原子力規制庁　殿

令和６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７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。

目次

**1　調査の概要・・・

3.1.4 Publ. 144: Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources（監修版）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 375
3.1.5 Publ. 133: The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions（校閲版）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 477
3.1.6 Publ. 150: Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium（校閲版）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 528
3.1.7 Publ. 148: Radiation Weighting for Reference Animals and Plants訳版）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 637
3.1.8 Publ. 152: Radiation Detriment Calculation Methodology（翻訳版）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 753
3.1.9 Publ. 114: Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants（下訳版）・・・・・・・・・・・・ 822
3.1.10 Publ. 149: Occupational Radiological Protection in Brachytherapy（下訳版）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 906
3.2 添付資料 2. 新規翻訳対象の概要資料・・・・・・・・・・・・・・ 946
3.2.1 Publ. 114 概要資料・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 946
3.2.2 Publ. 149 概要資料・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 949
3.3 添付資料 3. ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要・・・・・・・・・・ 951
3.3.1 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要・・・・・・・・・・・・ 951
3.3.2 第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要・・・・・・・・・・・・ 955
3.3.3 第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要・・・・・・・・・・・・ 961
3.4 添付資料 4. 理解促進活動・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 965
3.4.1 第 64 回日本核医学会学術総会でのポスター掲示・チラシ配布・・ 965
3.4.2 第 5 回日本放射線安全管理学会・日本保健物理学会合同大会でのポスター発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 967

1　調査の概要

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、本業務で設置する ICRP 刊行物翻訳委員会（2.1.5 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。ただし、用語の適正さ等の質の担保のために翻訳者・校閲者・監修者を選定し、表 1 に示す作業を依頼した。翻訳者、校閲者、監修者の選定に当たっては、原子力規制庁殿の了承を得た。具体的な作業内容は次の 1.1.1～1.1.4 に示すとおりである。

表 1　翻訳者・校閲者・監修者の役割

翻訳者	対象の ICRP 刊行物について、刊行物の翻訳原稿（翻訳版）を作成する。
校閲者	翻訳者によって作成された翻訳版について専門的な観点から確認し校閲版を作成する。
監修者	校閲者によって作成された校閲版について、ICRP の委員会で議論された内容・ポイントが的確に翻訳されているか確認し監修版を作成する。

1.1.1　ICRP 刊行物の翻訳の継続

令和 5 年度以前の本事業[1]で着手している表 2 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 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
https://www.nra.go.jp/data/000473710.pdf, https://www.nra.go.jp/data/000473711.pdf

表 2　ICRP 刊行物の翻訳状況

Publ. No （翻訳開始）	原題	頁	委託 開始時	委託 終了時
Publ.140 （令和元年度）	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	95	最終版	公開
Publ. 147 （令和 3 年度）	Use of Dose Quantities in Radiological Protection	67	監修版	最終版
ICRU Report 95 （令和 3 年度）	Operational Quantities for External Radiation Exposure	130	監修版	最終版
Publ. 123 （令和 3 年度）	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	366	校閲版	監修版
Publ. 144 （令和 3 年度）	Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources	147	校閲版	監修版
Publ. 133 （令和 4 年度）	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions	73	翻訳版	校閲版
Publ.150 （令和 4 年度）	Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium	140	翻訳版	校閲版
Publ. 148 （令和 5 年度）	Radiation Weighting for Reference Animals and Plants	138	下訳版	翻訳版
Publ. 152 （令和 5 年度）	Radiation Detriment Calculation Methodology	103	下訳版	翻訳版

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 5 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.114: Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants
- Publ.149: Occupational Radiological Protection in Brachytherapy

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 刊行物の概要資料の作成

1.1.2 で新規に選定された翻訳対象の刊行物について概要資料を作成した。

1.1.4　ICRP 刊行物の翻訳物の組版

令和 5 年度以前の本事業及び本委託業務期間内に監修版または最終版を作成した刊行物のうち以下の 1 本を対象に、製本用の組版データ（PDF 形式）を作成し、これを含む電子媒体（DVD-R）8 式を原子力規制庁殿に提出した。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. 140: Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals

1.1.5　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（以下、委員会という。）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 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と調整し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 3　令和 6 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会　委員名簿

令和 7 年 2 月末現在（委員は五十音順・敬称略）

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	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	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

[2] ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435)（2021 年 12 月 17 日）

・　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

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 5 年度以前の事業 [3]で着手し公開していない 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 4 に示す。各刊行物の No.、原題、邦題、頁数（翻訳開始年度）、翻訳者、校閲者、監修者、および状況を示している。色付きの個所まで今年度は完了した。

表 4　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）

表中の▲は業務開始時、▲は業務終了時の状況を示す

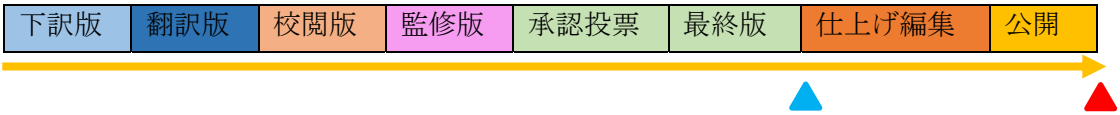
140: Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals

放射性医薬品治療における放射線防護　95 頁（2019 年度）

翻訳：織内昇　　委員校閲：佐々木康人　　監修：米倉義晴

業務終了時の状況：公開

今年度の進行：仕上げ編集・公開



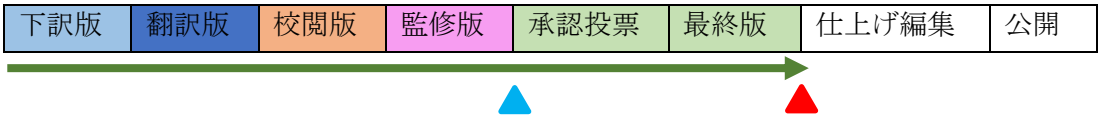
147: Use of Dose Quantities in Radiological Protection

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

業務終了時の状況：最終版

今年度の進行：承認投票



[3] 日本エヌ・ユー・エス株式会社、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
https://www.nra.go.jp/data/000473710.pdf

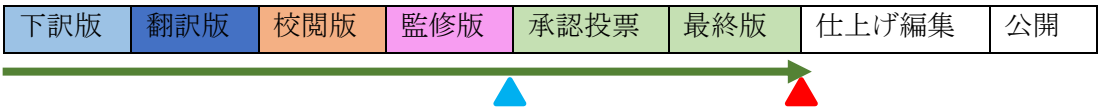
ICRU Report No.95(joint with ICRP)：Operational Quantities for External Radiation Exposure

外部被ばくに対する実用量（仮）　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

業務終了時の状況：最終版

今年度の進行：承認投票



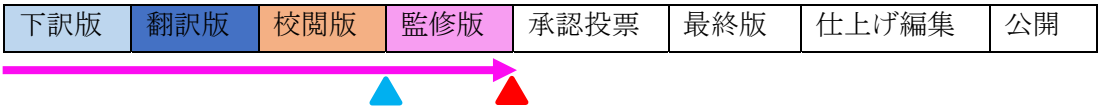
123: Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space

宇宙空間における宇宙飛行士の放射線被ばく量の評価（仮）　366 頁（2021 年度）

翻訳：込山立人　　委員校閲：保田浩志　　監修：佐藤達彦

業務終了時の状況：監修版

今年度の進行：監修（佐藤達彦先生）



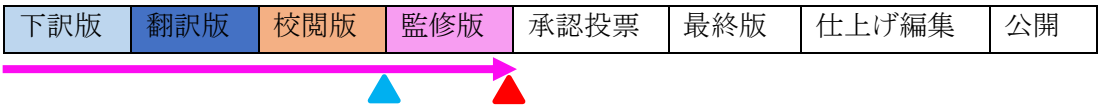
144: Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources

環境中の線源からの外部被ばくに対する線量係数（仮）　147 頁（2021 年度）

翻訳：佐藤大樹　　委員校閲：川口勇生　　監修：佐藤達彦

業務終了時の状況：監修版

今年度の進行：監修（佐藤達彦先生）



133: The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions

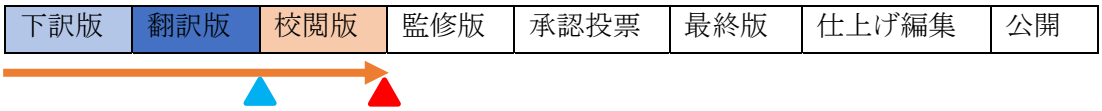
標準成人に対する内部被ばく線量評価のための ICRP 計算フレームワーク：比吸収割合（仮）

73 頁（2022 年度）

翻訳：木名瀬栄　　委員校閲：佐々木道也　　監修：稲葉次郎

業務終了時の状況：校閲版

今年度の進行：校閲（佐々木道也委員）



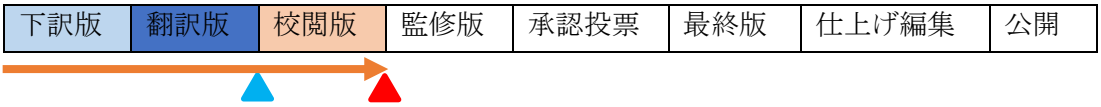
150: Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium

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）　138 頁（2022 年度）

翻訳：山田裕　　委員校閲：鈴木元　　監修：小笹晃太郎

業務終了時の状況：校閲版

今年度の進行：校閲（鈴木元委員）



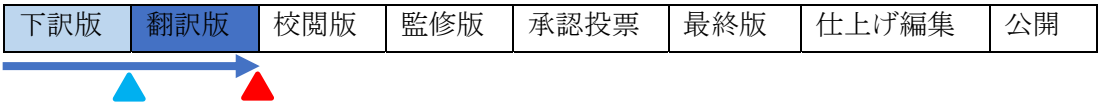
148　Radiation weighting for Reference Animals and Plants

標準動物および標準植物の放射線加重（仮）　138 頁（2023 年度）

翻訳：川口勇生　　委員校閲：保田浩志　　監修：酒井一夫

業務終了時の状況：翻訳版

今年度の進行：翻訳（川口勇生委員）



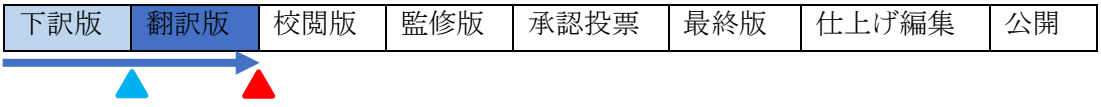
152　Radiation Detriment Calculation Methodology

放射線デトリメントの計算法（仮）　103 頁（2023 年度）

翻訳：浜田信行　　委員校閲：佐々木道也　　監修：甲斐倫明

業務終了時の状況：翻訳版

今年度の進行：翻訳（浜田信行先生）



2.1.2　ICRP 刊行物の新規翻訳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 5 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 5　令和 6 年度の新規翻訳対象

Publ. No	原題、翻訳者、校閲者、監修者（敬称略）	頁	委託終了時
Publ.114	Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants 翻訳者：内田滋夫（量子科学技術研究開発機構） 校閲者：川口勇生 監修者：島田義也	111	下訳版
Publ.149	Occupational Radiological Protection in Brachytherapy 翻訳者：大村素子・白田亮介（湘南鎌倉総合病院） 校閲者：大野和子 監修者：調整中	70	下訳版

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当たって、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、委員会において承認された刊行物は次年度の新規翻訳候補から除外することで進めた。

直近 3 年間（令和 4 年～6 年）で新規翻訳候補として得票の合計が 1 点未満に該当する刊行物はなかったため、令和 6 年度の除外対象の候補はなかった。参考として、過年度の除外対象を以下のとおり示す。

- Publ. 106: Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53
- Publ. 110: Adult Reference Computational Phantoms
- Publ. 119:Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60

2.1.3　ICRP 刊行物の概要資料の作成

2.1.2 で選定された翻訳対象の刊行物について概要資料を作成した。概要資料には、下記の項目を含めた。

- 刊行物番号

[4] 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。

・　タイトル
・　承認年月及び承認した委員会
・　刊行年月
・　関与した ICRP 専門委員会・タスクグループ（TG）
・　関連する刊行物
・　本刊行物の背景
・　本刊行物の目的
・　本刊行物の対象範囲
・　本刊行物の勧告内容の要点

なお、概要資料の作成においては、2.1.5 で記述する委員会に意見を求めた。

作成した概要資料を添付資料 2 に示す。

2.1.4　ICRP 刊行物の翻訳物の組版

令和 5 年度以前の事業及び本委託業務期間内に監修版又は最終版を作成した刊行物のうち、Publ.140 を原子力規制庁殿との協議の上で選定し、組版データ（PDF 形式）を作成し、これを含む電子媒体（DVD-R）を提出した。

2.1.5　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 6 のとおり 3 回の会合を開催した。議事概要については 3.3 に示す。

表 6　ICRP 刊行物翻訳委員会の開催実績

	開催日時	開催形態	議事
第 1 回	令和 6 年 6 月 7 日（金）13:30 ～15:20	Web 会議	・ 委員会運営要領案の確認、委員長の任命と副委員長の指名 ・ 現在までの進行確認 ・ 今年度の新規翻訳対象物の選定 ・ 訳語検討 ・ 今年度の理解促進活動実施案について ・ 今後のスケジュールについて
第 2 回	令和 6 年 10 月 24 日（木） 15:00～17:00	Web 会議	・ 前回議事概要の承認 ・ 現在までの進行確認 ・ 今年度の新規翻訳対象物の選定 ・ 訳語検討 ・ 今年度の理解促進活動実施案について ・ 今後のスケジュールについて
第 3 回	令和 7 年 2 月 27 日(木)13:30 ～15:40	Web 会議	・ 前回議事概要の承認 ・ 現在までの進行確認 ・ 令和 6 年度新規翻訳対象 ・ 訳語検討 ・ 今年度の理解促進活動について ・ 今年度の実施内容について

次節以降に、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、製本作成の過程またその後の翻訳検討より変更の可能性がある。

2.1.5.1　邦訳版タイトルの決定

令和 6 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とおり。

Publ. No	原題	邦訳版のタイトル
Publ. 140	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	放射性医薬品治療における放射線防護

2.1.5.2　Publ. 123 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
Relative biological effectiveness	「生物学的効果比」に統一する。
radiance	「ラジアンス」と訳す。

2.1.5.3　Publ. 133 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
radiogenic	文脈に則して、「放射線による」と訳す。
parenchyma mass	「実質組織質量」と訳す。

2.1.5.3.1　Publ. 147 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
a few	疫学データなどで根拠がある場合は、数値を記載し、脚注に根拠を入れる。（委員会で最終確認をする） 「数」と訳す場合は、訳語の直後に括弧書きで原文の表現を併記する。

2.1.5.4　Publ. 150 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
co-factor	「共同因子」と訳し、（co-factor）と括弧書きまたは注釈をつける。
volumetric activity	「体積当たりの放射能濃度」と訳す。
socio-economic status	次年度の監修の際に確認することとする。

