに高い関心

285

がある。その結果,宇宙の放射線場では,実効線量や臓器または組織の等価線量の定義に用いられている加重係数が適切ではないため,人体の臓器および組織の平均吸収線量の値が重要な役割を果たす。 さらに,長年にわたり,多くの宇宙機関では「臓器または組織の等価線量」よりも臓器線量当量の使用 が好まれてきた(3章参照)。

(9) 宇宙機の環境における放射線モニタリングと宇宙飛行士の人体における線量の評価は、宇宙ミッションにおける放射線防護対策の重要な部分である。複雑な放射線場と宇宙飛行での使用に対する特別な要件のため、放射線モニタリングは特定の測定装置と手順を必要とする。通常、この作業には複数のタイプの線量計が必要であり、装置の応答を解釈するために追加の計算がしばしば必要となる(4章 および6章参照)。

(10) 粒子フルエンスまたは体外の線量の値を体内の臓器・組織における吸収線量に関連付ける換算係 数および平均線質係数の計算は重要な作業であり、外部測定からの体内の線量の評価にしばしば用い られる。Publication 110 (ICRP, 2009) で定義された標準ボクセルファントムに関連する換算係数に 関する基準データは Publication 116 (ICRP, 2010) で公開されているが、重イオンに関するデータが 得られるようになったのは最近のことである(Sato et al., 2010)。本報告書では、男性および女性の ボクセルファントムの等方照射についてデータが示されている。全方位照射(等方性)は、宇宙におけ る最も現実的な被ばく状況である。遮蔽効果により被ばくの等方性が減じる可能性はあるが、宇宙機 船内での宇宙飛行士の動きが状況のバランスをとる。したがって、データは等方照射のみを示してい る(6章と付属書 A 参照)。しかし、換算係数の使用は、体内の臓器線量を評価するための唯一の方法 ではない。宇宙機船外の放射線場の知識に基づき、宇宙機の船壁や機器、ならびに宇宙飛行士の人体を 通り抜ける完全な放射線輸送計算により、臓器線量の計算は可能である(6章参照)。

(11) 地球上では、生物学的線量測定は、職業被ばくした作業者の線量が通常低いことと、この方法で 約 50 mSv 以下の線量を容認できる不確かさをもって測定することが困難であることから、主に事故 時の被ばく状況での適用に限定されている。しかし、宇宙での状況は全く異なる。ミッション中の線量 は、この「しきい値」を上回る可能性があり、生物学的線量測定(例えば、人体のリンパ球に対する生 物学的影響の調査)は、宇宙飛行士個人の感受性が事前に決定され、個人レベルで校正される場合、ま さに個人の評価が可能となる。方法と測定は、本報告書の4章と6章で説明する。

2. 宇宙における放射線環境

(12) 宇宙における放射線環境は、太陽と銀河系起源で幅広いエネルギーを有する粒子が複雑に混じり 合っている。放射線防護において、関連する宇宙の放射線場は銀河宇宙放射線(GCR),太陽粒子現 象(SPE)時に太陽から放出される粒子、そして惑星の大気の原子核との相互作用によって生成される 二次放射線となる。太陽風粒子は、太陽活動の活発化で増加した場合でも、比較的低エネルギーであ り、非常に薄い遮蔽材料に予め吸収されるため、人の放射線被ばくに大きく寄与しない。それにもかか わらず、太陽風に関連する磁場は、およそ 1GeV/u 未満のエネルギー範囲で GCR のフルエンス率を変 化させる。太陽活動がより活発な期間では、宇宙放射線のフルエンス率は太陽活動が最小の時期と比 較して 3 分の 1 から 4 分の 1 に減少する。

(13) 現在のところ,協定世界時(UTC) 2003 年 11 月 4 日 19 時 29 分に発生した太陽 X 線フレア や,UTC 2004 年 12 月 27 日 21 時 30 分 26.55 秒に発生した,顕著に大きな y 線バーストのような一 次電磁電離放射線は、放射線被ばくへの測定可能な寄与はない。したがって,地質学的な時間尺度では

生物圏に重大な影響を与えた可能性があるにもかかわらず,この影響は無視されている。二次電磁放 射線は、物質を透過する際に荷電粒子から放出される制動放射や、地球の大気中で生成される中性パ イ中間子 *m*の壊変による γ 線として寄与する。

(14) 放射線防護の観点から、イオンや電子といった一次宇宙放射線の粒子成分に焦点が当てられる。 しかし、他の種類の粒子、例えば中性子やパイ中間子は、宇宙機の材料や宇宙飛行士の身体との放射線 相互作用によってもたらされる。電子は、船外活動(EVAs)中や放射線帯の外帯での有人活動が問題 になる場合に関係してくるかもしれないが、予測可能な将来においてそのようなことはないだろう。

(15) 地球表面での宇宙放射線による被ばくは、地球の磁場と約 1000 g·cm<sup>-2</sup> の厚さの大気遮蔽によっ て、低いレベルに抑えられている。地球から離れると、宇宙飛行士は、宇宙機とその内部の構造物によ り火星の大気の厚さの遮蔽に近い平均約 20 g·cm<sup>-2</sup>で遮蔽される。LEO では、宇宙飛行士は地球の磁 場によって引き続き防護されており、これにより太陽エネルギー粒子への被ばくさえ人の早期放射線 影響の原因となるレベルをはるかに下回る。

(16) 散発的な SPE がない場合,LEO での宇宙機船内での放射線被ばくは GCR (陽子と重イオン) と捕捉陽子によって決定される。捕捉陽子は,磁気双極子の軸が地球の中心からずれていることで放 射線帯が地球の表面に近づいている地帯である南大西洋異常域 (SAA)の内部からの寄与が支配的で ある。さらに,一次銀河系粒子と地球の大気の原子核との相互作用生成物としてアルベド中性子が生 成される。宇宙機の船外での宇宙飛行士の被ばくは極地領域の緯度約 60°に位置する放射線帯の角の電 子によって占められる。

(17) さまざまな線源によるこれらすべての放射線とさまざまなメカニズムによるその相互作用が,太陽圏内のある時間と位置における実際の電離放射線場を決定する。その複雑さは、地球での経験から知りえるものを凌駕している。宇宙機船内の放射線場は、高エネルギー粒子が宇宙機の遮蔽材料や宇宙飛行士の人体組織と相互作用することでさらに複雑となる。

(18) 深宇宙ミッションでは、地球の放射線帯は数分で通過するため、宇宙飛行士の放射線被ばくへの 寄与はかなり小さい。しかし、その後、地球の磁場による防護が失われるため、被ばく低減の手段はミ ッション計画と遮蔽対策しか残されていない。以下の節では、宇宙における放射線場、荷電粒子の磁場 や遮蔽材料との相互作用について説明する。LEO や惑星間ミッションにおける放射線被ばくについて、 いくつか数値を示す。

## 2.1 一次放射線場

(19) 宇宙空間では放射線の3つの主要な一次線源が特定できる。

- 太陽を中心とする太陽系は、あらゆる方向から絶えず太陽圏に入ってくる電離放射線、つまり GCR の複雑な混合物の中に組み込まれている。太陽圏の内部では、GCRのフルエンス率と粒子エネル ギー分布は、太陽から連続的に放出される荷電粒子によって作られる惑星間磁場、いわゆる「太陽 風」によって変調される。
- 太陽風に加えて、太陽は時折、異常に大きなパルス状の高エネルギー粒子を放出する。放出される 粒子は、主に陽子と電子で、ヘリウムや重イオンの寄与割合は小さくまた変動しやすいが、このような太陽の爆発によって宇宙に放出される。これらの SPE で最も重要なものは、コロナ質量放出 で大量の物質が放出されることによって生じる。
- 地球のように磁気モーメントを持つ天体は、太陽粒子や、太陽粒子や銀河系粒子が大気と相互作用

することで生じる二次粒子で常に補充される粒子放射線の環状帯に囲まれている。このような放 射線帯は,重要な第三の一次被ばく源となっている。

(20) 図 2.1 は宇宙空間におけるこれら 3 つの電離放射線源, それぞれの空間スケール, およびそれらの組成変更に太陽が果たす支配的な役割を示している。GCR 粒子で測定された最も高いエネルギー(図 2.1) は,銀河系内磁場による想定加速と封じ込めで説明するには大きすぎることから,この部分については銀河系外の線源についての推論が浮上するため,空間スケールはさらに拡大する。しかし,その強度は低いため,放射線被ばくに大きくは寄与しない。

(21) 宇宙空間における位置の変化に加え、これらの場での強度や粒子組成は時間的変化に従う。宇宙 放射線に関する限り、宇宙天気の現象には 2 つの時間スケールが関係する。地球上の一般的な気候が 夏と冬を交互に繰り返すのと同様に、太陽活動も極大期(「夏」)と極小期(「冬」)の間でほぼ規則 的な変化がある。この場合の太陽の「年」は、シュワーベサイクルであり、約 11 年の周期である。し かし、その期間は(現在)まだ解明されていないメカニズムにより、9 年から 13.6 年の間で変動して いる。この活動の測定の1つとして、1755 年以降連続した観測記録があるのが、チューリッヒ黒点数 である(Hathaway et al., 2002)。一見、極大期の太陽活動の大きさは周期の長さと逆相関している。 規則的な太陽周期における磁場の変化に加えて、極端な太陽活動の発生は、太陽のコロナから巨大な 荷電粒子の塊を惑星間磁場に放出する磁気エネルギーの爆発的な放出(Chen, 2001)によって特徴付 けられる。この磁場の中でさらに加速されると、数 GeV の粒子エネルギーに到達する。これらの SPE が宇宙の放射線場に与える影響は数日から数週間に及ぶ場合がある。

(22) 22 年という Hale の磁気周期,約 88 年という Gleisberg の周期,および約 210 年という De Vries や Suess の周期など,その他に観測された太陽の周期性は,氷期の気候サイクルに関する最近の 研究 (Braun et al., 2005) で報告されているように,生物圏への影響は重要である可能性が高いと考 えられるが,放射線場を大きく変調させることはまだ示されていない。

2.2 銀河宇宙放射線

(23) GCR は太陽系外に由来し地球に等方的に入射する。荷電粒子を加速するメカニズムや,物質が 宇宙粒子放射線になる天体物理学的な場所に関しては,決定的な証拠はない。これらの粒子は地球へ 向かう途中で不規則な星間磁場によってかき乱されるため,発生源の方向位置に関する情報はない。 高エネルギー(最大 10<sup>20</sup> eV) であることから,超新星爆発,中性子星,パルサー,または高エネルギ ー現象が関わる他の発生源に由来する可能性が高い。検出される放射線は,98 %のバリオンと2 %の 電子から構成される。当該バリオンの成分は,約 85 %が陽子(水素原子核)から構成され,残りは a 粒子(約 14%)と,より重い原子核(約 1%)である。図 2.2 は,これら鉄までの元素のケイ素に対す る存在比を示している。a 粒子より重いイオンは、「HZE 粒子」[高電荷(電荷数 Z>2)および高エ ネルギー]と呼ばれる。鉄イオンの含有量は、炭素または酸素の 10 分の 1 であるが、線量は粒子の電 荷の 2 乗に比例するため、組織内の吸収線量に対する寄与は大きい。これは図 2.2 (Cucinotta et al., 2001a)に示されている。

(24) GCR については通常の成分に加えて、いわゆる「異常成分」が観察されている。それは太陽圏 に入った後、太陽放射線によって 1 価に電離された星間ガスに由来する、もとは中性の粒子で構成さ れる。これらの粒子は、太陽風の高速流と低速流が衝突する領域で加速される。それらは完全に電離し た宇宙粒子よりも磁場深くまで透過することができる。それらのエネルギーは約 20 MeV/u であるこ

288

とから、薄い遮蔽を透過したもののみが放射線影響に寄与する。しかし、非常に薄い遮蔽材料を透過した後にすべての電子を喪失するため、電荷数 Zの2 乗に比例するエネルギーが沈着することを考慮しなければならない。

(25) 本報告書では、GCR 原子核のエネルギーは原子質量単位(amu または u)当たりの運動エネル ギーEとして表される。これには、amu 当たりで同じエネルギーの値を有するすべての原子核は、そ の質量にかかわらずほぼ同じ速度で動くという利点がある。このエネルギースケールを用いると、異 なる宇宙線の原子核エネルギーの分布は非常に類似している。水素、ヘリウム、酸素、鉄のエネルギー フルエンス率分布を図 2.3 に示す。数 GeV/u を上回るエネルギーE のフルエンス率はべき指数 y が約 2.5 のべき乗則  $N(E) \sim E^{\gamma}$ でよく表すことができる。低エネルギーになるほど、分布は平坦になり数 百 MeV/u で最大を示す。

(26) 宇宙放射線のフルエンス率は一定ではなく、太陽活動の極大期と極小期に相当する 2 つの極値 の間で変化する。太陽活動と宇宙放射線のフルエンス率は逆相関している。図 2.3 において数 GeV/u 未満のエネルギーに対する分布の傾きは、太陽活動による宇宙放射線のフルエンス率の変化に影響を 受ける(Badhwar, 1997)。これは太陽風による太陽磁場が原因である。太陽風は太陽から放出される 高電離プラズマの連続的な流れである。その強度は太陽活動に依存し、太陽活動は観測された黒点の 数によって記述できる。11 年の太陽周期の極小期において、太陽風の強度は最も小さく、宇宙放射線 のエネルギー分布への影響は極大期に比べて小さい。太陽系に入射した宇宙粒子は太陽磁場との相互 作用によってエネルギーを喪失する。これにより、より低エネルギーではエネルギースペクトルが平 坦になる。太陽活動が活発になると、最大フルエンス率はより高エネルギー側にシフトする。100 MeV/u では、粒子フルエンス率は極大期と極小期の太陽活動で約 10 倍異なるが、約 4 GeV/u では約 20 %の変動が観測される。

(27) GCR との相互作用により地球の大気中に発生する二次中性子のフルエンス率に基づいて、地球 上で太陽変調のモニタリングが可能である。このフルエンス率は中性子モニタを用いたさまざまな地 上局で長期間にわたって測定されている。図 2.4 は、キール大学の中性子モニタで数年間にわたって測 定されたデータの例を示している(NMDB, 2011)。変調の詳細は予測不可能な統計的ゆらぎのように 見えることがわかる。しかし、最大値と最小値は明らかに 11 年の太陽周期に逆相関しており、平均的 な粒子フルエンス率を中心にほぼ正弦波状になっている。しかし、極値の大きさは変動している。将来 の衛星ミッションのための予測は、このような予測不可能な変動のため、正確さが 2 分の 1 あるいは それ以下に抑えられている。

2.3 太陽宇宙放射線

(28) 太陽は、電磁放射線だけでなく、主に陽子と電子からなる粒子線、つまり太陽風を連続的に放出 している。これらの低エネルギー粒子の強度は、約10<sup>10</sup>から10<sup>12</sup>·cm<sup>-2</sup>·s<sup>-1</sup>·sr<sup>-1</sup>と2桁の大きさで変 化する。速度に関しては、この粒子流は約300km·s<sup>-1</sup>から800km·s<sup>-1</sup>の間またはそれ以上の速度と特 徴付けられる。しかし、粒子エネルギーは非常に低く(陽子の場合、100 eV~3.5 keV)、遮蔽されて いない皮膚の最初の数ミクロン以内で停止する。そのため、それらは人における放射線影響の懸念と はならない。

(29) それにもかかわらず、太陽風の時間的変動は、少なくとも太陽圏の内部において、宇宙における GCR からの放射線被ばくを決定する重大な原動力である。太陽圏自体は、太陽風の粒子で満たされた

星間空間の領域と定義できる。太陽風による磁場には地球磁場と同様の遮蔽効果がある。遮蔽強度は、 荷電粒子が星間物質から太陽圏に入るときに対抗する擬似静電的なヘリオセントリック・ポテンシャ ル(太陽磁場強度)の観点から推定できる。このポテンシャルはGCRエネルギー分布を惑星間磁場と 同程度に変化させる。

(30) 時折,太陽の表面からは y 線,硬 X 線および軟 X 線,ならびに幅広い周波数帯域の電波が突然 局所的な爆発で噴出し,大量のエネルギーが放出される(コロナ質量放出)。これらの SPE では,太 陽コロナ内の大電流と磁場の動きが太陽物質を加速する。数 GeV までのエネルギーをもつコロナ粒子 が惑星間空間に飛び出す。それらは惑星間磁場の磁力線周りを螺旋状に動く。黄道面内では,磁力線 は,回転する散水ホースからの水流のように太陽から惑星間物質内に広がる。それらは地球と太陽の 西側のある地点を結ぶ。地球上で SPE を観測する際の粒子の数とエネルギー分布は,GCR とは異な り,このつながりに依存する。SPE は、粒子フルエンス率およびエネルギー分布に大きなばらつきが あり、宇宙搭乗員の生命を脅かすような高線量被ばくとなる可能性を秘めている。

(31) 地球上で観測される高い粒子フルエンス率と関連が強い SPE は頻度の低い現象であり、太陽活動の極大期に向かう期間及び極大期を過ぎた期間中に最もよく観測される。したがって、主要な SPE は低頻度の不規則な現象として通常は月に 1 回程度地球上で観測される。それらは数時間から数日間 続く。より高エネルギーの陽子のフルエンス率が有意な現象は、中性子モニタによって「グランドレベ ル現象(GLE)」として観測される。図 2.5 は 5 回の太陽周期に観測された GLE の分布を示してい る。太陽活動の極小期には現象が発生しない長い空白期間が見られる。第 21 周期の最後の GLE から 第 22 周期の最初の GLE までには 65 ヶ月の静穏期間があり、その後第 23 周期の極大期が近づくにつ れて 1 年で 11 回の GLE が連続して発生した。

(32) 高エネルギー粒子が最初に到達し、次いでより低エネルギーの粒子が続くため、地球上で観測さ れる SPE 粒子のエネルギー分布は、現象開始後の時間 t に依存する。約 10 MeV を上回るエネルギー では、SPE 粒子のエネルギー分布は、べき乗則 (E) = LE rにだいたい従う。ここで、La は時間 t の時 点で考慮されるタイプの粒子総数であり、E は粒子のエネルギー、y はパラメータ、I(E) は E での粒子 数の分布である。SPE 開始後、指数 y は時間とともに減少する。このことは高エネルギー粒子による 寄与は時間とともに減少することを意味する。定数 La は、惑星間物質中の場の不規則性と衝撃構造に 起因する現象発生中の大きな構造を示している。SPE 発生は確率的であるため、SPE およびその強度 の予測能力は非常に限られており (Reedy, 1996), SPE のモデル化および予測が向上されれば、長期 宇宙ミッションに非常に有用であろう。

(33) 約10 MeV を上回ると,陽子が宇宙服を透過して皮膚や眼の水晶体に到達し得るため,遮蔽の外 で強力な SPE からの粒子を受けた場合,宇宙飛行士の皮膚に有害反応を引き起こす可能性がある。粒 子の強度によって,紅斑や眼の水晶体内に晩発性の放射線白内障を誘発する可能性がある。後者は,発 症まで数年を要するため,ミッションの安全な完遂を脅かすものではないが,重度の紅斑はミッショ ンの成功を損なうほどの作業能力の低下を招く可能性がある。食欲不振,疲労,悪心,嘔吐,下痢も起 こりうる。これらは,生命を脅かす可能性のある線量を被ばくしたかもしれないことを示す初期の警 告サイン(線量によっては数時間以内)として,前駆症候群の症状を構成する。そのため,このような 症状それ自体は,例えば宇宙服を着たまま嘔吐しない限り,深刻な脅威となることはほとんどない。 (34) 1955 年以降,通常あるいは強化された宇宙機の遮蔽のもとでも搭乗員の健康を脅かすのに十分 な強度とエネルギーを持つ SPE が 5 回観測されている。これらの強力な現象において,積分フルエン ス分布(あるエネルギーEを上回る領域の粒子の総数)は衛星搭載機器によって測定されている(図 2.6参照)。さらに、1956年2月23日の現象では、誘発された二次中性子を記録した地球の中性子モ ニタの計数率の解析からフルエンス分布が推測されている。このような中性子計数率の増加現象は、 中性子モニタステーションの世界的ネットワークでモニタリングされており、その中の選ばれた一部 がいわゆる「宇宙船地球号」を成り立たせている。GLE は、約450 MeV 以上のエネルギーを持つ SPE に伴う陽子が、海水面で中性子フルエンス率を少なくとも5%上昇させるほどの数があったことを示し ている。

(35) 1956 年 2 月 23 日 (GLE No.5) と 2000 年 7 月 14 日 (GLE No.59) 以降に観測された GLE の 包括的なリストは、これらの現象を観測したすべての中性子モニタステーションとともに、オースト ラリア南極データセンター (http://data.aad.gov.au/aadc/gle/events.cfm) に保管されている。これら のすべての GLE の中で、リーズ (北緯 53.83 N、東経 358.42 E、高度 100 m、Pc = 2.20 GV) で測定 された GLE No.5 による上昇は、現象前の計数率と比較して約 4600 %に達しているが、他の SPE で は上昇が 100 %を超えることは極めて稀である。

(36) 地球を向いていない太陽位置における SPE からも、低エネルギー太陽粒子がわずかに地球に到 達する。これらのフルエンス率を合計すると、30 MeV/u 以下のエネルギーでは太陽粒子の成分は銀河 宇宙線の成分よりも支配的になる。惑星間物質の状態に応じて、この成分は非常に変化しやすく予測 不可能な変動をする。太陽活動極大期では、GCR のフルエンス率が低下し SPE がより頻繁になると、 太陽粒子の成分の寄与はより顕著となる。

(37) 長期ミッション計画では,最悪ケースの現象がどの程度の大きさになるかということに加えて, 発生頻度および陽子エネルギーの分布も重要である。図 2.7 は,SPE の発生とその大きさが不規則で ある性質と,過去5回の太陽周期のフルエンス測定で得られた記録に基づいて,30 MeV を上回るエネ ルギーの陽子を伴う SPE が発生する確率を示している。

(2022/10/4)

2.4 捕捉放射線

(38) 地球周辺の放射線場は第三の放射線源を包含する。Van Allen によって発見された放射線帯に捕 捉された粒子は、GCR や太陽宇宙放射線 (SCR) が地球の磁場および大気と相互作用した結果である。 放射線帯は、電子、陽子、およびより重いイオンで構成される。電子は 7 MeV までのエネルギーに達 し、陽子は 700 MeV までのエネルギーに達する。重イオンのエネルギーは 50 MeV/u 未満であり、透 過能力は限定的であるため、衛星の電子機器や人の放射線防護にとって重要ではない。これらのエネ ルギーをもって双極子磁場に向けて運動している荷電粒子は、場の内側には決して入ることはできな い。しかし、何らかの理由でこの磁場に入ると、特定の位置に限定され、脱出することができない。そ れらは地磁気の磁力線に沿って螺旋状に移動しミラーポイントととして機能する磁極の間で反射され る。さまざまな過程が放射線帯内の粒子の充填に寄与し、捕捉粒子には 2 つの主領域が観測されてい る。内帯は主に、宇宙粒子の相互作用で生成された大気中の中性子が壊変し、陽子や電子を生成するこ とで形成される。外帯は主に捕捉された太陽粒子で構成され、電子が多くを占める。太陽フレアに伴う 磁気嵐による磁気圏の擾乱時には、地磁気のカットオフが通常低下することで、より低エネルギーの 粒子が外部から内部の領域まで透過し、充満する。放射線帯は、地磁気赤道の周りに地球から約 200 km から約 75,000 km の距離まで広がっている。サイクロトロン放射と地磁気ミラーポイント付近で の上層大気への透過によるエネルギー損失が、捕捉粒子数の主な損失メカニズムとなっている。

(39) ここ数十年間でより進歩し特化した機器を用い,よく位置決めされた軌道でいくつかの衛星で行われた大規模な測定により,後に捕捉陽子モデル AP-8 (Sawyer and Vette, 1976) に統合される主要な定量的データベースが作り出され,これが磁気圏の静穏状態における平均陽子フルエンス率のエネルギー分布を提供している。AP-8 モデルは,ISS のような LEO での有人ミッションにおける捕捉放射線からの放射線被ばくの評価に主に使用されている。AE-8 捕捉電子モデル (Vette, 1991) も同様に,主に高エネルギー電子が電離放射線の支配的な線源となる静止軌道上の放射線環境を対象とした放射線量の予測に役立っている。

(40) 改良された AE-9/AP-9 モデルは, Proton Spectrometer Belt Research (PSBR) プログラムの 一環として開発されており,アメリカ国家偵察局,エアロスペース社,空軍研究所,ロスアラモス国立 研究所,海軍研究所を含む機関のコンソーシアムによって近い将来に公表される予定である。

(41) 捕捉陽子のフルエンス率には強い東西効果が見られる。磁力線周りの経路の下部で陽子は東に向かって移動し,経路の上部では西に移動する。西向きに移動する陽子は,高度の低い大気の領域から出現する。したがって,より密度の高い大気に遭遇し,大気の原子核との相互作用によってより効率的に除去される(Lenchek and Singer, 1962)。

(2022/10/19)

(42) 図 2.8 は、0.5 MeV を上回るエネルギーの電子フルエンス率(右)と、4 MeV を上回るエネル ギーの陽子フルエンス率(左)の空間分布を示しており、当該エネルギーをもつ後者(陽子)は、約 1.4 g・cm<sup>-2</sup>のアルミニウム(ICRU、1993a)、つまり小型宇宙機の遮蔽を透過できる。内帯における陽子 フルエンス率は大きく、陽子は宇宙機の船壁や機器による遮蔽を透過するのに十分なエネルギーに達 する。宇宙飛行士の放射線被ばくを評価するには、図 2.9 に示すような、陽子のエネルギー分布を知る 必要がある。図 2.9 のデータは、1960 年代初期に測定した捕捉陽子のフルエンス率のエネルギー分布 である(Freden and Paulikas、1964; Filius、1965)。*B、L*座標は地球磁場内の衛星の位置を表す自 然座標系として用いられる。ここで、*B*はある点における磁場強度、*L*はその点を通る磁力線が地磁気 赤道を通る平面と交差する地球半径を単位とした高度である。

(43) 図 2.10 はハッブル宇宙望遠鏡の軌道上で平均化された捕捉電子および陽子のフルエンス率エネ ルギー分布を示している。太陽極大期の電子フルエンス率は太陽活動極小期よりも大きいため、太陽 が捕捉電子数の供給に貢献する支配的で一次的な起源であることを指している。対照的に、捕捉陽子 のフルエンス率は太陽風による GCR 強度の(フォーブッシュ)変調を反映し、その結果太陽極小期に 強度が高くなる。

(44) 示されたフルエンス率とエネルギー分布は,太陽活動の極小期と極大期における地球および惑星間の静穏な磁場の状態に関連付けられている。規則的な太陽周期の変動に加えて,磁気嵐と高エネルギーの SPE によるフルエンス率の増大が,捕捉粒子集団の位置およびエネルギーを大きく変化させるため,その結果,一時的ではあるが新たな放射線帯が生成される。

(45) 捕捉放射線は太陽周期によって変化する。すなわち、太陽活動が活発になれば陽子強度は減少し、 電子強度が増大する。外帯電子では6から16倍の日内変動が観測され、磁気嵐による短期変動は、平 均フルエンス率を2桁または3桁上昇させることがある。内帯の中心は、特に陽子に関しては、非常 に安定している。しかし、内帯の下端では、電子および陽子の強度は最大5倍変化することがある。 LEO 宇宙ミッションの大半では、陽子は宇宙機船内の放射線被ばくの重要な部分を占める。陽子はエ ネルギーが高く、飛程も長いため、約0.3g·cm<sup>-2</sup>より厚いアルミ遮蔽では、その総線量は電子を超え る。遮蔽がより薄い場合(例えば、EVAの場合)、皮膚への吸収線量は電子の寄与が支配的であり、 1日当たり最大10mGyに達することがある。

(46) LEO にとって特に重要なのは、ブラジルの海岸上にある高度 200km まで放射線帯が広がって いる地域、南大西洋異常域 (SAA) である。この現象は地球の地磁気双極子の軸が自転軸から北米側に 11°傾斜していることと、双極子の中心が西太平洋側に 500 km ずれていることに起因しており、これ に伴い場の強度が著しく低下する。低傾斜角の LEO で受ける放射線には、GCR や SAA の通過による ものが含まれる。傾斜角 28.5 度の軌道では、軌道回転運動により、1 日に 6 回軌道が SAA を通過し、 1 日に 9 回は SAA を通過しない。SAA を通過する時間は約 15 分以下であり、軌道上の時間の 10%未 満であるにもかかわらず、この領域は全被ばくのかなりの部分を占めている。

(47) 放射線帯に捕捉された荷電粒子に加えて,GCR は地球の上層大気中での核反応によって二次中 性子を生成する。中性子は2つのエネルギー領域で2つの過程によって生成される。1から10 MeV の 間の領域における中性子は,主に高励起の原子核から蒸発過程によって生成されたものであり,その 時の放出の角度分布はかなり等方的である。高エネルギー中性子は,主に非中心衝突,すなわち高エネ ルギー陽子との荷電交換反応によるノックオン中性子として発生する。そのエネルギー分布は約 100 MeV にピークをもつ。それらは外気圏に漏れ出し,宇宙機での被ばくにも寄与する。地球大気中の実 測中性子エネルギー分布を図2.11 に示す。しかし,LEO における放射線場へのそれらの寄与は比較的 小さい。大気中で測定されたものと同様の中性子場は GCR が宇宙機の材料や宇宙飛行士の体と相互作 用することで生成される(157 項参照)。宇宙飛行士の被ばくに対するこの寄与は重要である(Bartlett et al., 2006)。

2.5 磁場との相互作用

(48) LEO の宇宙機に到達するために、GCR や太陽宇宙放射線(SCR)の荷電粒子は地球の磁場を透 過しなければならない。透過性はイオンの磁気リジディティに関連する特性であり、磁気リジディテ ィはイオンの運動量を電荷で割った商である。同じリジディティを持つ粒子はすべて、磁場の中で同 じ曲率の軌道をたどる。磁気圏内の各地点とその地点からの各方向には、それ以下では宇宙粒子が到 達できないリジディティのしきい値がある。このリジディティは「地磁気カットオフリジディティ」と 呼ばれ、粒子の運動方向に垂直な磁場成分に比例している。例えば、地球の中心に向かって運動する粒 子の場合、赤道では磁力線に垂直に運動するためカットオフリジディティは最大となり、極では磁力 線の方向に運動するためカットオフリジディティは消滅する。そのため、高傾斜角軌道では低傾斜角 軌道に比べて地磁気遮蔽の効果が小さくなる。このことは、低傾斜角軌道では高エネルギーの粒子し か到達できないことを意味する。高傾斜角軌道になると、さらに低エネルギーの粒子が観測される。地 磁気緯度kに対して、垂直方向のカットオフリジディティ R に、R = 14.9 cos<sup>4</sup>/l(r/rs)<sup>2</sup>で近似的に計 算できる。ここで、r/rs (1)、双極子の中心からの距離rと地球の半径 rs の比である。垂直方向以外から 到達する粒子のリジディティは入射角に依存する。緯度に依存した遮蔽により、軌道上の宇宙機の高 度に入射する粒子の数は、低傾斜角から高傾斜角になるほど増加する。 (49) LEO では、航空高度と同様に、第二の遮蔽メカニズムを一次 GCR または SPE イオンの輸送に 組み込まなければならない。LEO における地磁気は捕捉放射線による追加的被ばくの原因となる一方 で、少なくとも地磁気赤道付近(地理的な赤道とは異なる)では、かなり実質的に被ばく量を低減させ る。これは、図 2.12 に示すように、地球磁場によるローレンツ力が荷電粒子を逸れさせることに起因 する。

(50) 図 2.13 は、元期(2000.0)の地球磁場モデルにおける垂直カットオフリジディティの全体図で ある(Smart and Shea, 2008)。元期は時間において参考点となる瞬間である。元期 2000.0 は、2000 年1月1.5日(1月1日の12時)を意味する。均一な双極子場の場合、等リジディティ線は(地磁気 の)赤道に平行になる。インド洋(東経 90度、北緯10度)ではカットオフリジディティが17 GV を 上回るピークを持ち顕著な非対称性を示していることは、磁気中心が地理的中心からこの方向に約450 km ずれていることを反映している。反対側の南大西洋では、このずれによって内帯陽子の下縁が沈下 し、SAA が形成される。ほとんどの LEO における放射線被ばくの大部分がこの地域に集中するのは このためである。

(51) ある軌道において、この効果による遮蔽は、ある任意の粒子エネルギー(または GeV・c<sup>-1</sup>の単位 で表す運動量)の GCR または太陽粒子のうちこの軌道に到達する粒子のフルエンス率で決まる地磁気 透過率、あるいはあるリジディティを持つ粒子がその軌道に到達する確率であるカットオフリジディ ティ確率で表される。図 2.14 (a) は、高度 223 km の円軌道において地球磁場の遮蔽が軌道傾斜角に 依存していることを示している。SAA をかなりの割合で回避する傾斜角 28.5°の軌道では、約 4.2 GeV・ c<sup>-1</sup>に満たない運動量の GCR は一般に飛行経路に到達しない。

(52) 軌道傾斜角 45°では、この運動量のしきい値は約 1.1 GeV・c<sup>-1</sup>に低下し、極軌道では、最低エネ ルギーを有する粒子の少なくとも 20%がこの高度に常に到達する。一方、約 15 GeV・c<sup>-1</sup>を上回る運動 量を有するイオンでは遮蔽効果が消失し、いかなる傾斜角でも、すべての荷電イオンがこの軌道に到 達する。図 2.14 (b) は、地球磁場による遮蔽が粒子スペクトル(例えば、Fe) に与える効果を示して おり、異なる傾斜角の間で大きく変化する。しかし、図 2.14 の関数には、地球自体の影の影響は含ま れていない。