2.1.5.5　Publ. 144、123、133、147、150、ICRU Report 95 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
reference value	体内動態モデルに関連する記述で出てくる場合の訳語としては、ICRP Publ. 103 に合わせて、引き続き「基準値」を使用する。 「標準値」「参考値」などの訳出案が考えられ、今後、更に検討、議論をしていくこととする。

2.1.5.6　ICRU Report 95 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
組立単位の表記	単位の表記は、邦訳版においても原文とおりに記載する。一方、多くの一般の方によって数値が確認されるであろう Publ.については、用語解説等と同様の位置などに、単位表記の凡例を付けることとする。
radiation worker	ICRU Report 95 では「放射線作業者」と訳す。

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

刊行物の翻訳に当たっては、令和 6 年度に新たに翻訳対象として選定した Publ. 114 と 149 について、ICRP 事務局と調整を行い、翻訳に係る許可及び翻訳物の著作権が原子力規制庁殿に帰属することの許可を取得した。翻訳物の配布に当たっては、PDF を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[5]に基づいて、所定の費用を支払った。

2.3　本事業の理解促進活動

本事業の成果及び勧告における新しい概念、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、2.3.1～2.3.3 を実施した。

2.3.1　ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開

令和 6 年度に 2.1.4 にて組版を作成した Publ. 140[6]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[7]でも公開されている。

---

[5] ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435)（2021 年 12 月 17 日）

[6] https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20140
（参照　令和 7 年 3 月 5 日）

[7] https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html
（参照　令和 7 年 3 月 5 日）

2.3.2　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するため、発表内容、発表先を検討した。令和 6 年度は以下の 2 か所において発表を行った。

- 第 64 回日本核医学会学術総会
  - 会期：2024 年 11 月 7 日（木）～9 日（土）
  - 会場：パシフィコ横浜　会議センター、展示ホール A
  - 発表タイトル：国際放射線防護委員会刊行物 ICRP Publication 140【邦訳版】
    - Publ. 140 邦訳版刊行に関するお知らせのポスターを掲示し、Publ. 140 の概要・要点と本事業で公開している ICRP 刊行物邦訳版を紹介するチラシを配布した。
    - 作成したポスター・チラシを 3.4.1 に示す。
- 第 5 回日本放射線安全管理学会・日本保健物理学会合同大会
  - 会期：2024 年 12 月 16 日（月）～18 日（水）
  - 会場：大阪大学コンベンションセンター
  - 発表タイトル：ICRP 刊行物の翻訳状況紹介　原子力規制庁「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」
    - ポスター発表においては、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、令和 6 年度公開予定（当時）の Publ. 140 の紹介、訳語の検討例を掲載した。
    - ポスターを 3.4.2 に示す。

2.3.3　国内関連学会のホームページ等での周知

本事業に関する翻訳物について、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ルマガジン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 7 に示す。

表 7　邦訳版公表について周知を依頼した学会・団体

刊行物	邦訳版タイトル	周知依頼した学会・団体
Publ. 140	放射性医薬品治療における放射線防護	日本核医学会 日本核医学技術学会 日本医学放射線学会 日本病院薬剤師会 日本診療放射線技師会 日本放射線腫瘍学会 日本放射線技術学会 日本心臓核医学会

3 添付資料

3.1 添付資料 1. ICRP 刊行物の翻訳物

3.1.1 Publ. 147: Use of Dose Quantities in Radiological Protection（最終版）

放射線防護における線量の使用
論　　説
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 ● 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
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。 ● 組織反応に関しては，影響の重篤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は，影響の発生確率としきい値なしの線量との関係
現在，ヒトに対する放射線防護体系では，吸収線量，等価線量，実効線量の 3 つの線量が用いられている。臓器と組織の吸収線量は，基本となる科学的な量であり，その他のリスクで調整された量を計算する際の出発点となる。臓器と組織の等価線量は，異なる種類の放射線の線量の合算を可能にし，現在，有害な組織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。実効線量は，確率的影響からの防護のために，等価線量を統合したものである。
本刊行物における 1 つの重要な点は，有害な組織反応を避けるために臓器や組織への線量を制限する場合に使用する量として，吸収線量が最も適切であると委員会が考えていることである。これにより，吸収線量（Gy）で定められる組織反応に適用する限度と，実効線量（Sv）で定められる確率的影響に適用する限度が明確に区別されることになる。
この見解は，米国放射線防護審議会（NCRP，2018）のアプローチや，実用量の変更に関する国際放射線単位測定委員会（ICRU，2020）の提案と一致している。
しかしながら，ICRP は放射線防護体系を直ちに変更することを勧告している訳ではない。むしろ，これは委員会の次の基本勧告への重要なインプ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定を目指し，放射線防護体系の見直しが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，被ばく時年齢，居住国）と受けた線量（急性または慢性，被ばくした臓器）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るこのような手法をとることが望ましいことが示されている。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。

このことを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において，実効線量は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。ファクター3 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ほとんどの状況，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，100 mSvを下回る線量で用いられるが，約1 Sv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る。
- （高線量・高線量率被ばくのリスクを）低線量または低線量率のリスクに演繹するリスク不確かさを念頭に入れて，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考えることができる。この方法で実効線量を用いることは，臓器と組織の線量を用いて行うべき個々のタイプのがんの特定のリスク分析の代替にはならないことを強調しておく。
- 潜在的な／生じ得る健康影響を予測するための集団実効線量を使用することは慎重に取扱うべきで，状況を考慮して，自然罹病率との関係から判断されるべきである。
- 吸収線量は，組織反応（確定的影響）を防ぐために，臓器／組織線量の限度を設定する際に用いる最も適切な量である。委員会は新しい基本勧告が発行される際に，臓器／組織線量の限度を設定するために使用している等価線量からの変更を考えている。

総括

(a) 放射線防護で用いられる線量は，吸収線量（単位はグレイ（Gy）），等価線量，実効線量（単位はいずれもシーベルト（Sv））であり，いずれも基本単位は J kg^{-1} 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（w_R）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（w_T）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^{-1}）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を提供する。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）の設定や基準遵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 を下回る線量で使用されることが最も一般的であるが，約 1 Sv までの範囲の緊急時被ばく状況における急性線量への使用も妥当である。しかし，より高い線量では確率的影響のリスクが高まることに加え，特に外部線源から，あるいは，特定の組織／臓器に濃縮した放射性核種から吸収線量の不均一な分布が線量に大きく寄与している場合，そのような線量では組織反応が発生する可能性も考慮する必要があることを注意すべきである。
(c)	実効線量は，性（別リスクを）平均化した特定の年齢の標準人について計算される。*Publication 103*（ICRP，2007a）の実効線量の定義には，標準男性と標準女性の解剖学的モデルを，放射線輸送計算に用いた詳細な記述が含まれている。被ばくは個人または集団のグループに関係する可能性があるが，実効線量は定義された方法で被ばくした標準人に対して計算される。作業者や公衆の外部被ばくと内部被ばくの状況や，患者への放射性医薬品投与に関わる実効線量係数を，委員会は予測的あるいは遡及的線量評価に使用するための基準係数として提供している。基準線量係数は，経口摂取および吸入による放射性核種の具体的な化学的および物理的形態を含んでいる特定の被ばく状況に対して示されている。利用可能であり，そして被ばくのレベルがより正確な線量の推定を必要とする場合には，被ばくに関する部位ごとの情報を用いるべきである。
(d)	年間被ば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，かつ防護の実行可能な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，治療のため放射性ヨ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，少人数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を可能とする。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），$J\,kg^{-1}$］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 ^{131}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

一付与（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を超える線量域，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 150 mSv および皮膚と手足で 500 mSv，公衆被ばくについては眼の水晶体で 15 mSv および皮膚で 50 mSv 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 20 mSv とし，どの年においても 50 mSv 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）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た。組織反応に関する声明（ICRP，2012a）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（a few tens of 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る（UNSCEAR，2013；Walsh et al.，2013，2014；Boice，2015）。
(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（a few tens of 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理解を含んでおり，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について考察している。

(16) 主に日本の原爆被爆者の追跡データの解析に基づき，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が推定された。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 分の一に下方修正された。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，致死率を調整された。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，さらなる調整が加えられた。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，加重係数を適用された。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，低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 ら（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，*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（a few times）であると推定することが妥当であり，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。

(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密接な関連を持っている。

(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，原爆被爆者の推定値から導出されたものとを比較した。彼らは ^{222}Rn とその子孫核種，および ^{239}Pu による肺がんの誘発，トロトラスト（^{232}Th 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 ^{222}Rn 子孫核種と ^{239}Pu 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，^{239}Pu 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，^{222}Rn 子孫核種と ^{239}Pu 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，原爆被爆者データの情報は，医学的に使用されて体内沈着した ^{224}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 ^{224}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，^{222}Rn 子孫核種や ^{239}Pu 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^{-1} 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お $D_{T,R}$ 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 H_T は次式によって定義される：
ここで，w_R 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^{-1} である。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \qquad (3.1)$$

(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_{max}）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 w_R 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。例えば、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について，，リスク評価において個別の解析が必要とされる場合がある。

*訳注）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 w_R 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 w_R 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。

*訳注）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 w_R 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 w_R 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 ^{131}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，^{131}I を摂取すると，10 mSv 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，w_T は組織 T の組織加重係数で，$\Sigma w_T = 1$ 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

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \qquad (3.2)$$

数が特定された（表 2.3）人体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，w_T 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。w_T 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^{-1} 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（a few hundred 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^{-1}）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，$H_T(\tau)$は，以下のように定義される。
ここで，τ 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：

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t)\,\mathrm{d}t \qquad (3.3)$$

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau) \qquad (3.4)$$

(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，^{239}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，^{131}I と ^{137}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_T 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特別な名称は「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。E_1 から E_2 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，$\mathrm{d}N/\mathrm{d}E$ は E から $E+\mathrm{d}E$ との間の実効線量の被ばくした個人の数を表し，ΔT 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，

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E \frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}E}\,\mathrm{d}E \qquad (3.5)$$

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。

(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 $H_p(10)$と周辺線量当量 $H^*(10)$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_p，周辺線量 H^*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_p，周辺線量 H^*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，$H_P(10)$，$H_P(3)$，$H_P(0.07)$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，$H_P(10)$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，$H_P(0.07)$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 $H_P(0.07)$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，$H_P(3)$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 1 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。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，状況が管理されてい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，作業場場内の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 ^{222}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 1 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な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 2 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重要となる場合がある（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，^{131}I 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，通常，集団内でより多く被ばくした個人を代表すると特定された人,またはグループについて評価され，「代表的個人」と呼ばれる。この概念は，あまり定量的に定義されていないいなかった「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，

^{32}P，^{33}P，^{45}Ca，^{89}Sr の 4 つの放射性核種については，胎児／母乳育児は，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，1 Sv 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^{-2} 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に関連するものであり，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^{-4} 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^{-2} 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^{-5} というリスク拘束値を勧告する（ICRP，2007a）。

*訳注) 放射線防護における拘束値は線源関連量であるが、規制上の目的に対して、通常は年間被ばくの標準的リスクの値を用いる手法が適用される。この年間リスク拘束値が包括的なリスク拘束値である。

(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，必要な情報を提供するために他の測定可能な線量で十分でため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 DLP（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 1 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 2 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（a few hundred times）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（$CTDI_{vol}$））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（a few 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。実効線量が数十 mSv（a few tens of 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 ^{131}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。実効線量の使用を推奨されず、臓器／組織線量や他の線量がより良い選択肢となりえる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 $CTDI_{vol}$ 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，線量追跡法が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，リスクに関する広い視点を反映してた放射線量を説明の特別な訓練と言葉が臨床医に必要される。。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 DLP 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^{-2}/Sv（すなわち，10^{-4}/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られる組織加重係数は，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，今後公表されるデトリメントの計算に関する報告書では，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である

K. Applegate	D. Cool	C-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）	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)

J.D. Harrison（委員長）	D. Jokisch	T. 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である。

委員長：C. Cousins，英
副委員長：J. Lochard，仏
科学秘書官：C.H. Clement，加；sci.sec@icrp.org*

K.E. Applegate，米	S. Liu，中	名誉構成員
S. Bouffler，英	S. Romanov，露	R.H. Clarke，英
K.W. Cho, Korea	W. Rühm，独	F.A. Mettler Jr，米
D.A. Cool，米	R.J. Pentreath，英	
J.D. Harrison，英	R.J. Preston，米	
M. Kai，日	C. Streffer，独	
C-M. Larsson，濠	E. Vañó，西	
D. Laurier，仏		

*1988 年以降，正式には構成員ではないが，科学秘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（1 万人当たり 1 Gy 当たりの症例数）*	致死割合	致死割合と QOL で調整した名目リスク	相対余命損失	デトリメント（第 1 列関連）	相対デトリメント†
(a) 全集団（被ばく時年齢 0~84 歳）						
食道	15	0.93	15.1	0.87	13.1	0.023
胃	79	0.83	77.0	0.88	67.7	0.118
結腸	65	0.48	49.4	0.97	47.9	0.083
肝臓	30	0.95	30.2	0.88	26.6	0.046
肺	114	0.89	112.9	0.80	90.3	0.157
骨表面	7	0.45	5.1	1.00	5.1	0.009
	1000	0.002	4.0	1.00	4.0	0.007
皮膚	112	0.29	61.9	1.29	79.8	0.139
乳房	11	0.57	8.8	1.12	9.9	0.017
卵巣	43	0.29	23.5	0.71	16.7	0.029
膀胱	33	0.07	9.8	1.29	12.7	0.022
甲状腺	42	0.67	37.7	1.63	61.5	0.107
骨髄	144	0.49	110.2	1.03	113.5	0.198
他の固形組織	20	0.80	19.3	1.32	25.4	0.044
生殖腺（遺伝性）						
合計	1715		565	574	1.000	

(b) 作業者集団（被ばく時年齢 18~64 歳）

食道	16	0.93	16	0.91	14.2	0.034
胃	60	0.83	58	0.89	51.8	0.123
結腸	50	0.48	38	1.13	43.0	0.102
肝臓	21	0.95	21	0.93	19.7	0.047
肺	127	0.89	126	0.96	120.7	0.286
骨表面	5	0.45	3	1.00	3.4	0.008
皮膚	670	0.002	3	1.00	2.7	0.006
乳房	49	0.29	27	1.20	32.6	0.077
卵巣	7	0.57	6	1.16	6.6	0.016
膀胱	42	0.29	23	0.85	19.3	0.046
甲状腺	9	0.07	3	1.19	3.4	0.008
骨髄	23	0.67	20	1.17	23.9	0.057
他の固形組織	88	0.49	67	0.97	65.4	0.155
生殖腺（遺伝性）	12	0.80	12	1.32	15.3	0.036
合計	1179		423		422	1.000

*リスク係数は，ガンマ線の均一全身被ばくから 10,000 人当たり 1 Gy 吸収線量当たりの症例数である。

†示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が，がく，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。

表 2.2.　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^{-2} Sv^{-1}) (ICRP, 1991a, 2007a)

被ばく集団	がん		遺伝性影響		合計	
	Publication 103	*Publication 60*	*Publication 103*	*Publication 60*	*Publication 103*	*Publication 60*
全集団	5.5	6.0	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 18~64 歳）

表 2.3. *Publication 103* (ICRP, 2007a)の組織加重係数

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	0.01	0.04

*残りの組織:副腎, 胸郭外領域, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 膵臓, 前立腺, 小腸, 脾臓, 胸腺, および子宮/子宮頸部への線量の平均値

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）

	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
胃	1.0	0.8	0.6	0.4	0.3	0.2	0.1	0.05	0.02	0.0
結腸	1.6	1.3	1.1	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.04	0.0
RBM	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.4	0.3	0.1	0.07	0.02
膀胱	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.01
肝臓	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
甲状腺	0.4	0.2	0.06	0.03	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.08	0.05	0.01
その他の臓器	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	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	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
その他の臓器	3.7	2.5	1.7	1.2	0.8	0.5	0.3	0.1	0.05	0.0
全がん	18.5	13.0	9.4	7.1	5.7	4.4	3.2	2.1	1.0	0.1

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。

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）

	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
胃	1.6	1.3	1.0	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.03	0.0
結腸	1.9	1.5	1.2	0.9	0.7	0.5	0.3	0.1	0.04	0.01
RBM	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.5	0.3	0.1	0.07	0.02
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.09	0.04	0.01
肝臓	1.1	0.8	0.7	0.5	0.4	0.2	0.1	0.05	0.01	0.0
甲状腺	0.3	0.1	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.09	0.06	0.01
その他の臓器	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	0.0
胃	2.2	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.1	0.05	0.0
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	0.0
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.07	0.0
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	0.0
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	0.0
全がん	18.8	12.8	9.4	6.6	5.5	4.1	2.9	1.8	0.9	0.2

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。

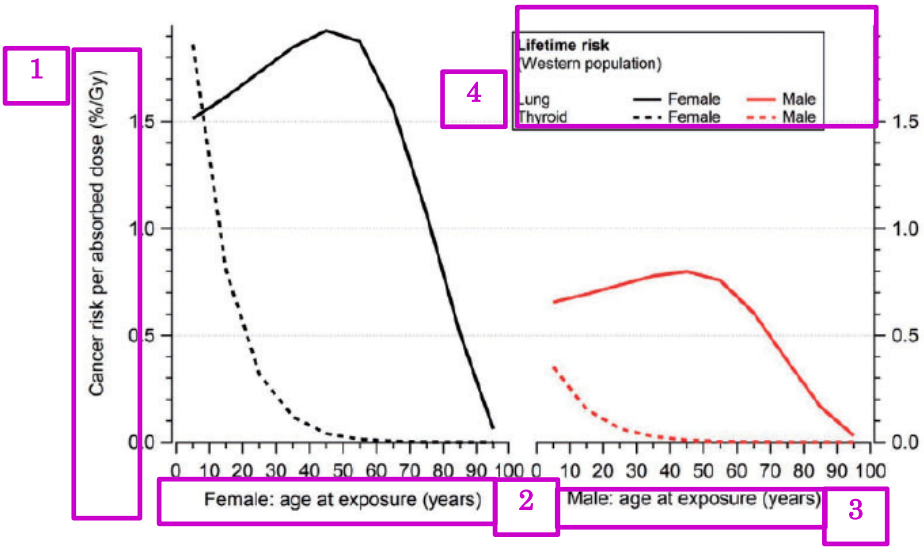


図 2.1　ICRP 欧米人の混成集団（ICRP, 2007a）へのガンマ線の均一外部被ばくからの性別および被ばく時年齢別の単位吸収線量当たりの肺がんおよび甲状腺がん罹患の生涯過剰リスク（100 人当たり 1Gy 当たりの症例数: %/Gy）（表 2.4 参照）

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　　女性　　男性
   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 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
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。

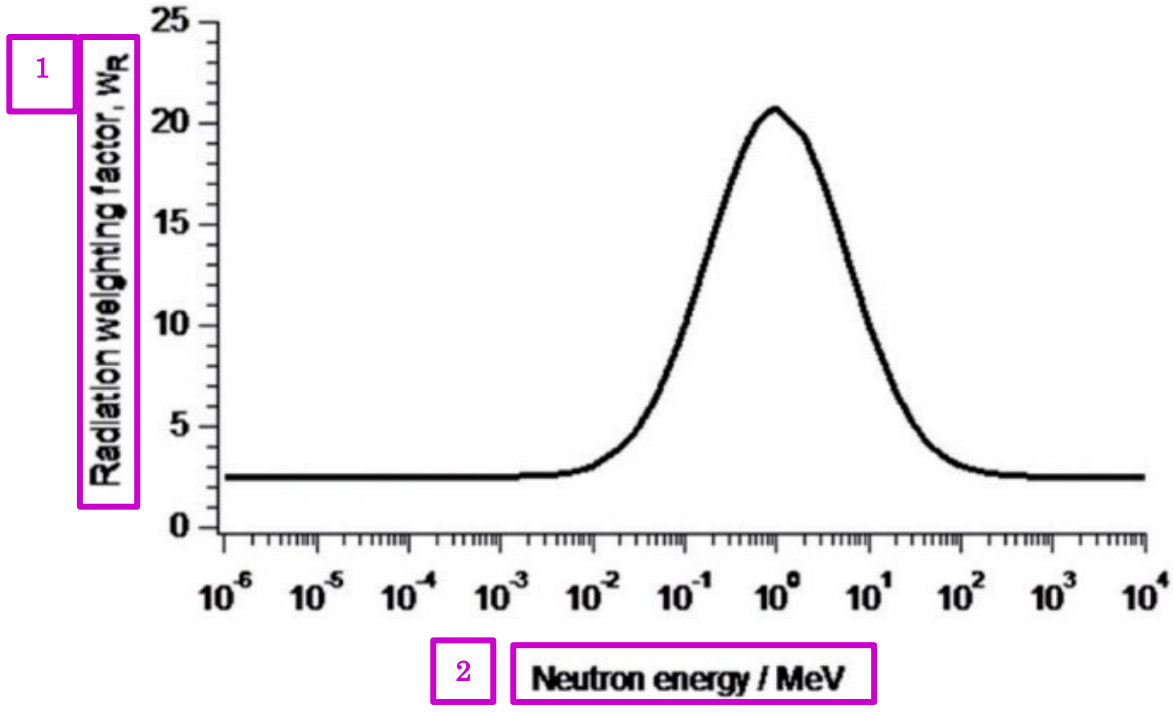


図 3.1　中性子に対する放射線加重係数と中性子エネルギーとの関係
1. 放射線加重係数 WR
2. 中性子エネルギー（MeV）

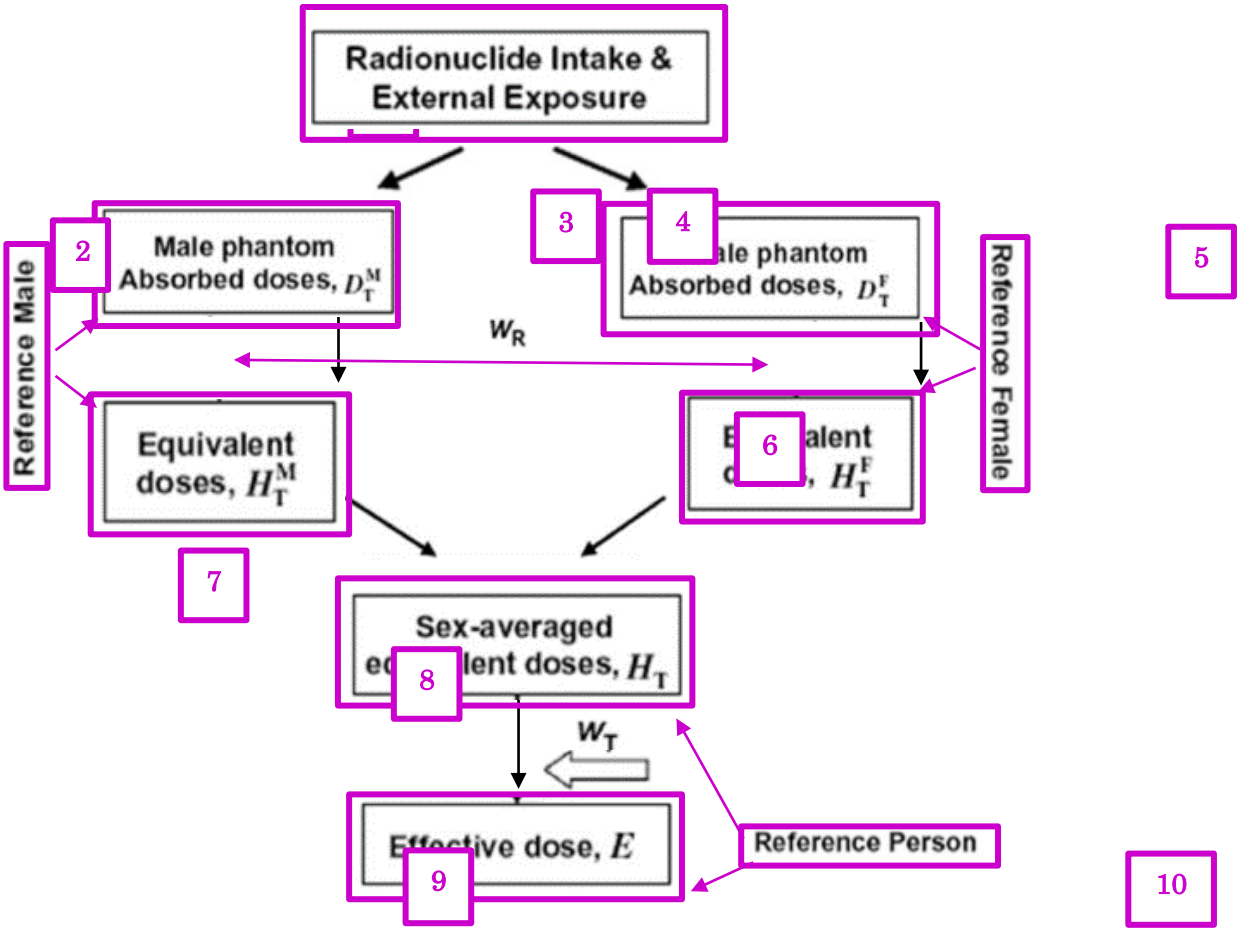


図 3.2.　*ICRP Publication 110* (ICRP, 2009a)で定義された標準ファントムを用いて実効線量を求めるための性の平均化

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_T^M
4. 女性ファントムの吸収線量，D_T^F
5. 標準女性
6. 等価線量，H_T^F
7. 等価線量，H_T^M
8. 性平均等価線量，H_T
9. 実効線量，E
10. 標準人

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

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	0.39	2.0	0.6
腰椎 Lat	0.21	–	0.6
腹部 AP	0.43	0.6	1.0
骨盤 AP	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	16	–	9
腹部+骨盤 CT	13	7.7	–
胸部+腹部+骨盤 CT	19	12	25
核医学			
骨スキャン: ^{99m}Tc	3	4	3
全身 PET による腫瘍撮像（^{18}F FDG)§	7.6	13	5

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)

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

‡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 ^{18}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。

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*

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^{-5} 未満	無視できる	胸部，大腿骨，肩，四肢，頸部，歯の X 線撮影; ^{99m}Tc によるリンパ管造影，放射性核種 ^{14}C と ^{57}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^{-5} から 10^{-4}	最小	脊椎，腹部，骨盤，頭部，頸椎の X 線写真,, 放射性核種 ^{51}Cr を使ったインビトロ核医学検査, ^{99m} 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^{-5} から 10^{-4}	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; ^{99m} Tc 心筋；肺血流，^{99m} Tc 肺血流; ^{99m} Tc 骨撮像；心筋負荷検査; ^{99m} Tc SPECT 撮像;^{18} F, ^{123} I，および ^{111} 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^{-2}†	低い	胸部，腹部，骨盤の CT スキャン；CT 造影 2 相スキャン；IVR; ^{67}Ga による腫瘍および ^{201}Tl 心筋撮像；線量数十 mSv を与える複数の放射線療法；動脈瘤治療目的の IVR (10–35 mSv) 腎動脈狭窄/腹部内臓動脈瘤に対する IVR，総腸骨動脈形成術；動脈瘤治療後のフォローアップ (35-100 mSv)
100s（数百）	疫学データに基づくリスク：10^{-2} 以上†	中程度	複数の放射線療法およびフォローアップ検査

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

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）

		被ばく時年齢（歳）									
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	M	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	M	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	M	14	11	9	6	5	3	2	1	0.4	0.1
（AP）	F	13	10	8	6	5	4	2	2	0.7	0.1
骨盤	M	12	9	8	6	4	3	2	1	0.4	0.1
（AP）	F	10	8	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
腰椎	M	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
上部消化管透	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
視	F	10	7	5	4	3	2	1	0.8	0.3	0.1
小腸造影	M	27	17	11	7	5	4	3	2	0.9	0.1
	F	15	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
注腸造影	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.4	0.1
冠動脈造影	M	11	8	7	5	4	3	2	1	0.6	0.1
	F	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
大腿動脈造影	M	13	11	10	10	10	9	7	5	3	0.3
	F	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
頭部 CT	M	11	8	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
	F	22	15	11	7	5	3	2	0.8	0.3	0.1
胸部 CT	M	17	12	8	6	4	3	2	0.9	0.4	0
	F	9	7	6	5	4	3	2	1	0.5	0.1
腹部 CT	M	22	15	11	9	7	6	5	3	2	0.2
	F	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0
腹部 CT+	M	13	10	7	6	4	3	2	1	0.5	0.1
骨盤	F	14	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
CT 胸部+	M	13	10	8	6	5	4	2	1	0.6	0.1
腹部+骨盤	F	11	9	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
		18	13	10	8	6	5	4	2	1	0.1

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。

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）

		被ばく時年齢（歳）									
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	10	6	3	2	1	0.9	0.5	0.3	0.1	0
(AP + Lat)	F	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）	F	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)	F	24	16	12	9	8	6	5	3	2	0.3
腹部	M	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	M	10	8	6	5	4	3	2	0.8	0.3	0.1
（AP）	F	8	6	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
腰椎	M	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.4	0.1
(AP + Lat)	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
IVU	F	15	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
上部消化管透視	M	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
小腸造影	M	31	18	12	8	6	4	3	2	0.8	0.2
	F	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
注腸造影	M	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
冠動脈造影	M	9	7	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	10	8	7	6	6	5	4	2	1	0.2
大腿動脈造影	M	13	11	10	9	9	8	7	4	2	0.5
	F	12	10	7	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
頭部 CT	M	10	8	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	14	11	7	5	4	3	2	0.7	0.3	0.1
胸部 CT	M	15	10	7	4	4	3	2	0.7	0.3	0.1
	F	9	8	6	5	4	4	3	1	0.6	0.1
腹部 CT	M	22	16	12	9	7	6	4	3	1	0.3
	F	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.3	0.1
腹部 CT+	M	14	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
骨盤	F	14	11	9	7	5	3	2	1	0.4	0.1
CT 胸部+	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
腹部+骨盤	F	11	9	7	6	5	3	2	1	0.5	0.1
		19	13	10	7	6	5	4	2	1	0.2