(53) 傾斜角 28.5°のハッブル宇宙望遠鏡では、地球の影の影響により最も高エネルギーの GCR でも フルエンス率が約 30%減少する。一方、地球観測衛星(例えば、TERRA)では、極軌道付近を使用し なければならないため、あらゆるエネルギーの荷電粒子が到達できる。高度が高いほど地球の影によ る遮蔽もわずかに低下する。ISS の傾斜角は 51.6°と高いため、この有人宇宙機には 100 MeV/u 以上 の SPE イオンが到達できる。このことは、しばしば太陽現象に伴う地磁気擾乱の場合、地磁気による 遮蔽がさらに減少するため、特に重要である。図 2.15 は、0~9 の間で変化する全球地磁気活動の Kp 指数 (http://isgi.cetp.ipsl.fr/des\_kp\_ind.html)で特徴づけられる地磁気嵐のため、ISS の地磁気遮蔽 が喪失していることを示している。このような地磁気嵐の状態では、より多くの割合の SPE イオンが ISS の軌道上に到達する。

3. 放射線防護に使用する量

(54) 電離放射線への人の被ばくの説明および定量化には,具体的な量および単位の定義が必要である。長年にわたり,これは ICRU および ICRP によって実施されており,実際の定義はそれらの刊行物で見つけることができる(ICRU, 1993b, 2011; ICRP, 2007)。電離放射線への人の被ばくは,人体

への放射線の入射(外部被ばく),または身体に取り込まれた放射性核種(内部被ばく)によって生じ うる。宇宙での宇宙飛行士の被ばくに関しては,内部被ばくはほとんど関係ないため,本章では外部放 射線被ばくに関係する量の概念に焦点を当てる。

(55) これまで,放射線防護のための具体的な量の定義は,地球上の職業および公衆被ばく状況を主に 考慮し,光子,電子,中性子と内部被ばくにおける a 粒子によるヒトの被ばくに集中していた。さら に,防護量は,低線量および低線量率の状況で適用するために定義されている。線量限度は,これらの 量を用いて,ヒトに対する確率的損害の発生確率を容認できるレベルに制限し,確定的影響(組織反 応)を回避するために与えられている。

(56) 宇宙での被ばく状況は,主に放射線場の大きな違い(2章参照)と,宇宙での環境線量率が地球 上よりも高いことにより,確率的影響の可能性が高まり,確定的影響を排除できないため,地球上とは 異なる。GCR や二次放射線に含まれる重イオンによる人体の線量への高い寄与を特に考慮する必要が ある。

(57) 以下の節では,宇宙の状況で使用するための適切な放射線防護量の定義に対する結果について考察する。宇宙ミッションに関わる機関は,宇宙におけるヒトの被ばくを評価するための詳細な手順を既に定義している(NCRP,2000,2002)。原則として,それらは個人線量の決定だけでなく,そのような線量に基づく個人の放射線リスクの評価にも関心があり,このことは線量の定義に何らかの影響を及ぼしている。宇宙飛行士は,個人または小さな集団の一員として扱うことができる。性別や年齢に関する情報を適用でき,宇宙飛行士の臓器の大きさや形状に関するより良い情報が得られるかもしれない。特定の個人のリスクを決定する必要がある場合には,評価された臓器線量に個人の感受性係数を適用できる可能性がある(Atwell,1994; Bahadori et al., 2011, 2012)。

3.1 放射線防護における線量

(58) 放射線防護において, ICRP と ICRU (ICRP, 1991, 2007; ICRU, 1993b) により定義され,地 球上の状況および通常の航空高度での飛行に通常使用される線量体系の中には,防護量と実用量が含 まれている。防護量(例えば,臓器または組織における等価線量,実効線量)は,人体の臓器および組 織に対する平均吸収線量に基づいており,電離放射線被ばくリスクに関連づけることができる。ICRP の防護量体系 (ICRP, 2007) を図 3.1 に示す。

(59) 実用量(例えば,周辺線量当量または個人線量当量)は,一般的に測定不可能な実効線量や人体の臓器または組織における平均線量の評価を可能にする測定に使用するために定義される。

(60) 放射線生物学,臨床放射線学,および放射線防護において,吸収線量 D は基本となる物理的線量である。吸収線量は、すべてのタイプの電離放射線に、またいかなる照射ジオメトリに対しても用いられる。

(61) 吸収線量 Dは、dee dmで割った商として定義され、ここで、deは物質の質量 dm中に電離放 射線によって与えられた平均エネルギーである。

 $D = \frac{\mathrm{d}\overline{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}$ 

(3.1)

吸収線量の SI 単位は1キログラム当たりのジュール(J·kg<sup>-1</sup>)で、その固有の名称はグレイ(Gy)で ある。吸収線量は、質量 dm の特定の体積の内側と外側の放射線場を考慮しており、したがってその体 積内で生成された、またはその体積に入ったすべての荷電粒子を考慮する。その値は、付与エネルギー の確率論的量である *e* の平均値から導かれ,組織中での相互作用事象の不規則な変動を反映しない。 通常,吸収線量は測定可能な量であり,測定によるその決定を可能にするための一次標準が存在する。

## 3.1.1 防護量

(62) 一般に,放射線防護は,組織反応が防止され,かつ確率的影響の損害が容認できるレベルに制限 されるように,電離放射線への被ばくを制御することに関係する。基本となる防護量は,人体の臓器お よび組織に与えられる平均吸収線量に基づく。これらの量は,全身および局所の照射による,人体の電 離放射線被ばくの程度の定量化を可能にすることを目的としている(ICRP, 1991, 2007)。そうする ことにより,これらの推定された線量は,(例えば,職業被ばくする人々に)勧告された線量限度と比 較でき,あるいは,より高線量では,臓器および組織中の平均吸収線量を用いてがんや他の損害のリス クの評価ができるかもしれない。

臓器又は組織の平均吸収線量

(63) 放射線防護において,主な関心は人体のある点での吸収線量ではなく,組織または臓器の体積中の平均吸収線量に向けられている。タイプ R の放射線による,臓器または組織 T の平均吸収線量 Dr, R は,確率的影響が支配的である低線量および線量率での被ばくの記述で使用される実効線量及び等価線量といった防護量を定義するための基本量である。さまざまなタイプやエネルギーの放射線が存在する放射線場では,臓器・組織 T における平均吸収線量 Dr は,次の式で与えられる。

$$D_{\mathrm{T}} = \sum_{\mathbf{R}} D_{\mathrm{T,R}}$$

(3.2)

(64) 平均吸収線量は, 臓器または組織全体のあらゆる場所で局所的な吸収線量を必ずしも表すわけで はない(例えば, 低透過性放射線)。しかし, 強透過性放射線に対しては, ほとんどの臓器内における 吸収線量の分布は十分に均一であり, したがって, この平均吸収線量は通常, 臓器または組織のあらゆ る場所における線量の適当な尺度である。

臓器又は組織の等価線量

(65) 臓器または組織における防護量である等価線量 Hr は次式で定義される。

$$H_{\rm T} = \sum_{\rm P} w_{\rm R} D_{\rm T,R}$$

(3.3)

ここで、wRは、さまざまな放射線の放射線生物効果の違いを考慮した放射線加重係数であり(3.2.2節 参照), *D*<sub>T,R</sub>は特定の臓器または組織 T の体積中のタイプ R の放射線の平均吸収線量である。R は、 中性子の場合、人体に入射する放射線、または体内に存在する放射性核種が放出する放射線のタイプ とエネルギーによって決まる。関与するすべてのタイプの放射線について合計される。等価線量の SI 単位は J·kg<sup>-1</sup>、その固有の名称はシーベルト(Sv)である。男性と女性の標準ボクセルファントムに よって表される男性と女性の等価線量<sup>##</sup>および##が規定される。

実効線量

(66) 実効線量 *E*は *Publication 60*(ICRP, 1991)で導入され, *Publication 103*(ICRP, 2007)で再 定義された。

$$E = \sum_{\mathrm{T}} w_{\mathrm{T}} H_{\mathrm{T}}$$

(3.4)

ここで、wrは、低線量および低線量率での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 または臓器 T の相対的寄与を表現するための、組織または臓器 T の組織加重係数で、 $\Sigma_{WT}$ =1 である。 この合計は、表 3.1 に具体的な wT 値を示すが、Eの定義において個々に考慮される人体の 14 の臓器・ 組織と、それ以外の組織の平均値を示す残りの組織(14 の組織だが、男女ともに 13 の組織のみ)に対 して行われる(表 3.1 参照)。

(67) 実効線量の SI 単位は J・kg<sup>-1</sup>で,その固有の名称はシーベルト(Sv)である。同じ単位が実用量 にも使用されている。用いられているさまざまな量を明確に述べることを確実にするよう,注意しな ければならない

(68) 実効線量の計算において,等価線量 Hr は,男性と女性の臓器または組織にわたって平均された 値とみなされる。

 $H_{\rm T} = 0.5(H_{\rm T}^{\rm M} + H_{\rm T}^{\rm F})$ 

(3.5)

(69) 組織加重係数の概念は 1977 年に導入され(ICRP, 1977), 1991 年に拡大され(ICRP, 1991), 2007 年にさらに修正された(ICRP, 2007)。特定の組織や臓器に対する wr の値は, 放射線被ばく後の確率的影響による損害と判断に基づいている。これらは, 両性およびすべての年齢にわたって平均化された, ヒトに対する平均値を示す。

(70) 実効線量の使用によって,非常に異なる状況での被ばく(例えば,異なるタイプの放射線による 内部被ばくと外部被ばく,身体の不均一な被ばく)を単一の線量の値に結びつけることができ,被ばく 限度の指定が大幅に簡素化される。しかし,実効線量は,ある特定の個人の特性を考慮した量として設 計されておらず,したがって,個人の放射線リスクの評価に適用すべきではない。

3.1.2 外部被ばくの実用量

(71) 人体における臓器または組織の平均線量によって定義される防護量は、実際には測定不可能であ り、したがって、放射線モニタリングの線量としては使用できない。外部ばく状況における放射線測定 (エリアまたは個人のモニタリング)に対しては、特定の実用量が ICRU (1985, 1988, 1993b, 2001) によって定義されている。低線量でのモニタリングでは、それらの値が職業被ばくのために勧告され ている線量限度を下回っていれば、これらの値は実効線量または皮膚もしくは水晶体への線量の十分 に正確な評価であるとみなす。

(72) 実用量の定義は、線量当量という量、Hに基づき、次の式で表される。

H = QD

(3.6)

ここで, *D* は組織内の着目点における吸収線量であり, *Q* はその点における荷電粒子に対応する平均 線質係数である。

(73) 表 3.2 は, 異なる実用量が, 外部被ばくモニタリングのさまざまな作業に対してどのように適用 されるかを示している (ICRP, 2007)。

(74) 放射線場内のある場所におけるエリアモニタリングのための実用量は,単純なファントムである ICRU 球中の1点における線量当量によって定義される。ICRU 球は,組織等価物質[直径 30 cm,密度1g·cm<sup>-3</sup>,質量組成は酸素 76.2%,炭素 11.1%,水素 10.1%,窒素 2.6%の ICRU(軟)組織]の球 体である。これらの実用量は,着目点の放射線場のさまざまな構成要素に対して相加的であるという 条件を満たす,点についての量として定義される。「拡張場」および「拡張整列場」という用語がその 定義に導入され(「用語解説」参照),量の値は,球内のある深さの点における線量によって示される。 ICRU 球は仮想的であり,エリアモニタリングのための実用量を決定するための数学的な構成物であ る。

## *周辺線量当量 H\*(10)*

(75) エリアモニタリングについて、実効線量を評価するための実用量は, ICRU (2001) によって以下のように定義された周辺線量当量 *H*\*(10)である。

「ある放射線場の中のある 1 点における周辺線量当量 H\*(10)は、対応する拡張整列場により、ICRU 球内の整列場の方向に対抗する半径ベクトル上 10 mm の深さにおいて生じる線量当量である」

(76) 地球上の実際のほとんどの状況では、周辺線量当量は、1人の人間がその位置で受けるであろう 実効線量の保守的な推定値を提供する。しかし、これは、宇宙放射線場のような高エネルギー放射線場 にいる人々には当てはまらないかもしれない(Pellicioni, 1998)。

方向性線量当量 $H(d, \Omega)$ 

(77) エリアモニタリングにおいて,皮膚,四肢(手,腕,足),および眼の水晶体への線量を評価するための実用量は,以下によって定義される方向性線量当量 *H*(*d*,*Q*)である。

ある放射線場の中のある1点における方向性線量当量 $H(d,\Omega)$ は, ICRU球中のある指定された方向 $\Omega$ の半径上の深さdにおいて、対応する拡張場によって生じる線量当量である。

(78) 皮膚と四肢の線量の評価に対しては、d = 0.07mm が用いられ、したがって、 $H(d, \Omega)$ は  $H(0.07, \Omega)$ と記載される。眼の水晶体の線量をモニタリングする場合、d=3 mm とする量  $H(3, \Omega)$ が ICRU によって勧告された。

個人線量当量 H<sub>p</sub>(d)

(79) 外部被ばくの個人モニタリングは,通常,身体に着用した個人線量計を用いて行われ,この適用 に対して定義された実用量はそのような状況を考慮している。個人モニタリングに対して,実用量は 個人線量当量 *H<sub>p</sub>(d)*である。

個人線量当量  $H_p(d)$ は、人体上のある指定された点の下の適切な深さ d における ICRU (軟) 組織中の線量当量である (5.3 節参照)。

(80) この指定された点は,通常,個人線量計が着用された位置で与えられる。実効線量の評価には深 さ *d*=10 mm,また皮膚および手足の等価線量の評価には深さ *d*=0.07 mm が勧告されている。眼の 水晶体への線量をモニタリングする特別なケースには,深さ d=3 mm が適切であろうと提案されてき た。

3.2 線質の説明

(81) 人体におけるがんまたは他の組織反応の誘発および遺伝的影響の誘発に関する電離放射線の生物学的効果は,放射線の種類やエネルギー,被ばくする組織の種類,組織に適用される線量と線量率,および考慮される損害に依存する。誘発された影響は,被ばくから影響の発生までの潜伏時間も異なる。

(82) 放射線防護では、低線量・低線量率での生物学的効果が主な関心領域である。低線量・低線量率 については、確率的影響(がん誘発や遺伝的影響)が重要であり、放射線防護における標準的なアプロ ーチは、低線量・低線量率における線量反応関係の形状は確率的影響の確率は適用線量に比例すると いうモデル(直線しきい値なしの(LNT)モデル)に基づくということである(ICRP, 2005)。

(83) しかし、より高い線量では、非確率的影響(確定的影響、組織反応)が起こりうる場合、直線しきい値なしのモデルは容認できる近似ではない。組織反応は必ず線量しきい値以上で発生する。しきい線量は、組織反応の種類に依存し、吸収線量を適用すると 0.5 から 2 Gy を一般的に上回る。

(84) 原則として、さまざまなタイプの電離放射線への被ばくによるリスク推定値を求めるためには、 誘発された影響に対する放射線の生物学的効果の絶対値を知る必要がある。しかし、生物学的効果の 違いに対処する最も一般的な手順は、基準放射線(通常は光子)に対するリスク係数の使用、および生 物効果比(RBE)係数の適用による他のタイプの放射線との違いを考慮することである。この係数は Failla と Henshaw(1931)によって導入され、*Publication 92*(ICRP, 2003)で詳述されている。RBE は、着目する生物学的エンドポイント、および適用した線量と線量率に常に依存するが、放射線防護に おける量を定義するために、低線量・低線量率でのデータに基づいて、一組の放射線加重係数および線 質係数が選定されている(ICRP, 2007)。これについては、以下の節で論じる。

3.2.1 生物効果比

(85) RBE は放射線生物学において、異なる電離放射線の生物効果の違いを明らかにするために使わ れている。RBE 値は、同一の照射条件下で、同じ指定された生物影響を生じる2種類の放射線の吸収 線量の比(対象放射線の線量値を、同じレベルの当該影響を引き起こす基準放射線の線量値で除した 商)として与えられる。RBE 値は、対象の生物影響、被ばくした組織または細胞のタイプ、線量と線 量率、および線量分割スキームを含む被ばくの条件に依存する。したがって、実験的研究ではある放射 線のタイプに対して広範な RBE 値を示すことが多い(ICRP, 2003)。放射線加重係数(3.2.2 節参照) を選択する際の基礎として、確率的影響(がん誘発や遺伝的影響)に関する RBE 値が主眼となる。通 常、RBE 値は線量・線量率の低下とともに上昇するため、低線量・低線量率で最大値(RBEM)に達 すると考えられる。RBEM 値は、放射線防護の適用に最も関連する。Publication 92(ICRP, 2003)で は、低線量・低線量率での RBEM を決定するためのさまざまな方法が考察されている。考察では、さ まざまなタイプの高 LET 放射線(例えば、陽子、中性子、α粒子)が含まれている。しかし、重イオ ンについては、その時点では非常に限られたデータしか得られていなかった。

(86) 通常,低 LET 放射線,主に高エネルギーの X 線もしくは <sup>60</sup>Co や <sup>137</sup>Cs の Y 線が基準放射線と みなされる。しかし,異なるエネルギーの光子の生物学的効果はかなりの違いがある (Schmidt et al., 2002)。それにもかかわらず,特定の光子源を一般的な基準放射線として定義する国際的な勧告はな い。このことから,光子を用いた幅広い実験データが,放射線加重係数および線質係数の定義の基礎と して使用されているといえる (ICRP, 2003)。 (87) RBEM 値は放射線加重係数や QLD関係の定義の基礎となるが、一方で、RBE 値はさまざまなタ イプやエネルギーの放射線の人に対する被ばくによる放射線リスクの評価に使用される。対象となる 放射線・組織のリスク係数は、基準放射線(例えば、光子)のリスク係数に対応する RBE 値を乗じる ことで得られる。しかし、RBE 値は高線量での単一細胞あるいは小動物での生物学的影響を調べるこ とによって決定されることが多いが、放射線リスクは人における確率的影響(がん誘発や遺伝的影響 など)について評価されるため、リスク評価には不確かさがある。

(88) 電離放射線の生物学的効果は、荷電粒子の飛跡に沿ったエネルギー沈着の特性、特にその飛跡に 沿った電離密度と相関性のあることが知られている。放射線防護における適用に対しては、組織内の 荷電粒子飛跡の複雑な構造は、単一のパラメータである水中の制限のない線エネルギー付与  $L_{\alpha}$  (しば しば、LET あるいは L と言われる)によって特徴付けられる。制限のない LET、 $L_{\alpha}$ とは、付与エネル ギーが飛程に関係なく放出されたすべてのデルタ電子のエネルギーを含むことを意味し、一方、制限 付の LET、 $L_{\alpha}$ は  $\Delta$  より低いエネルギーのデルタ線のみを考慮することを意味する。一般的に LET は 生物学的効果と単純に結び付かないが、その理由は、例えば異なる Zのイオンは同じ LET 値でも異な る効果を示すからである(Cucinotta et al., 2000a)。

(89) RBEのLET 依存性の研究は, さまざまな種類やエネルギーの荷電粒子を薄い細胞試料に照射して単一細胞における放射線影響を調べることに集中している。しかし,動物実験では,組織中の荷電粒子の飛程が長いため,影響(例えば,がん誘発)のLET 依存性を研究することはより難しい。

(90) 中性子および a 粒子については, 動物からのデータを含む, 多くのさまざまな生物学的エンドポ イントに対する幅広い実験データが存在する (NCRP, 1990; ICRP, 2003)。しかし, 高エネルギー荷 電粒子の状況はより問題がある。高エネルギー粒子や重イオンへの被ばくによる人のがん誘発に関す る疫学データはなく, 動物でのがん誘発実験データも少ない (ICRP, 2003)。高エネルギー陽子や重 イオンに関する RBE データのほとんどは, 重イオン放射線治療への応用で特に注目されている高線量 (>1 Gy)・高線量率での細胞実験から得ており (Taucher-Scholz and Kraft, 1999; Durante et al., 2002; George et al., 2003), マウスの腫瘍に関する研究はごくわずかである (Fry et al., 1985; Alpen et al., 1993; Weil et al., 2009)。

(91) さまざまな生物学的エンドポイントについて, RBE 対 LET の実験データが得られている。RBE -LET 関係の一般的な形状は,常に類似している。低 LET 値では,約 100~150 keV·µm<sup>-1</sup>までは LET の増加に伴い RBE の増加が見られ,高 LET 値では LET の増加に伴い RBE が低下する。図 3.2 から 図 3.4 は,さまざまな生物学的エンドポイントについて得られた RBE-LET 関係の典型的な例を示し ている。

(92) 一般的には、特に LET 値の高い重イオンの場合、生物学的効果は LET に単純に関連しない。こ れは、粒子の飛跡幅が粒子の速度に依存するためである。異なる Zの粒子は LET の値が同じでも異な る効果を示す(Cucinotta et al., 2011)。RBE 対 LET 関係のピーク位置は、粒子の電荷数に依存し、 一定の LET ではない(図 3.5 と図 3.6 参照)。Z = 1の陽子から Z = 26の Fe まで Zが増加するにつ れて、ピーク位置は 100 keV・µm<sup>-1</sup>未満から 150 keV・µm<sup>-1</sup>以上に変化する。RBE は粒子の電荷 Zと エネルギーEに依存し、LET のみに依存するわけではない。ピーク位置より低い LET の固定値では、 Zが小さい粒子の方が生物学的効果は高い。さらに、LET に対する RBE の上昇の傾きは研究対象のエ ンドポイント/システムにより変動し、高 LET 値での RBE 下降の傾きは LET<sup>-1/2</sup> ではなく LET<sup>-1</sup>に 比例すると予測される。

(93) 同じLET 値では、デルタ線の分布は考慮するイオンによって大きく変化する(図 3.7 参照)。 線質をLET で表現するアプローチでは、最初の物理化学的段階は全く異なるが、図 3.7 に示したさま ざまなイオンの飛跡が同じがんリスクを生じさせると仮定する。したがって、組織を通過する荷電粒 子の飛跡構造、特に飛跡に沿ったデルタ線の空間分布に、より相関性の高い関数(Cucinotta et al., 2011)に RBE を関連付けることがかなり支持されている。Katz (1970)や Katz ら (1972)による 議論、そして Goodhead ら (1980)による観察は、重イオンについては特に、生物学的影響は、阻止 能(LET)だけでなく、デルタ線の影響を含む粒子の飛跡構造に強く影響されるという仮説を支持して いる。

(94) 重イオンについては特に、小さい体積中のエネルギー沈着をLETよりも適切に記述できるパラ メータとして Z<sup>2</sup>/B<sup>2</sup>が提案されている(Katz, 1970; Katz et al., 1972)。ここで、Z<sup>2</sup>は原子核の有効電 荷数であり、6は光速に対する原子核の速度である。これは、組織内の生物学的反応に対する反応断面 積にはデルタ線の影響を含めるべきであるという考えに基づいている。Z<sup>2</sup>の値は Barkas (1963)によ る次の式で求められる。

 $Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^{2/3}))$ 

(3.7)

ここで,Zは考慮する原子核の電荷数である。一例として,図 3.8 にヌクレオソームの大きさ程度の体積中の 300 eV を上回るエネルギー沈着の発生数を比較した計算を示す。明らかに,パラメータ Z<sup>2</sup>/B<sup>2</sup>は LET よりも小さな体積におけるエネルギー沈着を良く記述している。

(95) その結果, RBE 関数は Eと Zの 2 つのパラメータ,あるいは Z<sup>2</sup>/B<sup>2</sup>に依存すると導き出され, 記述された(Cucinotta et al., 2011)。図 3.9 は,図 3.5 に示したのと同じ RBE データを Z<sup>2</sup>/B<sup>2</sup> でプ ロットしており,このプロットは LET パラメータの使用よりも線質係数の関数を定義するのにより良 い基礎となるかもしれない。

3.2.2 放射線加重係数

(96) 放射線加重係数(w<sub>R</sub>)は、Publication 60 (ICRP, 1991)において臓器または組織における防護 量である等価線量の定義に使用されており、Publication 103 (ICRP, 2007)において数値が修正され た。w<sub>R</sub>の値は、人体に入射する、もしくは体内に存在する放射性核種によって放出されるさまざまな タイプの放射線に対して与えられる。w<sub>R</sub>のデータを表 3.3 に示す。放射線加重係数は、一次放射線のエ ネルギー低下や異なる線質の二次放射線の生成とは無関係に、同じ値がすべての組織・臓器に適用さ れる。したがって、放射線加重係数は、身体の異なる組織・臓器にわたって平均された線質を表す平均 的な係数とみなされ得る。w<sub>R</sub>値の適用は、低線量・低線量率に限定され、組織反応が起こりうる高い 線量には適用すべきではない。

(97) 中性子を除く各タイプの粒子に単一の加重係数が与えられている。この単純化は、線質がその粒子のエネルギーにも依存することが周知であるにもかかわらず、放射線防護における一般的な適用に 十分な精度を提供すると考えられる。この単純化は、特に、高エネルギーの重イオンの場合に当てはま るが、重イオンは地球上のほとんどの放射線場における放射線防護にとって重要性は低い。

(98) 中性子については、放射線加重係数の計算のため次の関数が勧告されている(ICRP, 2007)。

301

 $W_{\rm R} = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1 \text{ MeV} \le E_n \le 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases}$ (3.8)

ここで、中性子エネルギーEnは MeV で与えられる(図 3.10 も参照)。

(99) 高エネルギー重イオンが人体の総線量に大きく寄与する宇宙においては、放射線加重に関してより現実的なアプローチが選択されるべきである(ICRP, 2007)。例えば、人体の平均線質係数の計算に基づくかもしれない(3.2.3節参照)。高エネルギー放射線場に適用される WR の概念についての難しさについては他に、Pellicioni (1998)によって議論されている。

3.2.3 線質係数

(100) 線質は荷電粒子の飛跡に沿ったエネルギー沈着の特性,特にその飛跡に沿った電離密度と強い 相関性がある。放射線防護への適用では,線質係数の関数である Q(L)を導入することで,放射線のさ まざまな生物学的効果を考慮する。Q(L)は,荷電粒子の生物学的効果を特徴づけるもので,組織内の 着目点における L と,その点における基準放射線の効果とを比較したものである。Q は,ICRP およ び ICRU のさまざまな刊行物 (ICRP/ICRU, 1963; ICRU, 1970, 1986, 2011; ICRP, 1977, 1991) に示 されるように,水中 (組織中ではない) での Lの関数で定義される。RBE 値は,放射線防護における 特定の線量の定義に用いられる線質係数の関数の選択における基礎を提供する (4.2 節参照)。この適 用では,すべての光子と電子 (L < 10 keV·µm<sup>-1</sup>のすべての低 LET 放射線) は Q=1 で加重される。 この近似値は通常の放射線防護への適用には充分であり,測定と計算を簡素化することができる。

(101) 水中の荷電粒子の L に対する実際の関数としての線質係数 Q(L)は, Publication 60 (ICRP, 1991) に示されている。

 $Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV } \mu \text{m}^{-1} \\ 0.32L - 2.210 \text{ keV } \mu \text{m}^{-1} \le & L \le 100 \text{ keV } \mu \text{m}^{-1} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV } \mu \text{m}^{-1} \end{cases}$ (3.9)

(102) 線質係数の関数 Q(L)は、細胞系および分子系ならびに動物実験の結果についての放射線生物学的な研究の成果 (ICRP, 2003) であり、1990 年以降変わっていない。しかし、この関数は、光子の RBE がエネルギーの減少と共に増加することがよく知られているにもかかわらず、例えば、 $L < 10 \text{ keV·lm}^{-1}$ には Q(L) = 1とするといった放射線防護の実務を単純化するための判断含まれている (ICRP, 2003)。

(103) 組織中のある点における線質係数 Qは、次の式で表される。

$$Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{L=\infty} Q(L) D_L \mathrm{d}L$$

(3.10)

ここで、Dは組織内の吸収線量であり、 $D_L = dD/dL$ は、組織内の着目点における(水中の荷電粒子の) Lに対する Dの分布である。

(104) 人体の中性子被ばくに対しては、入射中性子の減速と中性子反応による二次放射線により、放射線場が体内で変化する。したがって、ある中性子被ばく状況に対して、線質係数の値は体内の位置に 依存し、人体の臓器および組織における平均線質係数はそれぞれ異なるかもしれない。各臓器・組織T について、組織における平均線質係数 *Q*rは、以下の式を用いて計算することができる。

 $Q_{\rm T} = \frac{1}{m_{\rm T} D_{\rm T}} \int_{m_{\rm T}} \int_{\rm L} Q(L) D_L dL dm$ 

(3.11)

ここで, mr は, 臓器または組織の質量である。臓器の平均吸収線量 Dr と組織加重係数 wr を考慮して ヒト全体で平均された人体平均線質係数 Qr は,以下の式で表される。

$$Q_{\rm E} = \sum_{\rm T} w_{\rm T} Q_{\rm T} D_{\rm T} \bigg/ \sum_{\rm T} w_{\rm T} D_{\rm T}$$
(3.12)

(2023/1/19)

(105) 図 3.11 は、単一エネルギーの中性子(前後(AP)照射)に対する放射線加重係数と人体平均線質係数 QE,APの両方を中性子エネルギーの関数として示している。QE,APは成人男性と女性の標準ファントムを用いて計算した平均値のデータである。QEの値は中性子照射の他の方向(例えば、等方)でも似たような値を示す。明らかに、WRと QEの間の差がより大きいのは、0.1 から 10 MeV の中性子エネルギーにおいてのみである。10 MeV を上回る中性子エネルギーでは、その差は無視できる。しかし、1 つの臓器における QrとWRの差は、さらに大きくなる可能性がある。

(106) 照射陽子に対する同様の計算が, Sato ら (2009) によって行われており, それらのデータを図 3.12 に示す。

(107) 約10 MeV 未満の入射陽子のエネルギーについては、放射線加重係数と平均線質係数との間に 大きな差があるが、陽子エネルギーが大きくなるにつれてその差は小さくなり、1 GeV を上回る陽子 エネルギーでは20%未満である。しかし、約10 MeV 未満の陽子は低透過性放射線であり、主に被ば く者の皮膚で止まり、したがって、多くの高エネルギー陽子を有する宇宙放射線場においては実効線 量にほとんど寄与しない。皮膚の被ばくに特別な注意が必要な場合、約10 MeV 未満の陽子を考慮す る必要がある。このような場合、実効線量ではなく皮膚への吸収線量が主要な関心事項となる。

(108) 20 MeV を上回る陽子エネルギーでは、平均線質係数は常に1と2の間にある。これらのエネ ルギーでは、陽子は低 LET 粒子であるとみなすことができる。150 MeV を上回るエネルギーでの *Q* が増加するのは、組織内で陽子が反応して二次荷電粒子が発生するためである。

(109) wrkと平均線質係数との間の差は、高エネルギー中性子および陽子においては比較的小さいが、 重イオンでは状況が大きく異なる。

(110) 人体平均線質係数はイオンの種類やエネルギーによって大きく変化するが (Sato et al., 2010), wR はすべての重イオンおよびすべてのエネルギーに対して 20 に固定されている。例えば、図 3.13 は、 人体に等方 (ISO) 入射する <sup>4</sup>He, <sup>12</sup>C, <sup>24</sup>Mg, および <sup>56</sup>Fe イオンに対する  $Q_{\rm E}$ の人体平均値を示して いる。その値はイオンの種類やエネルギーによって約 2 から 24 の間で変化する。また、人体内の臓器 または組織の位置によっても  $Q_{\rm F}$ は大きく変化する。この状況は、すべての重イオンとすべての粒子エ ネルギーに対して単一の放射線加重係数を選択しないという判断を強調するものである。宇宙におけ る宇宙飛行士の放射線防護に使用のため勧告される量の概念は、この事実を考慮に入れている(4.3.1 節参照)。

(111) 高エネルギーイオンに対する RBE の依存性と同様に,関数としての線質係数を定義する別の 方法として,LET のみに関連させるのではなく荷電粒子の飛跡構造から導き出すこともできる。 Cucinotta ら (2011) は,粒子の2つのパラメータである Zと Eに対する線質係数の依存性を表す関 数を提案しており, Z<sup>2</sup>/B<sup>2</sup> および LET によって表すことができるとしている。白血病と固形がんの誘 発に対する RBE 値は全く異なるため、白血病と固形がんの 2 つに対して異なる関数 QZ, Dが提案された(図 3.14 参照)。

(112) 飛跡構造モデルで議論された一般的な考え方は、リスクに関連する断面積関数を定義するため に使用され、次のように表わされる。

 $\Sigma(Z, E) = \Sigma_0 P(Z, E) + (\alpha_{\gamma} L/6.24)(1 - P(Z, E))$ (3.13)  $\simeq \simeq ~~,$ 

 $P(Z, E) = (1 - \exp(-Z^{*2}/\kappa\beta^2))^m$ 

(3.14)

ここで、 $\Sigma_0$ , m,  $\kappa$ は、放射線生物学的実験データの関数フィッティングに基づくパラメータであり、 低 LET の傾き  $\alpha_Y$ は  $\gamma$ 線の疫学的データからの推定である。パラメータ  $\beta$ は、光速に対する粒子速度 である。Zは低粒子エネルギーでの Zの速度依存補正を含む有効荷電数(Barkas, 1963)で、式(3.7) で定義される。以上の式を用いて、線質係数の関数 Q(Z, E)は次の式で定義される。

 $Q(Z, E) = (1 - P(Z, E)) + 6.24(\Sigma_0 / (\alpha_{\gamma} L))P(Z, E)$ 

(3.15)

(113) *L*は*Z*と*E*に加えて独立変数ではなく,ある*Z*と*E*に対して*L*の値が固定されることに留意 すべきである。また,*Q*(*Z*,*L*)もしくは*Q*(*E*,*Z*<sup>2</sup>/*B*)と記述してもよい。粒子エネルギーが高い場合,こ の関数は式(3.10)の関数*Q*(*L*)における 1/*L*<sup>1/2</sup>依存性とは異なり*Q*の1/*L*依存性を定義している。パ ラメータの解釈は極めて一般的であり,特定の飛跡構造モデルそのものに結びついておらず,むしろ 粒子の放射線生物学的データを効果的にパラメータ化している。パラメータは次のように記述するこ とができる。 $\Sigma_0$ は断面積の最大値で,最も生物学的効果のある粒子種の RBE<sub>max</sub>に関連する。*m*は, 電離密度の増加に対する断面積の傾きで,RBE >1 とするため*m* > 1 とする。そして,*K*は,*Z*<sup>2</sup>/*B*の 増加に伴う断面積の飽和値を決定し,その値より RBE は低下し始める。