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。

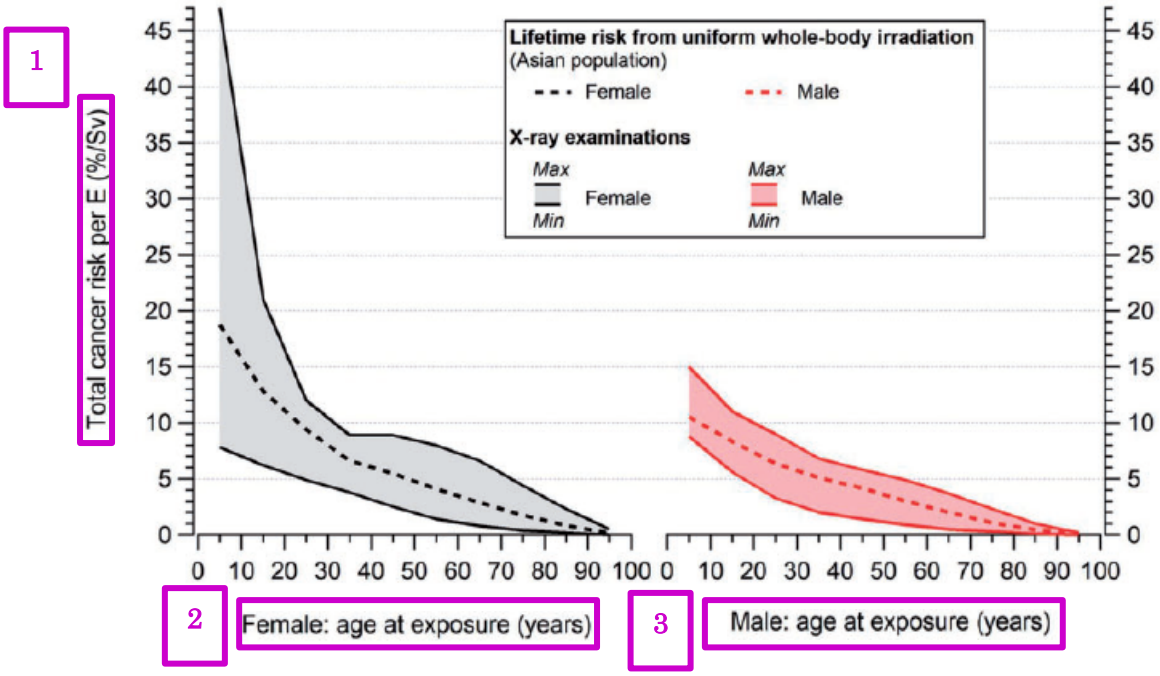


図 5.1　アジア人の混成集団の X 線検査（表 5.4）および均一全身被ばく（表 2.5）に対する被ばく時の年齢および性別で見た単位実効線量当たりの全生涯がん罹患リスク（100 人当たり 1Sv 当たりの症例数：%/Sv）

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）

3.1.2 ICRU Report 95: Operational Quantities for External Radiation Exposure（最終版）

外部放射線被ばくの実用量
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，防護量に代わる量，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た。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容認できる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に被ばくしている。これらの作業者の職業被ばくの放射線防護には，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新しい手法を勧告する。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・単位委員会委員であり，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 委員会の委員であった。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計測，放射線防護における線量計測，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。中性子線量計測に強い関心を持ち，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委員であった 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委員となった。Günther 博士は EURADOS の初代理事会理事の一人であり，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 専門委員会の委員として，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，線量計測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 E_{p} 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^{-3} 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規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 Φ（ICRU，2011）は，dN を da で割った商。ここで，dN は断面積 da の小球上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^{-2} である。

線量計測の計算では，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）。

$$\Phi = \mathrm{d}l/\mathrm{d}V$$

ここで，dl は体積 dV 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 $\Phi_{E\mathrm{p}}$ は，次式で表される。

$$\Phi_{E_\mathrm{p}} = \frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}E_\mathrm{p}}$$

ここで，dΦ は E_p と $E_\mathrm{p} + \mathrm{d}E_\mathrm{p}$ 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 $\mathrm{m}^{-2}\,\mathrm{J}^{-1}$ である。

一定の状況においては微小立体角に伴う量 dΩ が必要とされる。フルエンスの二重微分を完全に表すと $\Phi_{Ep,\Omega}(E_\mathrm{p},\Omega)$ となり，Ω 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 $\dot{\Phi}$（ICRU，2011）は，dΦ を dt で除した量であり，ここで dΦ は時間間隔 dt における粒子フルエンスの増分である。すなわち，

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

フルエンス率の単位は $\mathrm{m}^{-2}\,\mathrm{s}^{-1}$ である。

粒子放射量　[Particle Radiance]

粒子放射量 $\dot{\Phi}_\Omega$（ICRU，2011）は，d$\dot{\Phi}$ を dΩ で除した量であり，ここで，d$\dot{\Phi}$ は，指定された方向を中心とした立体角 dΩ 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 $\mathrm{m}^{-2}\,\mathrm{s}^{-1}\,\mathrm{sr}^{-1}$ である。粒子エネルギーの放射量分布は，次式で表される。

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

ここで，d$\dot{\Phi}_\Omega$ は E_p と E_p+dE_p の間のエネルギーの粒子の粒子放射量である。$\Phi_{E\mathrm{p},\Omega}$ 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 $\dot{\Phi}_{\Omega,Ep}$ 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。

機器の応答　[Response of an Instrument]

機器の応答 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はその量の取決め真値である。

基準応答 $R_{r,0}$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 $N_{r,0}$である。

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

相対応答 rは測定器 Rの応答と基準応答 $R_{r,0}$との比である。

カーマ　[Kerma]

非荷電粒子に対するカーマ K（ICRU，2011）は，$\mathrm{d}E_{\mathrm{p\,tr}}$を$\mathrm{d}m$で除した量であり，ここで，$\mathrm{d}E_{\mathrm{p\,tr}}$は，物質の質量$\mathrm{d}m$に対する非荷電粒子の入射によって$\mathrm{d}m$の中で生成され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。

$$K = \frac{\mathrm{d}\,E_{\mathrm{p\,tr}}}{\mathrm{d}\,m}$$

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。荷電粒子平衡が存在し，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数値に近づく。

放射損失が無視できない場合，衝突カーマ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を含まず，指定された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 Φを用いて次式で表される：

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

ここで，μ_{en}/ρは質量エネルギー吸収係数，μ_{tr}/ρはエネルギーE_{p}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はその物質内の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。

線量計測の計算では，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 Φ_{EP}で表すことができる。

$$K_{\mathrm{col}} = \int \Phi_{E_{\mathrm{p}}} E_{\mathrm{p}} \frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho} \mathrm{d}E_{\mathrm{p}} = \int \Phi_{E_{\mathrm{p}}}\, E_{\mathrm{p}} \frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}(1-g)\, \mathrm{d}E_{\mathrm{p}} = K(1-\bar{g})$$

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

カーマ率 $\dot{K}$は$\mathrm{d}K$を$\mathrm{d}t$で除した量であり，ここで，$\mathrm{d}K$は時間間隔$\mathrm{d}t$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 J kg^{-1} s^{-1}である。カーマ率の単位の固有の名称は，グレイ毎秒（Gy s^{-1}）である。

付与エネルギー　[Energy Imparted]

ある体積中の物質の付与エネルギー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 ε_i が合計される。付与エネルギー ε の単位は J である。ε の量は eV で表すこともできる。

付与エネルギー ε 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エネルギー沈着事象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 $\bar{\varepsilon}$ 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_{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_{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 $\sum Q$ 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。

$$\bar{\varepsilon} = R_{\mathrm{in}} - R_{\mathrm{out}} + \sum Q$$

吸収線量　[Absorbed Dose]

吸収線量 D（ICRU，2011）は，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ を $\mathrm{d}m$ で除した量であり，ここで，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ は電離放射線によって質量 $\mathrm{d}m$ 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。

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}.$$

吸収線量の単位は J kg^{-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]

吸収線量率 $\dot{D}$（ICRU，2011）は，$\mathrm{d}D$ を $\mathrm{d}t$ で除した量であり，ここで，$\mathrm{d}D$ は時間間隔 $\mathrm{d}t$ における吸収線量の増分である：

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

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_{T}（ICRP，2007）であり，以下により定義される。

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

ここで，m_{T} はは臓器または組織の質量であり，D は質量要素 $\mathrm{d}m$ 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毎キログラム（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は実効線量への寄与が小さいか全くない器官・組織であるが、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，指定された臓器または組織 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。

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

ここで，w_R は，放射線 R の放射線加重係数である。関与した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 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，人体のすべての指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：

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

ここで，w_T 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。$D_{T,R}$ 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_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。実効線量の単位は J kg^{-1} である。実効線量の単位の固有の名称はは，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，内部線量計測では，線量と放射能量の比は線量係数と呼ばれる。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放射線標準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）の容認できる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新しい定義を勧告する。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，放射線場を記述する物理量―フルエンス，および光子については空気カーマ―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と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。

*訳注 1) ミュオンとも呼ばれる。
2)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。

$$E = \sum_{T} w_T \sum_{R} w_R D_{T,R} . \quad (1)$$

すべての入射放射線の種類 R に関し，人体の指定された組織と臓器 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 に対する等価線量と呼ばれる。実効線量 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て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付けられている。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 つの標準とする幾何学的方向（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，直接測定することができない。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。

$$H = \int_{-\infty}^{\infty} Q(L) D_L(d) dL \quad (2)$$

吸収線量 D は，身体またはファントムにおいて指定された深さ 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_∞）の関数である（ICRU，1993）。

ICRU Report 39/51 の実用量の体系では，個人（個人線量当量）とエリア（方向性線量当量と周辺線量当量）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 d mm（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 球における指定された深さで定義される（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，その定義と放射線場の量からそれぞれの係数を計算するために使用され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品質に限界が生じている。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，指定された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 w_R 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，それらは異なる考え方に基づいており，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，一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新しい定義を導入する。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する（Endo，2016）。これは次式で表される：

$$H = \Phi \cdot h_{\Phi} \quad (3)$$

実効線量の換算係数は，指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，換算係数は次のように表される：

$$h_E = E / \Phi \quad (4)$$

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対応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。

個人線量 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 Φ 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，防護量の実効線量 E と同じ人体形状ファントムを用いて計算される。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量（主に予測）は，周辺線量 H^*と呼ばれる。周辺線量は、粒子のすべてのエネルギーにおいて、ICRP *Publication 116*（2010）の人体形状ファントムへのさまざまな方向からの入射放射線に対する実効線量の最大値として定義される。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。それぞれについて、等価線量による個別の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 $H_p(3)$が，局所皮膚には個人線量当量 $H_p(0.07)$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。実用量である個人水晶体吸収線量は，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。個人局所皮膚吸収線量の定義は，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_p への換算係数の値を広範囲で示している。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 のよく利用される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広範囲にわたるリストは，広いエネルギー範囲を対象としており，今後の線量計測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への影響の防護には，組織反応（確定的影響）の防止とがんや遺伝性影響のリスク（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 年代に最も重要なエネルギー範囲の光子，電子，中性子について，防護量の容認できる推定値を提供する。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への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ことにより，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。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，防護量の容認できる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，人体の指定の深さまたは指定された形状・深さのファントム内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，人体における深さ 10 mm の個人線量当量であり，作業場と環境に関しては，ICRU 球における深さ 10 mm 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。この変更に合致するように，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^{-1} までのエネルギーの He^{2+}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，必要な変更はある程度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，最新の実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を，図 1.2 は，本報告書で勧告されている実用量の関係を示している。防護量と実用量は，国家計量標準機関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付けられる。
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）を概説し，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概念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。数値計算手法もここで説明する。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伴う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，計算に使用されたコンピュータプログラムについて説明する。
付属書 C は，水晶体吸収線量の新しい換算係数を示す。
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 D_T，臓器／組織の等価線量 H_T，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）において公表されている。
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唯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考慮される。
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個別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に置き換わるものである。

2.2　実用量の目的

防護量は人体に関連付けされ，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，ならびに法的規制の遵守の遡及的評価のため，防護量の容認できる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。測定には、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。

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。利用例としては，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）において示されている。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）において示されている。

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_∞）の関数である。

個人線量当量 $H_p(d)$ 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 $H'(d, \Omega)$ および周辺線量当量 $H^*(d)$ 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 $H(0.07)$ 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 200mmφ，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ピラーファントムピラーファントムピラーファントム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 $H_p(d)$ 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 を過大評価，10 MeV を超える場合には E を徐々に過小評価する（ICRU，1985）。

低い光子エネルギー（E_p < 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）。その一方で，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 $H_p(3)$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 w_R 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，一定の粒子とエネルギーに関する防護量の推定が不十分となり，防護量と実用量の換算係数が全体的に異なってしまった。

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付けられて関係付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，特定の健康への影響に関係する吸収線量の生物学的効果比（RBE）の重み付けを適用することができる。

訳注) 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）を用いて計算された。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と考えられてきたエネルギー範囲では容認できる結果となっている。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 MeV，d = 3 mm で E_p > 740 keV，d = 0.07 mm で E_p > 65 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 $H_p(10)$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 を徐々に過小評価する（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では、，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し、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，設備と被ばくする人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，実用量の定義の概念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，防護量の値に関連付ける換算係数との積として再定義することを勧告する（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[1]）。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。

[1] 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：

$$H_R = h_R\left(E_p\right)\cdot\Phi_R\,, \qquad (3.1)$$

ここで，H_R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_R 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。

$$H_R\left(\Omega\right) = \int h_R\left(E_p,\Omega\right)\Phi_R\left(E_P,\Omega\right)\mathrm{d}E_P. \qquad (3.2)$$

指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：

$$h_R\left(E_p,\Omega\right) = \frac{H_R\left(E_p,\Omega\right)}{\Phi_R\left(E_p,\Omega\right)}. \qquad (3.3)$$

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一定の組合せでは，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，指定された放射線の種類，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を，フルエンスではなく空気カーマでも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周辺線量 H^*は，その点の粒子フルエンス Φ 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の放射線場そしてHe^{2+}イオンについてはAP，PA，ISOの放射線場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 $h_{,i}^*(E_p) = E_{max,i}(E_p)/\Phi_i(E_p)$が計算される。（ICRP，2009）。

種類 i の粒子の分布については：

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

ここで，$d\Phi_i(E_p)/dE_p$は，運動エネルギーがEp周辺の区間dEpの範囲にある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：

$$H^* = \sum H_i^*. \quad (3.5)$$

周辺線量の単位はJ kg^{-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

周辺線量率 $\dot{H}^*$は，dH^*を dt で除した量であり，ここで，dH^*は，時間間隔 dt における周辺線量の増分である：

$$\dot{H}^* = \frac{dH^*}{dt}. \quad (3.6)$$

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固有の名称は，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

指定された入射方向 Ω を持つ放射場内のある点における方向性水晶体吸収線量 $D'_{lens}(\Omega)$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 $d'_{lens}(\Omega)$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 Ω 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 $d'_{lens,i}(E_p, \Omega) = D'_{lens,i}(E_p, \Omega)/\Phi_i(E_p, \Omega)$が計算される（Behrens and Dietze，2011；ICRP，2010）。方向 Ω に対して，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。

$$D'_{lens,i}(\Omega) = \int d'_{lens,i}(E_p,\Omega)\left[\frac{d\Phi_i(E_p,\Omega)}{dE_p}\right] dE_p, \quad (3.7)$$

ここで，$d\Phi_i(E_p,\Omega)/dE_p$は，入射方向が Ω で、運動エネルギーが E_p 周辺の区間 dE_p の範囲にある粒子フルエンスである。入射方向 Ω 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：

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

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 Ω 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。特に単一方向場の場合では，入射方向は入射方向 Ω_0 との間の角度 φ，すなわち，数式眼球モデルの前方-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 $D'_{\mathrm{lens}}(\Omega)$ の値は D'_{lens} と記述する。

3.5　方向性水晶体吸収線量率

方向性水晶体吸収線量率 $\dot{D}'_{\mathrm{lens}}(\Omega)$ は，$\mathrm{d}D'_{\mathrm{lens}}(\Omega)$ を dt 小文字で除した量である。ここで，$\mathrm{d}D'_{\mathrm{lens}}(\Omega)$ は，時間間隔 $\mathrm{d}t$ における方向性水晶体吸収線量の増分で，次式になる：

$$\dot{D}'_{\mathrm{lens}}(\Omega) = \frac{\mathrm{d}D'_{\mathrm{lens}}(\Omega)}{\mathrm{d}t}. \tag{3.9}$$

方向性水晶体吸収線量率の単位は J kg^{-1} s^{-1}，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^{-1}）である。

3.6　方向性局所皮膚吸収線量

指定された入射方向 Ω を持つ放射線場内の 1 点における方向性局所皮膚吸収線量 $D'_{\mathrm{local\ skin},i}(\Omega)$ は，その点における粒子フルエンス Φ 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 $d'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)$ 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 Ω 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 $d'_{\mathrm{local\ skin},i}(E_{\mathrm{p}},\Omega) = D'_{\mathrm{local\ skin},i}(E_{\mathrm{p}},\Omega)/\Phi(E_{\mathrm{p}},\Omega)$ 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^{-3} 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^{-3}）（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^{2}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：

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

ここで，$\mathrm{d}\Phi_i(E_{\mathrm{p}},\Omega)/\mathrm{d}E_{\mathrm{p}}$ は，運動エネルギーが E_{p} 周辺の区間 $\mathrm{d}E_{\mathrm{p}}$ の範囲にある粒子フルエンスである。入射方向 Ω の寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる：

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

入射方向 Ω 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。特に単一方向場の場合，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 Ω_0 と当該入射方向の間の角度 φ 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 $D'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)$ の値は $D'_{\mathrm{local\ skin}}$ 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

方向性局所皮膚吸収線量率 $D'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)$ は，$\mathrm{d}D'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)$ を $\mathrm{d}t$ で除した量であり，$D'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)$ は時間間隔 $\mathrm{d}t$ における方向性局所皮膚吸収線量の増分である：

$$\dot{D}'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega) = \frac{\mathrm{d}D'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)}{\mathrm{d}t}. \tag{3.12}$$

方向性局所皮膚吸収線量率の単位は J kg^{-1} s^{-1} 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^{-1}）である。

3.8　個人線量

身体上のある点における個人線量 H_p は，当該点に入射する粒子フルエンス Φ 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 を持つ放射線の種類 i と入射方向 Ω 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 $h_{p,i}(E_p,\Omega) = E_i(E_p,\Omega)/\Phi_i(E_p,\Omega)$ 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 Ω は，成分 θ と φ で定義され，θ は Z 軸に対する角度（頭部で θ はゼロに等しい），φ は XY 面上への投影（正の φ は左を指す；図 3.4）である。

0°，180°，ROT，ISO，IS-ISO，SS-ISO 以外の Ω 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：

$$H_{p,i} = \iint h_{p,i}\left(E_p,\Omega\right)\left[\frac{d^2\Phi_i\left(E_p,\Omega\right)}{dE_p d\Omega}\right]dE_p d\Omega, \quad (3.13)$$

ここで，$d^2\Phi_i(E_p,\Omega)/dE_p d\Omega$ は，その点で、運動エネルギーが E_p 周辺の区間 dE_p の範囲で，入射方向が Ω 周辺の区間 $d\Omega$ の範囲にある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：

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

個人線量の単位は J kg^{-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個人水晶体吸収線量 $D_{p\,lens}$ は，当該点に入射する粒子フルエンス Φ 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 $d_{p\,lens}$ の積である。

運動エネルギー E_p を持つ入射方向 Ω の放射線の種類 i について，全身－眼球モデルに入射する広い均一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 Ω 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：

$$D_{p\,lens,i} = \iint d_{p\,lens,i}(E_p,\Omega)\left[\frac{d^2\Phi_i(E_p,\Omega)}{dE_p d\Omega}\right]dE_p d\Omega, \quad (3.15)$$

ここで，$d^2\Phi_i(E_p,\Omega)/dE_p d\Omega$ は，その点で、運動エネルギーが E_p 周辺の区間 dE_p の範囲で，入射方向が Ω 周辺の区間 $d\Omega$ の範囲にある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：

$$D_{p\,lens} = \sum D_{p\,lens,i}. \quad (3.16)$$

個人水晶体吸収線量の単位は，J kg^{-1} 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

個人局所皮膚吸収線量 $D_{\mathrm{p\ local\ skin}}$ は，身体または四肢への粒子フルエンス入射 Φ 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 $d_{\mathrm{p\ local\ skin}}$ の積である。

運動エネルギー E_{p} を持つ入射方向 Ω の放射線の種類 i について，指定されたファントムの広い均一平行ビームの換算係数 $d_{\mathrm{p\ local\ skin},i}(E_{\mathrm{p}},\Omega) = D_{\mathrm{p\ local\ skin},i}(E_{\mathrm{p}},\Omega)/\Phi_i(E_{\mathrm{p}},\Omega)$ 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^{-3} の皮膚の層で覆われている（ICRP，2009）。局所皮膚に使用される指定のファントムは以下の通りである：

体幹部： 300 mm × 300 mm × 148 mm の ICRU 4 元素組織（ρ = 1.0 g cm^{-3}）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^{2}の断面積の直円柱の体積で平均する（図 3.3）。

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^{-3}）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^2 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：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，円柱の長さ半分の位置で，半径に垂直の面積 1 cm^2 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，θ は面法線に対する入射角度であり，φ は方位角である。円筒形状の場合，入射角 θ，φ 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。

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

ここで，$\mathrm{d}^2\Phi_i(E_{\mathrm{p}},\Omega)/\mathrm{d}E_{\mathrm{p}}\mathrm{d}\Omega$ は，運動エネルギーが Ep 周辺の区間 dEp の範囲で，入射方向が Ω 周辺の区間 dΩ の範囲にある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：

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

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）を刊行することである。

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 共同刊行（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」で刊行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 が刊行した報告書には，さまざまな情報源からの（比較可能な）値を平均化・平滑化して評価した換算係数の勧告値が含まれる。

現報告書委員会は，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刊行が同時に行われることである。報告書委員会の委員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，指定された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，最先端の線量計測技術となる。

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）を正確に指定することができる。吸収線量はファントムの指定領域において記録され，適宜，放射線加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 Ω の指定には，Ω 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に関しては，基準系は機器に照射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。

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）[1]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。

[1] 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 $d_{\text{p lens}}$ への換算係数の数値は同じであり，付属書 A.3 では記号 d_{lens} を使用する。

図 3.2 に示すように，角度 φ（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，数式眼球モデル（Behrens and Dietze，2011）の全身被ばくに関す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 $d'_{\text{local skin}}$ への換算係数と，指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 $d_{\text{p local skin}}$ への換算係数の数値は同じである。付属書 A.4 では記号 $d_{\text{local skin}}$ 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 $d'_{\text{local skin}}$ 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（$\rho = 1.0\ \text{g cm}^{-3}$）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 1cm²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^{-3}）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 cm² 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 φ，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 cm² 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^{-3} 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 mm² 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，指定した照射ジオメトリーにおける勧告した換算係数と 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粒子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 $H_p(3)$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，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 未満で実効線量が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ため，光子と電子の寄与の総和として実効線量と事実上数値が一致した。これは，実効線量計算に関連する深さ 10 mm の線量値が，人為的に完全にビルドアップされたことによる。

図 4.4 と図 4.5 は，球または身体における深さ 10 mm 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高いエネルギーでは，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 球の深さ 10 mm 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 $H_p(10)$により実効線量の著しい過小評価は，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，$w_T = 0.01$ 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，$E_p < 80$ 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_p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 $d'_{lens}(\varphi)$と $d'_{p\,lens}(\varphi)$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 $h_p(3,\varphi)$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，方向および指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 $d'_{\text{local skin slab}}(\varphi)$と $d_{\text{p local skin slab}}(\varphi)$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，$H(0.07,\varphi)$と $H_p(0.07)$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，広がっ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。

関連する防護量の容認できる正確さで推定値を与える。

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への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は，勧告された実用量に必要とされる応答に対して、一定の比率の相対的な応答を有するであろう。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において予測される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をモンテカルロ計算コードに組み込めば，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として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，技術の現状を反映する。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 $H_p(10,\varphi)$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。$H_p(3,\varphi)$と $H_p(0.07,\varphi)$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できる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，取り決め真値 C の比である。

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

例えば実用量の新たな定義によるなど，取決め値 C に変化が生じた場合，新たな応答 R は，新旧の換算係数 h_{old} と 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:

$$R = \frac{G}{C_{old}}\frac{C_{old}}{C} = R_{old}\frac{C_{old}}{C} = R_{old}\frac{h_{old}}{h}. \qquad (5.2)$$

この式は，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用いうる。

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，「単位周辺線量当たりの計数」という機器定数，もしくは以下で示される。

$$R = \frac{N}{H^*}. \tag{5.3}$$

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:

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

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 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管に起因する 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^*に対して過大応答を示す。$H_p(10)$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 $H^*(10)$に対する過大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，検出器の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 の過大応答は，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：

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

ここで，HはH^*または$H^*(10)$を表し，$h_\varphi(E)$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^*に対する機器の過大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 $c \approx 1/1.6$ 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$H^*(10)$を評価する時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校正された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。

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 $\dot{H}$ または $\dot{D}$ 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 $\dot{H}$ または $\dot{D}$ 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 で外挿電離箱を用いた測定）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。

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）。

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。

照射終了時に，校正定数は，以下の比によって決定される:

$$N = \frac{G}{H} \quad \text{または} \quad N = \frac{G}{D} \tag{5.6}$$

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）；

四肢（手足）については，外径 73 mm，高さ 300 mm，および円筒壁の厚さ 2.5 mm，末端の面は 10 mm の厚さを有する，PMMA 製の水で満たされた中空のピラー（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 $H'(d, \theta)$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。ICRU 4 元素組織を作製することは不可能であるため，標準機関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替材料と真の 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[2]「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 の実用量への計算され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有用性を勘案すると，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の連鎖を弱体化するものではないと考えている。

[2] 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。

一例として，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を過大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（画像下治療）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。。被ばくを正しく評価し，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 H_p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た。同様に，^{137}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^*で校正された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 の実用量の換算係数よりも小さ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_{lens}，局所皮膚吸収線量 $D_{local\ skin}$ 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 w_T と放射線加重係数 w_R 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 $w_R = 5$ から ICRP *Publication 103*（2007）では $w_R = 2$ 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 が次期主勧告を発行するときに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。指定された臓器，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計測のために，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。これは、実用量の数値が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た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ことになる。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 MeV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。
ベータ線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。 光子と電子の水晶体吸収線量評価の改善。 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。 粒子フルエンスからH*とHpへの換算係数の変更により，H*(10)とHp(10)と比較すると、熱から2 MeV未満の中性子エネルギー領域で低い値，および50 MeV以上の中性子エネルギーで高い値となることに対応するために，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 水晶体吸収線量の新しい換算係数：
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 $d_{\mathrm{lens\ sens}}$
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「電離放射線線量計測に関する重要データ：計量標準と適用（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^{-1} 未満の He^{2+}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^{2+}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[1] 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。

[1] 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^{-1} 未満の He^{2+}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 $h_{\mathrm{p}}(\varphi)$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 φ，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[4]（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^{2+}イオンに関しては AP，PA，ISO の照射ジオメトリーにおける基準点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 φ = 0°，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[4]（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）。

[4] 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'_{lens} への換算係数の数値とフルエンスから個人水晶体吸収線量 $d_{p\ lens}$ への換算係数の数値は同じであり，以下の図表では d_{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へ 0°(A-P)から 90°まで 15°ごとの角度 φ 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 φ を含め計算されている。左右の水晶体吸収線量の最大値は，左または右から入射した放射線に対する吸収線量の大きい方を採用している。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 φ 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照射において，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 $d_{p\ local\ skin}$ 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 $d_{local\ skin}$ 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，指定のファントムへの照射に関し，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^{-3}）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 1cm²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^{-3}）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 cm² 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^{-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 φ，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^2 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 1 g cm^{-3} の ICRU 4 元素組織で構成される 2 mm の皮膚層を持たない 100 mm × 100 mm × 100 mm のファントムの前表面の中央部分の深さ 50 μm から 100 μm の間，断面積 1 cm^2 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への換算係数である。

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 $K_{air}/\Phi = (\mu_{en}/\rho)\ E_p\ (1 - g)^{-1}$ を用いる。(μ_{en}/ρ)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[35] によるものである。*太い斜体*で記された値は，(μ_{en}/ρ)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。

[35] 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 $S(\alpha,\beta)$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記録した。$H^*(10)/\Phi$ 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。単一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記録した。

記録領域（有効容積とそこから 8 mm 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ル化した。光子は 1 keV のエネルギーに達するまで，電子は 10 keV のエネルギーに達するまで輸送された。

記録する体積外では，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_{kin} = 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）を記録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 10^7 のヒストリー（10^6 の履歴を 10 回分），光子のシミュレーションには 10^8 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計測，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 $S(\alpha,\beta)$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記録オプションなど多数の柔軟な記録オプションがある。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）が使用された。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.　水晶体吸収線量の新しい換算係数

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 $d_{\mathrm{lens\ sens}}$

粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量 $d'_{\mathrm{lens\ max}}$ への換算係数の数値と，フルエンスから個人水晶体吸収線量 $d_{\mathrm{p\ lens\ sens}}$ への換算係数の数値は同じであり，以下の表では記