(114) 約 150 MeV の高エネルギー陽子は  $\gamma$ 線に類似した LET を有し、その運動エネルギーは、核反応が重要となる値を下回る。多くの実験により、このような陽子の生物学的効果は  $\gamma$ 線に非常に類似していることを示している。このエネルギーの陽子では、P(Z,E) < <1 かつ  $Q \sim 1$  である。

(115) 固形がんのリスクについては、放射線生物学的なデータは少ない。しかし、げっ歯類の固形腫瘍、およびヒト細胞の染色体異常と突然変異に関しては、HZE 原子核の最大 RBE は 20 から 50 の範囲にある。白血病に関しては値がより低くなる。これは、荷電粒子の低線量における線形線量反応を仮定したもので、非標的効果や線形性からの逸脱をもたらす可能性のある他のメカニズムを無視したものである。したがって、例えば、 $P(Z,E) \sim 1 \ge 0 \le 100 \text{ keV} \cdot \text{µm}^{-1}$ の Si に対して RBE のピーク値を約40 と仮定すると、 $\Sigma_0/a_Y$ は 40×100/6.24 と推定できる。図 3.14 に、LET に基づく線質係数と L および Z の両方に基づく線質係数の比較を示す。これらのパラメータの値の不確かさは、RBE<sub>max</sub>や異なる粒子に対する LET での RBE<sub>max</sub>のピーク位置の情報の不確かさを表すが、その影響はモンテカルロ法を用いて調べることができる(Cucinotta et al., 2011)。

3.3 宇宙での適用のためのアプローチ

(116) 宇宙機における状況は,陽子から <sup>56</sup>Fe およびそれ以上の Z 値を持つ重イオンまでのさまざま な高エネルギー荷電粒子からなる一次放射線場と,光子,電子,中性子,および一次粒子と宇宙機の材 料との相互作用によるその他の反応生成物からなる放射線成分によって特徴付けられる(2 章参照)。 これにより,粒子エネルギーが数 GeV・u<sup>-1</sup>に達するまでの幅広いエネルギー分布を持つ,さまざまな 種類の放射線となる。

(117) 個人線量は一般的に,地球上での通常の被ばく状況よりも高い。その結果,特定の臓器(例えば,眼の水晶体または皮膚)における確定的影響を無視することはできない。このことは,具体的な考察を必要とし,4.3.3節でさらに検討する。

(118) この特殊な状況の結果として、地上での放射線防護に使用される量のいくつかの概念は宇宙で の使用のために再考されなければならない。例えば、ICRU 球の深さ 10 mm での線量当量に基づく透 過性放射線のエリアモニタリングの実用量は、主に実効線量管理のために光子データと中性子データ に基づいて設計されており、組織内の深さ約 10 mm で二次荷電粒子平衡に達するエネルギーを有する 放射線への適用に限られる。これは非常に高エネルギーの粒子には当てはまらない。このような状況 では、被ばく状況をコンピュータでモデル化およびシミュレーションすることが、測定に加えて非常 に重要となる。

3.3.1 防護量

(119) 放射線リスクの推定は一般的に、人体の組織および臓器の吸収線量に基づいており、人体のさまざまな臓器および組織における平均吸収線量 Dr の概念(3.1.1 節参照)は宇宙飛行士に適用可能であると想定されている。しかし、この概念は重イオンのフルエンス率が非常に低いという事実によって制限されることがある。臓器を通過し、それぞれ単一の粒子軌跡に沿って高いエネルギー付与を行う粒子がほとんどなければ、臓器全体の線量を平均化することは単純ではあるが、リスク推定値を検討する際の不確かさを高めることになる。もう1つの問題は、放射線場の荷電粒子の割合が大きいことに起因する。粒子のエネルギーによって人体内に止まる粒子もあるため、体内の大きな組織または臓器では平均値を考えるには深部線量分布が十分に均一でないかもしれない。それらにもかかわらず、人体の臓器または組織における平均吸収線量は放射線防護の実践において非常に有用な概念であり、この問題は宇宙飛行士の被ばくは全方向からの被ばく(等方性)であるとしばしば仮定できることから、宇宙飛行士の被ばくにとってあまり重要ではない。

(120)  $D_{\Gamma}$ は測定できない量であるが、通常は臓器または組織の平均線量を外部放射線場の量(粒子ではフルエンス、光子では空気カーマ)に関連付ける、計算された換算係数を適用して決定する。 $D_{\Gamma}$ は、個人ではなく、成人男女の標準人に対して計算されており(ICRP, 2009),個人線量の評価には制限がある。宇宙に存在する数 GeV·u<sup>-1</sup>のエネルギー範囲の荷電粒子は、組織内での飛程が非常に長いため、人体の被ばくは比較的均一であり、特に等方被ばくの場合、平均臓器線量の差異はあまり大きくない(7.3 節参照)。

(121) 明らかに、すべての重イオンに対して  $w_R = 20$ を一般的に使用することは、重イオンの種類と エネルギーによる RBE の変化を反映しておらず、Qアプローチの方が、RBE の LET、場合によって は  $Z^{2}/B^{2}$ への一般的な依存性という仮定で、より相関性が高い(3.1.3 節参照)。したがって、宇宙機 関が適用したアプローチ(NCRP, 2000)に従うべきであり、「臓器・組織 T おける線量当量」という 用語、次の式で定義される  $H_{\Gamma,Q}$ を使用すべきであると示唆される。

 $H_{\mathrm{T,Q}} = Q_{\mathrm{T}} D_{\mathrm{T}}$ 

(3.16)

ここで、Qrはある放射線場における臓器・組織Tの平均線質係数。関	]数 <b>Q</b> (L)を使用する場合, <b>Q</b> rは
次の式で計算される。	
$Q_{\rm T} = \frac{1}{m_{\rm T} D_{\rm T}} \int_{m_{\rm T}} \int_{L=0}^{L=\infty} Q(L) D_L dL dm $ (3.17)	
mT は検討対象の臓器または組織の質量である。	
(122) 線質係数が関数 Q(Z,E)で定義される場合, Qrの値は次のように計算される。	
$Q_{\rm T} = \frac{1}{m_{\rm T}D_{\rm T}} \int_{m_{\rm T}} \sum_{Z} \int_{E} Q(Z, E) D_E(Z, E) dE dm \qquad (3.18a)$	
あるいは,	
$Q_{\rm T} = \frac{1}{m_{\rm T} D_{\rm T}} \int_{m_{\rm T}} \sum_{Z} \int_{L} Q(Z, L) D_L(Z, L) \mathrm{d}L \mathrm{d}m \qquad (3.18\mathrm{b})$	
(123) 臓器または組織における等価線量 Hr と同様に、臓器または組織における線量当量の値は、男	
性と女性における臓器・組織に対して次のように定義される。	
$H_{\mathrm{T},\mathrm{Q}}^{\mathrm{M}} = \mathcal{Q}_{\mathrm{T}}^{\mathrm{M}} D_{\mathrm{T}}^{\mathrm{M}} \text{ and } H_{\mathrm{T},\mathrm{Q}}^{\mathrm{F}} = \mathcal{Q}_{\mathrm{T}}^{\mathrm{F}} D_{\mathrm{T}}^{\mathrm{F}} $ $(3.19)$	
(124) ほとんどの場合,男性と女性の Qrの差は小さく,組織の平均線質係数 Qrを男女両方に用いる	
ことができる。	
(125) 実効線量 Eの定義に基づいて,実効線量当量 H <sub>E</sub> は, Publication 103 (ICRP, 2007) に示され	
ている組織加重係数 wr を適用することで計算できる。	
$H_{\rm E} = \sum_{\rm T} w_{\rm T} H_{\rm T,Q} \tag{3.20}$	
$H_{\mathrm{T,Q}}$ に関しては、男性と女性のファントムの線量の平均値を選択する。この量は、Publication 26	
(ICRP, 1977)で定義されているが,組織加重係数が異なっており, Publication 60 (ICRP, 1991)	
では実効線量に置き換えられていることに留意すべきである。	
(126) しかし、宇宙飛行士個人またはその小集団の線量評価において、線量をリスク推定の基礎とす	
べき場合,実効線量当量の適用は勧告されない。勧告されている wrの値は,男女ともに単一の値であ	
り,子供を含むすべての年齢の人に関するデータに基づいている。これらは,男性と女性の宇宙飛行士	
の現実的なリスク評価には適さない。リスク推定は、男性または女性の臓器・組織の吸収線量または線	
量当量のデータ、および成人男性と成人女性のこれらの組織に対応するリスク係数に基づくべきであ	
る [Publication 103 (ICRP, 2007) の付属書 B の表 A.4.19 参照]。必要であれば、検討対象の人の	
年齢を考慮に入れるべきである。線質係数さえ白血病,固形がんの誘発,または死亡率のどれを検討し	
ているかによって異なる可能性がある(図 3.14 参照)。	
(127) それにもかかわらず,記録のために実効線量当量が必要な場合は,宇宙飛行士の性別に応じて,	
HEは次の式で計算されるべきである。	
$H_{\rm E}^{\rm M} = \sum_{\rm T} w_{\rm T} H_{\rm T,Q}^{\rm M} \text{ or } H_{\rm E}^{\rm F} = \sum_{\rm T} w_{\rm T} H_{\rm T,Q}^{\rm F}$ (3.21)	

3.3.2 実用量

(128) 宇宙機における放射線モニタリングと各宇宙飛行士の個人モニタリングは,宇宙における宇宙 飛行士の放射線防護とミッション中の線量評価に必要な措置である。

(129) 地球上では、周辺線量当量 *H*(10)によってエリアモニタリングを行うことで、透過性放射線場 では、エリアモニタの位置に一定時間滞在した場合に人が受けるであろう被ばくを、実効線量によっ て表すことができる。地球上のほとんどの高透過性放射線の外部放射線場では、低 LET 放射線(大部 分は X 線と y 線)、電子、および(まれに)中性子のみが放射線防護で重要となる。その結果、放射 線防護で使用される大部分のエリアモニタは、光子または中性子のいずれかの線量を測定し、これら の線量成分を加算することで総周辺線量当量が得られている。光子、電子、中性子のみに注目すること は、エリアモニタリングおよび実効線量の評価のために特別で測定可能な線量を適切な簡易ファント ム(ICRU 球)で定義するという考えに強い影響を与えている。

(130) 宇宙での特殊な状況により,地球上での放射線防護に使用される量のいくつかの概念は再考さ れなければならないこととなる。例えば,整列場における ICRU 球の深さ 10 mm での線量当量に基づ く透過性放射線のエリアモニタリングの実用量は,主に実効線量管理のために光子データおよび中性 子データに基づいて設計されており,組織内の深さ約 10mm で二次荷電粒子平衡が達成されるエネル ギーを有する放射線への適用に限られる。これは非常に高エネルギーの粒子には当てはまらない。

(131) 非常に高エネルギーのさまざまな種類の粒子の大きなスペクトルを持つ宇宙の放射線場に対す る *H*(10)の定義は適当ではなく(ICRP, 2010),また従来のエネルギーの光子および中性子のための 周辺線量当量と同じ特性を持つ,人体から独立した線量を定義することは困難である。さらに,宇宙ミ ッション時の人体内の線量のモニタリングと評価は,実効線量当量と皮膚,眼の水晶体,四肢の線量当 量に限定せず,身体の他の臓器や組織も含めるべきである。このように,宇宙のエリアモニタリングに 特化した線量は,今日まで定義されていない。使用されるモニタは,主に宇宙機内外の環境放射線を記 録するための機器として用いられ,また,SPE が非常に強い場合には警報のための機器としての役割 を果たす。それらのモニタは粒子フルエンス,LET 分布,または検出媒体中の吸収線量を測定する(4 章参照)。これらのデータは,人体内の線量を計算する際の入力情報または検証データとして使用され る。

(132) 個人モニタリングの場合,状況はエリアモニタリングと同様であり,地球上の光子または中性 子放射線場の *H*<sub>p</sub>(10)によって校正した線量計を宇宙飛行士の身体に装着しても,複雑な宇宙放射線場 における実効線量当量の推定値が自動的に提供されるということにはならないだろう。

(133) 宇宙での個人モニタリングのための特定の実用量は,ICRU または ICRP では定義されていな い。臓器線量当量や実効線量当量の評価には,さまざまな線量と手順が適用されうる(4章参照)。個 人線量の評価には,体表面での吸収線量と LET 分布の測定を組合せることが適切な方法となりうる (4.3.3 節参照)。宇宙機内のエリアモニタリングデータと計算された線量換算係数を組み合わせるこ とによって,その放射線場にいる人の臓器線量当量や実効線量当量を計算することもできる(6章参 照)。しかし,これには,放射線場のすべての構成要素のフルエンスとエネルギー分布に関する情報が 必要であり,しかも,それらは時間とともに変化する可能性がある。さらに,生物学的線量測定法を適 用することで,宇宙飛行士のミッション中の線量を比較して評価することができる(4.4 節と 6.5 節参 照)。 (134) 宇宙飛行士が宇宙機の船外で作業しているときや、大規模な太陽フレアが発生しているときの ような状況では特に、皮膚や眼の水晶体への線量に大きく寄与する可能性のある低透過性放射線(例 えば、電子や低エネルギー太陽陽子)による線量測定に特別な注意が必要である。

3.3.3 高線量のための量

(135) 確定的影響(組織反応)が起こりうるしきい値に近い高線量では, 臓器線量当量および実効線 量当量を一般的に放射線リスクの評価に用いるべきではない。*H*<sub>T,Q</sub>および *H*<sub>E</sub> は指標となるかもしれ ないが,そのような線量域に達する場合,リスク推定は,実際の状況や関係するさまざまなタイプの放 射線および線量に対するリスク係数の利用可能性に応じて, 臓器または組織における平均吸収線量, 臓器または組織における最大線量値,あるいは臓器線量当量に基づくべきである。一般に,組織反応 は,0.5~2 Gyの範囲のしきい線量を上回ると生じる。

(136) 高LET 放射線が関与する場合, 臓器または組織における平均吸収線量 *D*<sub>r</sub>, または RBE で加 重した平均吸収線量 RBE · *D*<sub>r</sub>は, より高い線量での確定的影響のリスクを評価するために適した量で ある。選択すべき RBE 値は,考慮する臓器または組織,および具体的な線量と線量率,ならびに考慮 する組織反応の種類および重篤度に依存する。しかし,確定的影響のいくつかの場合には, 臓器または 組織の平均吸収線量だけでなく,その組織内の局所線量も重要になる場合もある(例えば,局所皮膚線 量)。

(137) 組織反応の線量限度は, 臓器または組織の平均吸収線量 Drによって与えられ, 適切な RBE に よって加重されたこの数値を適用すべきである。RBE 値は, Publication 58 から引用することができ, エネルギー1~5 MeV の中性子には 6(範囲 4~8), エネルギー5~50 MeV の中性子には 3.5(~5), 重イオンには 2.5(1~4), および陽子には 1.5 の値が勧告されている。

(138) 粒子フルエンス,LET 分布,または吸収線量の測定は、いかなる放射線場であっても実施可能 であり、非確率的な組織反応を完全に排除できないような高線量をもたらす強力な放射線場(例えば、 SPE 時)においてさえ可能である。固定された *Q(L)*関係を用いて定義される *H<sub>p</sub>(d)*の測定も、線量記 録という目的のためにそのような強力な放射線場において実施できる。しかし、リスク評価のために、 関数 *Q(L)*は低線量での RBE<sub>max</sub> のデータに基づいて定義されていることを考慮しなければならず、こ のため、放射線防護のための線量測定におけるその適用は通常、低線量域に限定される。

4. 放射線フルエンスと放射線量の測定方法

(139) 放射線輸送計算,測定およびデータ解釈は,運用上の放射線安全に不可欠な構成要素である。 測定には,宇宙機または居住部の外表面の環境評価,宇宙機/居住部およびEVAスーツの内部環境評価,個人線量計の使用,ならびに臓器または組織内部への放射線透過を決定することが含まれる。

(140) 地球上で職業上被ばくした人の個人モニタリングは,主に被ばくが法的な線量限度未満である ことを確認するために行われ,この線量限度は一般的に被ばくリスクを容認できるレベルに制限する ために設定されている。基本的な限度は実効線量により示されるが,限度をはるかに下回る線量で は,定常的な放射線防護の適用において,測定された個人線量当量で実効線量を適切に評価すること が一般的に容認されている(ICRP, 2007)。しかし,宇宙での状況は著しく異なる。宇宙での宇宙飛 行士の線量は,特に長期ミッションの場合,地球上で職業上被ばくした人々の年間線量限度よりはる かに高くなる可能性がある。したがって,線量および被ばくリスクに関する,より正確な情報を得る ことが重要である。計画立案と運用中の放射線安全プログラムにとって,宇宙飛行士の線量記録と同 様にリスク評価も重要であると考えられる。しかし、いかなるリスク評価においても、人体に入射す る放射線に関する知識および/または人体の線量評価は基本的な前提条件である。

(141) 計算は,提案されたミッションのさまざまな段階において宇宙飛行士が受けるであろう線量の 飛行前推定値を提供するという点で,ミッション計画の作成には不可欠である。また,計算はミッシ ョン中に宇宙飛行士が受けた線量を決定する線量評価プロセスにおいても重要な役割を果たす。

4.1 測定量

(142) 放射線防護において採用されている線量評価アプローチの目的は、一般的に人体における確率 的影響の可能性を制限し、確定的影響(組織反応)を回避するために、低線量域に対して定義された 特定の防護量を決定することである。地球上での適用では、それらの量は臓器または組織における等 価線量*H*rならびに実効線量*E*である(3.1節参照)。宇宙にいる宇宙飛行士という特殊な状況に対して は、臓器または組織の平均吸収線量*D*rや臓器または組織の線量当量*H*r.Qをその代わりとして用いるこ とが提案されている(3.3節参照)。より高い線量では、確定的影響が生じる可能性があるため、異な る加重をした吸収線量が必要となる。この場合、平均RBE値は、放射線場の構成要素および関与する さまざまな種類の粒子に固有のRBE値に関する情報から決定する必要がある。バイオドシメトリには 重要な役割がある。宇宙飛行士個人のバイオマーカー測定は、他の線量測定アプローチを強化するこ とができる。

(143) LEOにおける宇宙機船外の放射線環境は、電子、陽電子、中性子、陽子およびすべての安定 原子核(電荷Z=92まで)で構成されている。粒子エネルギーは捕捉電子と熱中性子の数eVから、 GCRの10<sup>14</sup> MeVにまで及ぶ(2章参照)。ほとんどの電子は宇宙機の船壁を透過しないが、EVA時に 着用する宇宙服を透過する可能性があり、その結果、皮膚および眼の水晶体の線量に寄与する。中性 子、陽子、より重い原子核が、宇宙機、宇宙服、地球の大気および人体と核相互作用すると、放射線 場に追加される二次放射線が発生する。放射線モニタリングの手法は、粒子種、エネルギー、測定場 所(宇宙機の船内または船外、EVAスーツ内)によって変化する。放射線環境は、次のように分類す ることができる。

- 捕捉電子-宇宙機の船外とEVAスーツ内。
- 捕捉陽子(<10 MeV) 宇宙機やEVAスーツを透過しない。
- 陽子と軽い荷電粒子(>10 MeV) -宇宙機の船内と船外, EVAスーツ内。
- GCRおよび二次光子-宇宙機の船内と船外, EVAスーツ内。
- 二次荷電粒子-宇宙機の船内, EVAスーツ内。
- 中性子-宇宙機の船内と船外, EVAスーツ内。

(144) 各場所における臓器および組織の吸収線量や線量当量に対する各成分(二次放射線を含む)の 相対的な寄与は、一次外部放射線場の変動に加えて、宇宙機内部の質量分布およびEVAスーツの構造 を含む追加的要因によっても変動する。

(145) 人体の臓器および組織における平均吸収線量と線量当量は、一般的に直接測定することはでき ない。これらの量を推定するためのアプローチは6章で示される。これには、(1)宇宙飛行士がいる 場所の放射線場における粒子種およびエネルギー、ならびにフルエンスの方向分布を計算し、臓器の 吸収線量および線量当量換算係数を適用すること、(2)宇宙機船外または宇宙飛行士のいる場所に おけるフルエンスのエネルギーと方向分布を用いて放射線輸送計算を行うことによって宇宙飛行士の 臓器吸収線量と線量当量を直接評価すること、(3)宇宙飛行士の付近または宇宙飛行士の体上で吸 収線量または線量当量を測定し、人体形状ファントムを用いた計算結果を使用すること、が含まれ る。

(146) 環境測定の主な目的は、粒子種、フルエンス、マイクロドシメトリー量、吸収線量および線量 当量の放射線場データをさまざまなサイズの検出器を組合わせて使用して、積分と微分(時間, LET,エネルギー、または方向によって、適宜)の両方で提供することであり、場合によっては放射 線場成分の計算に正規化されたものを提供することである。個人モニタリングの場合、同じ量が測定 されるかもしれないが、より重要なのは吸収線量と線量当量の決定のためのデータが必要となること である。人体に装着された個人線量計によって測定された吸収線量および線量当量の値は、隣接した 組織の1点におけるDおよびHの推定値として適用でき、また、より深部にある特定の臓器および組織 に対する吸収線量または線量当量の推定値として事前データと共に使用できる。環境モニタリング は、人体内の線量の推定値を算出する計算への入力情報として放射線場データを提供でき、あるいは 個人のリスクを直接評価するために使用することさえできる。吸収線量D,Lに対するDの分布DL, あるいは線量当量Hなどの線量を測定できる。また、飛行中の線量管理、線量記録、最適化措置を支 援するための測定値も提供できる。

(147) 放射線検出器は特定の測定量を決定する。これらには、(1) 粒子種とエネルギー,ならびに フルエンスの方向分布,(2) 検出媒体内での線量沈着,および(3) Lまたは線エネルギーyなどのそ の他線量測定量が含まれる。さらに、検出器応答に関する校正データと検出器応答の正規化(例え ば、放射線の種類とエネルギーに対する水等価吸収線量に正規化されたもの)がある。

(148) 能動型と受動型の装置を含む、いくつかのタイプの機器が利用可能である。能動型の計測器 は、放射線場の時間的変動を識別するのに十分な時間分解能を備えるべきである。機器のアラームや 警告機能は、飛行中の線量管理や最適化措置の実施を支援するために使用できる。受動型検出器は、 長い時間間隔での被ばく情報の積分を可能にする。受動型検出器は通常、非常に堅牢で、サイズが小 さく、電源を必要としない。一部の装置では、オンデマンドでの読み出しも可能である。宇宙での測 定に使用されるすべての機器について、以下の事項を確立する必要がある。(1) 完全な応答特性と校 正、(2) 測定モデルの記述、および(3) 不確かさの知識である。機器応答の比較も有効である。 BentonとBenton(2001a), Badhwarら(2002b), Reitz(2006), Berger(2008), Caffreyと Hamby(2011)によるレビュー論文では、宇宙における線量測定のための機器の詳細が多数発表さ れている。さらなる情報は、HAMLET共同研究(HAMLET, 2011) やその他[例えば、Dokeら (2001, 2004), Borakら(2004), Terasawaら(2005)]によって提示されている。

4.2 測定の目的

(149) 測定は,個人被ばくの決定,放射線環境の変動のモニタリング,最適化の実施を目的として行われる。宇宙機または居住部の内外に設置された機器は,銀河放射線,捕捉粒子による放射線場,およびSPEによる放射線場など,宇宙機に影響を与える一次放射線場の特性を把握するために不可欠なデータを提供することができる。このような外部からのデータにより,宇宙機や居住部内の放射線場を決定する輸送コードの入力データに補正を加えることができ,線量評価の不確かさを低減することができる。壁の厚さが十分に定義されている電離箱やその他能動型検出器は,EVA時の電子環境の短期的な変動をモニタリングするのに役立つ。

(150) 選択的に配置された能動型と受動型の機器は,放射線のモニタリングや,計算によって求めら れた船内環境のさらなる調整を可能にする。粒子スペクトロメータは,線量計の透過率や応答関数を 評価するためのデータを提供し,線量量の計算値や不確かさの評価を可能にする。能動型と受動型の 装置は,吸収線量,LETに対する吸収線量の分布,線エネルギーに対する吸収線量の分布,および線 量当量の推定値を決定するのに役立つ。宇宙飛行士が装着する個人線量計は,隣接する組織のこれら の量の一部を決定することができる。

(151) 太陽活動に応じた短期的および長期的変動により,環境放射線場(成分,粒子フルエンス,エ ネルギー,および方向分布)は変化するため,エネルギーおよび方向に感度のある機器が必須であ る。さらに,能動型機器により,捕捉成分,太陽成分,およびGCR成分の時間分解能が可能になる。

4.3 放射線スペクトル測定,エリアおよび個人モニタリングのための機器

4.3.1 一般

(152) 単一の装置では,放射線場のすべての構成要素について必要な線量の値を決定することはでき ない。さまざまな粒子種からの全吸収線量と線量当量への相対的な寄与には大きなばらつきがあるた め,単一の成分(または少数の成分)からの吸収線量または線量当量を決定し,補正係数を適用して 放射線場全体の吸収線量または線量当量を決定することは一般的に不可能である。

(153) 線量測定は、LET(または線エネルギー)によって特徴付けられるエネルギー沈着という特性の観点から放射線を考慮することで簡略化しうる。これには、低LET荷電粒子(LET < 10 keV·µm<sup>-1</sup>)と高LET荷電粒子(LET ≥ 10 keV·µm<sup>-1</sup>)の両方が含まれる。高LET粒子は、高エネルギー重イオン(Z>2)とその破砕片、および中性子と高エネルギー陽子の強い相互作用によって生成される主に高LET粒子に分けられる。しばしば、「二重計上」を避け、応答の重複を最小限に抑える目的で、それぞれのカテゴリーに対して別々の線量測定が行われる。測定装置の選択は、放射線応答特性(粒子種およびエネルギー、ならびに決定する量に応じて)、運用特性(線量の直接決定、モデル計算への入力、求められる精度、線量管理、および最適化の支援)、ならびに信頼性、堅牢性、および利用可能性などの実際的な問題によって決定される。組織中のすべての粒子のエネルギー沈着についてLとyの分布を測定する装置を加えることで、宇宙における線量測定状況は実質的に改善されている。

(154) もう1つの重要な考慮事項は、ミッション期間に対して測定データの解析に必要な時間である。長期ミッションでは、受動型検出器用に読み出し機器を搭載することが望ましいかもしれない。
 (155) 宇宙服と宇宙機では遮蔽の程度が空間的に変動することを考慮し、EVA時の宇宙飛行士には追加的な受動型の個人線量計が必要になるかもしれない。

(156) 体表面の熱ルミネセンス検出器 (TLD) やエッチング型飛跡検出器で得られた線量当量を, 宇宙放射線環境における臓器の平均吸収線量や線量当量に直接関連付ける係数のセットを開発するこ とが原則的には望ましい。しかし,宇宙における放射線場は複雑なため,これは非常に難しい課題で ある。GCR成分では可能かもしれないが,捕捉放射線は時間と位置による強い変動があるため不可能 と思われる。

(157) 中性子は, GCRや高エネルギー陽子が地球の大気, 別の物体(例えば, 宇宙機または居住部),または宇宙飛行士と相互作用することで生成される。この中性子は,宇宙機の材料や組織内での入射GCR原子核または標的原子から発生するため,そのエネルギー分布にはいくつかの最大値がある(図2.11参照)。最も低いエネルギーでの最大値は約1MeVで,GCRと相互作用した標的原子から

311

の核蒸発過程で生成された中性子により発生する。2番目のより幅の広い最大エネルギーは約 100 MeVで,標的核から放出される速中性子につながるノックアウト反応やカスケード反応によって 発生する。さらに高いエネルギーでは、さらに幅の広い最大値となり、約1000MeVにあり、これは GCR原子核からの蒸発やノックアウト反応、カスケード反応によって生成された中性子である。宇宙 での中性子モニタリングにはさまざまな方法が適用されている(Benton and Badhwar, 2001b)。中 性子の相互作用による高LETの二次粒子、および高エネルギー陽子の強い力の相互作用によって生成 される同様の粒子について、組織への吸収線量と線量当量を検出するには、組織の元素構成にほぼ近 い検出媒体や遮蔽を使用することが望ましい。

4.3.2 能動型検出器

(158) 能動型検出器は、リアルタイムまたは準リアルタイムでデータを記録し表示する。これによ り、時間積分値の測定とともに、フルエンス率や線量率の測定が可能となる。ほとんどの能動型機器 は、EVAやSPEのような特定の状況で動作できるようオン・オフが可能である。能動型検出器には、 宇宙機内の電源との接続、またはバッテリーによって電力を必要とする。近年、国際宇宙ステーショ ン(ISS)には軌道上の放射線測定のため幅広いさまざまなタイプの能動型機器が使用されており、 科学研究(表4.1参照)または運用上のエリアモニタリング(表4.2参照)に使用されている。以下で さまざまなタイプの機器について記述する。

組織等価比例計数管

(159) 組織等価比例計数管 (TEPC) は、特にマイクロドシメトリーおよび放射線防護に使用することを目的に設計された組織等価物質の壁を有する低圧比例計数管である (ICRU, 1983; Menzel et al., 1989) 。検出器内のガス圧は、哺乳類の細胞核と同等の寸法を有する組織の体積をシミュレーション するように選択されている。チャンバー内を通過する電離粒子によって発生した電荷が集められ、検 出器が校正されることで、その電気信号はシミュレーションされた組織体積内を横断する粒子のエネルギー損失に関連付けることができる。データは事象ごとに記録され、既知の材料で覆われている小 さな組織中におけるエネルギー沈着事象の分布を線エネルギーyによって得ることができる。yは、LETと相関させことができるため、粒子の飛跡に沿った電離密度と線質を特徴付ける。線エネルギー yは、商ellによって定義され、ここで、eは、横断粒子の電離によってチャンバー内ガスに付与された エネルギーであり、lt、チャンバー領域内の荷電粒子の平均経路長である。壁面効果のような、性能 に影響を与える要素を考慮すべきである。

(160) 光子と中性子に対する応答は、検出器を通過中に壁で二次荷電粒子が生成される確率、したがって壁の材質に依存する。一般的に、中性子に対して組織等価である材質が選択される(例えば、 A-150プラスチック)。入射荷電粒子の場合、チャンバー領域を横断する各粒子が信号を生成する。 領域の形状に応じて、入射した単一エネルギー荷電粒子に対しても、幅広いy分布が得られる。y分布 はストラグリングの効果およびチャンバーの壁で生成される二次荷電粒子によってさらに変化する (図4.1参照)。

(161) yの関数としてのyf(y)はLETに関する線量分布を近似しており、当該検出器での吸収線量について平均線質係数を決定するために使用することができる(Schmitz et al., 1995)。データをyまたはLの分布上で積分すると、TEPCは吸収線量と吸収線量率を導出できる。TEPCからのデータは継続

的に表示することも、ミッションコントロールへ後に送信するために保存することもできる。宇宙機 で使用する特別なTEPCシステムが設計されている(Caffrey and Hamby, 2011)。

半導体検出器

(162) 荷電粒子を検出する半導体検出器は、主にSiダイオード(厚さ約50~5000 lm)の薄いダイオ ードで、荷電粒子が検出器の有感領域に沈着したエネルギーを記録する。垂直入射し、検出器の有感 領域を完全に通過した粒子については、沈着したエネルギーと検出器の厚さの比がその材料内での入 射粒子のおおよそのLETとなる。荷電粒子がさまざまな方向から検出器を通過する場合、LET分布の 評価には検出器の有感領域の平均経路長を決定する必要がある。したがって、単一の検出器によって LETと時間について荷電粒子のフルエンス分布を推定することができる。この分布を積分して、検出 媒体中の陽子やより重い荷電粒子の線量および線量率を得ることができるため、換算係数を使用する ことで組織への線量を決定することができる。検出器の中にはテレスコープ型検出器として使用され るものもあり、当該検出器では応答をより小さな立体角に制限する。

(163) いくつかのマルチアレイ固体検出器を組み合わせて、エネルギー沈着と飛行方向の両方を測定 する粒子テレスコープ型検出器を形成する。これらのデータを組み合わせると、検出媒体中における LETをより正確に推定できるため、LET、方向および時間についてフルエンス分布が得られる。適切 な換算係数を用いれば、このデータを使用して重荷電粒子のDL分布とQ値も得られるが、ただし、検 出器の向きに応じた一定の方向から入射した粒子についてである。サイズの制限により、このタイプ の検出器は限定的な立体角のみに感度がある。

(164) テレスコープ型の固体検出器で失われたエネルギーは、入射エネルギーだけでなく粒子の電荷 を特定するためにも使用でき、最終的にはエネルギー、粒子の電荷数および時間についてフルエンス 分布を得ることができる(図4.2参照)。このような検出器をいくつか組み合わせて異なる方向に向け ることで、宇宙機の船外または船内の放射線場をより完全に表すことができる。

ダイレクトイオンストレージ検出器

(165) ダイレクトイオンストレージ検出器 (DIS) は、電離箱と半導体検出器を組み合わせたもので ある。具体的には、DISはガスを充填した電離箱と半導体の不揮発性メモリセルを結合したものをベ ースにしており、電離箱領域内で生成された電荷が蓄積される。これらは情報を消去することなく定 期的に読み出すことができる小型の統合型装置であり、数時間から少なくとも1年にわたる積算線量 を推定するために使用される。検出器に入射し、電離箱領域を通過した荷電粒子に対するDISの応答 は沈着したエネルギーにほぼ等しいが、DISに入射し、検出器内で二次荷電粒子を生成する光子と中 性子に対する応答は、電離箱の壁の材料と厚さに依存する。図4.3に示すように、DISの応答は小さな LET依存性しか示さないため、宇宙の重イオン場で検出器中の吸収線量を良好に推定することができ る。また、DISに入射する低エネルギー荷電粒子に対する応答は、壁内でのエネルギー損失のため、 壁の厚さにも依存する。