号 $d_{\mathrm{ens\ sens}}$ 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 φ，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 φ 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，φ 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 φ 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 φ 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，φ 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。

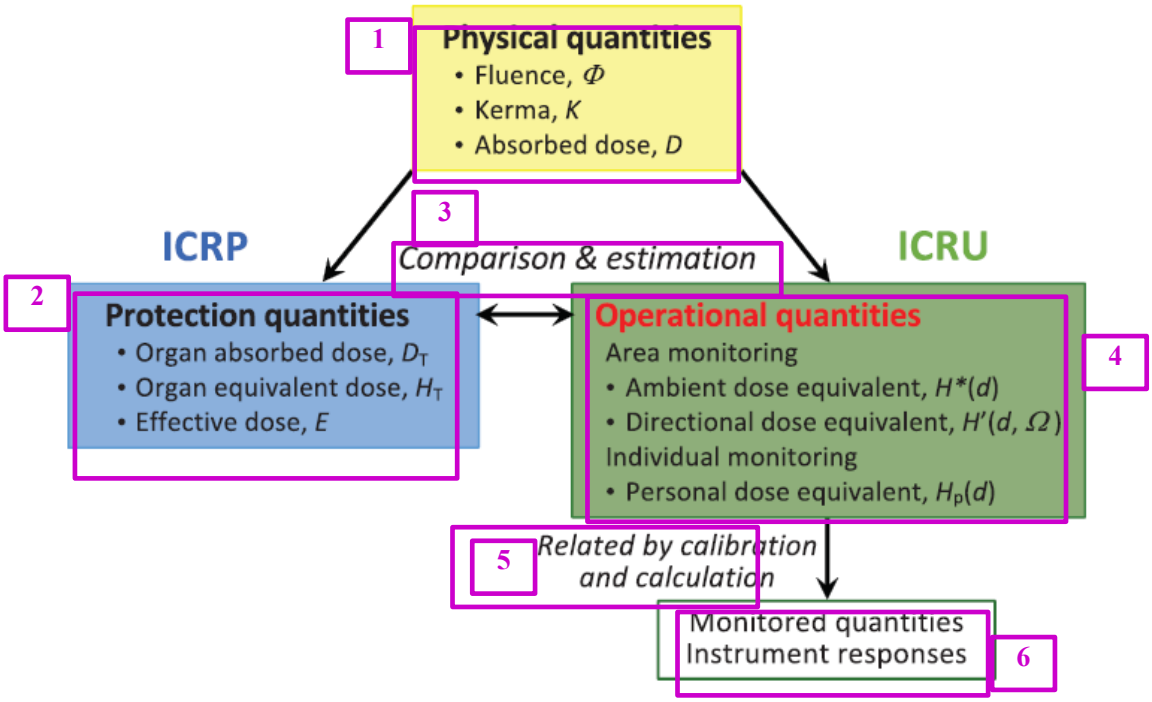


図 1.1.　放射線防護に用いられる ICRP *Publication 103* で定義された防護量と ICRU Report 39/51 実用量との関係

1.　**物理量**

・フルエンス，Φ

・カーマ，K

・吸収線量，D

2.　**防護量**

・臓器吸収線量，D_T

・臓器等価線量，H_T

・実効線量，E

3.　比較と推定

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，$H^*(d, \Omega)$

個人モニタリング

・個人線量当量，$H_p(d)$

5.　校正および計算により関係付けられる

6.　モニタリングされた量

機器の応答

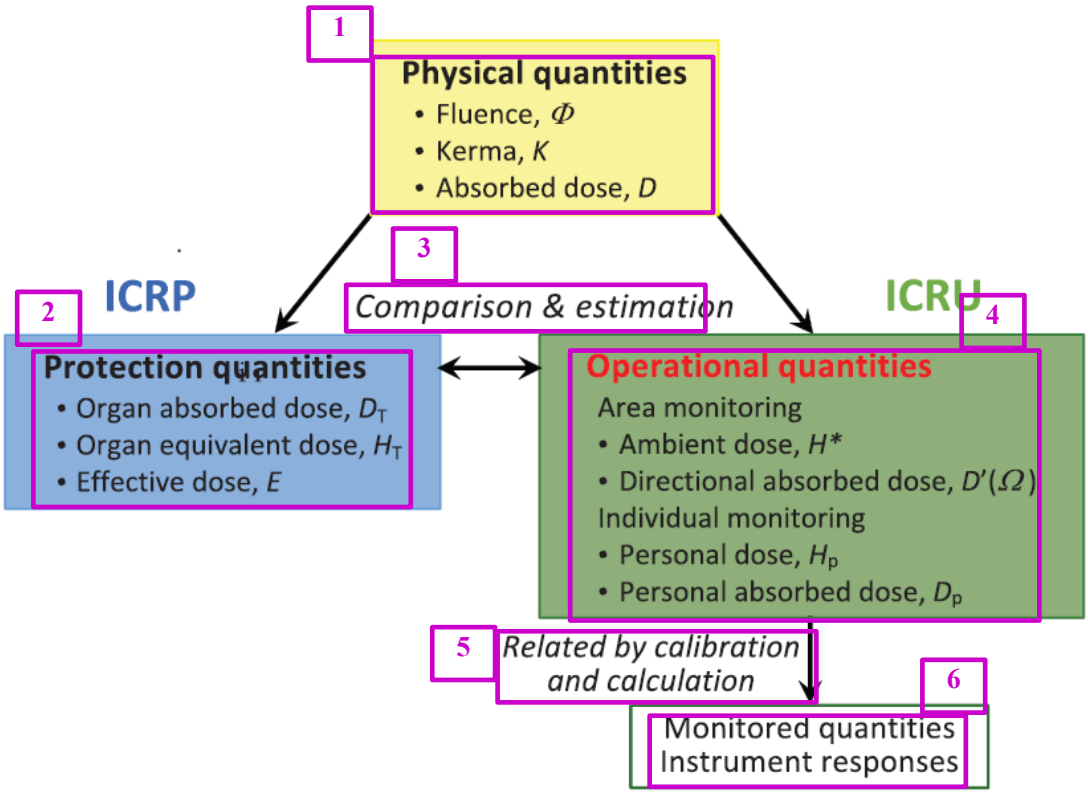


図 1.2.　放射線防護に用いられる ICRP *Publication 103* の防護量と本報告書で勧告される実用量との関係

1.　**物理量**

・フルエンス，Φ

・カーマ，K

・吸収線量，D

2.　**防護量**

・臓器吸収線量，D_T

・臓器等価線量，H_T

・実効線量，E

3.　比較と推定

4.　**実用量**

エリアモニタリング

・周辺線量，H^*

・方向性吸収線量，$D'(\Omega)$

個人モニタリング

・個人線量，H_p

・個人吸収線量，D_p

5.　校正および計算により関係付けられる

6.　モニタリングされた量機器の応答

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

	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	$H_{\mathrm{T\ lens}}$	$H_{\mathrm{T\ local\ skin}}$
実用量			
エリアモニタリング	周辺線量当量	方向性線量当量	方向性線量当量
	$H^*(10)$	$H'(3,\Omega)$	$H'(0.07,\Omega)$
個人モニタリング	個人線量当量	個人線量当量	個人線量当量
	$H_p(10)$	$H_p(3)$	H_p (0.07)

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 成人標準ファントム（ICRP，2009）	全身ファントムにおける眼のモデル（Behrens and Dietze，2011）	100 mm × 100 mm × 100 mm 皮膚組織ファントム（IRP，2010）
実用量			
エリアモニタリング	ICRU 球，⌀ 300 mm	ICRU 球，⌀ 300 mm	ICRU 球，⌀ 300 mm
個人モニタリング	スラブファントム 300 mm × 300 mm × 150 mm	円筒状ファントム ⌀ 200 mm × 200 mm	スラブファントム 300 mm × 300 mm × 150 mm ピラーファントム ⌀ 73 mm × 300 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，ICRU 4 元素組織から構成される。

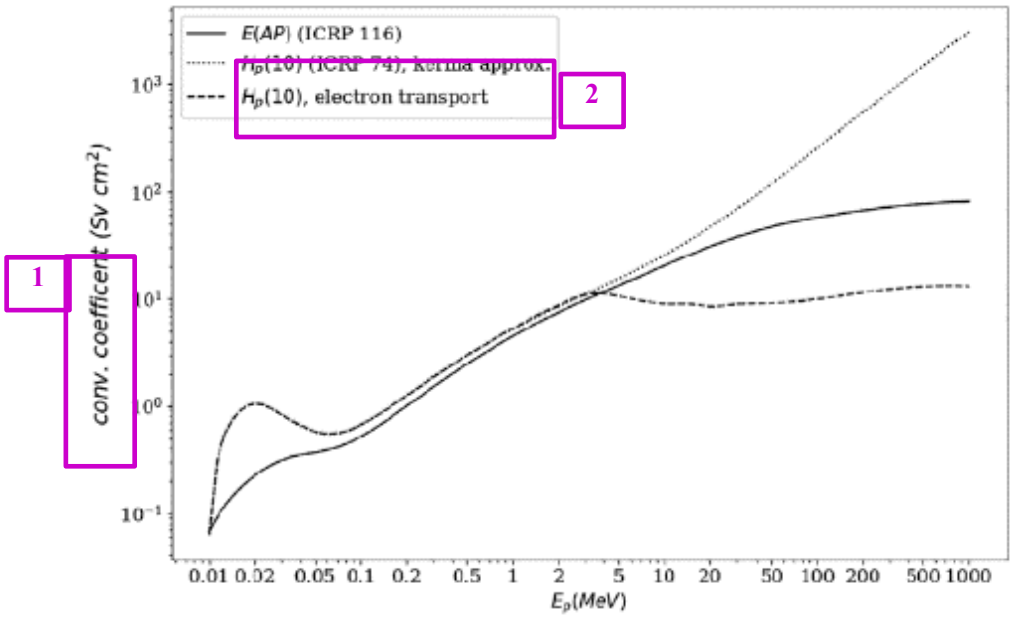


図 2.1　光子に関するフルエンスに対する線量換算係数の比較

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 $h_p(10)$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 $h_p(10)$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．$H_p(10)$ (ICRP 74)，カーマ近似

　$H_p(10)$ 電子輸送

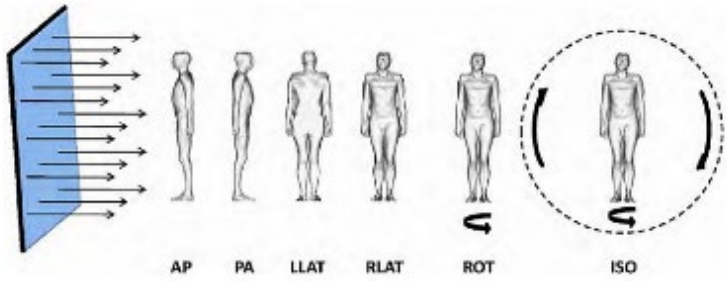


図 3.1　ICRP *Publication 116* で考慮した理想化されたジオメトリーの略図

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

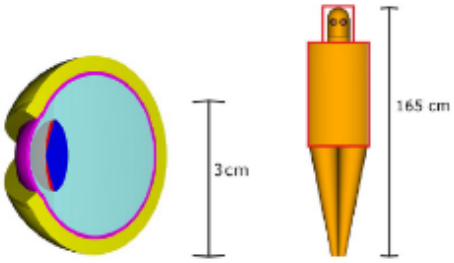


図 3.2.　眼のファントムの詳細図（左：放射線感受性の高い部位（赤色）と水晶体の残りの部位（濃い青色）；材料および構造の詳細については、Behrens，2017a を参照のこと）および計算に使用される 2 つの眼を含むファントムの全体像（右）。広い均一な平行ビームが頭部と体幹部（右側の赤い枠）に照射される。

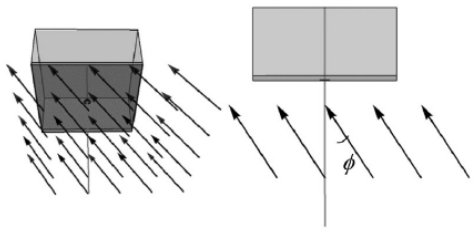


図 3.3　スラブファントムのジオメトリー。
注　左：等角図。右：上から見た図。皮膚層の厚みと円形のターゲットボリュームの直径を大きくし、見やすくしている。

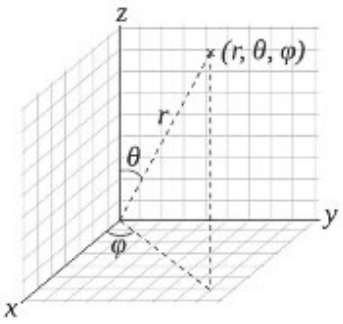


図 3.4　個人線量の座標系の概略図。

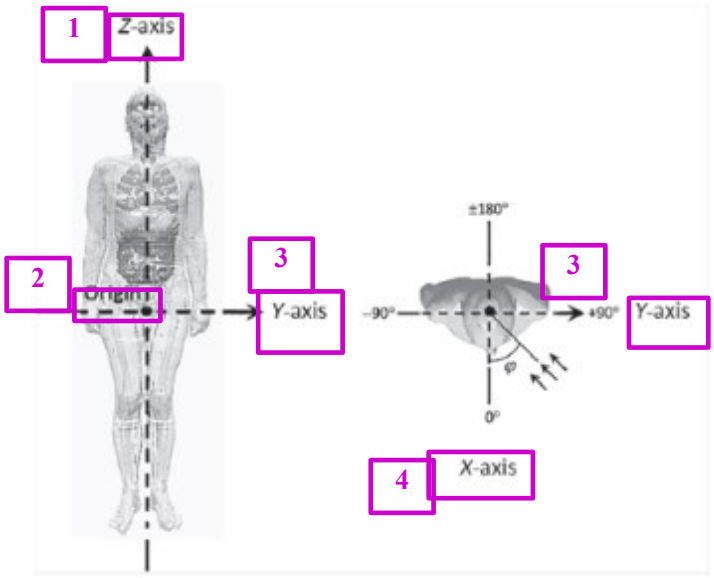


図 3.5　個人線量の座標系の原点は、人体の中央点に位置する。

1. Z 軸　　2. 原点
3. Y 軸　　4. X 軸

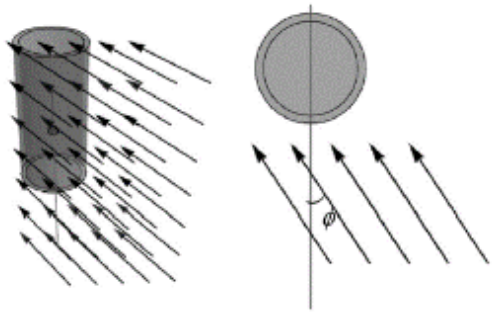


図 3.6　円筒状ファントムのジオメトリー（縮尺通りではない）
注　左：等角図。右：上から見た図。皮膚層の厚みと円形のターゲットボリュームの直径を大きくし、見やすくしている。