ボナー球型スペクトロメータ

(166) 原理的に,異なるサイズのボナー球のセットで構成されるボナー球型スペクトロメータは,中 性子フルエンスと中性子のスペクトル分布の測定によく適している。地上では,広いエネルギー範囲 の中性子がこのような減速材ベースのサーベイ機器でしばしばモニタリングされており,その応答は 減速材に重金属の層を導入することでより高いエネルギーに拡げられている(Wiegel and Alevra, 2002)。しかし,これらの機器は,HZE粒子に対する感度が高いだけでなく重量が重いため宇宙機での使用にはあまり適していない。ボナー球型中性子検出器は、約15 MeV未満のエネルギーの中性子フルエンスを測定するため、スペースシャトル(STS)の飛行(Matsumoto et al., 2001)およびISS(Koshiishi et al., 2007)で使用された。しかし、宇宙機には高エネルギー中性子も存在する(157項参照)。軌道上のISSロシアセグメントでさらなる測定が行われた(Tret'yakov et al., 2010)。宇宙機において中性子フルエンスまたは線量を正確にモニタリングするためには、HZE粒子に対して感度が低く、かつ軽量な新しい機器の開発が必要である。

電子検出器

(167) 能動型電子検出器は,低LET放射線,特に約1 MeV未満の電子を測定できるように特別に構成 する必要がある。これらのエネルギーの電子は通常,宇宙機船内では問題にならないが,数百keVを 上回る電子は宇宙服を透過する可能性があるため,EVA中には懸念事項となりうる。捕捉電子のフル エンス率は,大規模な磁気嵐の最中やその後に,地球磁場の短期的な擾乱に起因して何桁も変化する 可能性があることから,EVA時の線量管理を可能にするために宇宙放射線場の電子成分の変動をモニ タするため,電子に感度のある能動型検出器を宇宙機船外に設置することが推奨される。このような モニタは非常に低いエネルギーの電子を強力に減衰させるのに十分な壁の厚さを持ちながら,宇宙服 を透過する電子を記録するのに十分な薄さを持つ,単純な電離箱または固体検出器を用いることにな ろう(Evans et al., 2008)。

能動型個人線量計

(168) 能動型個人線量計(APD)は、積算線量と線量率の両方を即時に表示することができる。プ リセットされた視覚的および聴覚的アラームも付けられているため、これらの機器は積算線量計とし てもアラーム線量計としても同時に使用することができる。APDは、定常的な線量測定に使用される 受動型線量計の補完として使用できる。低LET放射線では、エネルギーおよび方向に対するAPDの応 答特性は、ほとんどの場合、一連の放射線場における線量測定において受動型線量計と同程度に良好 であり、容認できる正確さであることが明らかである。

(169) 理想的な個人用線量計は能動型で,積算線量データと線量率の時間プロファイルを保存し,す べての場の成分に応答し,隣接組織の吸収線量率と線量当量率を十分に正確に測定できるものであ る。入手可能なほとんどの電子個人線量計は,規定の被覆層の下にある組織の光子と8線による吸収 線量を測定するように設計されており,高LET放射線に対する応答特性は十分に明確になっていな い。このような線量計は,宇宙機/居住部における場の低LET成分の測定用に考慮されるかもしれな い。しかし,低LET成分の決定をするためだけに使用する場合でも,荷電粒子と中性子に対する応答 特性を完全に把握する必要がある。ピクセルベースの検出器は個人線量計として使用されうる。それ らはすべての粒子のエネルギー沈着分布,エネルギーおよび電荷を測定できる。それらはピクセルの フットプリント内に各ピクセル用の回路部を埋め込んだ読み出し用チップを基にしている。他の装置 と同様,慎重な校正が必要である。

(170) APDを使用しない場合,特に宇宙での長期ミッションにおいては,受動型線量計用に搭載用 の読み出し器を開発する必要があるかもしれない。核エッチング型飛跡検出器の軌道上での読み出し の実現性はないが、TLDや光刺激ルミネッセンス線量計(OSLD)の搭載用の読み出しシステムはすでに存在する。

4.3.3 受動型検出器

(171) 受動型検出器は、エリアモニタリングおよび個人モニタリングの両方に使用することができ る。単一の受動型検出器では宇宙空間に存在する粒子の全てのエネルギーおよび方向分布にわたって 線量を測定することはできない。機器および検出器は、上述した粒子種に対して最適な性能を発揮す るように設計する必要がある。すなわち、機器に入射する非電離粒子によって生成される粒子を含む 低LET荷電粒子(*L* < 10 keV·µm<sup>-1</sup>),強い力の相互作用を受けた中性子および陽子からの高LET荷 電粒子、そして高LET重荷電粒子(HZE)である。TLD、ラジオフォトルミネセンス(RPL)ガラス およびOSLDは、光子、電子および荷電粒子の線量測定に使用される。中性子の線量測定では、エッ チング型のプラスチック飛跡検出器(PNTD)が中性子および重荷電粒子の放射線場の測定に良く適 している。宇宙での実運用においては、両方のタイプの検出器を組み合わせた測定システムが、個人 線量測定でしばしば使用されている。

ルミネセンス検出器

(172) 現在使用されているほとんどの受動型線量計はTLDである。TLDは小さい焼結されたチップ やペレット状の結晶で、電離放射線にさらされると発光する。材料を高速で制御しながら加熱するこ とで、蓄積されたエネルギーが発光として放出される。放出された光の強度と材料の実際の温度との 間の関数は、さまざまなピークを示す(グロー曲線)。グロー曲線のピークの高さまたはピークの面 積は、使用する手法に依存するが、蓄積されたエネルギーにより材料内で発生する光に応じた調整係 数を乗じることで、吸収線量に比例する。個人の線量測定には、さまざまな元素を添加したさまざま な材料が使用されている。

(173) TLDの代替はRPLガラスである。小さなガラス素子は、TLDと同様に、入射した電離放射線 に反応し、準安定の電子準位にエネルギーを蓄える。このエネルギーは、ガラスに紫外線レーザーを 照射すると光として放出される。

(174) OSLDも提案されている。OSLDでは, 蓄積されたエネルギーが光レーザーの刺激によって放 出される。TLD, RPLガラス, OSLDまたは同様のタイプの線量計は, 特定の宇宙環境に対する特性 を完全に把握されなければならない。

(175) いくつかの受動素子は、宇宙機内で頻繁に読み出される必要があるが、地球帰還後に読み出せばよい受動素子もある。ルミネセンス線量計の読み出し方式は慎重に検討しなければならない。

(176) TLD, RPLガラスおよびOSLDは, その物質中の吸収線量を測定し, 主に<sup>137</sup>Csや<sup>60</sup>Co y線の 標準場で組織または水中の吸収線量に関して校正される。基準放射線対する検出器の応答は, 通過粒 子の飛跡構造内のエネルギー沈着に依存し, したがって粒子種に依存する。*L* < 10 keV·µm<sup>-1</sup>では, 応答の*L*依存性は一般的に小さいが, TLD, RPLガラスおよびOLSDは, 10 keV·µm<sup>-1</sup>を上回ると強 い*L*依存性を示し, 一般にLETの増加に伴い応答が低下する(図4.4参照)。このことは,宇宙放射線 場における線量測定において十分に理解されている必要がある。

飛跡検出器

(177) 放射線場の高LET成分を検出するために、PNTDや原子核乳剤を使用することができる。材料の損傷は荷電粒子の通過によって引き起こされ、これらの粒子飛跡は、適切な化学処理が実施される

前後に、顕微鏡で見ることができる。エッチング型飛跡検出器は、水中でのLETが約10 keV・µm<sup>-1</sup> (材料に依存)未満の放射線に対して一般的に感度がなく、*D、DL*,特定の範囲のLで平均化された *D*および*H*を求めるために使用することができる。適切な検出器セットを用いることで、エッチング 型飛跡検出器および原子核乳剤は検出媒体内の荷電粒子の種類および方向を決定することができ、検 出器位置での放射線場の解析を可能にする。CR-39®と言われることもあるポリアリルジグリコールカ ーボネート(PADC)の応答をLET依存性の観点から解析することで、約10 keV・µm<sup>-1</sup>を上回るすべ ての荷電粒子からの、組織の微細部分への吸収線量および線量当量を決定することができる(図4.5参 照)。検出器は、粒子の飛程を見ることで、重荷電粒子と中性子の寄与を分離することができる。中 性子の線量成分を検出するためのさらなる分離手段は、薄型検出器で同時計数法を使用するか、また は薄型PADC検出器で電気化学的エッチングと化学的エッチングを組み合わせて使用することで可能 となる。PADC検出器を積層化することで、HZE粒子のスペクトル測定に使用することができる (Gunther et al., 2002)。

過熱エマルジョン

(178) 過熱エマルジョン検出器は、「過熱液滴型」または「バブル」検出器と言われることもあり、 通常の沸点を上回る液体の小さな液滴を粘弾性の媒体中に浮遊させたものである。液滴は、荷電粒子 が液滴の内部または表面付近で相互作用するまで、液相のままである。荷電粒子との相互作用により 液滴にエネルギーが付与されると、局所的な蒸発が起こることがある。十分なエネルギーが付与さ れ、臨界半径を超えると、液滴内のすべての液体が気化し気泡が見えるようになる。過熱エマルジョ ン検出器は中性子および重荷電粒子に応答する。明確な校正手順が必要である。バブル検出器の応答 に関する最近のデータはLewis6 (2012)によって提示されている。

複合検出器システム

(179) 低LET成分測定用の検出器1つと高LET成分測定用の検出器1つを組み合わせることで、宇宙 空間の複雑な放射線場における線量当量を決定することができる。受動型の線量測定では、TLD(ま たはOSLD)とPNTDの組み合わせにより、体表付近の隣接組織における線量当量が、次のように求 められる。

$$H = D_{\text{TLD}} - \int_{L>10 \text{ keV } \mu m^{-1}} \eta_{\text{TLD}}(L) D_{\text{L,PNTD}} dL + \int_{L>10 \text{ keV } \mu m^{-1}} Q(L) D_{\text{L,PNTD}} dL$$
(4.1)

ここで、 $D_{TLD}$ はTLD (OSLDでも同様) によって記録された全吸収線量で、 $D_{L,PNTD}$ は高LET範囲 ( $L > 10 \text{ keV} \cdot \mu m^{-1}$ ) においてエッチング型飛跡検出器によって決定されたLに対する吸収線量分布であり、QはLに依存する。補正項は、 $L > 10 \text{ keV} \cdot \mu m^{-1}$ の範囲におけるTLDの応答がゼロでないことを考慮したものであり、 $\eta_{TLD}(L)$ はその範囲における相対的な線量応答である。この補正により、中間のLET成分が二重に考慮されていないことが保証される(図4.6参照)。このためには低LETと高LETの両方の検出器システムで応答のLET依存性を検証し、応答が重なる範囲で1つの検出器の応答を除去する必要があることが認識される。TLDとPNTDを組み合わせた検出器システムは、宇宙機に搭載され使用されている(Doke et al., 1995, 2002; Nagamatsu et al., 2006, 2011; Hajek et al., 2008; Jadrní ckova ´ et al., 2009; Zhou et al., 2009; Tawara et al., 2011)。

(180) もう1つの方法は,TEPCまたは受動型のエリア線量計として使用される粒子スペクトロメー タから,エネルギー沈着のyまたはL分布に関するデータを取得し,これを低LET検出器による測定値 の補正に適用し,線量計の設置場所での完全な線量当量を得ることである。このような補正のために は,低yまたは低LET検出器の検出効率関数e(L)を知る必要があり,有効検出効率を確立する必要があ る。

4.4 被ばくのバイオマーカー

(181) 健康影響のバイオマーカーは3つのカテゴリーに分類される(Brooks, 1999)。すなわち,被 ばくの尺度であるバイオドシメトリ,リスクのバイオマーカー,そして疾患の有無のバイオマーカー である。ここでいう「バイオドシメトリ」とは、生物学に基づく線量当量を評価するための生物学的 な測定のことである。組織内で起こる原子核と原子過程を含む宇宙環境の複雑な性質と、線量のリス ク換算における大きな不確かさのため、バイオドシメトリはISSミッションに参加する宇宙飛行士の 一部に対して定常的に実施されており、将来の宇宙ミッションでも使用される可能性が高い。また、 宇宙空間で常に物理的な線量計を装着することは実務的な障害となり、装着可能な装置のサイズには 限界があることから、バイオドシメトリは物理的線量測定に対する魅力的な補完である。バイドシメ トリの方法として有用であるためには、そのアッセイの吸収線量応答線質依存性が、式(3.10)の *Q*(*I*)関係に類似している必要がある。バイオドシメトリのアッセイは、日常的に採取される血液サン プルから得られたリンパ球を用いて実施されるのが一般的であろう(IAEA, 2011)。バイオマーカー のアッセイには、皮膚、綿棒により口腔から採取された細胞、尿、骨髄など、他の組織からのサンプ ルが必要となる場合がある。宇宙旅行に使用できるバイオドシメトリの方法を以下に要約する。

小核

(182) 小核は、細胞分裂に伴って娘核から染色体全体または無動原体染色体断片が失われることによって生じる(Prosser et al., 1988)。それらは細胞質内の膜で包まれた小体として現れる。これらの評価は比較的容易かつ迅速に行うことができ、細胞培養にサイトカラシンBを含めることで、分析対象を被ばく後2サイクル目の細胞に限定する。これにより、アッセイの感度が大幅に向上した。被ばく前に個人の小核発生頻度のレベルがわかれば、50 mGyという低い吸収線量でも検出可能である。 一方でバックグラウンドの頻度がわからなければ、検出レベルは100 mGyと推定される。このアッセイの改良版では、パンセントロメア蛍光プローブを使用して、2種類の小核、すなわち染色体全体に由来する小核と染色体断片に由来する小核を区別する。断片の種類を限定して分析することで、アッセイのバックグラウンドノイズの多くを低減することができる(Vral et al., 1997)。

(183) 小核の発生頻度は、物理的な線量推定値と合理的に一致しており、多くの放射線事故の被ばくの推定に用いられている。欠点は、高LET被ばくを対象とした研究が少ないことと、局所被ばくに対しては信頼できないことである。小核は不安定な構造であり、リンパ球のターンオーバーによってその頻度が時間とともに減少することを意味する。このため、このアッセイは、長期間にわたって宇宙放射線に被ばくする宇宙飛行士用のバイオドシメトリとしては適切でない。

未成熟染色体凝縮の無動原体断片

(184) 間期の染色体は、有糸分裂細胞との融合またはホスファターゼ阻害剤(カリクリンA)での処理により、早期に凝縮し、顕微鏡で観察できるようになる(Blakely et al., 2003)。染色体の構造および数の変化は、動原体染色体数の増加(または減少)や、無動原体断片の存在から観察することが

できる。この方法は、実験室でX線とy線への被ばくを評価するために用いられてきた。その利点は、 非分裂細胞をアッセイに使用できることと、分析が非常に簡単なことである。現在の欠点は、アッセ イが真のバイオドシメトリとして用いられていないことであり、人体の局所被ばくまたは慢性被ばく に対する反応性などの問題が解決されていないことである。宇宙環境におけるバイオドシメトリとし ての未成熟染色体凝縮の価値を評価するためには、さらなる調査が必要であると思われる。

(185) この未成熟染色体凝縮法がバイオドシメトリに使用されてこなかったという事実は、より低い 検出レベルが確立されていないことを意味する。妥当な仮定としては、分析される細胞数が同程度で あれば、他の細胞遺伝学的方法と比べて感度は上がらないと考えられる。利点は、分析のために大量 の細胞を入手するのがはるかに容易なことである。小核と同様に、この応答もまた、幹細胞プールか らのリンパ球の置き換わりにより、時間とともに不安定になる。

染色体異常

(186) バイオドシメトリで最も広く利用されている方法は、構造的な染色体異常の分析である。蛍光 in-situハイブリダイゼーション (FISH) 法 (Cornforth, 2001; Edwards et al., 2005) の導入によ り、対称的な(伝達可能な)転座の評価が可能になった。上述のアッセイとは異なり、これらは細胞 分裂を正常に通過する安定した異常であり、長期の宇宙ミッションにより適している。これにより、 被ばく後に時間の経過があっても信頼性の高い線量推定が可能となる。染色体異常による線量測定 は、放射線事故の犠牲者、原爆被爆者、宇宙飛行士を含む広範な職業および医療被ばく者に適用さ れ,成功を収めている(George et al., 2001; Cucinotta et al., 2008)。これらのシナリオには,慢性 被ばくおよび局所被ばくが含まれており、これらの被ばくを推定するための特定の方法が開発されて いる。この点において、細胞間の異常の分布が有用である。このような優れた実績があっても、宇宙 飛行士の線量測定にこの方法を適用した場合、公表されている研究で明らかになっているように、い くつかの欠点がある(Obe et al., 1999; Testard and Sabatier, 1999)。1つの問題は、反応における 個人間のばらつきであるが、これは個人の校正とバックグラウンドの決定を事前に行うことで克服で きる。一般的に本手法の応答性が低いのは,被ばくの性質上,実際には少数の細胞しか通過しないた めである。これは特に重い荷電粒子の場合に当てはまる。一方、全身に分布する血液系の有効面積 (または体積)は、受動型線量計よりもはるかに大きいため、バイオドシメトリは小型の物理的線量 計よりも稀な事象をよく検出する。

(187) 宇宙ミッションにおける信頼性の高い線量計として細胞遺伝学的分析の使用を検討するために は、実験室での調査がさらに必要である。バイオドシメトリのアッセイの実施には熟練した技術者が 必要である。しかし、データを分析するために必要な技術と時間のレベルは、物理的線量測定よりも 多く要求されるものではなく、物理的線量測定に関わる打上げ質量と搭乗員の時間を考慮すれば、バ イオドシメトリのコストは物理的線量測定のコストよりも低くなる。

(188) 染色体異常を用いた低線量の検出は、分析される細胞の数と、着目する被ばくの前に個人の校 正曲線を作成するかどうかに依存する。この点はBauchinger(1995)が提起しており、(二動原体 染色体の一般的なバックグラウンド頻度を使用した)5000個の細胞の分析では個人の集団では約 100 mGyで二動原体染色体の大幅な増加が観察されるはずであると推定した。50 mGyを検出するに は2万個の細胞を分析する必要がある。被ばく前の二動原体染色体の頻度について知識があれば、分 析する細胞の数を増加させることなく、このように、検出できる線量レベルを下げることができる。 (189) Tuckerら (1997) は、安定型異常のFISH分析を用いて、職業被ばくした個人の実効線量を約 50 mSvという、検出できる線量レベルをより低くした結果を報告した。この場合、被ばくは慢性的 であり、このタイプの転座分析が特に適している状況であった。この場合も、被ばく前の染色体異常 の頻度がわかれば、アッセイの感度はより向上するだろう。宇宙ミッション前に採取した血液サンプ ルを用いて基準放射線に対する線量反応を決定していれば、感度はさらに高まっていたかもしれない (George et al., 2001)。使用する彩色染色体の数もアッセイの感度に影響する。これまでの研究で は、1本か2本の染色体のみを染め分けていた。最近の研究では、より多くの染色体を染色するか、ゲ ノム全体を染色することで、感度が向上している。Tuckerは最近、転座を検出するFISHアッセイの 低線量感度についてレビューしている(Tucker, 2008)。

他のバイオマーカー法

(190) バイオマーカー法として、他にもいくつかのアッセイが提案あるいは開発されている。その中 には、遺伝子発現を測定するための相補的DNA(cDNA)アレイ(Mezentsev and Amundson, 2011),細胞膜上のトランスフェリン受容体を持つ赤血球の寿命延長(Gong et al., 1999),遺伝子 突然変異アッセイ、および電子スピン共鳴分光法が含まれる。歯のエナメル質を用いた電子スピン共 鳴による線量測定に関するレビューは、FattibeneとCallens(2010)によって行われている。これら の方法を宇宙におけるバイオドシメトリとして用いるためには、何ヶ月にもわたる線量、線質、そし て応答期間を理解する必要がある。より最近のアッセイとしてテロメア長の測定がある。テロメア は、染色体の末端を覆う短い反復DNA領域で、染色体を劣化から保護している。テロメアの平均的な 長さの減少は、がん、神経疾患、老化など、いくつかの晩発性障害と関連している(Schoeftner et al., 2009)。測定手法としては、サザンブロット、QFISH(Williams et al., 2008)およびフローサ イトメトリーがある。後者の2つのアッセイは、多くの細胞を迅速に分析することができる。しか し、宇宙ミッション用に展開が可能なバイオドシメトリ手法として検討するには、陽子および重イオ ン照射に対するアッセイの線質と線量反応をさらに研究する必要がある。

4.5 機器の特性把握と校正

(191) 実験室での機器の特性評価と校正のためには,基準放射線源の特性,照射設備,使用する換算 係数など,関連する校正条件を明確に指定する必要がある。有意義な機器応答の比較が重要であるよ うに,正確な校正は不可欠であり,可能であればミッションの前後での実施が望ましい。校正

(ISO/IEC, 2007; JCGM, 2008a)は、型式試験に含まれる多くの手順をカバーしている。第1段階では、一連の校正係数(若しくは校正乗数、下記参照)または応答を、一連の参考条件、通常は一連の 放射線エネルギーと角度、に対して決定し、校正係数/乗数若しくは応答のマトリックス、または校 正/応答関数を確立する。第2段階では、必要な場合、これらのデータを適用して機器の表示から望 ましい量の値を得る。

(192) すべての機器は使用前に完全に試験されていなければならない。この手順は、ミッション中に 機器を交換できないことが多い宇宙での用途では特に重要である。試験のどの部分でも失敗は明確に 詳述し、失敗の理由を検討する必要がある。完全な試験とは、検出限界を含む機器の性能特性の決定 を意味し,検出対象外の粒子場の成分を含む影響量の試験,およびシステムソフトウェアを含む全体 システムの信頼性の試験を意味する。

(193) 完全に試験された機器の場合,追跡可能な絶対線量測定を保証するにするためには,参考校正 (一組の参考条件に対する単一の校正係数または校正乗数の決定)で十分である。機器の参考校正 は,一定の間隔で繰り返す必要がある。これは宇宙での使用では不可能かもしれないが,その場合に は,非参考場と固定された手順を用いて実施できる性能の定期的なチェックが必要である。型式試験 に加えて,いくつかの機器は,追跡可能な個別の標準化/校正係数を有するべきである。再使用可能 な線量計の場合,この係数を定期的にチェックし,必要に応じて調整する必要がある。

(194) すべてのタイプの装置の応答特性は、計算と測定の組合せによって決定されるべきである。モ ンテカルロ法やその他のシミュレーションを用いて、機器の応答を粒子フルエンスとそのエネルギー 分布の観点から決定する。応答のエネルギー依存性は、宇宙空間の放射線場に関連する粒子種とエネ ルギーの範囲でシミュレーションし、さらに機器応答の角度依存性がある場合はそれも考慮する必要 がある。シミュレーションされた機器応答は、基準放射線場でベンチマークされなければならない。 個人用線量計の応答特性のシミュレーションでは、線量計を人体形状ファントムまたは代替のものに 配置した状態で放射線照射を何回か行う必要がある。

(195) 機器が複数の検出器または複数の信号チャネルで構成されている場合,校正係数,乗数または 応答のすべてを決定する際,測定値を計算するアルゴリズムの結果を機器の表示として扱うべきであ る。

(196) 能動型および受動型検出器の実験による応答データは、光子、および必要に応じて次のエネル ギー範囲の陽子、重イオン、中性子に対して決定されるべきである:10 MeV未満~1 GeVの陽子、 10 MeV/u~1 GeV/uのヘリウム、50 MeV/u~1 GeV/uの高Z、高エネルギーイオン(例:C, Si, Fe),0.5 MeV~10 MeVの電子、および約1 MeV~400 MeVの中性子。0.5 MeV~10 MeVの電子、約1 MeV~400 MeVの単一エネルギーまたは準単一エネルギーの中性子、さらにGCRと遮蔽材料の相 互作用によって生じる場を再現した場の応答データ。使用するすべての放射線場は十分に特性評価さ れ、国の計量機関の標準に対して追跡可能であること、またはトレーサビリティネットワークを介し て(例えば、準単一エネルギーの中性子場),あるいは国際比較プログラムの一部としてこれらの標 準に紐づいている必要がある。放射線医学総合研究所における重イオンビームを用いた宇宙放射線線 量国際比較実験(ICCHIBAN)での一連の研究が、能動型および受動型機器の重イオン、後には陽子 に対する応答を調査するために実施された(Uchihori et al., 2002; Yasuda et al., 2006)。

(197) 光子, 6線,および中性子放射線に関して多くの国際標準化機構(ISO)規格があり,地球上のほとんどの放射線防護状況に対応する放射線場網羅されている。宇宙活動のため放射線防護状況はより複雑である。超高エネルギー粒子と重イオンを多く含み,よく特定化された混合放射線標準場は地球上に存在しない。高エネルギー加速器には重イオンおよび高エネルギー中性子の放射線場が存在する[例えば,ドイツにおけるGSIのEG,日本のHIMAC,TIARA,CYRIC,およびRCNP,米国BNLの米国航空宇宙局(NASA)宇宙放射線研究所,スウェーデンのTSL,チェコ共和国のNPI,南アフリカのiThemba,フランスのNFS,スイスのCERN]。いくつかの例では,標的を取り囲む遮蔽において生成される幅広い二次粒子は,宇宙放射線場の構成要素を再現することができ,さまざまな検出器システムの試験や相互比較測定に使用できる。しかし,これらの放射線場の正確な仕様が問題
となりうる。ビーム粒子と二次粒子,フルエンス率とそのエネルギー分布,および散乱成分について の計算が必要である。重イオンに対する特定の検出器応答は,当該重イオンのフルエンス率を十分に 特定できる重イオン加速器からのビームを使用して決定することもできる。

(198) 機器(単独装置または装置の組合せ)の線量測定特性の決定とその参考校正は密接に関連している。応答特性の結果は、ある機器の線量測定特性の詳細な記述である。これには、粒子種、エネルギー、放射線入射角およびさまざまな影響量への応答依存性が含まれる。補正なしで宇宙放射線場に 適用する校正は誤って解釈される可能性があるように、線量測定の特性を事前に把握していない参考 校正は誤った校正となる可能性がある。特定の種類の放射線(中性子など)に特化した機器は、他の 種類の粒子に対しても応答を示すことがある。これは、校正において考慮される必要がある。

(199) 現代の機器では,測定値の生成にソフトウェアがますます重要になってきている。したがっ て,ソフトウェア試験の大部分は計量試験によって間接的に網羅されるので,ソフトウェアの最新バ ージョンが型式試験の開始時に適用可能でなければならない。製造業者は,ソフトウェアのいかなる 変更も型式試験を無効にする可能性があるという事実を認識するべきである。例えば,線量測定シス テムのソフトウェアは,WELMEC Software Guide 7.2 (WELMEC, 2008) が手引きになりうる。

4.6 宇宙機での測定の正確さと不確かさ

(200) 宇宙飛行士は、定常的に決定することが困難な複雑で多成分の放射線場に被ばくしている。線 質で加重した臓器吸収線量は重要であり、フルエンス率とそのエネルギー分布の不確かさ、および検 出器の吸収線量と線質の評価における不確かさを最小限に抑えることが主な目的である。それにもか かわらず、検出器の吸収線量または線量当量の相対的で結合された標準不確かさの合計を最小限に抑 えるという一般的な要件を満たすことを、目的の1つにするべきである。これに続く臓器線量または 線量当量の推定では、相対的な不確かさの合計は、より大きくなるであろう。

(201) 測定における不確かさは、測定の正確さ、測定の計量的品質、または測定量の値の目的適合性 を評価するものである。測定の正確さは不確かさの評価である。指針は、計量関連ガイドに関する合 同委員会(JCGM)によって作成された文書および勧告に基づいており、JCGMは計量に関する一般 的な定義および指針を提供している。JCGM 200(JCGM, 2008a), JCGM 100(JCGM, 2008b) およびJCGM 104(JCGM, 2009)は国際度量衡局のウェブサイトから入手可能である。これらの定 義および指針は、ISOおよび国際電気標準会議(IEC)によって出版されている(ISO/IEC, 2005, 2007, 2009)。

(202) 品質保証の本質的な側面は,報告された数値が真の線量値の良好な推定値であると合理的に信 用できる程度を評価することである。測定値が真の値付近の定義された範囲内にある,あるいはむし ろ真の値が観察された値のある範囲内にあるという確信,信頼,あるいは確率が大きければ大きいほ ど,測定の品質は向上する。不確かさの評価には,経験と型式試験の両方から得た機器と評価システ ムに関するすべての知識を,場合によっては機器全体の使用に関する詳細情報と組み合わせて用いる 必要がある。

(203) 品質が追跡可能で認められうる線量データを得るためには,JCGMが発行した文書およびISO の枠組に示された用語および定義に従うことが勧告される。測定モデルの策定段階では,不確かさに 寄与する可能性のあるすべての入力情報/影響量を特定し,考慮しなければならない。すべてのモデ ルの入力情報/影響量は,最良の推定値と,確率密度関数(PDF)または(合成)標準不確かさのい

321

ずれかによって特徴付けられるべきである。PDFの形状は、測定データまたは指定された分布から決 定することができる。型式試験や線量計システムのその他の応答特性評価の結果は、不確かさ評価の 入力として使用することができる。標準不確かさや包含区間などのその他のパラメータは、出力量の PDFから導き出されなければならない。

(204) Publication 75 (ICRP, 1997) は、「実際上,良好な実験室条件での放射線場の測定について は、95%の信頼度で約 10%の正確さを達成することが通常可能である。作業場においては、放射線場 の粒子のエネルギーおよび方向分布は一般によく分かっておらず、評価の不確かさは著しく大きいで あろう。放射線場が均質でなく、方向がはっきりしないことによって、標準モデルの使用には誤差が生 じる。関連する線量限度付近の実効線量を推定する際の 95%信頼度での総合的な不確かさは、光子に ついてはプラスマイナスどちらの方向についても係数 1.5 となり、エネルギー不明の中性子、および電 子についてはもっとずっと大きくなろう。あらゆる線質に対し、低レベルの実効線量では、さらに大き な不確かさもまた免れない」と勧告している。ICRP のこのような記述は、地球上の低線量での職業被 ばくに対する *E* および *H*<sub>1</sub>の評価に厳密に適用される。ICRU は Reports 47 と 66 (ICRU, 1992, 2001) において、放射線防護における線量測定全体の不確かさの容認レベルに関する勧告を発表して おり、その記述は ICRP のものと広く一致している。実用量の単一測定値については、「…ほとんどの 場合、標準偏差 30%の全体的な不確かさは容認できるべきである」と勧告し、「機器の誤差は、ある 放射線エネルギーと入射角でこの限界を大幅に超える可能性があるが、広いエネルギースペクトルと 広い角度分布を有する放射線場で発生した場合にはこの限界に適合する」と記述している。

(205) 実験室での校正の統計的な不確かさは,通常,上記の不確かさよりもはるかに小さい。しかし, 吸収線量および線量当量への装置の応答はエネルギーと角度に依存することがかなり多い。実際の測 定における合計の不確かさを最小限にするためには,測定を行う放射線場に対する応答を決定するか, もしくは放射線場のシミュレーションを使用して補正係数を求め,機器の校正に適用してもよい。ま た,放射線場に関する知識や,装置応答のエネルギーおよび角度依存性に関する情報から装置の応答 を算定することも可能である。しばしば,最大の影響を有するのは放射線の方向分布である。宇宙での 測定には,粒子種,エネルギーおよび方向分布に関する追加情報が入手可能である。これらのデータを 用いて,臓器吸収線量と臓器線量当量の推定では,95%信頼水準(正規分布で標準偏差 0.25 に相当) でファクタ 1.5 以上の正確さを達成すべきである。

(206) ミッション中のリスク限度,または生涯リスク限度に近づくか,超える線量では,臓器線量の 推定値と線質と組織加重係数からがんリスク予測値を評価するための測定不確かさを含めるために, 上限 95%の包含確率が使用される(7.5節参照)。明らかに,測定の不確かさを低減することはミッシ ョン計画上の重要な課題であると考えられる。

5. 宇宙機船内および惑星表面上の放射線場

(207) 宇宙機船内または付近の放射線場には、さまざまな構成要素があり、これには、宇宙空間の一次放射線場(2章参照)が宇宙機の船壁で部分的に吸収されたものと、宇宙機の船壁やその他の物質 で一次放射線が散乱、反応して生じる二次放射線が含まれる。一次放射線場の時間変化と、宇宙機内 部の物質の不均一な分布により、船内の放射線場は宇宙機内の場所とミッション中の時間に依存す る。 (208) 惑星表面付近の放射線場は、磁場の有無や強さ、大気の厚さや組成、表面付近の惑星物質な ど、いくつかの要因によって決定される。また、惑星大気や地上物質での散乱、吸収、反応も重要で ある。

5.1 一般

(209) 宇宙放射線と物質との相互作用を物理的に記述するには、放射線が物質を通過中の原子と原子 核の衝突過程で生成される一次・二次荷電粒子と中性子のエネルギーと同位体分布に関する知識が必 要である。陽子,HZE原子核、二次放射線のエネルギー分布と物質中での輸送を記述するコンピュー タコードは、宇宙機や惑星居住部の遮蔽設計や臓器被ばくの評価に使用されている。これらのコード は、宇宙での線量測定結果とのベンチマークが必要である。GCRや太陽粒子のイオンの種類とエネル ギーは広範にわたり、また宇宙機の構造、惑星の大気、組織には着目する物質が多数あることから、 信頼性の高いコンピュータモデルの開発を含め、基本的な物理過程の詳細な記述が必要である。運 用、遮蔽、生物医学的アプローチを含む潜在リスク低減の研究では、予測を行うため、またこれらの ミッション設計の研究を支援するために、放射線輸送コードの形で理論モデルに頼らなければならな い。

(210) 高エネルギー原子核が物質中を通過する際の支配的な物理過程は、原子や分子との衝突による エネルギー損失,及び宇宙機の材料や組織との原子核相互作用による吸収と粒子生成である。高い運 動エネルギー(>100 MeV/u)を持つ重イオンでは、核破砕による核吸収が支配的な反応様式である (Hufner, 1985; Townsend and Cucinotta, 1996)。核吸収断面積は原子核の質量数のべき乗,*A*<sup>1/3</sup> であり、GCR核の核破砕は物質の構成原子が軽いほど単位質量あたりの効率が高い。低エネルギー (<<100 MeV/u)では、弾性散乱、複合核形成、またはγ線放出や粒子放出によって壊変する個別の 原子レベルの励起が支配的な相互作用様式である。しかし、重イオンは飛程が短く阻止能が大きいた め、中性子を除く低エネルギーの核反応の重要性は低くなる。高エネルギーの陽子と中性子は、ノッ クアウト反応や核破砕反応を通じて相互作用する(Hufner, 1985)。このような過程では、軽い粒子 (Z≤2) が多数生成されるとともに、LETの値が大きく飛程の短い重イオンの標的破砕片が一次粒子 の飛跡付近で局所的に生成される(Wilson et al., 1991; Cucinotta et al., 1996)。

5.2 宇宙放射線輸送の物理学

5.2.1 放射線輸送

(211) 高エネルギー原子核の物質中の通過は、原子及び原子核との衝突のボルツマン輸送方程式を用いて記述することができる。この方程式は、数値解法ー直進近似ー、またはモンテカルロ法によって解くことができ、モンテカルロ手法では、物質中の荷電粒子の通過やエネルギー沈着の履歴を作成するため個々の一次粒子または二次粒子の相互作用過程をサンプリングする。モンテカルロ法は素粒子物理学の分野で広く用いられるとともに、物質中の放射線輸送の計算や線量分布の計算などにしばしば用いられている。

(212) 関連するボルツマン輸送方程式は、保存原理(Wilson et al., 2001)に基づき、粒子タイプjの フルエンス率 $\Phi(\mathbf{x}, \Omega, E)$ を次のように導き出す。

$$\begin{split} \Omega \cdot \nabla \dot{\varPhi}_{\mathbf{j}}(x,\Omega,E) &= \sum_{\mathbf{k}} \int \int \sigma_{\mathbf{j},\mathbf{k}}(\Omega,\Omega',E,E') \dot{\varPhi}_{\mathbf{k}}(x,\Omega',E') dE' d\Omega' \\ &- \sigma_{\mathbf{j}} \varPhi_{\mathbf{j}}(x,\Omega,E) \end{split}$$

323

(5.1)

ここで、 $g(E) \ge g_k(Q, Q', E, E)$ は媒体の巨視的な断面積である。 $g_k(Q, Q', E, E)$ は、エネルギーEで方 向Qに移動するタイプkの粒子が、エネルギーEで方向Qに移動するタイプjの粒子を生成するすべての プロセスを表している。フルエンス率 $\Phi_j(x, Q, E)$ は、研究対象の物理的または生物学的システムの適 切な応答関数とかけ合わせることによって、物理的または生物学的応答を決定するために使用される 主要な物理量である。

(213) 特定の生成物を生成する反応が複数ある場合があり、その際、式(5.1) における適切な断面 積は包括的反応によるものである。エネルギー*E*の各粒子種に対する媒体の全断面席*q*(*E*)は、次のよ うに展開できる。

 $\sigma_{j}(E) = \sigma_{j}^{at}(E) + \sigma_{j}^{el}(E) + \sigma_{j}^{r}(E)$ (5.2)

ここで,第1項は原子電子との衝突,第2項は弾性核散乱,第3項は核反応を表す。微視的な断面積と 平均エネルギー付与は,おおよそ次のような値となる。

$\sigma_{\rm j}^{\rm at}(E) \sim 10^{-16}~{ m cm}^2$ with $\delta E_{\rm at} \sim 10^2~{ m eV}$	(5.3)
$\sigma_{\rm j}^{\rm el}(E) \sim 10^{-19}~{ m cm}^2~{ m with}~\delta E_{ m el} \sim 10^6~{ m eV}$	(5.4)
$\sigma_{\rm i}^{\rm r}(E) \sim 10^{-24}~{ m cm}^2~{ m with}~\delta E_{ m r} \sim 10^8~{ m eV}$	(5.5)

物質の1g·cm<sup>-2</sup>の距離では、多くの原子との衝突(~10<sup>6</sup>)が起こり、核のクーロン弾性衝突(~ 10<sup>3</sup>)ははるかに少なく、核反応はエネルギーと粒子種に応じて何cmも離れた距離で起こる。中性子の場合、  $(E) \sim 0$ であり、核弾性過程は一次摂動として現れる。中性子の弾性散乱の平均自由行程はかなり小さく、特に共鳴領域の低エネルギーでは、非常に小さくなる場合がある(ICRU, 2000)。

(214) 式(5.1)の解は、何千もの交差項が組み合わさる何百もの多次元積分微分方程式を含んでおり、最終的には外部環境や宇宙飛行士の身体および/または複雑な宇宙機のジオメトリに関連する境界条件に従って矛盾なく解かれなければならない。一連の近似解が研究され、適用されるほとんどのケースで高いレベルの正確さが得られることが示されている(Wilson et al., 2001; Tweed et al., 2005)。平均エネルギー損失は、連続的な減速近似で導かれ、宇宙放射線の広範なエネルギースペクトルではストラグリングを無視することができる。荷電イオンに対する高指向性のクーロン断面積

(Wong et al.1990) と中性子に対する核弾性散乱が一般的に二次摂動項を支配する。角度分散と横 方向のビームの広がりや飛程ストラグリングへの角度分散の影響は,実験室での測定値と比較する際 に重要な補正となる。核弾性散乱は中性子場では特に重要であり,モンテカルロ法やマルチグループ 法を用いて扱われている(Hughes et al., 1997)。三次摂動項は,複素数のエネルギーと角度関数で 構成される。モンテカルロコードの結果(Alsmiller et al., 1965)は,宇宙遮蔽コード開発に用いら れる解析手法を生み出し境界条件の簡略化の基礎となった(Wilson et al., 1991)。

5.2.2 原子過程

(215) 輸送係数は,物質の存在によって粒子場に変化を与える原子/分子および核の過程を記述する (Wilson et al., 2001)。したがって,基本的な原子および原子核の理論が輸送コードのデータベー スへの入力情報となる。式(5.1)の右辺にある一次の物理的摂動は,式(5.3)に記載されている原 子/分子の断面積であり,式(5.1)のそれらの項はエネルギーモーメントについて次のように展開さ れる。  $S_{n}(E) = \Sigma_{i} \Sigma_{l} \varepsilon_{i}^{n} \sigma_{i}(E)$ 

ここで、&は電子励起エネルギーに基づいており、&(E)は軌道電子(離散および連続準位を含む)に &エネルギーを付与する原子/分子の全断面積である。一次モーメント(n=1)は通常の阻止能であ り、通常の連続減速近似はより高次のエネルギーモーメントを無視することで達成される。二次モー メントは、エネルギー損失の確率分布によるエネルギーストラグリング(Payne, 1969)を表す。 (216) 阻止能データベースは平均励起エネルギーと殻補正の観点から、式(5.6)のベーテによる変 形として、半経験的に導かれる(Fano, 1963; Wilson et al., 1991)。線阻止能Sは、ほとんどのイオ ンエネルギーに対してベーテ・ブロッホの式によって適切に記述される(Bichsel, 1992)。

(5.6)

$$S = \frac{4\pi Z_{\rm P}^2 Z_{\rm T} N_{\rm T} e^4}{mv^2} \left\{ \ln\left(\frac{2mc^2 \beta^2 \gamma^2}{I}\right) - \beta^2 - \frac{C(\beta)}{Z_{\rm T}} + Z_{\rm P} L_1(\beta) + Z_{\rm P}^2 L_2(\beta) + L_3(\beta) \right\}$$
(5.7)

ここで、eは電子電荷、 $Z_P$ と $Z_P$ は入射原子と標的原子の電荷数、 $N_P$ は標的原子の密度、mは電子の質量、cは光速で $\beta = v/c$ として表わされ、Iは平均励起エネルギーである。式(5.7)のそれぞれの項は、殻補正項 $C(\beta)$ 、バルカス補正項 $L_1(\beta)$ 、ブロッホ項 $L_2(\beta)$ 、およびモット補正と密度補正項 $L_1(\beta)$ である。イオンの飛程は阻止能から次のように推定される。

$$R(E) = \int_0^E \frac{\mathrm{d}E'}{S(E')} \tag{5.8}$$

(217) 二次のエネルギーモーメントは、エネルギーストラグリングまたは飛程ストラグリングに関連 し、イオンの減速スペクトルに対する補正を提供する(Fano, 1963; Payne, 1969)。広範なエネルギ ーを有するビームのため、GCRやSPEの輸送におけるストラグリングの影響は無視できるが、単一エ ネルギービームを用いた実験室での研究や放射線検出器の応答を理解する上では重要である。次の物 理摂動項は、原子核によるクーロン散乱であり、典型的には原子軌道のトーマス・フェルミ分布を用 いた軌道電子による核電荷のスクリーニングで修正したラザフォード散乱で表される。散乱方向を積 分することで得られる全核クーロン断面積は、放射長と関連している。微分断面積は前方方向に大き くピークを持ち、大きなビーム発散は多くの散乱を経て初めて見られる。クーロン多重散乱問題の数 値解は長年研究されており(Fermi, 1940), HZE(Wong et al., 1990)や陽子ビーム(Carlsson and Rosander, 1973)の実験データを正確に記述する。

**5.2.3** 原子核の相互作用

(218) 宇宙放射線の輸送に必要な核相互作用断面積データベースの範囲は,1 MeV/uから数+GeV/u までのエネルギーで,入射粒子と標的物質の多数の組み合わせを含む。輸送に必要な断面積のタイプ には,全収率と多重度,包括的二次エネルギースペクトル,ならびに角度およびエネルギーに対する 包括的二重微分断面積が含まれる。全吸収は,ボルツマン方程式の合理的な解を保証する上で重要な 役割を果たし,これには遮蔽内の深さの関数としての粒子を正確に保存することが含まれる。

(Wilson et al., 1991)。同様に、モンテカルロ法では、吸収断面積は、一次粒子の遮蔽内における 飛跡に沿った相互作用事象の確率を決定する上で重要な役割を果たす。さらに、モンテカルロ輸送コ ードにおけるいくつかのイベントジェネレータでは排他的な断面積が使用されている。全断面積*o*ror は,光学定理(Wilson et al., 1991) で示されているように前方向の弾性散乱振幅の虚数部(Im f) として求められる。

$$\sigma_{\rm TOT} = \frac{4\pi}{k} {\rm Im} \ f(q=0) \tag{5.9}$$

ここで、qは運動量の付与、kは入射粒子と標的核の相対運動量である。

(219) また、全吸収断面積は弾性散乱振幅から次のように求められる。

 $\sigma_{\rm TOT} = \sigma_{\rm ABS} + \sigma_{\rm EL}$ 

ここで、*o*ELは全弾性断面積である。これらの断面積の式は、核多重散乱の微視的理論から導き出す ことができる(Cucinotta et al., 1997)。吸収断面積は、Bradt-Petersの方程式にエネルギー依存性 を加味し修正したものによって正確に表される(Townsend and Wilson, 1986)。

(5.10)

 $\sigma_{\rm ABS} = \pi r_0^2 c_1(E) (A_{\rm p}^{1/3} + A_{\rm T}^{1/3} - c_2(E))^2$ (5.11)

ここで, n, c<sub>1</sub>(*E*)とc<sub>2</sub>(*E*)は実験データへのフィッティングパラメータである。吸収断面積は,実験的 にも理論的にもよく研究されており,不確かさは数パーセントであることが知られている(Tripathi et al., 2001)。吸収断面積は,反応チャンネルが開くと低エネルギーで上昇し,数百MeV/uで(微 分)最小となり,その後中間子生成チャンネルが開くと再び上昇する。

(220) 表5.1は関連する反応の対象と二次粒子を明確な反応の種類やメカニズムに分けて示したもの である。重イオンの標的破砕片を含む低エネルギーの蒸発生成物は、生物学的損傷に重要な高LET事 象である。陽子・中性子反応によるノックアウト生成物やGCRの原子核からの入射粒子破砕片は、通 常低から中程度のLETであるが、その長い飛程のためさらなる反応によって放射線が多数生成される ことになる。重イオンの破砕断面積を記述するにはアブレージョン・アブレーションモデル(Hufner et al., 1975; Townsend et al., 1986; Townsend and Cucinotta, 1996; Wilson et al., 1995b; Cucinotta et al., 1997, 1998)が用いられる。アブレージョン(イオンとイオン相互作用時の粒子除去)とアブ レーション(擦過段階後の核の脱励起)による核反応の様子は、図5.1.で示されており、入射粒子の 重なりの役割、中心部での火球形成、破砕前の非関与核子の壊変を示している(NCRP, 2006)。ア ブレージョンとアブレーションの個々の段階は、半古典的または量子力学的アプローチで記述するこ とができる(Cucinotta et al., 1995; Casolino et al., 2007)これらの異なる反応過程は、量子多重散 乱理論、量子分子動力学などの半古典的方法、核内カスケードモデルを用いた核反応に対するモンテ カルロ法で記述されてきた(核反応モデルのレビューについては、Durante and Cucinotta, 2011お よびその中の参考文献を参照)。

(221) ArとFeが入射した場合の破砕断面積の例を、量子多重散乱破砕(QMSFRG)モデル (Cucinotta et al., 2002, 2006b, 2007)と比較して図5.2に示す。宇宙ミッションで着目する標的原 子に対して利用可能な破砕断面積データセットについては、DuranteとCucinotta (2011)および NCRP (2006)によってレビューされている。破砕片の元素分布の1つの特徴として、破砕片の電荷 数に強い偶奇効果が見られることが挙げられる。この効果は、中程度の質量の入射粒子(A = 20~
40)で最も大きいようであり、入射粒子のアイソスピンに依存する(Knott et al.1996, 1997)。理論 モデルでは、正確な核脱励起モデルを用いれば、奇数偶数効果をよく表すことができる(Cucinotta et al., 2002, 2006b, 2007)。図5.2は、さまざまな標的核と相互作用する<sup>56</sup>Feのいくつかのビームエ ネルギーについて,QMSFRGモデルの破砕断面積を実験と比較したものである。図5.3に示すよう に,ほとんどの破砕断面積において実験とQMSFRGモデルの間で25%以内の良好な一致が得られて いる。現在,陽子および中性子入射反応の断面積に関する大規模なデータベースが存在し,ICRU Report 63 (ICRU, 2000) ではこれらのデータの最近の調査結果が報告されている。運動エネルギー が数千MeV/uを上回ると,複数の中間子生成過程が支配的になり,パトロンモデルやクォーク・グル ーオンモデルに基づいた反応モデルを用いて核相互作用の断面積を記述することができる (Fasso et al., 2005)。

(222) 入射重粒子破砕片の運動量分布は,前方にピークがあり,入射粒子の静止座標系において,入 射粒子速度から得られる平均の運動量より少し低値側にシフトしたガウス分布として記述される。縦 方向の運動量の幅のは,Goldhaber (1974)によってよく記述される。

 $\sigma_{\rm L} = \sigma_0 \left[ \frac{n(A_{\rm p} - n)}{A_{\rm p} - 1} \right]^{1/2} \tag{5.12}$ 

ここで、nは入射粒子から離れた核子の数であり、のは近似的に入射粒子のフェルミ運動量prとの = pr ふという関係にある。横方向の幅は、より重い破砕片の場合、縦方向とほぼ同じである。入射粒子 に関連する破砕片の運動量も低値側にシフトし、そのシフト量は破砕片の質量に依存する(Tull, 1990)。ガウス分布を実験室の静止座標系に変換すると、入射粒子破砕片の角度分布は狭い円錐形 (5度未満)の中で極めて前方にピークを持つことがわかり、これが輸送モデルにおける直進近似の 成功につながっている。より軽い破砕片の場合、縦方向と横方向の幅が発散し、ガウスモデルが破綻 する。これは、軽い粒子の発生源が複数あることによるもので、入射粒子のアブレージョン、入射粒 子のアブレーション,標的のアブレージョン,標的のアブレーションのほか、中心衝突による中間的 な速度の火球が形成されることによる中間的な発生源の可能性もある。

5.3 陽子,中性子,および重イオン輸送コード

(223) 放射線治療,高エネルギー加速器での物理実験,検出器シミュレーションおよび宇宙での放射 線防護への適用のため,いくつかの放射線輸送コードが開発されている。さまざまな放射線輸送コー ドが,核相互作用,二次放射線,遮蔽ジオメトリなど,さまざまな核データベースと方法を用いてい る。宇宙放射線の問題を「万能的なアプローチ」で対処できる可能性は低く,特定の用途によって使 用する方法が決まる。複雑な宇宙機や臓器のジオメトリは,レイトレーシング分布や,複雑な構造の 組合わせジオメトリ,またはボクセルに基づく方法を用いて記述する。レイトレーシング法は,何千 もの宇宙機の部品を正確に扱うことができ,CAD形式で工学的設計に直接統合することができる。レ イトレーシング法は,二方向の場(前方散乱,後方散乱)に対してのみ開発されてきたが,宇宙空間 の全方向放射線場に対して非常に正確であることが示されている。組合わせジオメトリモデルは、モ ンテカルロコードでよく使用されているが、三次元輸送モデルが表現しようとしている表面および角 度効果の細部を逆説的に排除するという近似を信頼している。

(224) GCR, 捕捉放射線, またはSPEのモデルは, 通常, 輸送コードの境界条件として使用される。宇宙への適用で使用されるいくつかの輸送コードの要約を以下に示す。

FLUKA (FLUctuating KAscades)

(225) FLUKAは、粒子および光子の輸送計算のための汎用的なモンテカルロプログラムであり
 (Ferrari et al., 2007; Andersen et al., 2004; Fasso et al., 2005; Battistoni et al., 2007), 重イオン

を含む約60種類の粒子の物質中の相互作用および伝播をシミュレーションすることができる (http://www.fluka.org)。このプログラムは、偏光光子(例えば、シンクロトロン放射光)および 光学光子の輸送も記述できる。また、光核相互作用のシミュレーションが可能である。放射性核種群 の時間推移計算および不安定な残留核種から放出された放射線の追跡を行うことができる。

(226) 一次粒子のエネルギーに応じて、ハドロンの相互作用は異なる物理モデルでシミュレーション される(Ballarini et al., 2004)。より高エネルギーでは、デュアルパートンモデルが使用される。3 ~5 GeV·c<sup>-1</sup>未満では、PEANUT(Cascade-Preequilibrium モデル)パッケージは、非常に詳細な 汎用核内カスケード(GINC)と前平衡過程を組み込んでいるが、高エネルギーでは、精緻さに劣る GINCにGribov-Glauberの多重衝突メカニズムを含めている。イオンによる核反応は、外部イベント ジェネレータへのインターフェースを介して処理されるが、低エネルギー(<150 MeV/u)範囲では ボルツマンマスター方程式に基づくモデルが実装されている。100 MeV/uから5 GeV/uの範囲では相 対論的量子分子動力学ジェネレータが呼び出され、5 GeV/uを上回るエネルギーではDPMJETコード が使用される。

(227) 荷電粒子の輸送は、クーロン散乱のMoliere理論に基づく多重散乱アルゴリズムを適用することによって記述されている。このアルゴリズムには磁場中の曲線軌跡への正確な処理が含まれる。エネルギー損失は、Bethe-Bloch理論、また制動放射と電子対生成から決定される。電離ゆらぎが考慮されている。

(228) 20 MeVより低いエネルギーの中性子の場合,FLUKAでは、物理学、線量評価、加速器工学の分野で使用されている200種類以上の物質を含む中性子断面積ライブラリに基づき、中性子エネルギー範囲を260グループに細分化した多群輸送アルゴリズムを使用している。水素以外の原子核のエネルギー沈着はカーマ係数によって計算される。

(229) FLUKAは、よく知られている組合せジオメトリパッケージの改良版を使用することによって、非常に複雑なジオメトリを扱うことができる。繰り返し構造(格子)とボクセルジオメトリも扱うことができる。さまざまな視覚化ツールやデバッグツールも利用できる。

GEANT4

(230) モンテカルロコードGEANT4 (Agostinelli et al., 2003; Allison et al., 2006) はGEometry
 ANd Trackingの略であり、物質中の粒子の通過をシミュレーションするためのソフトウェアツール
 キットである。物理学者とソフトウェアエンジニアからなる世界的なチームであるGEANT4
 Collaboration (GEANT4共同研究グループ) によって開発と保守がなされている

(http://geant4.web.cern.ch/geant4参照)。GEANT4とその従来版は、物理モデルを利用し、複雑な ジオメトリを扱い、さまざまな作業での最適な使用に簡単に適応できるように設計されている。 GEANT4は高エネルギー、原子力、加速器物理学のほか、放射線防護、医療および宇宙科学の研究で 応用されている。

(231) このツールキットには、追跡、ジオメトリ、物理モデル、検出器応答、実行管理、可視化およ びユーザーインターフェースを処理する機能が含まれている。ソフトウェアは、物理過程(例えば、 電磁モデル、ハドロンモデル、および光学モデル)、さまざまなタイプの粒子(レプトン、ボソン、 中間子、バリオンなど)、物質や元素の特性に関するデータベースのセットが多数用意されている。 物理過程は、ケースに応じて、250 eVから1 TeVまでの広範なエネルギーを網羅している。GEANT4 に含まれるモジュールのいくつかは、HZETRNおよびHETCを含む他のコードでの物理を再現したものである。多層遮蔽シミュレーションソフトウェア(Bernabeu and Casanova, 2007)を含む宇宙機ジオメトリモデルが利用可能である。

(232) このツールキットは、オブジェクト指向技術を用いてC++プログラミング言語で実装されている。このアプローチでは、特定の問題を解決するためのアプリケーションを作成するために、統一されたインターフェースと共通の構成上の原則を定義することで、複雑さを管理し、依存関係を制限することができる。

HETC - HEDS (High-energy Transport Code-Human Exploration)

(233) HETCは、オークリッジ国立研究所で開発された高エネルギーモンテカルロ放射線輸送コード である(Townsend et al., 2002)。このコードは当初、高エネルギーの陽子、中性子、パイプラス中 間子、パイマイナス中間子、ミュープラス粒子、ミューマイナス粒子の入射のみの輸送計算用に開発 された。その後、Townsendら(2005)は、宇宙放射線遮蔽適用に特化してモデルを拡張した。この コードは、現在HETC-HEDSと呼ばれ、より重い原子核の輸送を含むよう修正されている (Charara et al., 2008)。

(234) HETC-HEDSには、原子核-原子核断面積、陽子のデータから評価された飛程-エネルギー 表、および重イオン相互作用の核衝突モジュールが含まれる。それぞれ3.5 GeVと2.5 GeVを上回るエ ネルギーでの水素との非弾性核子衝突と荷電パイ中間子衝突は、非弾性n-p、p-p、n+p、n-pの全 断面積の実験データとその実験データのフィッティング解析結果により扱われる。粒子 - 原子核の相 互作用に係る核内カスケード蒸発の概念を用いて、核子は3.5 GeV未満、荷電パイ中間子は2.5 GeV未 満の粒子・原子核の衝突の影響を決定した。核内カスケードに続いて、核内に残された励起エネルギ ーは、蒸発モデルを用いて取り扱われる。蒸発中に見込まれる粒子には、陽子、中性子、d、<sup>3</sup>H、 <sup>3</sup>Heおよび<sup>4</sup>Heが含まれる。

(235) HETC-HEDSは組合せジオメトリパッケージを使用しているため、事実上任意のジオメトリ を扱うことが可能である。カスケードによる各粒子は、最終的にシステムのジオメトリ境界から逃れ て消滅するか、核衝突や吸収を受けるか、電離や原子電子の励起によるエネルギー損失によって静止 するか、あるいはパイ中間子やミュー粒子の場合は壊変するまで追跡される。

*HZETRN* [*High charge (Z) and Energy Transport*  $\neg - \beta$ ]

(236) HZETRNはNASAのWilson et al. (1991, 2004) によって開発された。ボルツマン方程式を数 値法によって解くものである。初期のバージョンでは直進近似を使用していたが,最近のバージョン は,実験室での研究のために二方向輸送または三次元輸送を使用している(Kim et al., 2012)。最近 では,人体形状のボクセルモデルをレイトレーシングで表現する手法も開発されている(Slaba et al., 2010)。核相互作用は,NUCFRG2モデル(Wilson et al., 1994a)またはQMSFRGモデル

(Cucinotta et al., 2007) で扱われ,陽子と中性子の断面積はBertiniモデルとRanftモデルで記述される。レイトレーシング法は,複雑な放射線ジオメトリを扱うために使用される。これは,宇宙機エンジニアが輸送コードでの評価に自分の設計を直接使用できるという点で強力である。多層材料で深い遮蔽条件 (>100 g·cm<sup>-2</sup>) を持つ複雑な宇宙機のジオメトリと人体の臓器遮蔽モデルと組み合わせた計算条件について,小型コンピュータワークステーションで1時間以内に計算することができる。

MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended)

(237) ロスアラモス・モンテカルロコードMCNPX (http://mcnpx.lanl.gov) とその従来版は,非 常に広く配布されている (Waters, 2002; Pelowitz, 2008) 。このコードは,多くの粒子種(核子およ び軽イオン)と2000を上回る重イオンを非常に高いエネルギーまで追跡できる。中性子,光子,電 子,陽子,光核反応に対して,標準の評価済みデータライブラリを使用し,他の粒子種や表形式のデ ータが得られないエネルギーについては,物理モデルを使用する。

(238) 現在の物理モジュールには、LAHETコードシステム、CEM 03およびINCL4から得られた BertiniモデルとIsabelモデルが含まれる(James et al., 2009)。重イオンの物理モデルが組み入れ られたことで、反跳核の輸送が可能になっている。このモデルは、発生源の粒子が重イオンでなくて も、あらゆる反応から生成されるすべての残留核を自動的に輸送する。重イオンに対する現在の阻止 能は、SRIMの結果(Ziegler et al., 2008)によく合致するように特別な方法(Pelowitz, 2008)で調 整されている。荷電粒子については、総エネルギーの下限値である5 MeVまで減速され、残りのエネ ルギーはその場所で沈着する。

PHITS (Particle and Heavy-Ion Transport code System)

(239) モンテカルロ放射線輸送コードのPHITS (http://phits.jaea.go.jp) は、日本原子力研究開発機構 (JAEA),情報科学技術研究機構 (RIST),高エネルギー加速器研究機構 (KEK) およびシャ ルマース工科大学を含むいくつかの研究所の共同研究で開発された (Niita et al., 2010; Sihver et al., 2010a)。核相互作用は100 GeV/uまでJAMやJQMDのようなさまざまなモデルで記述されている。このコードでは、イベントジェネレータモード (Iwamoto et al., 2007; Niita et al., 2007)を核 データライブラリと組み合わせて、低エネルギー中性子による核反応から放出される荷電粒子のエネ ルギーを決定することができる。この機能により、従来のカーマ近似法では計算できなかった臓器や 組織の線量当量を直接計算することができる。宇宙機の簡略化されたジオメトリを用いて、スペース シャトル内部の中性子スペクトル (Sato et al., 2006)や、人体形状ファントム内の線量 (Sato et al., 2011)を計算することで、宇宙空間での線量測定における本コードの正確さを検証した。また、このコードは、宇宙でのMATROSHKAおよびMATROSHKA-R実験のコンピュータ解析にも使用されている (Sihver et al., 2010b; Koliskova et al., 2012)。

5.3.1 放射線輸送コードの相互比較および妥当性確認

(240) 一次放射線が物質を通過した後の荷電粒子や中性子のエネルギースペクトルを予測する宇宙放 射線輸送モデルの正確さは,陽子と重イオンビームを用いた実験室での実験や宇宙機での測定と比較 することで評価できる。しかし,宇宙飛行中の測定値は多くの要因を伴うため,放射線輸送モデルの 潜在的な不備を環境モデルや遮蔽モデルの不正確さと比較して分離することは困難である。また,宇 宙での検証は,宇宙または現在の宇宙機の材料にアクセスすることの困難さゆえ制限され,惑星の表 面に存在するような物質の種類や,先進的な材料選択の考え方によっては,モデル予測と条件が一致 しないかもしれない。この点において,実験室での検証は,放射線輸送コンピュータコードや関連す るデータベースモデルを検証し,生物学的線量を低減するための材料特性を研究するための試験を提 供する上で有利である(Schimmerling et al., 1999)。それでもなお,宇宙飛行中の測定値はいくつ かの要因の予測力に関して重要な試験となり,輸送コードの最終的な検証に必要となる。

(241) 最近, 300~1000 MeV/uの<sup>28</sup>Si, <sup>40</sup>Ar, <sup>56</sup>Feイオンとポリエチレン,炭素,アルミニウム,銅の 標的(これらは宇宙放射線防護に関連する)との反応による入射核破砕の断面積の計算結果につい て、PHITS, FLUKA, HETC-HEDS, MCNPXを用いた大規模なベンチマークが行われた。計算結 果は測定値と比較された(Sihver et al., 2008)。

(242) 計算結果と測定値は全体的に「合理的な」一致が見出された。しかし、計算された破砕片生成 断面積(部分的電荷変換断面積)がわずかに過小評価されるという一般的な傾向が観察された。 HETC-HEDSは、このベンチマークで扱われた他のコードよりも、これらの断面積を過小評価してい るように思われる。PHITSも全電荷変換断面積を過小評価しているようであるが、これは他の観測結 果と一致している(Sihver et al., 2007)。

(243) 最近行われたSPEとGCRのいくつかのケースに対する輸送コードの相互比較試験では,さま ざまなコードの間でかなり良い一致が見られた(Hein-bockel et al., 2011a, 2011b)。図5.4は,大規 模SPE時の深さ方向の線量分布を異なるコードで計算した結果の比較を示している。図5.5は,さま ざまなコードで計算された,太陽極小期のGCRの陽子とヘリウムイオンによって生成された二次粒子 のエネルギースペクトルの比較を示している。

5.4 宇宙機船内の放射線場

(244) 宇宙機船内の放射線場は,宇宙機に入射する外部放射線と,船壁や宇宙機内外の機器との相互 作用によって生じる二次放射線によって決定される。船内の放射線場は,外部放射線の変化(2章参 照)により時間とともに変動し,機器の特定の配置や船壁および宇宙機部品の遮蔽特性の違いで宇宙 機船内の位置により変動する。重要な影響は,一次放射線の吸収,散乱,漸減,そして二次放射線の 生成である。このように,宇宙機船内の放射線場,さらには宇宙機に近い外部領域の放射線場には, 一次放射線の構成要素に加えて,入射粒子や標的破砕片,中性子,光子,パイ中間子,ミュー粒子な どが含まれる。船内の放射線場とその成分の評価は,測定または環境モデルと放射線輸送コードを用 いたシミュレーションによって行うことができる。

(245) 船内環境は、放射線遮蔽の種類と量に依存する。液体水素、水、アルミニウムによる遮蔽の量 を変えた場合の粒子フルエンスのLET分布を図5.6に示す。アルミニウムが他の材料に比べてLETの 大きい領域 (> 50 keV·µm<sup>-1</sup>) でフルエンスが高いのは、遮蔽で生成される二次中性子と荷電粒子の 寄与によるもので、水素を含む材料ではこの寄与が小さくなる。

(246) 長年にわたるNASAのスペースシャトル (STS) やロシアのミール宇宙ステーションでの測定 により,放射線輸送計算と飛行中の測定との比較が数多く行われてきた (Cucinotta et al.,

2000b)。エッチング型飛跡検出器 (PADC) による受動計測では,低LET (<5 keV· $\mu$ m<sup>-1</sup>) 粒子の 飛跡や標的破砕片の短い飛跡計測,あるいは高LETで止まりがけのGCRイオンの飛跡計測に制限があ る。STS飛行において能動型線量計を使用することで,GCRと捕捉陽子の寄与を分離することができ たが,これは受動型線量計では不可能である (Badhwar and Cucinotta, 2000)。能動型検出器によ る測定には,組織等価比例計数管,荷電粒子テレスコープ型検出器 (Badhwar et al., 1995) および 比例計数管を埋め込んだ能動型ボナー球 (Koshiishi et al., 2007) が含まれる。

(247) STS飛行における測定は,BadhwarとCucinotta (2000) により,長さと直径の比が1で直径 2µmの部位をシミュレーションした線エネルギーの範囲が0.25~1250 keV·µm<sup>-1</sup>の円筒形状のTEPC を用いて行われた。宇宙でのいくつかのミッションにおけるTEPCの測定結果を,HZETRNを用いた 全吸収線量および線量当量の計算結果と比較した。比較にはBadhwarとO'Neill (1992) によるフリ ースペースでのGCRモデルと,STSまたはミールにおける検出器周辺を遮蔽分布で表して用いた。大 半の比較において,その差は15%以下であることがわかった。PADCで測定したLET分布と HZETRNで計算したLET分布の比較を図5.7に示す。これらは,短い飛跡に対するPADCの応答も考 慮した場合,良好な一致を示している(Wilson et al., 1994b; Shinn et al., 1998)。

(248) スペースシャトル飛行STS-48で測定された粒子ラジアンスのエネルギー分布を図5.8に示す。 陽子では約15 MeVから400 MeV, その他のZ=1およびZ=2のイオンでは5 MeVから70 MeV/uの軽 粒子のエネルギースペクトルを測定することができる荷電粒子テレスコープ型検出器が使用された (上記参照)。地磁気のカットオフにより,数百MeV/u未満の粒子が宇宙機の軌道に入らないため, これらの測定は厳密にはGCRからの二次放射線である。陽子に対してはHZETRNコードは良好な一 致が見られた。重陽子のスペクトルについては,陽子や中性子による反応で発生するノックアウト重 陽子を含めた場合にのみ,十分な一致が得られた。<sup>3</sup>Heと<sup>4</sup>Heについては,一致が十分ではなく, HZETRNで使用されているFLUKAモデルの蒸発断面積が十分ではないことを示唆している可能性が ある。