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	$H_{\mathrm{T\ lens}}$	$H_{\mathrm{T\ local\ skin}}$
実用量			
エリアモニタリング	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
	H^*	$D'_{\mathrm{lens}}(\Omega)$	$H'_{\mathrm{local\ skin}}(\Omega)$
個人モニタリング	個人線量	個人水晶体吸収線量	個人局所皮膚吸収線量
	H_{p}	$D_{\mathrm{p,\ lens}}$	$H_{\mathrm{p\ local\ skin}}$

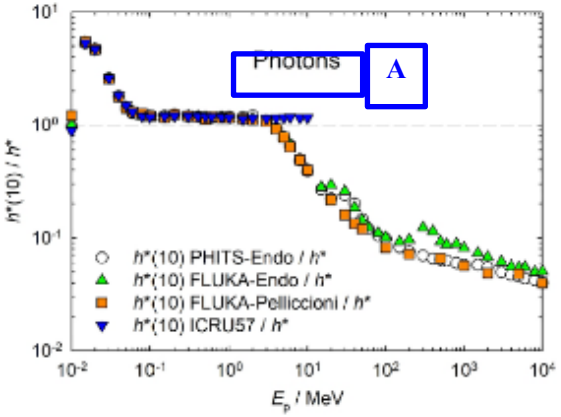
表 3.2 放射線場の量（フルエンス、空気カーマ）から防護量および勧告される実用量への換算係数を計算するために採用したファントム。

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム（ICRP, 2009）	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル（Behrens and Dietze, 2011）	100 mm ×100 mm ×100 mm の皮膚組織ファントム（ICRP，2010）
実用量			
エリアモニタリング	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル	スラブファントム[a] 300 mm ×300 mm ×148 mm の ICRU 組織で、その前方表面は 2 mm の皮膚で覆われている。
個人モニタリング	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル	スラブファントム[a] 300 mm ×300 mm ×148 mm の ICRU 組織で、その前方表面は 2 mm 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。

[a] ファントムの表面の中心、ICRP 皮膚の円筒の 1 cm^{-2} 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。

表 4.1 第 4 章および付属書のグラフで変換係数に使用されている記号。

記号	物理的特性	換算係数の名称
h^*	H^*/Φ	フルエンスに対する周辺線量
$h^*(10)$	$H^*(10)/\Phi$	フルエンスに対する周辺線量当量
$h_p(\varphi)$	$H_p(\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する個人線量
$h_p(10,\varphi)$	$H_p(10,\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する深さ 10 mm での個人線量当量
$d'_{lens}(\varphi)$	$D'_{lens}(\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する方向性水晶体吸収線量
$h'(3,\varphi)$	$H'(3,\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する深さ 3 mm の方向性線量当量
$d_{p\,lens}(\varphi)$	$D_{p\,lens}(\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する個人水晶体吸収線量
$h_p(3,\varphi)$	$H_p(3,\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する深さ 3 mm の個人線量当量
$d'_{local\,skin}(\varphi)$	$D'_{local\,skin}(\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する方向性局所皮膚吸収線量
$h'(0.07,\varphi)$	$H'(0.07,\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する深さ 0.07 mm の方向性線量当量
$d'_{local\,skin}(\varphi)$	$D'_{local\,skin}(\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する個人局所皮膚吸収線量
$h_p(0.07,\varphi)$	$H_p(0.07,\varphi)/\Phi$	フルエンスに対する深さ 0.07 mm の個人線量当量



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深さ 10 mm 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[2]，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。

[2] Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan)

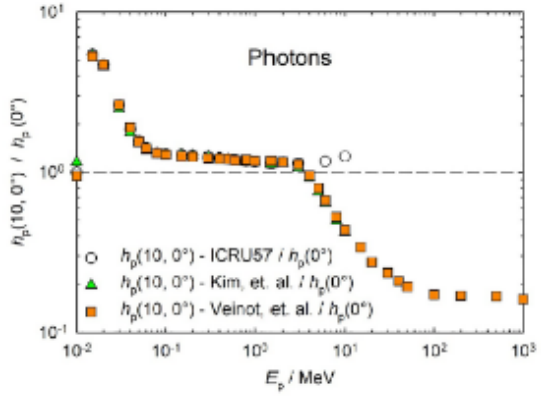


図 4.2　光子におけるフルエンスから深さ 10 mm の個人線量当量への換算係数 $h_p(10,0°)$と勧告値 $h_p(0°)$との比による比較。

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 $h_p(10,0°)$の計算結果を示す。

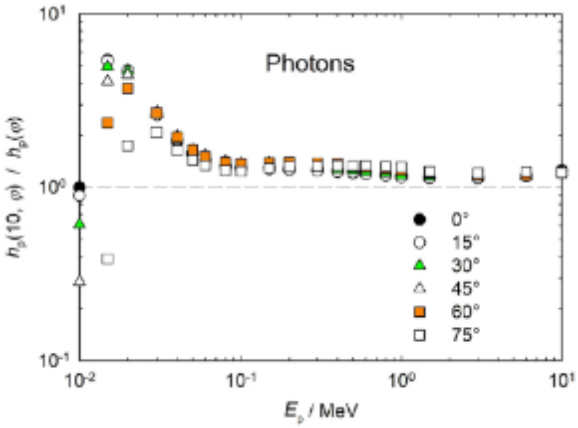
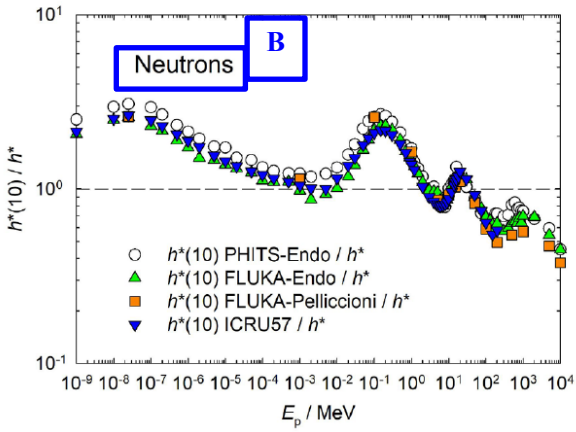


図 4.3　カーマ近似法を用いた ICRU Report 57（1998）から引用した、光子におけるフルエンスから深さ 10 mm の個人線量当量への換算係数 $h_p(10, \varphi)$と勧告値 $h_p(\varphi)$との比による比較。（Endo，2017）。$h_p(\varphi)$の推奨値に対する比として示される。



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深さ 10 mm 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[3]，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。

[3] Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

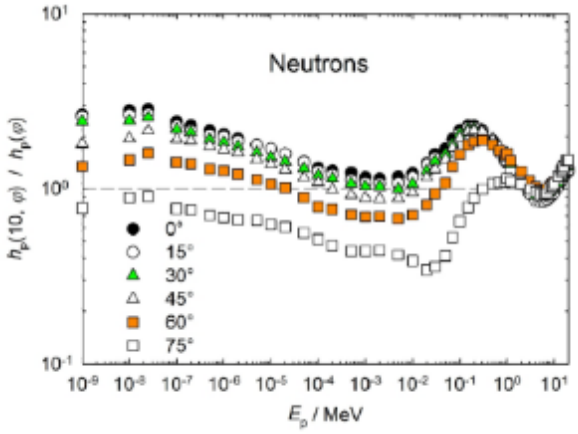
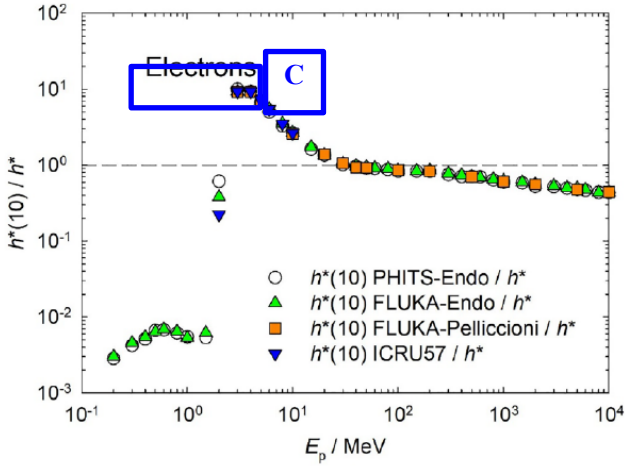


図 4.5　中性子におけるフルエンスから深さ 10 mm の個人線量当量への換算係数（ICRU Report 57（1998））$h_p(10,\varphi)$と勧告値 h^*との比による比較。（Endo，2017）。



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深さ 10 mm 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[3]による PHITS と FLUKA を用いた結果[3]，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。

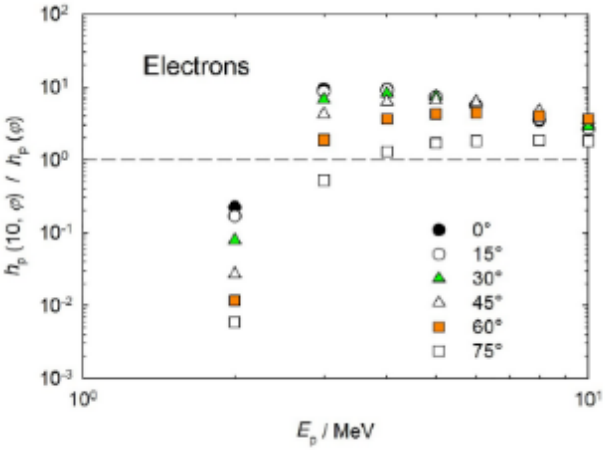
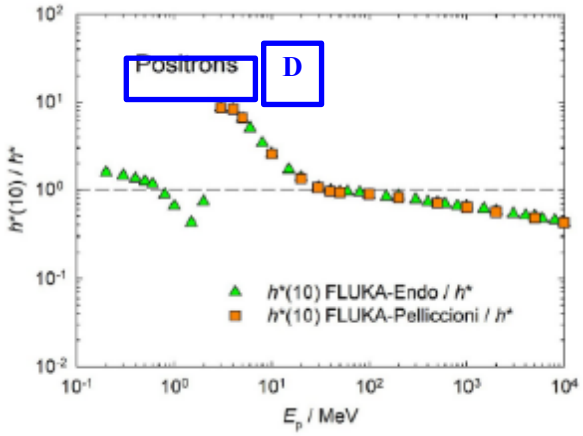


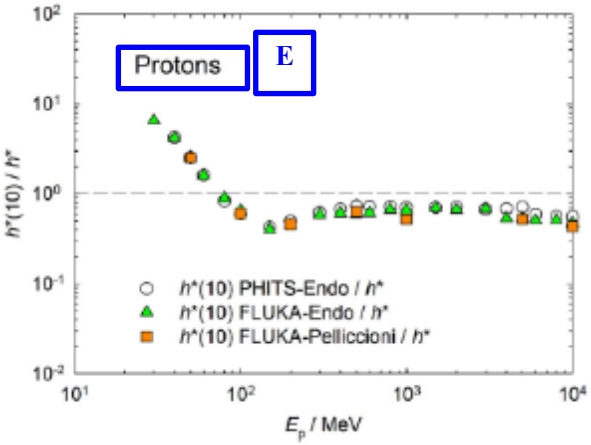
図 4.7　Grosswendt and Chartier（1994）と ICRU Report 57（1998）よる，電子におけるフルエンスから深さ 10 mm の個人線量当量への換算係数 $h_p(10, \varphi)$と、勧告値 $h_p(\varphi)$との比による比較。（Endo，2017）。



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深さ 10 mm 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深さ 10 mm 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[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。

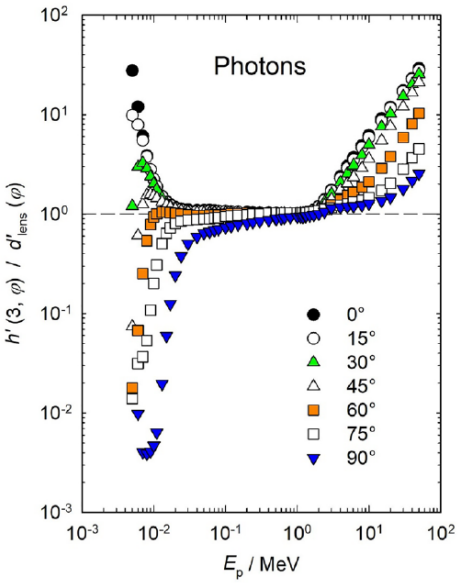


図 4.10　光子におけるカーマ近似によるフルエンスから深さ 3 mm の方向性線量当量への換算係数 $h'(3,\varphi)$と勧告値 $d'_{lens}(\varphi)$との比による比較。（Behrens，2017b）。

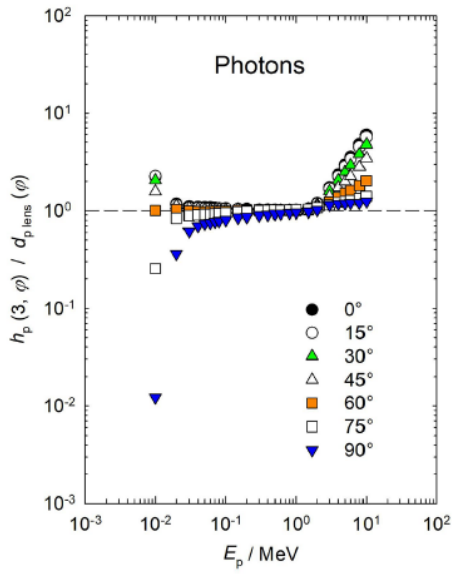


図 4.11 光子におけるフルエンスから深さ 3 mm の個人線量当量への換算係数 $h_p(3,\varphi)$と勧告値 $d'_{lens}(\varphi)$との比による比較。（Behrens,2017a）。

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。

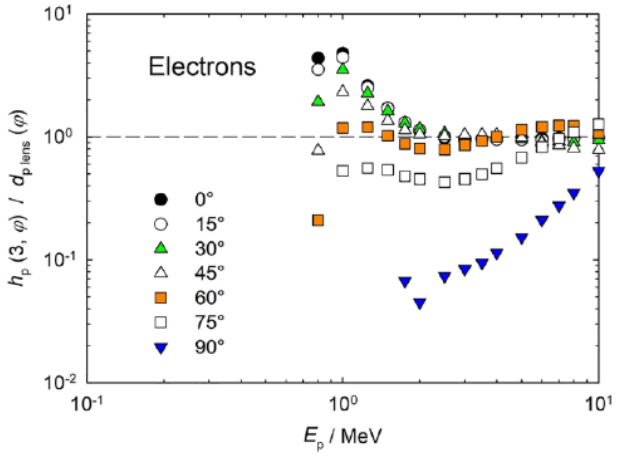


図 4.12　電子におけるフルエンスから深さ 3 mm の個人線量当量への換算係数（Ferrari and Gualdrini，2012）$h_p(3,\varphi)$と勧告値 $d'_{lens}(\varphi)$（いずれかの眼の水晶体全体の最大値）との比による比較。（Behrens，2017a）。

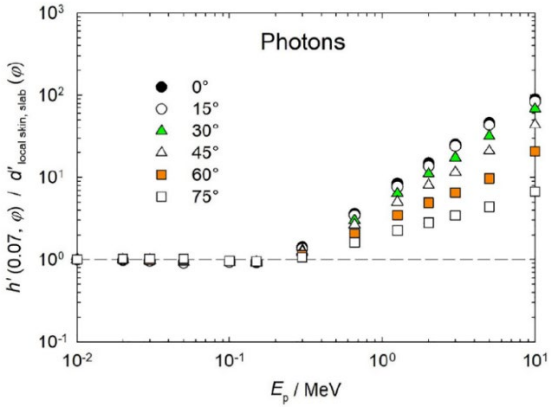


図 4.13　光子におけるフルエンスから深さ 0.07 mm の方向性線量当量への換算係数 $h'(0.07,\varphi)$と勧告値 $d'_{local\ skin\ slab}$（φ）[5] との比による比較。

注　$h'(0.07,\varphi)$の計算は，カーマ近似を用いた ICRU Report57（1998）から引用した。

[5] Dauers, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France).