(249) 捕捉陽子放射線によるISS内の放射線環境については、Wilsonら(2007)がHZETRNを用いて、またErsmarkら(2007)がGEANT4を用いて詳細なシミュレーションを行っている。遮蔽の違いによる放射線環境の異方性についても研究されている。

## 5.5 放射線遮蔽

(250) 宇宙機と宇宙服に遮蔽モデルを適用することで、宇宙飛行士が被ばくするその内部の環境を評価できる。モデルは宇宙機の船壁や内部の材料の分布を記述し、適切な計算手順を用いて透過粒子による船内の場を評価する。船内環境、特にSAA陽子に基づく船内環境の場合、大きな空間勾配と短期および長期の時間スケールでの時間変化を伴う非均質な分布を示す。

(251) 船内放射環境は計算モデルを用いて良く記述できる。高速計算により、宇宙機船内のマッピン グを素早く行うことができる。

(252) 宇宙機の船内環境は、さまざまな機器によってモニタリングされており、捕捉粒子強度の調整、モデル推定値の不確かさの低減、透過係数の評価、そして線量計算値の評価に使用できる。

(253) 水素のような軽い構成原子を有する材料は、イオンを減速させ、入射核破砕によって重イオン のフルエンスを減衰させ、さらに核相互作用によって遮蔽材料の原子から直接生成される中性子や他 の標的破砕片の増加を最小限に抑えるため、遮蔽材料の質量当たりの効率が最も高い。電離によるエ ネルギー損失は、原子あたりの電子数(ZA)に比例する。ここで、Zは電荷数、Aは質量数であり、 面積質量あたりのエネルギー損失はZ(pA)に比例する。ここでのpは材料の密度である。GCRの場 合、アルミニウム(最も一般的な宇宙機の材料)などの材料では、重イオンの減衰に応じて軽粒子が 多数生成されるため、比較的平坦な深さ・線量当量応答を示す(Wilson et al., 1995a)。コンクリー トや鉛などの材料では、中性子や標的破砕片が大量に発生するため、GCRに対する応答は遮蔽深度に 応じて線量が増加すると予測される。宇宙機材料は水素が不十分であることが多い。それゆえ、組織 の最初の数cmでは、アルミニウムや他の一般的な宇宙機材料に比べて低エネルギー中性子

(<5 MeV)が頻繁に生成されるため、中性子フルエンスのエネルギー分布は大きく変化することになる。

(254) ある面積密度とある入射荷電粒子に対して、電離によるエネルギー損失は標的核の電荷質量比 (Zr/Ar)に比例して増加し、質量当たりの破砕断面積は4-<sup>1/3</sup>に比例する。したがって、水素は重イオ ンを遮蔽するための最も効率的な材料であり,緩やかに結合した水素原子を多く含む材料は効率的な 放射線遮蔽の優れた候補となる。

(255) 遮蔽材料が1つだけというのは理想的なケースであるが、実際に実現するのは非常に難しいだろう。そのため、最終的な遮蔽効果は、遮蔽に使用される他の材料のジオメトリや量にも依存する。 現実的な宇宙機や居住部を評価・設計するには、最終的に詳細なシミュレーションが常に必須となる。シミュレーションによると、LEOでは捕捉陽子に対しては遮蔽は有効であるが、GCRの透過に対しては効率が劣る。これは、図5.9で明示されている。

(256) 遮蔽がより厚い場合,宇宙放射線の一次成分としては無視できる中性子が,顕著な放射線被ば く源となることがある。これは遮蔽の厚い宇宙機だけでなく,一次放射線源を合理的に低く抑えるの に十分な厚さの大気がない惑星や月の表面でも起こりうる。火星表面や月面ではさらに,地上から発 生するこれらの二次的な「アルベド」中性子は,特に放射線生物学的に影響の大きい高LET放射線を 生成する相互作用により,全体の被ばくに大きく寄与する。

(257) 有人宇宙探査ミッションのための遮蔽戦略の策定のために,すでに膨大な活動が行われている。この活動の結果が,この分野における多くのワークショップや刊行物である。上述したように,すべての計算と測定は,含水素材料が単位質量当たりの候補として最適であることを示している。 Wilsonら(1999,2001)から引用した次の図は,地球の月と火星でのGCR,および最悪ケースのSPEに対してこのことを明確に示している。

(258) 宇宙機船内の防護の多くは、宇宙機の構造要素と機器によって提供される。宇宙機の構造については、遮蔽効率と機械的安定性との妥協点を見出す必要があり、そのプロセスを最適化するために 多機能な材料が必要となる。宇宙機船内のシェルターでは、その材料が宇宙での適用に耐えられるものであればそのような制限はなく、質量あたりの効率が唯一の重要なエンドポイントとなる。最近の研究では、図5.11に示すように、さまざまな遮蔽材料について垂直入射の研究が行われている

(Zeitlin et al., 2006)。二次中性子の生成に対する粒子の入射角の影響は複雑で,遮蔽材の種類と 強い相関を示す。このような研究は、当然ながら拡大する必要がある。

(259) 現場での宇宙放射線線量測定の初期の試み以降,最も単純な輸送問題であっても,着目する地 点周辺の詳細な厚さ分布がわからなければ,特により薄い遮蔽が存在する場合,測定値と計算値の間 に満足な一致が得られないことが知られている。したがって,「平均的な」厚さの「均質な」「等方 的な」遮蔽に対する放射線被ばくの推定は,さまざまなコンフィギュレーションの定性的な比較にし か役立たない。放射線被ばくを正確に定量的に評価するためには,代表的な遮蔽の厚さの関数として の周囲の遮蔽物質の分布に関する知識が不可欠である。

(260) 一般的にGCRに対する遮蔽には限界がある。しかし,遮蔽設計において最適な遮蔽材料を選 択し,最適な消耗品を含めることで,太陽極小期には約30%の,太陽極大期にはそれ以下の程度で, 大幅な線量低減が可能となる。SPEの場合,線量低減の効果は初期陽子のエネルギー分布に大きく依 存するが,遮蔽することで実効線量をファクタ2から10以上低減することができる。最初のステップ として,将来のLEOやそれ以遠の有人ミッションで使用候補となる可撓性材料の定義,調達,特性評 価が居住構造物対して必要である。コンピュータコードは,そのような材料の特性を明らかにするた めのツールである。次のステップは,遮蔽解析のためのモデルとツールの改良と検証であり,全体的 な不確かさを低減することを目的として,加速器による遮蔽研究から得られた測定値や飛行中の測定 値との比較を行い,相関関係を求め,モデルの調整を行う。

5.6 月および火星の表面

(261) フリースペースでのGCRと比較して、惑星や月面での放射線環境には2つの効果が強く影響している。大地による遮蔽で、宇宙放射線は2nのジオメトリでしか表面に入射しない。また、火星や地球の月の表面からはアルベド放射線が発生する。光子、中性子、または中性子によって生成される二次荷電粒子は、CO2や氷の存在を含む土壌や大気(火星の場合)の原子組成、および月または火星のレゴリスからの高い中性子フルエンス率に依存する(Clowdsley et al.2000)。中性子は、GCRの大気との相互作用によって生成される前方向の成分と、火星のような惑星表面上のアルベド成分に分けられる。アルベド中性子は、図5.12に示すように、土壌の1m程度の深さで生成される場合があり、そのフラックスは土壌の組成や温度の季節変動に影響されることになる。火星での大規模な砂塵嵐は、中性子や荷電粒子のさらなる散乱を引き起こす可能性がある(Wilson et al., 1995a)。地球の月や火星の表面における放射線環境についてのより詳細な情報は、最近の刊行物(Tripathi et al., 2006; De Angelis et al., 2007; Reitz et al., 2012)に記載されている。

6. 人体内の放射線場と線量

(262) 宇宙飛行士の体内の放射線場は、人体の原子や原子核との相互作用により外部の放射線場とは 異なる。宇宙飛行士の被ばく線量や、宇宙放射線被ばくによる確率的および確定的影響の両方のリス クを推定するためには、体内の粒子輸送を解析することが不可欠である。この解析には、さまざまな シミュレーションコード(6.3節参照)及び、人体やその一部の解剖学的構造を表現したコンピュータ ファントムが用いられる。放射線防護において、臓器または組織の平均吸収線量*D*rは、ヒトの線量を 特定するための基本量である(3章参照)。さらに、放射線被ばくによる確率的または確定的損害の リスク評価には*D*rに適切な加重係数を適用する必要がある。

(263) 一般的に、人体の線量評価には計算あるいは測定と計算を組み合わせた2つの異なる手順を適 用することができる。宇宙機の船外または船内の放射線場パラメータ(例えば、粒子ラジアンスのエ ネルギー分布、LET分布)は、測定または計算のいずれかによって決定され、その後、人体の臓器お よび組織における線量は粒子輸送コードを用いて計算される。この作業の実施には2つの可能性があ る。宇宙飛行士付近の放射線場パラメータ(例えば、フルエンスのエネルギーと方向の分布、DL分布 等)を評価し(6.3節)、臓器線量の評価のために関係するすべての種類の粒子についてフルエンス-線量換算係数を適用する方法(7.2節参照)、あるいは宇宙機船外の放射線場データと、宇宙機内およ び人体内の放射線輸送の両方を行うコードを用いて、体内の臓器線量を計算する方法(7.3節参照)が ある。

(264) 別の方法として,着目する人物の身体付近で吸収線量や線量当量を測定し,その値を人体内の 線量に直接相関させることもできる。これは,地球上の個人線量測定で行われる通常の手順であり, 強透過性放射線に対する個人線量計の測定値は,通常の放射線防護を目的とした実効線量として十分 に正確な値であるとみなされる。しかし,宇宙空間では,放射線場が非常に複雑で,時間や宇宙機船 内の位置によっても変化するため,この方法は困難である。4章で示したように,単一の装置ではこ の作業を満たすことができず,臓器・組織の線量当量,あるいは実効線量当量を評価するためには,

334

いくつかの検出器のセットが必要となる。宇宙機船内での人の位置や向きによって、宇宙機の遮蔽分 布の異方性による臓器線量の変動が生じる可能性があり、これは太陽陽子や捕捉放射線にとって重要 なことである(Wilson et al., 1995c)。いずれにせよ、想定される作業にシステムが適しているかど うかを試験するために、粒子輸送計算を使用する必要がある。

6.1 ファントム

(265) 最初のコンピュータファントムは、オークリッジ国立研究所(Snyder et al., 1969)におい て、米国核医学会のMIRD委員会(the Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee)のた めに開発された。MIRDファントムは、男女の臓器や組織を含む両性具有として設計されており、さ まざまなモンテカルロコードと組み合わせて、放射線防護の研究に広く利用されている。一方、男性 用解剖学的コンピュータファントム(CAM)(Billings and Yucker, 1973)女性用解剖学的コンピュ ータファントム(CAF)(Yucker and Huston, 1990)は、それぞれ1973年と1990年に開発された。 NASAはそれら2つのファントムとHZETRN輸送コードを組み合わせて長年にわたり宇宙放射線の研 究を行っている。これらのファントムは、理想化された人体臓器の形状と位置を平面、円筒、円錐、 楕円、球面で表す数式に基づいている。

(266) これらの初期のモデルを拡張・改良して、過去20年間でさまざまなグループが「断層撮影」 または「ボクセル」と呼ばれる新しいタイプの解剖学的ファントムを開発してきた。ボクセルファン トムとは、単一の個人を高解像度でスキャンして得られたコンピュータ断層画像や磁気共鳴、あるい はその他画像を基にした解剖学的モデルのことで、ヒトの解剖学的構造をより現実的に再現すること ができる。それらは多数の体積要素(ボクセル)で構成されており、現時点では最も詳細な人体解剖 学的表現が可能である。しかし、これらのモデルは、特定の個人から得られたものであるため、 *Publication* 23 (ICRP, 1975) や*Publication* 89 (ICRP, 2002) で定義されている平均的な白人の男 性や女性を表しているわけではない。この矛盾を回避するために、委員会は、*Publication* 110

(ICRP, 2009) で定義された成人の標準男性と標準女性を表す標準ボクセルファントムを導入した。 このファントムは,実在の人物の医療画像データに基づいて構築されているが,その解剖学的パラメ ータは*Publication* 89 (ICRP, 2002) で示されたものと一致するように修正されている。これらのフ ァントムは,委員会が放射線防護指針や基準データ(例えば,線量計測値の換算係数)を作成する際 に使用されている。*Publication* 116 (ICRP, 2010) に掲載されているすべてのデータは,真空中に 配置された男性および女性の標準ファントムを用いて計算されている。NASAでは,Kramer ら

(1982)が開発したMAXモデルとFAXモデルによるボクセル法をHZETRNコードに適したレイトレ ーシング法を用いて使用している(Kim et al., 2010b; Slaba et al., 2010)。

(267) ファントムの1つの限界として、人体の表面やその付近にある組織または臓器(例えば、皮膚 や眼の水晶体)の薄い構造を再現するには、解像度が十分ではないことがある。これにより、捕捉陽 子や捕捉電子などの低エネルギー粒子が入射した場合、そのような組織・臓器の線量の過大評価また は過小評価を引き起こす。そのため、ファントムを用いてこのような組織・臓器の線量を正確に計算 するには、特別な手順が必要となる。この問題に関するより詳細な説明は、*Publication* 110 (ICRP, 2009) に記載されている。

(268) 人体形状ファントムを実体化するため、地球上では水や組織等価プラスチックなどいくつかの素材が使われている。一方で、実用的な理由から宇宙に打ち上げられるのは固体のプラスチック製フ

アントムだけである。頭部および上部胴体のRANDO®ファントムがスペースシャトル(Konradi et al., 1992; Yasuda et al., 2000; Badhwar et al., 2002a)およびISS(Cucinotta et al., 2008)に搭載された。もう1つのRANDO®ファントムは、MATROSHKAプロジェクトの一環としてISS船内と船外で被ばくさせた(Reitz et al., 2009)。また、MATROSHKA-Rプロジェクトの一環として、組織等価プラスチックで構成された球状のファントムがISS船内に設置された(Shurshakov et al., 2004)。これらのファントムには、多数の受動型および能動型検出器が挿入あるは装着された。検出器から得られたデータは、コンピュータファントムを用いて行われた粒子輸送シミュレーションの正確さを検証するのに役立つ。

6.2 線量換算係数

6.2.1 臓器·組織内平均吸収線量

(269) ある臓器Tと放射線タイプRについての臓器の平均吸収線量*D*r,Rは、人体に入射する粒子のフルエンスのエネルギー分布を、その臓器のフルエンスから吸収線量への換算係数dr,R(*E*)倍することにより得られる。

$$D_{\mathrm{T,R}} = \int_0^\infty d_{\mathrm{T,R}}(E) \frac{\mathrm{d}\Phi_{\mathrm{R}}}{\mathrm{d}E} \mathrm{d}E$$

(6.1)

ここで、 $\Phi_{R}$ は、人体に入射したタイプRの粒子のフルエンスである。換算係数 $d_{r,R}$ は、主に人体の均 ーな被ばくに利用できるため、この式の適用は、常に人体の均一な被ばくを仮定している。この仮定 がほぼ満たされていない場合、このアプローチの適用にはさらなる検討が必要である。

(270) 臓器線量を評価するためには、人体のすべての臓器および組織、着目するすべての粒子および エネルギー、そして実際の照射ジオメトリに対する換算係数が必要である。

(271) 換算係数の計算のため,数学的な人体形状ファントムに単一エネルギー粒子を単純な照射ジオ メトリで入射させてシミュレーションする。すなわち,主に正面からの均一な入射,右側または左側 からの入射,背面からの入射,回転および等方性の被ばくである。宇宙放射線に対する宇宙飛行士の 被ばくを適切に記述するために,通常,等方照射が仮定されるが,それは主にGCRの等方的なフルエ ンス率と宇宙機船内での宇宙飛行士の動きがあるためである。しかし,この仮定は常に状況をよく表 しているとは限らない (Wilson et al., 1995c)。

(272) 人体のさまざまな臓器および組織の吸収線量は、各臓器領域に沈着したエネルギーを、その質量で割ったもので評価される。ボクセルファントムの場合、各臓器に割り当てられたボクセルに沈着したエネルギーを臓器質量で割ったもので、臓器の平均吸収線量を評価する。この方法は、委員会が採用した換算係数の計算のために、皮膚を含むほとんどの臓器に適用されている。例外は赤色骨髄(RBM)と骨表面(骨内膜)であり、これらは標準ファントムで明確に定義されていない。Schlattら(2007)によれば、赤色骨髄における平均吸収線量*D*<sub>RBM</sub>および骨内膜における平均吸収線量

 $D_{
m Endosteum}$ はそれぞれ、次の式で決定される。

$$D_{\text{RBM}} = \sum_{i} \frac{m_{\text{RBM},i}}{m_{\text{RBM}}} D_{\text{spongiosa,i}}$$

$$(6.2)$$

 $D_{\mathrm{Endosteum}} = \sum_{\mathrm{i}} \frac{m_{\mathrm{Endosteum,i}}}{m_{\mathrm{Endosteum}}} D_{\mathrm{spongiosa,i}}$ 

(6.3)

ここで, *m*<sub>RBM</sub>,iはi番目の海綿質領域におけるRBMの質量, *m*<sub>RBM</sub>はRBMの総質量, *D*<sub>spongiosa,i</sub>はi番目の海綿質領域の線量, *m*<sub>Endosteum</sub>,iはi番目の海綿質領域における骨内膜の質量, *m*<sub>Endosteum</sub>は骨内膜の総質量である。

(273) 一例として,標準成人男性と女性のファントムの等方照射に関して委員会が発表したRBMおよび生殖腺の換算係数を,中性子エネルギーの関数として図6.1に示す(ICRP, 2010)。

(274) 図6.2は,陽子のエネルギーの関数としてのRBMおよび皮膚に対する同様の換算係数を示している(ICRP, 2010)。臓器線量の性差は少数の臓器でのみ顕著であり,関与する放射線の種類やエネルギーによって異なることに留意すべきである。

(275) 臓器および組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数は,原子番号28まで,エネルギー1 MeV/uから100 GeV/uの重イオンについて, *Publication* 103 (ICRP, 2007) で与えられた指示に従い,PHITSコードと標準ボクセルファントムの組み合わせを用いて系統的に計算されている (Sato et al., 2010)。いくつかの重イオンの値は附属書Aに記載されている。男性および女性,そして身体の等方被ばくに関するすべてのデータセットは,本報告書に添付されたCDに収録されている。

(276) 一例として,標準成人男性ファントムに<sup>4</sup>Heと<sup>28</sup>Siイオンを等方照射した場合のRBM,乳房, 胃,および皮膚のデータを図6.3に示す。

(277) 図6.3から, 臓器ごとの線量換算係数は,約200 MeV未満のエネルギーでは非常に異なるが, 高エネルギーでは非常に類似していることが分かる。低エネルギーでは,入射粒子は組織内での飛程 が短く,一般に表面(すなわち,皮膚)の近くで止まる。一方,高エネルギーでは,入射粒子は非常 に長い飛程を有し,一般にブラッグピークを形成することなく人体を透過する。したがって,線量 は,低エネルギー粒子の照射と比較して,人体内により均一に分布する。

6.2.2 臓器および実効線量当量

(278) フルエンスから臓器および組織の平均吸収線量への換算係数dr,Rは、人体における線量評価の 基礎であるが、非常にさまざまな線質の放射線が混在する放射線場では、フルエンスから臓器および 組織の線量当量への換算係数hr,Q,Rの方が、宇宙における放射線防護とリスク評価には適しているこ とが多い。ほとんどの宇宙機関[米国(NASA)、欧州(ESA)、日本(JAXA)、中国(CSA)お よびロシア(FSA)の宇宙機関]は、1990年代後半以降、臓器および組織への線量当量を採用してい る(NCRP, 2000)。

(279) 臓器および組織の平均線量当量および実効線量当量は、LETの関数である線質係数によって加 重をしなければならないため、その計算は吸収線量の場合よりも複雑である。この場合、着目する臓 器・組織でエネルギーを沈着させる電離粒子の電荷およびエネルギーを決定しなければならない。組 織および臓器における平均吸収線量の決定のためにカーマ係数が使用される場合(例えば、約 20 MeV未満の中性子について)、さらなる補正を含まない限り、Q値の評価が可能とならない。

(280) 臓器・組織Tの線量当量H<sub>T,Q</sub>は、次の式で計算される。

$$H_{\mathrm{T,Q}} = \sum_{\mathrm{R}} \int_{E} h_{\mathrm{T,Q,R}}(E) \frac{\mathrm{d}\Phi_{E}}{\mathrm{d}E} \mathrm{d}E = \sum_{\mathrm{R}} \int_{E} Q_{\mathrm{T,R}}(E) d_{\mathrm{T,R}}(E) \frac{\mathrm{d}\Phi_{E}}{\mathrm{d}E} \mathrm{d}E$$
(6.4)

337

平均線質係数QT,Rは式 (3.10)のQ(L)に基づく。

(281) 臓器および組織について平均線質係数*Q*<sub>T,R</sub>とフルエンスからの線量当量への換算係数*h*<sub>T,Q,R</sub> が,標準ボクセルファントムとPHITSコードを組合わせて用いることで,原子番号28までの重イオン でエネルギーが1 MeV/uから100 GeV/uのものについて体系的に計算されている(Sato et al.,

2010)。臓器および組織について人体の等方被ばくの場合の平均線質係数のデータの一部を付録Aに示す。全データセットは付属CDに収録されている。

(282) 4Heと<sup>56</sup>Feによる等方照射について,標準成人男性と標準成人女性ファントムのRBM,乳房, 生殖腺(それぞれ精巣と卵巣)および皮膚に関してPHITSによって得られた臓器線量当量の換算係数 を図6.4と図6.5に示す。

(283) フルエンスから実効線量当量への換算係数に関する限り、中性子のデータは実効線量のデータ と非常に類似している。低エネルギー陽子では、実効線量と実効線量当量の換算係数に大きな差があ り、平均線質係数の値が放射線加重係数の2よりもはるかに大きい。しかし、高エネルギー陽子場で は、実効線量と実効線量当量に対する低エネルギー陽子の寄与が小さいため、この差はあまり重要で はない。図6.6は、いくつかの重イオンに対する標準成人男性ファントムの被ばくについてフルエンス から実効線量当量への換算係数を示している。一般的に、男性と女性の標準ファントムの間では*H*Eの 計算値の差異は非常に小さい。

(284) ある臓器の平均吸収線量に対する平均線量当量の比が,その臓器の平均線質係数となる。一例 として,図6.7 (a~d)は,標準成人女性ファントムを陽子,4He,<sup>12</sup>C,<sup>56</sup>Feイオンに被ばくさせた 場合のRBM,乳房および皮膚の平均線質係数を示している。

(285) 図6.7に見られるように、特定のイオン種の等方被ばくでは、異なる臓器および組織の $Q_{\Gamma}$ の違いは比較的小さい。したがって、人体の平均線質係数 $Q_{E,ISO}$  {委員会によって与えられた組織加重係数 (ICRP, 2007)を用いて臓器および組織を加重して算出 [式 (3.12)を参照] } は、等方被ばく状況における線質を良く表している。一般的に、標準男性と標準女性ファントムとで計算された $Q_{E,ISO}$ の差は非常に小さい。

(286) 前後方向の放射線について、中性子および陽子の人体平均線質係数を図3.11および図3.12に示 す。等方被ばくのデータは附属書Aにあり、図6.8(a,b)に示されている。図6.9は、さまざまな重イ オンに対する同様のデータを示している。

(287) 固形がんに対してNASAによって提案されたQ関数(図3.14参照)に基づき,臓器および組織の平均線質係数 $Q_{r,NASA}$ もまた,標準ボクセルファントムとPHITSコードを組み合わせて用いて計算された(Sato et al., 2013)。一例として,図6.10(a~d)は,陽子,<sup>4</sup>He,<sup>12</sup>C,<sup>56</sup>Feイオンに等方被ばくした場合のRBM,乳房,胃および皮膚の $Q_{r,NASA}$ を示している。RBMの値は,固形がんの値の4分の1である白血病に対するNASAの線質係数で計算された。

(288) 陽子と軽イオンについては、 $Q_{\Gamma,NASA}$ の値は、RBMを除いて、式(3.9) で与えられる関数 Q(L)に基づくデータよりも大きい(表A1、表A5~表A12を参照)。しかし、重イオンについては、  $Q_{\Gamma,NASA}$ の値は、特に超低エネルギーと超高エネルギーの粒子で、ICRPの関数に基づく値よりも一般 的に小さい。低エネルギーで $Q_{\Gamma,NASA}$ が小さくなるのは、高LET域でのLの増大に伴い $Q_{\Gamma,NASA}$ が大きく 減少することに起因している。一方、高粒子エネルギーでは、NASAの概念における飛跡構造の検討 が重要になる。 (289) 図6.11は,標準成人女性ファントムのさまざまな粒子による等方被ばくについて*Q*<sub>T,NASA</sub>に基づく人体の平均線質係数を示す。この計算には,*Publication 103*(ICRP, 2007)で定義された組織加重係数*w*rを採用した。

6.3 宇宙機内の宇宙飛行士の臓器線量の計算

(290) 一般的に,体内の臓器線量は,宇宙機船外の放射線場パラメータと,宇宙機内および人体内の 放射線輸送を組み合わせたコードを使用して計算することができる。原理的には,この手順は,宇宙 機の船壁の違いや宇宙機内の物質の分布に起因する,宇宙機船内の放射線場の不均一性をすべて考慮 に入れている。このアプローチは,NASAが高速放射線輸送コードHZETRNとさまざまな人体形状フ ァントムを用いて実現したものである(Wilson et al., 1995c; Badhwar et al., 2002a; Cucinotta et al., 2008)。必要とされる船外の放射線場パラメータには,すべての種類の放射線のフルエンスのエ ネルギー分布と方向分布,およびいくつかの要因による時間依存性が含まれる。このアプローチは, EVA時の場や,地球の月や惑星上の居住部にいる宇宙飛行士の場に適用できる。

(291) この方法を確認するために、ヒトの組織等価物質の現実的な分布を含むファントム胴体が、い くつかのスペースシャトルミッションで飛行した。臓器線量当量は、TLDとPNTD(CR-39®)検出 器を組み合わせた方法で評価されている(Yasuda et al., 2000; Badhwar et al., 2002b)。表6.1は, HZETRN/QMSFRGモデル(Cucinotta et al., 2008)を用いて計算したデータと、スペースシャトル ミッションSTS-91におけるYasudaら(2000)による測定値との比較である。このミッションでは ISSの飛行と同じ軌道であるミールステーションに軌道傾斜角51.6度で飛行したものである。また、 等方照射のための線量換算係数とPHITSで計算した対応するデータを,表6.1に示す(Sato et al.)。 この比較では,実測値と両計算値が非常に良好な一致を示した。STS-91で飛行したNASAのファント ム胴体実験(Badhwar et al.2002a,b)は、2001年にISSのIncrement 2で再飛行した。この実験で は、胴体の重要な臓器の位置にいくつかの小型の能動型シリコン検出器が装着され、時間依存の線量 データが得られた。時間依存データをISSの軌道と相関させることで,捕捉陽子とGCRの臓器線量へ の個々の寄与を分離することができる。表6.2はHZETRN/QMSFRGの結果(スケーリングなし)と 測定値を比較したもので、良好な一致を示している。この結果から、捕捉陽子の吸収線量に対する GCRの比は約1.5であることを示した。組織遮蔽がない場合のGCRの平均線質係数(~3.5)は、捕捉 陽子の平均線質係数(~1.5)の2倍以上である。これらの結果は,ISSミッションや多くのスペース シャトルミッションにおける臓器線量当量が主にGCRによるものであるという仮定を支持するもので ある。

(292) 多くの著者が、同じアプローチを用いて惑星間ミッションで受ける線量を評価している
(Badhwar et al., 1994; Zapp et al., 2002; Hoff et al., 2004; Ballarini et al., 2006; Cucinotta and Durante, 2006a; Trovati et al., 2006)。ボクセルファントムGolem (Zankl and Witmann, 2001)
を用いたFLUKAコードによって、アルミニウムの壁の厚さが変化するカプセルのような囲いの内部の線量が推定された(Ferrari, 2007)。宇宙機にはGCRの粒子が一様に等方的に入射するものと仮定した。一例として、図6.12にアルミニウムの壁の厚さの関数としてのRBMへの吸収線量率の計算結果
を示す。全線量率に対する一次粒子の寄与も図6.12に示されている。

(293) 1 g·cm <sup>-2</sup>のアルミニウム透過後の吸収線量率の計算値は0.378 mGy·d<sup>-1</sup>となり、59%が陽子、21%が $\alpha$ 粒子、10%は2 < Z ≤ 8のイオン、5%は8 < Z ≤ 14のイオン、そして5%はZ>14のイオンによる

ものであった。これらのイオングループの吸収線量率の寄与には、一次イオンの寄与およびそれらの 相互作用によって生成されたすべての生成物の寄与が含まれる。非衝突粒子の吸収線量率への寄与は 0.206 mGy・d<sup>-1</sup>であった。

(294) 換算係数を用いずに、GCRの外部放射線のフルエンス率から臓器線量当量率を直接評価した 例を図6.13に示す。上述のシミュレーション(図6.12参照)と同様に、この図は、RBMに対する線量 当量率を、カプセルのアルミニウム壁の厚さの関数として示している(Ferrari, 2007)。なお、これ らのデータは、*Publication 60*(ICRP, 1991)で勧告されている組織加重係数を適用していることを 留意すべきである。

(295) 1 g·cm <sup>-2</sup>のアルミニウム透過後のRBMの線量当量率の計算値は1.26 mSv·d<sup>-1</sup>であり,31%が 陽子,11%がα粒子,13%は2 < Z ≤ 8のイオン,16%は8 < Z ≤ 14のイオン,そして29%はZ > 14のイ オンによるものであった。これらのイオングループの吸収線量率の寄与には,一次イオンの寄与およ びそれらの相互作用によって生成されたすべての生成物の寄与が含まれる。非衝突粒子の吸収線量率 への寄与は0.72 mSv·d<sup>-1</sup>であった。

(296) 他にも数名の著者が、宇宙飛行士の受ける臓器線量当量および実効線量当量を決定するため、 特にカプセルの壁の厚さによる遮蔽効果を調べるために、上記の方法を使用した。Slabaら (2010) は、GCRとSPEの両方の環境下で防護量を計算した。アルミニウム製の球形シェルが等方照射されて いると仮定し、さまざまな計算モデル (CAM, CAF, MAX, FAX)を使用した。Ballariniら (2006) とTrovatiら (2006) は、数学モデルとボクセルファントムを組み合わせたFLUKAコード を用いたモンテカルロシミュレーションにより、さまざまな遮蔽を用いた深宇宙でのGCRとSPEの臓 器線量を計算した。

(297) さらに、これらの放射線場における線量当量の値が線質係数の異なる概念にどの程度依存して いるかを決定することは興味深い。GCR場で与えられるようなエネルギー分布を持つ一次入射粒子 (人体の等方被ばく)のZの関数として、図6.14はQ(L)関係を用いた人体平均の平均線質係数と、粒 子の飛跡構造の概念に基づき、固形がんと白血病で異なる線質係数値を用いた最近のNASAの線質係 数のアプローチを比較したものである(Cucinotta et al., 2013)。計算ではISS軌道上での太陽極小 期に対してHZETRNコードを使用した。薄い(5g·cm<sup>-2</sup>)または厚い(20g·cm<sup>-2</sup>)アルミニウム遮 蔽のいずれかを適用して、異なる計算を行った。2つのアプローチによる違いは、主に低・高Z粒子 について生じている。

6.4 測定による体内線量の評価

(298) 宇宙飛行士の体内線量評価のための具体的な実用量は、これまでに定義されていない。しか し、放射線場のいくつかの特性は、宇宙飛行士の実効線量当量の決定に何らかの助けとなるかもしれ ない。第1に、放射線場には組織内での飛程が長い超高エネルギー粒子が主要な構成要素として含ま れており、これが体内の線量に大きく寄与している。第2に、宇宙飛行士は通常動き回っており、特 定の場所や方向に長期間固定されていないという状況を考慮すると、身体に入射する放射線はほぼ等 方的であると考えられる。そのため、計算では宇宙飛行士の等方被ばくを仮定しており、その結果 GCR被ばくによる体内の線量分布は比較的均一になる(図6.12と図6.13参照)。しかし、主に皮膚や 体表面付近のその他の組織の線量に主に寄与する低透過性の放射線の場合はこの限りではない。 (299) したがって、いずれの線量測定システムも、強透過性放射線および低透過性放射線を識別できる能力を有していなければならない。また、人体内の線量当量の評価には、*L、D*Lに関する組織の吸収線量の分布に関する情報が不可欠である。

(300) 宇宙における人型ファントム内の線量分布および臓器線量の測定は、NASA [6.3節参照
(Wilson et al., 1995c; Badhwar et al., 2002a; Cucinotta et al., 2008) ] や, MATROSHKA共同研究
(Reitz and Berger, 2006; Reitz et al., 2009) において実施され、HAMLET共同研究(www.fp7-hamlet.eu)のメンバーによって活用されている。MATROSHKAと呼ばれる組織等価の人体形状ファントムには、TLDおよびNTDを中心にさまざまなタイプの線量計が数百も取り付けられ、さまざまなISSミッションにおいて宇宙で被ばくされている。

(301) MATROSHKA実験は、ISSの船外で被ばくさせた人型ファントム(MTR - 1ミッション) と、ISS船内の異なる遮蔽位置の2か所で被ばくさせた人型ファントム(MTR-2AおよびMTR-Bミッ ション)において、詳細な深部線量分布を提供している。図6.15(a)は、MTR-1ミッションにおけ るMATROSHKAファントムの1598か所に取り付けたTLDの読み値に基づく線量率分布を示してい る。ISS船外のファントムを用いた測定では、吸収線量率は0.1 mGy・d<sup>-1</sup>から0.5 mGy・d<sup>-1</sup>の範囲であ り、ファントム表面が最大線量である。ISS船内の他のミッションでは、宇宙機の遮蔽により、吸収 線量率は主に0.13 mGy・d<sup>-1</sup>から0.23 mGy・d<sup>-1</sup>の範囲に抑えられている。

(302) NUNDO (Numerical Rando) と呼ばれるボクセルモデルを構築するために, MATROSHKA ファントムのコンピュータ断層撮影スキャンが行われる。コンピュータプログラムでファントム全体 にわたる各点の線量を補間することによって,線量分布の計算を可能にした[図6.15 (b)参照]。 全吸収線量率と線量当量率の分布,ひいては臓器および組織における平均吸収線量率と線量当量率の 評価のため,TLDとPNTDで測定されたデータが組み合わされている。線量当量率は,*Publication 60* (ICRP, 1991) で定義された線質係数を用いて計算した。

(303) MTR-1ミッションで皮膚付近の高い線量勾配は、SAAでの電子と陽子の高い寄与によるもの である。ISS船内では、宇宙機による遮蔽によってこの寄与が大きく減少する(図6.16と図6.17参 照)。GCRの粒子エネルギーが高く、フルエンス分布がほぼ等方的であるため、より深部にある臓器 の線量率はほぼ一定である。これは、宇宙機船内を移動する宇宙飛行士にとってはさらに顕著であ る。

(304) 測定された臓器吸収線量データを, ISSの簡略化されたジオメトリを用いてPHITSにより計算 した宇宙機船内の宇宙放射線フルエンス率に,線量換算係数を乗じて得られた値と比較した(Sato et al., 2011)。等方照射の仮定を前提として,さまざまな近似の導入を考慮すると,いくつかの臓器で 相違が見られたものの,非常に満足のいく一致が見られた。

(305) ISS船外のMATROSHKA実験で測定された臓器吸収線量と比較するため、同様のデータが計算されている。表6.3に示すように、容認できる一致が得られた。

(306) 肺,食道,胃などの内部臓器については非常に良好な一致であった。しかし,この計算は,体 表面付近に位置する臓器,特に皮膚で測定された吸収線量率を大きく過大評価している。これはおそ らく,低エネルギーの陽子や電子に多く遭遇したことによる影響や,計算と実験で使用したファント ムと周辺環境のジオメトリが異なっていたことが原因である。 (307) 重イオン輸送コードの正確さについては、5.3.1節で考察した。使用された人体形状ボクセル モデルの差異に関しては、NUNDOモデル(MATROSHKA)またはICRPの標準ボクセルファントム を使用して計算された単一の臓器・組織の吸収線量と線量当量の値の違いは非常に小さく、図6.18に 示すとおりである(Matthiä et al., 2013)。

6.5 生物学的線量測定

(308) 宇宙機における放射線場は非常に複雑で,強度や組成が時間とともに変化するため,生物学的 線量測定は実効線量当量を評価する上で宇宙飛行士の身体外部での個人線量測定の代替となる。人体 のリンパ球は循環しているため,人体内に広く分布する標的となりうる。さらに,未成熟染色体凝縮 法を用いた場合,第一細胞周期における全染色体交換のRBE-LET依存性は,委員会が定義した*Q(L)* 関係(図3.4参照)に類似している(Cucinotta et al., 2008)。

(309) この方法は、スペースシャトル飛行(George et al., 2001)、ミール宇宙ステーション(Yang et al., 1997; Fedorenko et al., 2001)およびISS(Cucinotta et al., 2008)における宇宙飛行士の線量を推定するために既に適用されている。

(310) 表6.4では、ISSミッションで物理的・生物学的線量測定によって得られた線量が比較されており、比較にはy線を用いた個人または集団関連の校正に基づくバイオマーカーの結果も含まれている (Cucinotta et al., 2008)。当該結果の差異は、4~7か月のミッション期間によるものである。バイ オマーカーの結果はRBE・D(単位:mGy)によって示している。このRBE加重線量値は、臓器また は組織に対する線量当量の値(ここでは皮膚の線量当量)や、線量計の読み値にPublication 103 (ICRP, 2007)で示されたQ(L)関係を適用して得た実効線量当量と比較しうる。比較したこれらの 方法が全体的に一致しているということは、宇宙における複雑な環境の特性を適切に把握できている ということに等しい。

7. 宇宙における運用上の放射線防護

(311) 正当化,最適化,および限度を含む,地球上での放射線防護に用いられる指針原則は,宇宙旅行中の放射線防護にも不可欠である。しかし,宇宙飛行士に対する宇宙における運用上の放射線防護は,地球上の外部放射線被ばくの要件(EC,2009)とは大きく異なる。地球上では,線量は一般的に年間限度よりもかなり低く,拘束値に近づくと,実用量の測定結果から実効線量のより良い推定が行われる。宇宙飛行士の場合,線量は主に宇宙での環境状況に基づいており,一般的には1日当たり約1mSvである。ミッションにおける放射線防護には,広範囲にわたるさまざまな対策が含まれるが,これらの対策はすべて,宇宙飛行士の放射線被ばくを容認できる健康リスクのレベルまで低減することを目的としていなければなければならない(NCRP,1989)。他の多くの飛行リスクとは対照的に,放射線被ばくによる影響は潜伏期間が長く,宇宙ミッション終了からかなり後に,がんおよび他の損害が発生する可能性がある。しかし,NCRP(1989,1997)が指摘し,他の研究者

(Schimmerling, 2010; Cucinotta et al., 2010)が議論したように、宇宙飛行における放射線リスクの容認レベルを設定するためには、他の飛行リスクに依存するものと独立したものの両方の、多くの要素を考慮する必要がある。

(312) 宇宙での宇宙飛行士の放射線被ばく評価は、それぞれのミッションにおける運用上の放射線防 護にとって重要な課題である。これは、確率的影響および組織反応に関連するミッション設定線量ま たはリスク参考レベルと比較するために、線質で加重した臓器および組織の線量や、必要に応じて組 織加重を考慮した実効線量当量を計算することで,前向きに実施するものである。ミッション後は, エリアおよび個人の機器による測定結果を含む,入手可能なすべてのデータを組み合わせて線量およ び放射線誘発事象の発生確率を評価すべきである。

(313) 短期,年間,宇宙飛行士の生涯期間に対して,特別な線量参考レベルを定義してもよい。線量 参考レベルは,評価された総損害,眼の水晶体および皮膚に適用されるべきである。総損害は,がん リスクの確率に関係している。皮膚および眼の水晶体への線量は、ミッション中またはミッション後 の障害発生を回避するため,組織反応に関連している。宇宙における放射線場は複雑な性質のため, 参考レベルまたは対策レベルを満たすために,計算による環境の継続的な分析,宇宙飛行士のいる環 境のエリアモニタリング,そして可能であれば,能動型個人線量計の結果分析が求められる。

7.1 飛行前のミッション設計

(314) 飛行ミッションの設計は、最適化の概念に従い放射線被ばくを低減することが目的である必要 がある。最適化の手順を適用するには、宇宙放射線環境について、宇宙機の船外および船内の両方に ついてよく知られていることが必要である。このためには、さまざまな構成要素を伴う外部宇宙放射 線環境(2章参照)、宇宙機/居住部の構造、および船内放射線環境をモデル化する輸送計算の結果 に関する知識が必要である。

(315) 宇宙機/居住部の設計では,線量当量を計算するために放射線輸送コードを使用する必要がある。5章で述べたように,コンピュータコードは一次元または三次元,決定論的あるいはモンテカル ロ法に基づくものである。宇宙機/居住部の構造には,宇宙機内の他の場所よりも線量率が低い場所 を含めるべきである。また、線量率を視覚的に表示するエリアモニタを設置すべきである。

(316) 不確かさを低減するためには(7.5節参照),GCR,太陽エネルギー粒子,および捕捉放射線のモデルをさらに改良して,宇宙機/居住部に入射する放射線環境の完全統合モデルにより正確な予測を可能にする必要がある。これまで,各放射線成分のモデルが開発されてきた。これらのモデルには、いくつかの欠点がある。(i)GCRモデルは、太陽周期依存性と日心距離によるスケーリング特性を十分に表現できていない。(ii)SPEモデルは、太陽圏での輸送の加速メカニズムの理解が不完全であり、予測能力が不足している。(iii)放射線帯モデルは、現在の地球の磁気圏の状況をもはや反映しておらず、捕捉粒子の動的挙動を適切に記述する能力が不足している。

(317) 予測モデルは、太陽上の物理過程、太陽圏における太陽風の輸送と加速、および磁気圏における過程(波と粒子の相互作用、発生と損失過程、および加速メカニズム)についての理解を深めることが必要である。宇宙環境は、太陽活動の変動の結果として、さまざまな時間スケールで大きく変動しやすい。

(318) 一般的に,宇宙環境のすべての側面は影響を受ける側であるが,SPEとコロナ質量放出は,最 も劇的な放射線現象であり,いくつかのミッションにとって深刻な危険をもたらす可能性がある。す べての放射線成分(GCRおよび捕捉粒子を含む)はSPEによっても変調を受ける(例えば,GCRフ ルエンスにおけるフォーブッシュ減少)。SPEとコロナ質量放出を正確に予測することができれば, 遮蔽を考える上でより効果的なアプローチが可能になるだろう。リアルタイム観測と伝搬モデルによ る予測は改善されるべきである。

(319) 宇宙飛行士はEVAの間,特に脆弱であり,その間能動型線量計でモニタリングしなければな らない。リアルタイムでの宇宙天気予報,遠隔の人工衛星およびエリア観測機器がEVA活動を支援す る。リアルタイム測定値は指針を提供し,総リスクが予め設定したミッション中の参考レベルを下回 るよう維持するため,ミッションスケジュールの変更を促すことができる。

(320) 遮蔽要求と戦略の策定が最適化作業を成し遂げるために重要である。被ばくは、被ばく時間の 短縮や受動的な遮蔽によって低減することができる。受動的な遮蔽は、発生した二次粒子、入射粒子 および標的破砕片(中性子を含む)による線量当量が増加することでリスクを増大させる可能性があ る。効果的な遮蔽のためには、平均原子質量の小さい遮蔽材料を使用することが一般的には望まし い。

(321) 放射線輸送コードに関する情報(5章参照)は重要であり、コードの長所と短所は、加速器で 被ばくさせた高度な人体形状ファントムから得られたデータを含む実験データのベンチマークによっ て詳細に検討されるべきである。コードをさらに発展させるため、粒子輸送および断面積データ表の 元となる物理学も向上させなければならない。

7.2 エリアモニタリング

(322) 宇宙機の厳選された場所にあるエリアモニタは環境条件を決定でき、被ばく条件の変化を即時 に警報するのに適している。

(323) 粒子タイプ,フルエンス率,エネルギーと方向の分布,そして場合によっては,線量の観点から放射線環境を決定する機器が必要である。宇宙飛行士の被ばく評価に用いる線量の値や,多くの場所での放射線モニタリングに用いる線量の値は,吸収線量率で与えられるべきである。これらのデータは,最適化対策の実施のために使用することができる。宇宙機における厳選された場所でのエリアモニタは,被ばく条件の変化を即時に警告するのに適している。これは,SPE,電子帯擾乱,およびEVAの前または最中に重要となる可能性がある。機器のリアルタイム校正を検討すべきである。

(324) 適切に設計され,正確に校正された機器が使用されれば,宇宙機の固定位置で測定された量 は,適切な飛行士の活動状況データとともに,宇宙飛行士の全身被ばくまたは局所的な皮膚や四肢へ の線量の適切な評価の基礎となる。原則として,この手順は宇宙飛行士に適用可能であるが,宇宙機 船内の放射線場の強度や放射線種の構成には大きな変動があり,宇宙飛行士の位置も含め時間による 変動性があることから,特に宇宙飛行士の個人被ばくが高い値を示しそれが個人リスク推定の元とな ることを踏まえると,エリアモニタリングが個人モニタリングを完全に代替するには不十分であるこ とを意味する。

7.3 個人モニタリング

(325) 個々の宇宙飛行士の臓器および組織の吸収線量の評価は、線質係数の評価とともに、人体形状 ファントムを用いた計算や個人線量計を用いた測定によって達成することができる(6章参照)。

(326) 臓器および組織の吸収線量と放射線の線質係数を計算する方法の1つは,適切な遮蔽のある宇 宙機のさまざまな位置で標準男性または標準女性ファントムに対して直接これを実施することであ る。ファントムは、特定の宇宙飛行士を近似するように調整できる。結果は、エリアモニタおよび個 人線量計の測定値を用いて正規化される。もう1つの方法は、粒子フルエンスに関する知識を必要と し、粒子種、エネルギーおよびフルエンスの方向分布ごとの換算係数を、宇宙飛行士の均一照射に対 する臓器および組織の吸収線量と対応する線質係数へ適用するものである。

(327) 個人モニタリングは、主に体表面に装着した個人線量計を用いて行われる。個人線量計は記録 用線量計としての機能を果たす。しかし、単一の線量計システムでは、線質で加重された体表面での 吸収線量の評価を提供するには十分ではない。幅広いさまざまな種類の粒子には、少なくとも2つの 検出器が必要であり、1つは低LET放射線に感度を持ち、もう1つは高LET放射線に感度を持つ必要が ある。遮蔽特性の差異により宇宙機船内の被ばくは異方的になる可能性があるため、複数の線量計を 装着させることが有用かもしれない。また、電子や皮膚で停止する低エネルギーの粒子については、 皮膚以外の臓器の線量にはほとんど寄与しないが、船外の線量計では大きな信号となる可能性がある ので、注意を払う必要がある。

(328) 適切な能動型個人放射線検出器を使用することにより、宇宙飛行士の身体および環境内の両方 で、放射線場の特性(入力エネルギー、原子核の存在比、フルエンス率、方向)把握の改善が可能と なる。線量率の測定は、最適化の手順に直接寄与できる。

(329) バイオマーカーによる測定の結果も、個人の放射線被ばくの推定に使用できる。この推定は他の測定と共同で行うことができ、すべての放射線実験情報と効率的なリスク評価に必要な関連するコードを提供し、最終的なリスク推定値の不確かさを最小限に抑えることができる。

7.4 線量記録

(330) 宇宙において宇宙飛行士は例外的な被ばくをしており,個人被ばくの評価は宇宙飛行のための 放射線防護プログラムの一部であるべきである。宇宙飛行士は,線量とリスク評価について可能な限 り早く知らされるべきである。線量は定期的に記帳し,すべてのミッションについて長期間記録を維 持すべきである。

(331) 線量記録は宇宙飛行士の被ばくを正式に示すものであり,秘密情報である医療記録として保管 されるべきものである。この記録には,被ばくの履歴とすべての計算と実験結果が含まれるべきであ る。これらの計算と実験結果には,粒子種およびそのエネルギーと方向に関するフルエンス分布,コ ンピュータコード,換算係数と加重係数,エリアモニタ,個人線量計,そしてバイオマーカーの結果 が含まれる。

7.5 不確かさへの配慮

(332) 地球上において,電離放射線による発がんリスクやその他の晩発性影響のリスクの予測には大きな不確かさがある。宇宙放射線には追加的に考慮すべき事項があり,それらが不確かさをさらに増大させる。宇宙において宇宙飛行士に重大な被ばくの恐れがある場合,不確かさを考慮した場合,容認できるレベルのリスクにつながる被ばくを確実に回避できなくなる可能性があるため,不確かさの境界を計算する必要がある。

(333) 臓器のリスク推定値の不確かさを確立するために必要なすべての情報を提供することが重要で ある。総合的な不確かさは、放射線源モデルおよび宇宙機や居住部を通過する放射線場の輸送モデル の改善、放射線輸送コードの正確さの向上、放射線モニタリングの正確さの向上、線量・線量率効果 係数の推定の向上、線質係数の決定の向上、ならびに疫学的データの統計および線量測定の理解の向 上によって低減されるだろう。

(334) リアルタイムでの放射線測定値,宇宙天気予報およびリスク評価を用いて,フルリスクモデル を開発する必要があるかもしれない。これにより,事前に定義されたミッション参考レベルを下回る 総リスクを維持しつつ,不確かさを評価してミッションを変更することができる。

(335) 重イオンや中性子を含む放射線による被ばくであり、被ばくやリスクに係る参考レベルに近づ く恐れのある高い被ばくレベルであることから、宇宙における被ばくの推定値や被ばくとリスクの関

係における不確かさは、運用上の放射線防護の大きな懸念事項である。Schimmerling (2010) は、 不確かさの評価が放射線防護のアプローチに含まれるという運用上のアプローチを説明している。明 らかに、累積被ばくの「容認できる」レベルは不確かさに依存するため、不確かさの低減はミッショ ン計画の重要な課題であると考えられる。被ばくやリスクの不確かさを推定する方法については、他 にも記述がある (Cucinotta et al.2001b; NCRP, 2006).

8. 結論

(336) 宇宙において、宇宙飛行士は地球上とは全く異なる環境条件の下で生活する。宇宙での放射線 環境は、宇宙飛行士の被ばくに関して、また、そのような被ばくの健康リスクを宇宙ミッション中の 他のリスクと同等になるように制限することに関して、特別な注意と考慮が必要である。

(337) 宇宙でのミッションを遂行する宇宙飛行士の数は、地球上の職業被ばく者の数と比べて非常に 少ない。しかし、長期ミッションでは、宇宙飛行士への線量は一般的に地球上の他の職場での線量よ りも高くなる。そのため、職業被ばく者に対して定義された限度よりも通常はるかに小さい被ばくで ある地球上にいる人と比較するに、宇宙における宇宙飛行士の場合はより個人ベースの線量およびリ スク評価を行うべきである。

(338) 具体的には、以下の点が挙げられる。

- 宇宙の一次放射線場は複雑であり、電子、陽子、a粒子および重イオンが非常に高いエネルギー まで含まれている。追加的な二次放射線(例えば、y線、ミュー粒子、中性子、パイ中間子)
   が、宇宙機の材料、機器、および宇宙飛行士との相互作用によって生成される。
- 計算方法をさらに発展させるためには、粒子輸送と断面積データ表の基礎となる物理学を向上させなければならない。軽い破砕片および中性子の実験上の断面積データが不足している。光子、 陽子、軽イオン、重イオン、中間子および電磁カスケードを含むすべての一次および二次カスケードを処理できるようにコードを改善する必要がある。核相互作用データベースは、特に中性子および軽イオンについて更新する必要がある。
- ・宇宙飛行士のリスク評価の基礎は、成人男性および成人女性の臓器・組織における線量当量母型。
   および<sup>H<sup>F</sup><sub>T</sub><sub>Q</sub>であり、それらは平均吸収線量Drおよび対応する臓器・組織の平均線質係数Qrに基づいている。

  </sup>
- 宇宙空間に存在するすべての種類の放射線について、粒子フルエンスと人体の臓器・組織における平均吸収線量とを関連付ける換算係数、および平均線質係数は、宇宙飛行士の被ばくを評価するための重要なデータベースである。体内の平均吸収線量に基づいて宇宙飛行士の放射線リスクを推定するためには、DrとQrの不確かさの評価が非常に有用である。
- 外部被ばくのエリアモニタリングや実効線量の評価のための実用量の概念は、非常に高いエネル ギーを持つ多くのさまざまな種類の粒子が関与しているため適用できない。その代わりに、粒子 のフルエンスとそのエネルギーおよび方向の分布の測定と決定がより重要であり、線量の評価の 基礎となる。

- 幅広い測定範囲の機器が宇宙空間でのフルエンスおよび線量測定のために設計されている。単一の機器ではすべての粒子ラジアンスとそのエネルギー分布を決定し、人体の臓器線量を評価するのに十分ではないことは明らかである。粒子スペクトロメータ、個人線量計、そして宇宙飛行士の体表面における低透過放射線を測定する特定の機器が必要である。
- 受動型の個人線量計は飛行時間で積算したミッション中の線量を測定するのに一般的に適してい るが,能動型の検出器システムは被ばくの変動を測定でき警報機能(例えば,大規模SPE時に) をもたせることもできる。
- 健康影響に係るバイオマーカーの使用は、物理的線量測定にとって魅力的な補完である。宇宙飛行士の血液サンプルから得られるバイオマーカーは、個人のミッション中の線量を評価するために使用できる。さらに、バイオマーカーは、個人のリスク評価や病気の存在を示すのにも役立つかもしれない。バイオドシメトリは、ISSミッションに参加する一部の宇宙飛行士に対して定常的に行われており、将来の宇宙ミッションでも使用される可能性が高い。バイオドシメトリの方法として有用であるためには、特定のアッセイの応答の線質依存性を知る必要がある。

(339) 宇宙飛行士の被ばくは、宇宙環境に存在し地球上のものとは全く異なる自然放射線源からの環 境被ばくという特殊なケースである。宇宙ミッション、とりわけ長期の惑星間ミッションでは、地球 上の作業者の被ばくに勧告されている年間限度よりも高い被ばくとなるであろう。宇宙飛行士は職業 上の活動で電離放射線に被ばくするが、地球上における作業者および航空機乗務員の放射線防護のた めのICRP体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。したがって、特定のミッショ ンについては、リスクまたは線量の参考レベルが適切なレベルに選択され、任意のミッションに適用 できる線量限度はないかもしれない。この報告書で述べられている被ばく評価とリスク関連のアプロ ーチは、明らかに宇宙での例外的な状況に限定されており、地球上のいかなる他の被ばく状況にも適 用されるべきではない。

付属書A 陽子,中性子,荷電パイ中間子, α粒子および重イオン(2 < Z ≤ 28)の換算係数(粒子フル エンスから臓器または組織における平均吸収線量への)と平均線質係数

(A1) 10 MeV/u~100 GeV/uのエネルギーを有する重イオン(2 < Z ≤ 28)について,標準ボクセルフ アントム(ICRP, 2009)に基づく成人男性および女性の臓器・組織における平均吸収線量への換算係 数を示す。皮膚のデータは、1 MeV/u~100 GeV/uの粒子エネルギー範囲で与えられる。被ばくジオメ トリは常に等方的な放射線入射である。データは、PHITSコード(Sato et al., 2010)と標準ボクセル ファントム(ICRP, 2009)あるいはヒト眼球モデル(Behrens et al., 2010; Manger et al., 2012)を 組み合わせて計算された値に基づいて評価された。眼球モデルは、100 MeV/u未満の粒子エネルギー に対する眼の水晶体のデータを計算するためのみに使用された。低粒子エネルギーでは、モンテカル ロシミュレーションの統計的不確かさにより、データがある程度変動する。皮膚の解剖学的構造は、 標準ボクセルファントムでは十分に再現されていないため、特に低粒子エネルギーにおける皮膚のデ ータの使用には注意が必要である。

(A2) Q(L)関係(ICRP, 1991)に基づき、上記のエネルギーを有する重イオンに対する成人男性および成人女性の標準ファントムの臓器・組織における平均線質係数を示す(Sato et al., 2010)。

(A3) *Q*(*L*)に基づく平均線質係数に加えて、Cucinottaら(2011)が開発した*Q*概念(3.2.3節参照)に 基づく成人男性および成人女性の標準ファントムの臓器・組織における平均線質係数のデータを示 す。この概念では、固形がんと白血病に異なる線質係数の値が割り当てられている。白血病の線質係 数は固形がんの線質係数よりも小さく、RBMの平均線質係数の計算にのみ使用された。また、これら のデータもPHITSコード(Sato et al., 2013)を用いて計算された値に基づいて評価された。

(A4) さらに、Publication 116 (ICRP, 2010)から、陽子、中性子、荷電パイ中間子およびa粒子に 対する等方被ばくの換算係数と平均線質係数を示した。臓器線量の換算係数は、PHITSコードと眼球 モデルを組み合わせて計算した値に基づいて再評価された100 MeV/u未満の陽子とa粒子に対する眼の 水晶体のデータ(Behrens et al., 2010; Manger et al., 2012)以外は、Publication 116 (ICRP, 2010)付属書の対応するデータと同じである。考慮したエネルギー範囲は、パイ中間子とa粒子につい てはPublication 116 (ICRP, 2010)と同じであるが、中性子と陽子については10 GeVから100 GeVに 拡げた。10 GeVを上回るエネルギーを持つ中性子と陽子の臓器または組織における平均吸収線量の換 算係数と平均線質係数は、PHITSコードを用いて計算された値に基づいて評価された(Sato et al., 2009, 2010, 2013)。

 (A5) データの完全なセットは付属のCDに収録されており、実効線量当量の換算係数やグラフ作成の ためのモジュールが追加されている。また、すべてのデータは、ICRPのウェブサイト
 (www.icrp.org) からダウンロードできるデータファイルとしても提供されている。

付属:補足資料

本書に関連する補足資料のオンラインバージョンは、http://dx.doi.org/10.1016/j.icrp.2013.05.004を参 照のこと。



図 2.1 宇宙放射線の積分粒子フルエンス率と粒子エネルギー上限値境界の総観図(Wilson, 1978)

- 1. 積分フルエンス率 (cm<sup>-2</sup>・s<sup>-1</sup>)
- 2. 粒子エネルギー (MeV)
- 3. 太陽風陽子
- 4. オーロラ電子
- 5. 捕捉電子
- 6. 捕捉陽子(外帯)
- 7. 捕捉陽子(内帯)
- 8. 太陽嵐陽子
- 9. 太陽フレア陽子
- 10. 銀河宇宙放射線



図 2.2 自由空間における銀河荷電粒子の元素組成と組織吸収線量および線量当量への相対的寄与 (Cucinotta et al., 2001a)

- 1. 相対的寄与
- 2. 電荷数
- フルエンス 吸収線量

線量当量



図 2.3 放射線防護に関連した,4つの銀河宇宙放射線粒子に係るラジアンスと粒子エネルギーのエネル ギー分布および ua<sup>1</sup>における太陽活動 [太陽極小期 (1977)・太陽極大期 (1959)]による変化 (Badhwar, 1997)

1天文単位(ua)は、地球・太陽間の平均距離にほぼ等しい長さの単位である。1ua=1.4959787069110<sup>11</sup> m。

- 1. スペクトルラジアンス
- 2. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 3. 極小期
- 4. 極大期
- 5. 水素
  - ヘリウム
  - 酸素
  - 鉄



図 2.4 キールの中性子モニターで測定したヘリオセントリック・ポテンシャルの太陽周期における銀河 宇宙放射線(GCR)の相対フルエンス率の経時的変化(NMDB, 2011)

- 1. GCRの相対フルエンス率(%)
- 2. 年



図 2.5 第 19~23 太陽周期における主要な太陽粒子現象の発生と、エネルギーが >30 MeV、 >60 MeV、 および >100 MeV の陽子の積分粒子フルエンス Φ<sub>p</sub> (Kim et al., 2011)

- 1. 周期
- 2. 日付



図 2.6 歴史上「最悪な」太陽粒子現象時の陽子の積分フルエンススペクトル(Kim et al., 2010a)

- 1. 陽子の積分フルエンス (>  $E_p$ ) (cm<sup>-2</sup>)
- 2. 陽子エネルギー (MeV)
- 1956年2月
   1960年11月

1972年8月

- 1989年9月
- 1989年10月



図 2.7 陽子エネルギーが 30 MeV を超える太陽粒子現象の発生確率と,異なる太陽周期および全宇宙時代における現象あたりの陽子フルエンス(Kim et al., 2011)

1. 確率

2. 現象あたりの > 30MeV 陽子のフルエンス (cm<sup>-2</sup>)

- 第 19 周期 第 20 周期 第 21 周期
  - 第 22 周期
  - 第 23 周期
  - 宇宙時代

4.



図 2.8 地球の放射線帯の内帯および外帯に捕捉された陽子および電子のフルエンス率 (単位 cm<sup>-2</sup>・s<sup>-1</sup>) (Allkofer, 1975)

- 1. 地磁気軸
- 2. 地球
- 3. 高度
- 4. 陽子フルエンス率 (cm<sup>-2</sup>・s<sup>-1</sup>)
- 5. 電子フルエンス率 (cm<sup>-2</sup>·s<sup>-1</sup>)


図 2.9 *B*, *L*座標系で表した, さまざまな場所で測定した内帯陽子のフルエンス率(Freden and Paulikas, 1964; Filius, 1965)

- 1. 陽子フルエンス率
- 2. 陽子エネルギー (MeV)
- 3. 1963年1月
   1964年8月
   1966年6月



図 2.10 左:ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AE-8 モデルを用いて計算した太陽極小期および極大期にお ける捕捉電子フルエンス率の平均エネルギー分布 (Jones, 2000) 右:ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AP-8 モデルを用いて計算した太陽極小期および極大期における捕捉陽子フルエンス率の平均エネルギー分 布 (Jones, 2000)

- 1. 平均スペクトルフルエンス率 (cm<sup>2</sup> MeV d)<sup>-1</sup>
- 2. 電子エネルギー (MeV)
- 3(左). AE-8(極大期) AE-8(極小期)
- 3(右). AP-8(極小期) AP-8(極大期)
- 円軌道:593 km 軌道傾斜角:28.5 度
- 5. 陽子エネルギー (MeV)



図 2.11 地上ならびに異なる大気厚・飛行高度および海面位で AIR ER 2 飛行中にボナー球を用いて測 定した宇宙放射線からの中性子エネルギーのフルエンス率分布と中性子エネルギー(Goldhagen et al., 2004)

- 1. 中性子エネルギー (MeV)
- 2. 大気厚



図 2.12 地球磁場による荷電粒子の偏向と捕捉(Spjeldvik and Rothwell, 1983)

- 1. 宇宙線
- 2. 捕捉放射線
- 3. 磁力線



図 2.13 元期(2000.0)の地球磁場モデルにおけるの垂直カットオフリジディティのマップ(単位ギガ ボルト(GV)) (Smart and Shea, 2008)

1. 緯度

2. 経度



図 2.14 (a) 円軌道 223 km における異なる傾斜角でのカットオフリジディティ確率(Heinrich and Spill, 1979) (b) 外宇宙およびさまざまな傾斜角の高度 223 km における軌道での鉄原子核のエネルギ 一分布 (Heinrich and Spill, 1979)

- 1. カットオフ確率
- 2. リジディティ (GV)
- 3. スペクトル粒子ラジアンス ((m<sup>2</sup> s sr MeV/u)<sup>-1</sup>)
- 4. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 5. 外宇宙
- 6. 楕円軌道



図 2.15 国際宇宙ステーション軌道で計算された地磁気透過関数と, 静穏時の磁気リジディティ(点線)
 (Langel, 1992) および Kp 指数で表される地磁気擾乱時の磁気リジディティ(実線)(Nymnik, 1999)
 十字は, Boberg ら(1993) による Kp = 5 についての結果を示す。

- 1. 透過率
- 2. 磁気リジディティ (GV)
- 3. 擾乱時
- 4. 静穏時



図 3.1 ICRP (2007) が勧告する放射線防護の線量(防護量)

- 1. 吸収線量 D
- 2. 臓器または組織 T の平均吸収線量 D<sub>T,R</sub>
- 3. 臓器または組織 T の等価線量 H<sub>T</sub>
- 4. 性別平均
- 5. 実効線量 *E*
- 6. 高線量でのファントム、モデルおよび個人についての情報
- 7. 放射線加重係数 WR
- 8. 組織加重係数 wT

表 3.1 組織加重係数 wr (ICRP, 2007)

臓器・組織	WT	寄与の総計
肺,胃,結腸*,骨髄,乳房,残りの組織†	0.12	0.72
生殖腺‡	0.08	0.08
甲状腺,食道,膀胱,肝臓	0.04	0.16
骨表面,皮膚,脳,唾液腺	0.01	0.04

\* 結腸の線量は, *Publication 60* (ICRP, 1991)の計算法と同じく,大腸上部 (ULI)と大腸下部 (LLI)の線量の質量加重平均とする。

†残りの組織・臓器(全体で 14 種, それぞれの性では 13 種)の名称は : 副腎, 胸郭外組織, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口内粘膜, 膵臓, 前立腺(♂), 小腸, 脾臓, 胸腺, 子宮/子宮頸部(♀)であ る。

‡生殖腺の wr は、精巣と卵巣の線量の平均に適用される。

表 3.2 外部被ばくのための実用量

課題	以下の量に対する実用量		
	エリアモニタリング	個人モニタリング	
実効線量の管理	周辺線量当量 H*(10)	個人線量当量 Hp(10)	
皮膚,手足の線量の管理	方向性線量当量 H(0.07, Q)	個人線量当量 Hp(0.07)	
眼の水晶体の線量の管理	方向性線量当量 H(3, Q)	個人線量当量 Hp(3)	



図 3.2 マウス胚の C3H10T1/2 細胞におけるがん遺伝子形質転換に対する最大生物効果比(RBE<sub>M</sub>)と 線エネルギー付与(LET) (Brenner and Hall, 1992)



図 3.3 チャイニーズハムスターの V79 細胞における hprt 遺伝子座での突然変異誘発に対する最大生物 効果比(RBE<sub>M</sub>)と線エネルギー付与(LET) データは Kiefer ら(1999, 2001)からのものである。破線は, *Publication 60*(ICRP, 1991)に定義さ れている *Q*(*L*)関係を示す。



図 3.4 未成熟染色体凝縮法を用いて第一細胞周期内で測定された全染色体交換に対する最大生物効果 比(RBE<sub>max</sub>)と線エネルギー付与(LET)の関係(George and Cucinotta, 2007; Cucinotta et al, 2008) 線は *Publication 60*(ICRP, 1991)に定義されている *Q*(*L*)関係を示す。



図 3.5 加速重イオン ( $\blacktriangle$ ,  $\triangle$ : 重陽子と He イオン,  $\bullet$ ,  $\circ$ : 重イオン) ビームに被ばくさせたハムスタ - V79 細胞 (黒記号) および哺乳類の T1 細胞 (白記号) の不活性化に対する生物効果比 (RBE) と線エ ネルギー付与 (LET) の関係 (Thacker et al., 1979)



図 3.6 低線量・低線量率  $\gamma$ 線と相対化した, Si および Fe 原子核に被ばくさせたヒトリンパ球の染色体 異常(全交換)に対する最大生物効果比(RBEmax)と線エネルギー付与(LET)の関係(George and Cucinotta., 2007)



図 3.7 次のイオンについて,水中でシミュレーションした飛跡断面:<sup>4</sup>He(0.45 MeV/u), <sup>12</sup>C(10 MeV/u), <sup>28</sup>Si (90 MeV/u) および <sup>56</sup>Fe (1 GeV/u)

XY 平面に投影したものを示している。イオンは、同じ線エネルギー付与条件(~150 keV・ $\mu$ m<sup>-1</sup>)下の 25℃の液体水中で、Y軸の原点に生成される。各点は、放射線分解種を表す(Plante and Cucinotta, 2008)。



図 3.8 線エネルギー付与(LET)(左側)または Z<sup>2</sup>/B<sup>2</sup>(右側)の関数としての,300 eV 以上を受けた 細胞あたりのヌクレオソームの数

H, He, Si および Fe 原子核について計算されたデータを示す(Cucinotta, 2011)。

- 1. 細胞あたりのヌクレオソーム数  $F(\epsilon > 300 \text{ eV})$  (Gy<sup>-1</sup>)
- 2. 陽子
  - ヘリウム
  - ケイ素
  - 鉄



図 3.9 加速重イオン (▲, △:重陽子と He イオン; •, ○:重イオン) ビームに被ばくさせたハムスタ ーV79 細胞 (黒記号) および哺乳類の T1 細胞 (白記号) の不活性化に対する生物効果比 (RBE) と(Z/*B*)<sup>2</sup> の関係 (Thacker et al., 1979)

表 3.3 放射線加重係数\* wR (ICRP, 2007)

放射線の種類	放射線加重係数 WR
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
α粒子,核分裂片,重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの関数としての連続曲線
	[式 (3.9) と図 3.2 参照]

\* すべての数値は、人体へ入射する放射線、あるいは、内部放射線源に関しては、線源から放出される放射線に対するものである。



図 3.10 中性子の放射線加重係数(WR)と中性子エネルギーの関係(ICRP, 2007)

- 1. 放射線加重係数
- 2. 中性子エネルギー (MeV)



図 3.11 中性子の放射線加重係数(WR)および中性子(AP 照射)に対して計算された人体平均線質係数(QE,AP)と中性子エネルギーの関係(Sato et al., 2009)

1. 中性子エネルギー (MeV)



図 3.12 陽子の放射線加重係数 (w<sub>R</sub>) および陽子 (AP 照射) に対して計算された人体平均線質係数 (*Q*<sub>E,AP</sub>)) と陽子エネルギーの関係 (Sato et al., 2009)

1. 陽子エネルギー (MeV)



図 3.13 <sup>4</sup>He, <sup>12</sup>C, <sup>24</sup>Mg, <sup>56</sup>Fe (ISO 照射) に対する放射線加重係数 (*w*<sub>R</sub>) および人体平均線質係数 (*Q*<sub>E,ISO</sub>) と粒子エネルギーの関係 (Sato et al., 2010)

1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)



図 3.14 H, C, Si および Fe 原子核に対する線質係数 (*Q*)の線エネルギー付与 (LET) 依存性: ICRP (1991) によって定義されたもの,米国航空宇宙局 (NASA) によって提案され (Cucinotta, 2011) 固 形がんまたは白血病の相対リスクを考慮して異なる形で定義されたもの,

- 1. 陽子
- 2. ケイ素
- 3. 炭素
- 4. 鉄
- 5. 固形がん (NASA)
- 6. 白血病 (NASA)

表 4.1 近年科学的利用のため国際宇宙ステーションに搭載された能動型放射線検出器 これらのうちのいくつかは線量測定マッピング実験(DOSMAP)の間[Reitz ら(2005)]または MATROSHKAファントムと組み合わせて(Dettmann et al., 2007)使用された。

機器	参考文献	機関	測定パラメータ
DOSTEL シリコン	Beaujean et al.	クリスティアン・アルブレヒ	線エネルギー付与(LET)
テレスコープ型検出	(1999); Reitz et al.	ト大学キール,ドイツ航空宇	分布, 吸収線量, 線量当
器	(2005)	宙センター (ドイツ,ケルン)	量
		クリスティアン・アルブレヒ	
シリコンシンチレー	$\mathbf{D}_{2}$	ト大学キール、ドイツ航空宇	吸収線量,中性子線量,
タ装置	Reitz et al. (2009)	宙センター, (ドイツ, ケル	臓器線量
		ン)	
LIULIN シリコン検	Dachev et al. (2002,	太陽地球影響研究所)ブルガ	四四伯县 始县家
出器	2006, 2011)	リア)	<u> </u>
ALTCRISS シリコ	Casolino et al.	INFN およびローマ・トルヴ	鉄原子核未満の粒子エネ
ンストリップ型検出	(2007); Semkova et	ェルガダ大学(イタリア,ロ	ルギー分布,LET 分布,
器	al. (2007)	<b>ー</b> マ)	線量当量
	Narici (2008);		
ALTEA シリコンス	Zaconte et al.		
トリップ型検出器	(2010a,b); Di Fino		
	et al. (2011)		
ボナー球型中性子検	Koshiishi et al.	宇宙航空研究開発機構,(日	中性子エネルギー分布お
出器	(2007)	本)	よび中性子線量

LET:線エネルギー付与

表 4.2. スペースシャトルや国際宇宙ステーションに搭載され,エリアモニタリングに使用された能動型および半能動型放射線検出器

7) al.	NASA ジョンソン宇 宙センター (米国, ヒ ューストン)	LET 分布,吸収線量,線 量当量 LET 分布,粒子エネルギ
7)		LET 分布、粒子エネルギ
		一分布,酸素までの原子 存在比
2008); et al.	モスクワ州立大学 (ロ シア, モスクワ)	吸収線量,線量率
	ブルガリア宇宙局	吸収線量,線量率
2002, et al.	KFKI (ハンガリー)	吸収線量,線量率
01)	早稲田大学, 宇宙航空 研究開発機構(日本)	LET 分布,吸収線量,線 量当量
) 22 ()	t al. 2002, et al. 01)	<ul> <li>モスクワ州立大学(ロ シア,モスクワ)</li> <li>ブルガリア宇宙局</li> <li>2002,</li> <li>et al. KFKI (ハンガリー)</li> <li>P稲田大学,宇宙航空 研究開発機構(日本)</li> </ul>



図 4.1 56Fe イオンの均一なフルエンスに対する組織等価比例計数管による線エネルギーの頻度分布 f(y) 曲線 1 と 2 は、球形(曲線 1) および円柱形(曲線 2) の検出器における弦長に Fe イオンの線エネルギ ー付与(LET)を乗じて計算されたもの。曲線 3 は球形検出器による測定結果を示し、曲線 4 はストラ グリングについて調整した、制限付の LET、LAを用いた計算結果を示す(NCRP, 2002)。

1. 核子あたり 400 MeV の <sup>56</sup>Fe



図 4.2 宇宙用に設計された荷電粒子スペクトロメータ DOSTEL の模式図(a, b) (Beaujean et al., 1999; Reitz et al., 2005)

- 1. 視野角
- 2. 平板 Si 検出器
- 3. 平板 Si 検出器



図 4.3 ダイレクトイオンストレージ (DIS-1) 線量計の相対応答

(a) 個人線量当量 H<sub>p</sub>(DIS)の読み値について、組織深さ 10 mm の吸収線量 D(10)で正規化されたもの (三角形),および環境線量当量 H<sup>\*</sup>(10)で正規化されたもの(四角形)。線質係数の逆数である 1/Q も 示した(ひし形) (Otto, 2010)。

(b) 線エネルギー付与 [LET (H<sub>2</sub>O)] と水中の吸収線量に対する DIS-1 の効率の関係。<sup>60</sup>Co y 線, 炭素, 鉄イオンの各点は, 6 回の計測の平均値 (1 標準偏差)を表す。3 種類の線量 (10 mGy, 25 mGy, 50 mGy) に対してのそれぞれ 2 回ずつ照射された。<sup>137</sup>Cs y 線, ヘリウムイオン, アルゴンイオンの各点は, 10 mGy を照射した 2 回の計測結果をそれぞれ表す (Yasuda, 2001)。

ビーム内(角)

- 1. 相対応答, 1/線質係数
- 2. <sup>238</sup>Pu-BeCERF ビーム内 (中央) ビーム内 (端)
- 3. △DIS-1/D(10) □DIS-1/H\*10 線質係数の逆数
- 4. 水中の吸収線量に対する効率
- 5. <sup>60</sup>Co y 線
- 6. <sup>137</sup>Cs γ 線
- 7. ヘリウム
- 8. 炭素
- 9. アルゴン
- 10. 鉄



図 4.4 さまざまな荷電粒子に対する熱ルミネセンス検出器(TLD)の相対応答
 TLD-700 のピーク 5 の相対応答(<sup>60</sup>Co y 線に対する)と、検出器内の平均線エネルギー付与(LET)(水中)を示す(Benton et al., 2000)

- 1. 相対応答
- 2.  $H_2O \doteqdot LET (keV \cdot \mu m^{-1})$



図 4.5 ポリアリルジグリコールカーボネート (CR-39<sup>®</sup>)の制限付線エネルギー付与 LET<sub>200</sub> に対する相 対応答 (Keegan, 1996)

- 1. 相対応答
- 2. LET<sub>200, CR39</sub> (keV· $\mu$ m<sup>-1</sup>)
- 3. USF3 データ(炭素イオン,カルシウムイオン,鉄イオン)
- 4. USF4 データ (炭素イオン)



4.6 熱ルミネセンス検出器 (TLD) とプラスチック製エッチング型飛跡検出器 (PNTD) の相対線量応 答概略図

- 1. 理想的応答
- 実際の応答

表 5.1 宇宙放射線研究に重要な核反応と生成物

反応タイプ	二次生成物	メカニズム	備考
核子-原子核	核子	蒸発 ノックアウトおよび弾性,準 弾性散乱	高 LET, 飛程短い 飛程長い
核子-原子核	軽粒子 (p, d, t, α, n)	蒸発 ノックアウト, ピックアップ	高 LET, 飛程短い 飛程長い
核子-原子核	重反跳	弾性散乱 破砕または核破砕	高 LET, 飛程短い 高 LET, 飛程短い
核子-原子核	核子または軽粒子	標的または入射粒子 ノックアウトまたは蒸発	低 LET, 飛程長い 高 LET, 飛程短い
核子-原子核	重イオン	入射粒子破砕	中等度の LET, 飛程長い
核子-原子核	重イオン	標的破砕	高 LET,飛程短い
核子または原 子核-原子核	パイ中間子,中間子,反核 子,ガンマ	Proj. E > 500 MeV/u	深い透過(>50 g·cm <sup>-2</sup> )

LET:線エネルギー付与



図 5.1 (a) 高エネルギー入射核子と標的核との反応の模式図(ICRU, 1978) (b) 相対論的な重イオンと標的核との反応の模式図(Miller, 1997)

宇宙機内の標的核
 入射核子
 陽子または中性子
 核内カスケード
 ミュー粒子
 荷電パイ中間子
 電磁カスケード
 道加標的核を伴う核外カスケード
 複合核壊変
 蒸発核子
 反跳核
 新導放射能
 Y壊変
 6. 荷電パイ中間子
 7. 電磁カスケード
 複合核壊変
 10. 蒸発核子
 11. 反跳核
 12. 誘導放射能
 13. Y壊変
 14. 6壊変
 15. α壊変
 16. 入射粒子破砕片(陽子および中性子)
 17. 火球
 18. 重破砕片
 19. 入射重イオン
 20. 標的核



図 5.2 QMSFRG モデル(Cucinotta et al., 2006)と実験結果との比較: 0.6GeV/uの<sup>12</sup>Cを<sup>40</sup>Ar に入 射させた場合の破砕片の同位体分布(左側パネル)および 0.6GeV/uの<sup>12</sup>C を<sup>56</sup>Fe に入射させた場合の 破砕片の同位体分布(右側パネル)

- 1. QMSFRG
  - 実験
- 2. 電荷数
- 3. 質量数



図 5.3 さまざまなエネルギーの <sup>56</sup>Fe 入射粒子と複数の標的核との相互作用に対する破砕断面積に関す る実験と QMSFRG モデルの比較(Cucinotta et al., 2006) 破線は実験データの±25%の範囲を示す。

 水素 炭素 アルミニウム 銅 鉛 1対1関数 ±25%範囲
 (実験)

391



図 5.4 アルミニウムおよび鉄遮蔽における太陽粒子現象時の吸収線量と線量当量の深さ・線量分布に係る輸送コードの相互比較(Wilson, 2009)

- 1. 吸収線量 (mGy)
- 2. 深さ (g·cm<sup>-2</sup>)
- 3. 線量当量 (mSv)
- 4. (a) アルミニウム遮蔽
- 5. (b) 鉄遮蔽


図 5.5 さまざまな輸送コードで計算された、太陽極小期の銀河宇宙線からの軽イオンのエネルギー分布 (フルエンス率のエネルギー分布、d $\Phi_B$ /dt)の相互比較(Heinbockel et al.)

♦ : HETC-HEDS, ▲ : FLUKA, ♦, \* : HZETRAN2006

1. 中性子

- 2. 陽子
- 3. ヘリウム
- 4. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 5. (a) GCR 陽子
- 6. (b) GCR ヘリウムイオン



図 5.6 液体水素(a),水(b),アルミニウム(c)の遮蔽量の違いによる,HZETRNコードで計算した宇宙における粒子フルエンスの線エネルギー付与(*L*)分布(Wilson et al., 1995c) ◦: 遮蔽なし,□: 遮蔽厚 5g·cm<sup>-2</sup>, △: 遮蔽厚 15g·cm<sup>-2</sup>, ◇: 遮蔽厚 30g·cm<sup>-2</sup>

- 1. 水素
- 2. 水
- 3. アルミニウム



図 5.7 スペースシャトルミッションにおいてエッチング型飛跡検出器で測定した粒子ラジアンスの線 エネルギー付与(LET)分布と、モデル計算による LET 分布の比較(Wilson et al., 1994b; Shinn et al., 1998)

- 1. 粒子ラジアンス
- LET スペクトル CR-39 計算値 CR-39 測定値



図 5.8 スペースシャトル飛行 STS-48 における,銀河宇宙線(GCR)からの二次陽子(a)および二次 重陽子(b)の粒子ラジアンスのエネルギー分布の計算値(HZETRN コード)と測定値の比較(Badhwar et al., 1995)

陽子および重陽子ラジアンスについて、(a)陽子および中性子誘発反応からのノックアウト粒子を含む 場合、(b)そのような寄与を含まない場合。

- 1. ラジアンススペクトル
- 2. 陽子エネルギー
- 3. 重陽子エネルギー



図 5.9 銀河宇宙線(GCR)および捕捉陽子による、太陽活動極小期における国際宇宙ステーション軌道 上での組織線量当量率の計算値とさまざまな遮蔽材料の遮蔽厚の関係(Cucinotta et al., 2000b)

- 1. 3. 線量当量率
- 2. 厚さ (g·cm<sup>-2</sup>)
- 4. 捕捉陽子
- 5. アルミニウム
- 6. 水
- 7. 液体水素
- 8. ポリエチレン



図 5.10 (a) 月(左) と火星(右)の表面における,銀河宇宙放射線(GCR)(a),および 1989 年 9 月の SPE の 4 倍のフルエンスを持つ最悪の太陽粒子現象(SPE)(b)に対する,さまざまな遮蔽材料 における線量当量と遮蔽厚の関係(Wilson et al., 2001)

- 1. 年間線量当量 (mSv)
- 2. 球厚
- 3. 線量当量
- 4. Al-2219

ポリエチレン 水素添加中性子吸収材 液体水素

 上側の線:太陽極小期,1977年 下側の線:太陽極大期,1990年



図 5.11 さまざまな遮蔽材料に 1067 MeV/u の Fe 粒子を入射させた場合の 1g·cm<sup>-2</sup>の厚さの遮蔽体に よる人体線量の低減率(Zeitlin et al., 2006)

ベリリウム エポキシ ボロン-エポキシ 1. 水素(推定) グラファイトエポキシ(5 g・cm<sup>-2</sup>) 火星レゴリス+CH<sub>2</sub> 炭素 グラファイトエポキシ(10 g・m<sup>-2</sup>)  $\mathrm{CH}_2~(5~\mathrm{g}\cdot\mathrm{m}^{-2})$ CH<sub>2</sub>+ボロン CH<sub>2</sub>/LiCLiF Al  $(5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2})$  +CH<sub>2</sub>  $(5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2})$  $CH_2 (17 \text{ g} \cdot \text{m}^{-2})$  $CH_2/6Li Al (5 g \cdot m^{-2}) + CH_2 (2 g \cdot m^{-2})$ PETI-5 アルミニウム 銅 錫 鉛 遮蔽の厚さ1g·m<sup>-2</sup>あたりの線量低減率 2.



図 5.12 HZETRN で計算した火星表面上の中性子フルエンスのエネルギー分布で,銀河宇宙放射線によって,火星大気中で生成された前方向の成分と,火星表面の各組成からのアルベド成分の年間寄与を示したもの(Wilson et al., 2004)

- 1. 年間中性子スペクトルフルエンス
- 2. 中性子エネルギー (MeV)
- 3. レゴリス

 $\mathrm{CO}_2$ 

 $H_2O$ 

前方向



図 6.1 成人男性および女性の標準ファントム (ICRP, 2010) への等方照射について、中性子エネルギーの関数としての赤色骨髄 (RBM, 左) および生殖腺(右)のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

- 1. 中性子エネルギー (MeV)
- 2. 男性
- 3. 女性
- 4. 生殖腺



図 6.2 成人男性および女性の標準ファントム (ICRP, 2010) への等方照射について, 陽子エネルギーの 関数としての赤色骨髄 (RBM, 左) および皮膚 (右) のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

- 1. 陽子エネルギー (MeV)
- 2. 男性
- 3. 女性
- 4. 皮膚



図 6.3 成人男性の標準ファントムへの <sup>4</sup>He イオン (左) および <sup>28</sup>Si イオン (右) の等方照射について, 粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数 RBM:赤色骨髄

- 1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 2. RBM

- 精巣
- 皮膚



図 6.4 成人男性(左)および成人女性(右)の標準ファントムへの <sup>4</sup>He イオンの等方照射について,粒 子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数 RBM:赤色骨髄

- 1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 2. <sup>4</sup>He (男性)
- 3. RBM
  - 乳房
  - 精巣
  - 皮膚
- 4. <sup>4</sup>He (女性)
- 5. RBM

卵巣

皮膚



図 6.5 成人男性(左)および女性(右)の標準ファントムへの <sup>56</sup>Fe イオンの等方照射について, 粒子エ ネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数 RBM:赤色骨髄

- 1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 2. <sup>56</sup>Fe(男性)
- 3. RBM

精巣

皮膚

- 4. <sup>56</sup>Fe(女性)
- 5. RBM

乳房

卵巣

皮膚



図 6.6 成人男性の標準ファントムへのいくつかの粒子の等方照射について, 粒子エネルギーの関数としてのフルエンスから実効線量当量への換算係数

1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)



図 6.7 成人女性の標準ファントムの(a) 陽子, (b) <sup>4</sup>He, (c) <sup>12</sup>C および(d) <sup>56</sup>Fe イオンによる等 方被ばくについて, 粒子エネルギーの関数としてのいくつかの組織の平均線質係数 *Q*r,Iso, なお *Q*r,Iso は *Publication 103* (ICRP, 2007) で定義された *Q*(*L*)に基づく。 RBM:赤色骨髄

- 1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 2 (a)陽子
  - RBM

3.

- 乳房
- 卵巣
- 皮膚



図 6.8 成人男性の標準ファントムの等方被ばくについて、(a)中性子および(b)陽子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 *Q*E,ISO と wrk 関数(点線)

- 1. 中性子エネルギー (MeV)
- 2. 中性子
- 3. 陽子



図 6.9 成人男性の標準ファントムのさまざまな粒子の等方被ばくについて、粒子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 *Q*<sub>E,ISO</sub>

1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)



図 6.10 成人女性の標準ファントムの(a) 陽子, (b) <sup>4</sup>He, (c) <sup>12</sup>C および(d) <sup>56</sup>Fe による等方被ば くについて, 粒子エネルギーの関数としてのいくつかの臓器の平均線質係数 *Q*<sub>T,NASA</sub>, なお, *Q*<sub>T,NASA</sub> は 米国航空宇宙局(NASA) で提唱された *Q*の関数に基づく。 RBM:赤色骨髄

- 1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 2. (a)陽子
- 3. RBM

冐

皮膚



図 6.11 成人女性の標準ファントムの(a) 陽子, (b) 中性子および(c) さまざまなイオンによる等方 被ばくについて, 粒子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 *Q*E,ISO,NASA

- 1. 粒子エネルギー (MeV・u<sup>-1</sup>)
- 2. 陽子
- 3. 中性子

表 6.1 スペースシャトルミッション STS-91 において、プラスチックエッチング型飛跡検出器と熱ルミ ネセンス検出器を組み合わせた方法で測定した臓器線量当量(Yasuda et al., 2000)と、宇宙機船内ランダ ム方向の条件で HZETRN/QMSFRG モデルで計算したデータおよび等方照射に対する線量換算係数 (DCC) と PHITS を組み合わせて計算したデータ(Sato et al., 2011)の比較

組織	臓器線量当量(mSv)							
	測定値	HZETRN⁄ QMSFRG	差異%	PHITS/DCC	差異%			
皮膚	$4.5\pm0.05$	4.7	4.4	5.3	18.5			
甲状腺	$4.0\pm0.21$	4.0	0	4.2	4.9			
骨表面	$5.2 \pm 0.22$	4.0	-23.1	4.3	-17.8			
食道	$3.4\pm0.49$	3.7	8.8	3.6	5.4			
肺	$4.4\pm0.76$	3.8	-13.6	3.9	-12.3			
胃	$4.3\pm0.94$	3.6	-16.3	3.5	-17.5			
肝臓	$4.0\pm0.51$	3.7	-7.5	3.6	-10.7			
骨髄	$3.4\pm0.40$	3.9	14.7	3.7	9.5			
結腸	$3.6\pm0.42$	3.9	8.3	3.7	1.9			
膀胱	$3.6 \pm 0.24$	3.5	-2.8	3.5	-2.3			
生殖腺	$4.7\pm0.71$	3.9	-17.0	4.2	-10.3			
乳房	$4.5\pm0.11$	4.5	0	5.2	16.2			
残りの組織	$4.0\pm0.57$	4.0	0	3.7	-6.5			
実効線量当量	$4.1 \pm 0.22$	3.9	4.9	3.9	4.9			

表 6.2 国際宇宙ステーションの Increment-2 ファントム実験(2001 年 7 月~8 月)で測定した臓器吸 収線量率と, HZETRN/QMSFRG モデルを用いて宇宙船内の固定位置で計算した予測値との比較 (Badhwar et al., 2002a)

	捕捉放射線による吸収		GCR による	及収線量率	<u> </u>	$(1, 0, 1^{-1})$		
臓器	線量率(mC	$\mathbf{d} \mathbf{y} \cdot \mathbf{d}^{-1}$	$(mGy \cdot d^{-1})$		芯败収禄里	(mGy•a )	差異(%)	
	実験	モデル	実験	モデル	実験	モデル		
脳	0.051	0.066	0.076	0.077	0.127	0.143	13.3	
甲状腺	0.062	0.072	0.074	0.077	0.136	0.148	9.4	
心臓	0.054	0.061	0.075	0.076	0.129	0.137	6.7	
胃	0.050	0.057	0.076	0.077	0.126	0.133	5.5	
結腸	0.055	0.056	0.073	0.076	0.128	0.131	2.5	

GCR:銀河宇宙放射線



図 6.12 1g·cm<sup>-2</sup>の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄 (RBM)に対する,追加の Al 遮蔽壁の厚さの関数としての吸収線量率(Ferrari, 2007)

- 1. Al厚
- 2. 合計
- 3. 一次成分



図 6.13 1g·cm<sup>-2</sup>の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄に 対する,追加の Al 遮蔽壁の厚さの関数としての線量当量率(Ferrari, 2007)

- 1. 線量当量率
- 2. Al厚
- 3. 合計
- 4. 一次成分



図 6.14 薄い,または厚いアルミニウム遮蔽条件において, ICRP の *Q*(*D*)関係または NASA の固形が ん/白血病に対する線質係数を適用して計算した,一次入射粒子の電荷 *Z* の関数としての人体平均線質 係数の比較(Cucinotta et al., 2013)

(A) 5 g·cm<sup>-2</sup>Al 遮蔽(B) 10 g·cm<sup>-2</sup>Al 遮蔽

- 1. 平均 Q
- 2. Q(L) (A)

QNASA, 固形がん (A) QNASA, 白血病 (A) Q(L) (B) QNASA, 固形がん (B) QNASA, 白血病 (B)

- 3. QNASA, 固形がん
- 4. QNASA, 白血病



図 6.15 (a) 国際宇宙ステーション (ISS) 船外の MTR - 1 ミッションにおける,熱ルミネセンス検出 器の読み値に基づく MATROSHKA ファントムの吸収線量率分布の測定値(Berger et al., 2012) と (b) ISS 船内の MTR - A2 ミッションにおける,ファントム全体にわたる点線量を補間して得られた MATROSHKA の吸収線量率分布 (Berger et al., 2012)

1. 吸収線量率 (mGy·d<sup>-1</sup>)



図 6.16 熱ルミネセンス検出器およびプラスチックエッチング型飛跡検出器を用いた測定から得られた, 国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントム内の臓器と組織に おける平均吸収線量率(Reitz, 2012)

## 1. 吸収線量率 (mGy·d<sup>-1</sup>)

2. (左から)

皮膚	眼の水晶体	乳房	精巣	唾液腺	甲状腺	脳	骨	結腸	赤色骨髄
食道	残りの組織	肝臓	小腸	胃	膀胱	腎臓			



図 6.17 熱ルミネセンス検出器およびプラスチックエッチング型飛跡検出器を用いた測定から得られた, 国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントム内の臓器と組織に おける平均線量当量率(Reitz, 2012)

- 1. 線量当量率 (mGy·d<sup>-1</sup>)
- 2. (左から)

皮膚	眼の水晶体	乳房	精巣	唾液腺	甲状腺	脳	骨	結腸	赤色骨髄
食道	残りの組織	肝臓	小腸	胃	膀胱	腎臓			

表 6.3 国際宇宙ステーション船外の MATROSHKA 実験で測定された臓器吸収線量率(Reitz et al., 2009) と PHITS シミュレーションで得られた対応する線量率の計算値(Sato et al., 2011) との比較

臓器/組織	吸収線量率の測定値,mGy・d <sup>-1</sup>	吸収線量率の計算値, mGy・d <sup>-1</sup>
皮膚	0.944	1.814
唾液腺	0.33	0.435
乳房	0.39	0.690
肺	0.26	0.279
食道	0.24	0.250
胃	0.242	0.245



図 6.18 GEANT4 コード, NUNDO モデルおよび ICRP 標準男性・女性ファントムを用いて計算された, 銀河宇宙線に対するさまざまな臓器と組織における平均吸収線量率および線量当量率(Matthiä et al., 2013)

1. ICRP 男性

ICRP 女性

2. (左から)

残りの糺	且織	皮膚	肺	乳房	胃	甲状腺	食道	結腸	傦	脳	肝 臓
唾液腺	赤色骨髓	自	膀胱	精巣	卵巣						

表 6.4 生物学的線量測定および個人線量計による測定で得られた国際宇宙ステーション宇宙飛行士の ミッション中の線量データ(Cucinotta et al., 2008)

皮膚線量当量および実効線量当量のデータは,個人の線量計の読み値を計算で調整することによって得 られた。

宇宙飛行 士	$RBE \cdot D (mGy)$		個人線量計	皮膚線量当量	実効線量当量	
	個人に基づく校 集団に基づく校正 正		読取値(mGy)	計算値(mSv)	計算値(mSv)	
1	$94 \pm 12$	$128 \pm 25$	31	89.9	77.6	
2	$127 \pm 57$	$84 \pm 41$	30	86.5	73.7	
3	$78 \pm 16$	$81 \pm 19$	33	96.4	82.1	
4	$60 \pm 24$	$87 \pm 20$	32	93.8	79.9	
5	$36 \pm 15$	$54 \pm 26$	29	85.1	72.5	
6	$59 \pm 19$	$61 \pm 21$	32	90.8	80.0	
7	$41 \pm 19$	$72 \pm 27$	29	83.3	70.6	
8	$83 \pm 29$	$40 \pm 21$	31	88.3	74.7	
9	$113 \pm 17$	$130 \pm 25$	40	115	98.6	
10	—	$75 \pm 26$	31	88.3	74.5	
11	$74 \pm 32$	$55 \pm 26$	22	64.5	54.7	
12	$128 \pm 40$	$71 \pm 24$	23	65.4	55.7	
13	$134 \pm 45$	$88 \pm 29$	22	64.7	59.8	
14	$66 \pm 21$	$59 \pm 15$	26	78.0	66.3	
15	$83 \pm 27$	$125 \pm 52$	30	88.6	75.2	
16	$10 \pm 24$	$15 \pm 35$	20	56.8	47.5	
17	$147 \pm 48$	$134 \pm 66$	36	103.0	86.3	
18	$113 \pm 26$	$109 \pm 34$	30	83.7	76.9	
19	$119 \pm 32$	$69 \pm 23$	24	70.1	59.5	
平均 *	$85 \pm 38$	$81 \pm 32$	$28.9 \pm 4.9$	$83.8 \pm 14.1$	$71.9 \pm 12.0$	

RBE: 生物効果比

\*不確かさは、列のデータの変動に基づいており、測定の不確かさは含まれていない。

## 表 A.1~A.31

臓器名等(A.1~A.31 共通)

Red bone marrow	赤色骨髄
Breast	乳房
Colon	結腸
Lungs	肺
Stomach wall	胃壁
Gonads	生殖腺
Liver	肝臓
Oesophagus	食道
Thyroid	甲状腺
Urinary bladder wall	膀胱壁
Endosteum (bone surface)	骨内膜 (骨表面)
Brain	脳
Salivary glands	唾液腺
Skin	皮膚
Remainder tissues	残りの組織
Adrenals	副腎
Extrathoracic region	胸郭外領域
Gallbladder wall	胆囊壁
Heart wall	心臓壁
Kidneys	腎臓
Lymphatic nodes	リンパ節
Muscle	筋肉
Oral mucosa	口腔粘膜
Pancreas	膵臓
Prostate (male)/uterus (female)	前立腺(男性)/子宮(女性)
Small intestine wall	小腸壁
Spleen	脾臓
Thymus	胸腺
Lens of the eye	眼の水晶体
Male	男性
Female	女性
(continued on next page)	(次ページに続く)
Table A.•. (continued)	表 A.●(続)

表キャプション(A.1~A.31 粒子名のみ異なる)

表 A.1 陽子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエン スから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.2 中性子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$  (単位 pGy·cm<sup>2</sup>) と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$  と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.3 正パイ中間子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.4 負パイ中間子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{\pi}/\Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.5 <sup>4</sup>He イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{\pi} \Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.6 7Li イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.7 <sup>9</sup>Be イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{7/} \Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.8 <sup>11</sup>B イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{7/} \Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.9 <sup>12</sup>C イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{7/} \Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.10 <sup>14</sup>N イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{7/} \Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.11 <sup>16</sup>O イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{nl} \Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.12 <sup>19</sup>F イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{nl} \Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ] 表 A.13 <sup>20</sup>Ne イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{nl} \Phi$  (単位 pGy・cm<sup>2</sup>) と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.14 <sup>23</sup>Na イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{7/} \Phi$  (単位 pGy·cm<sup>2</sup>) と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.15 <sup>24</sup>Mg イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_T / \Phi$  (単位 pGy・cm<sup>2</sup>) と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.16 <sup>27</sup>Al イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{\pi}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.17 <sup>28</sup>Si イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて, 粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数 *D*<sub>7</sub>/*Φ*(単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[*Q*(*L*)に基づく *Q*<sub>*ICRP60*</sub> と *Q*(*Z*, *E*)に基づく *Q*<sub>*NASA*]</sub>

表 A.18 <sup>31</sup>P イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{7/} \Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.19 <sup>32</sup>S イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて, 粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数 *D*<sub>7</sub>/*Φ*(単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[*Q*(*L*)に基づく *Q*<sub>*ICRP60*</sub> と *Q*(*Z*, *E*)に基づく *Q*<sub>*NASA*]</sub>

表 A.20 <sup>35</sup>Cl イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{\pi}/\Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.21 <sup>40</sup>Ar イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.22 <sup>39</sup>K イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて, 粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数 *D*<sub>7</sub>/*Φ*(単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[*Q*(*L*)に基づく *Q*<sub>ICRP60</sub> と *Q*(*Z*, *E*)に基づく *Q*<sub>NASA</sub>]

表 A.23  $4^{0}$ Ca イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{\pi}/\Phi$ (単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.24 45Sc イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.25 <sup>48</sup>Ti イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて, 粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数 *D*<sub>7</sub>/ Φ(単位 pGy・cm<sup>2</sup>) と平均線質係数[*Q*(*L*)に基づく *Q*<sub>*ICRP60*</sub> と *Q*(*Z*, *E*)に基づく *Q*<sub>*NASA*]</sub>

表 A.26 <sup>51</sup>V イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フ ルエンスから臓器吸収線量への換算係数 *D*<sub>7</sub>/*Φ*(単位 pGy·cm<sup>2</sup>)と平均線質係数[*Q*(*L*)に基づく *Q*<sub>1CRP60</sub> と *Q*(*Z*, *E*)に基づく *Q*<sub>NASA</sub>]

表 A.27  $5^{2}$ Cr イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>) と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.28 <sup>55</sup>Mn イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{\pi}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.29 <sup>56</sup>Fe イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.30 <sup>59</sup>Co イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>)と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60}$ と Q(Z, E)に基づく  $Q_{NASA}$ ]

表 A.31 <sup>59</sup>Ni イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子 フルエンスから臓器吸収線量への換算係数  $D_{T}/\Phi$ (単位 pGy・cm<sup>2</sup>) と平均線質係数 [Q(L)に基づく  $Q_{ICRP60} \ge Q(Z, E)$ に基づく  $Q_{NASA}$ ]