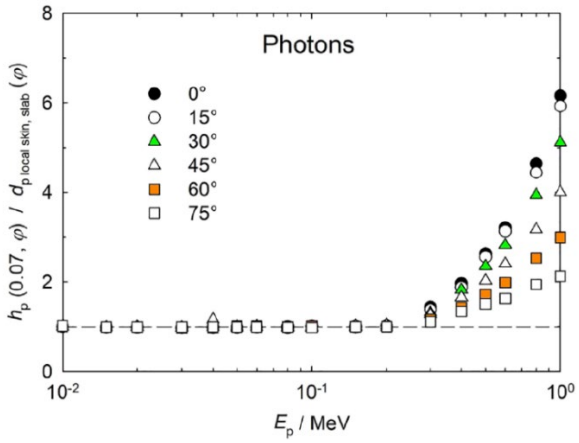


図 4.14　光子におけるフルエンスから深さ 0.07 mm の個人線量当量への換算係数 $h_p(0.07,\varphi)$ と勧告値 $d_{p\,local\,skin\,slab}(\varphi)$[6] との比による比較。

注　$d_{p\,local\,skin\,slab}(\varphi)$の計算は，カーマ近似を用いた ICRU Report 57（1998）から引用した。

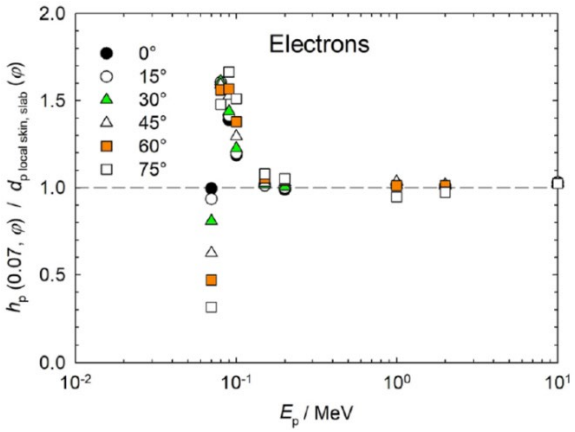
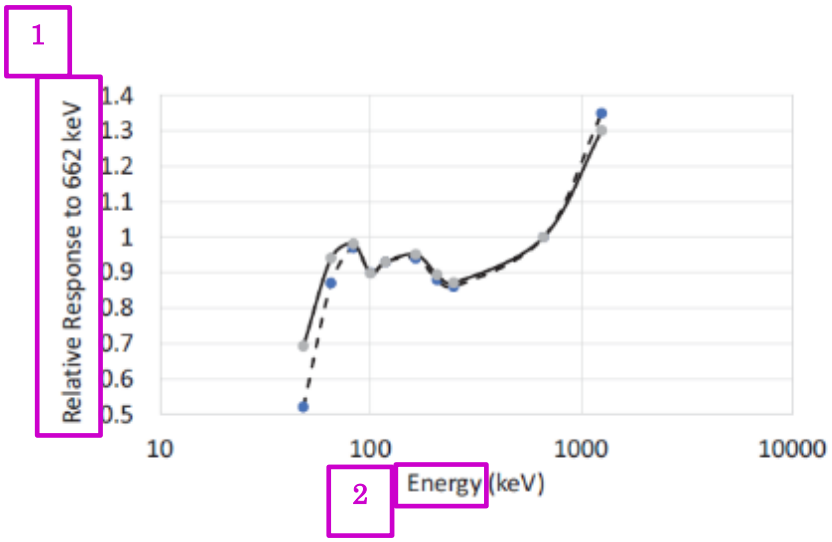


図 4.15　電子におけるフルエンスから深さ 0.07 mm の個人線量当量への換算係数 $h_p(0.07,\varphi)$ と勧告値 $d_{plocal\,skin\,slab}(\varphi)$.[6] との比による比較。

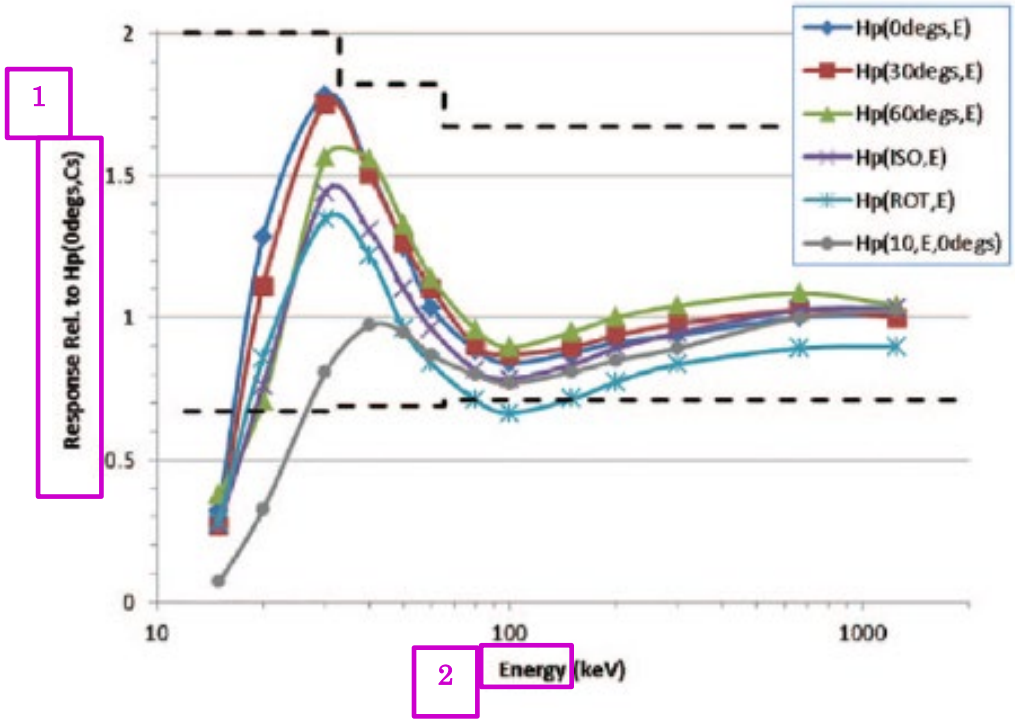
注　$h_p(0.07,\varphi)$の計算は，ICRU Report 57（1998）から引用した。

[6] Daures, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France)



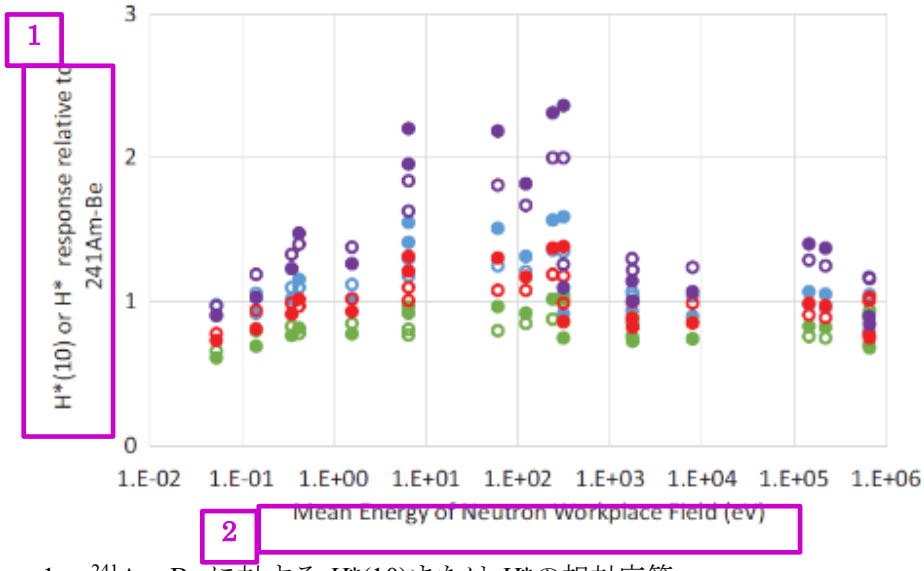
1. 662 keV に対する相対応答
2. エネルギー

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 に対する相対応答（Otto，2019 を変更して利用）。



1. Hp(0degs,Cs)に対する相対応答
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 $H_p(0°, Cs)$対する $H_p(\varphi)$の相対応答。注　また，再設計後の $H_p(10, 0°)/H_p(10,0°, Cs)$の相対応答を示す（Eakins and Tanner, 2019）。



1. ^{241}Am-Be に対する $H^*(10)$または H^*の相対応答
2. 作業中性子場の平均エネルギー(eV)

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 ^{241}Am-Be からの中性子に対する計算された相対応答（Eakins *et al.*，2018 から入手）。

注　白抜きの記号は，$H^*(10)$に対する相対応答を，白抜き以外の記号は H^*に対する相対応答を示す。各機器は，色で分けて示している。各作業中性子場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^{2+}イオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+05[a]	AP，PA，ISO

[a] MeV/u で表される 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への換算係数（Endo[2]，ICRP，2010）。

E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)	E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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

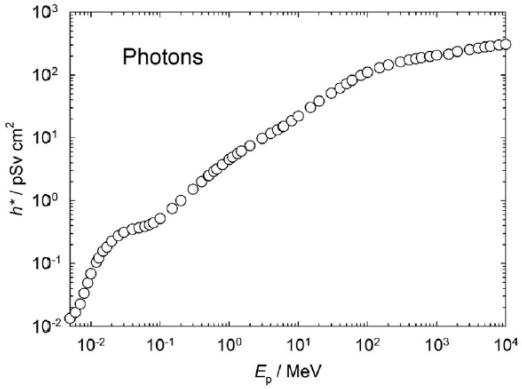


図 A.1.1a　光子ンフルエンスから周辺線量への換算係数（Endo[2]，ICRP，2010）。

[2] Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

Table A.1.1b Conversion coefficients from photon air kerma to ambient dose (Endo3; ICRP, 2010).

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

E_p/MeV	h^*/(Sv Gy^{-1})	E_p/MeV	h^*/(Sv Gy^{-1})
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
1.200E-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	1.44E+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	1.17E+00	4.000E+01	6.62E-01
3.000E-01	1.09E+00	5.000E+01	6.07E-01
4.000E-01	1.06E+00		

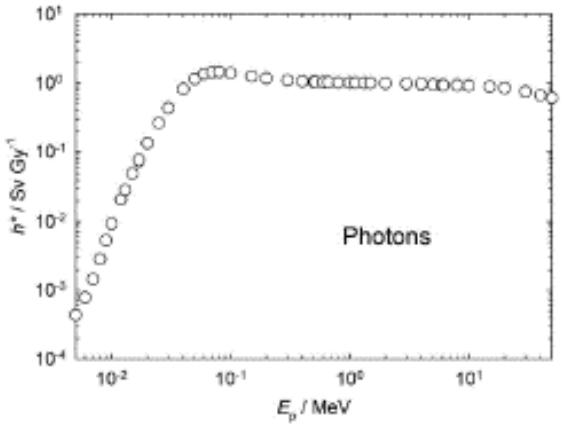


Figure A.1.1b Conversion coefficients from photon air kerma to ambient dose (Endo[3]; ICRP, 2010).

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

[3] A. Endo, *personal communication*, 2016 (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

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_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)	E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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
1.00E-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
1.00E-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
1.00E-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

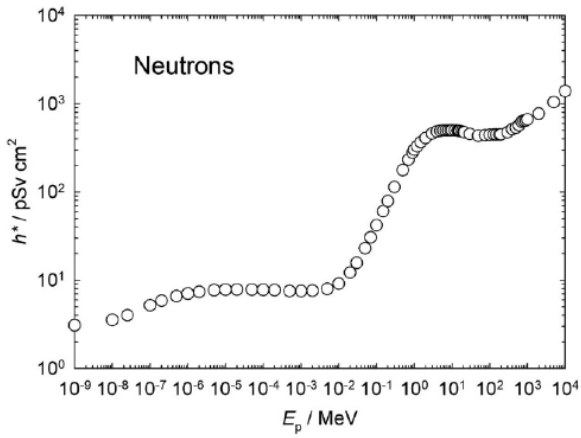


図 A.1.2　中性子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP，2010）。

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_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)	E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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+01	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		

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）。

E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)	E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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		

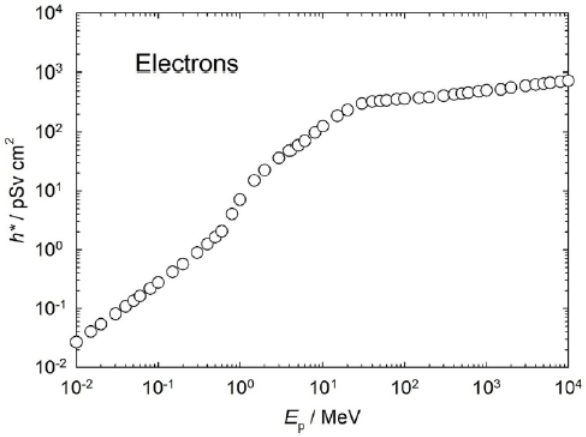


図 A.1.3　電子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP，2010）。

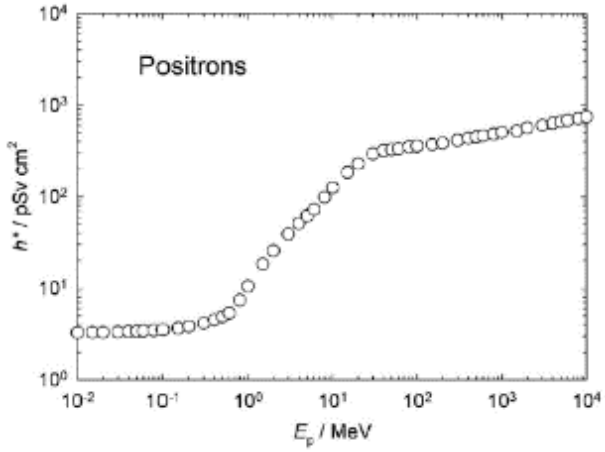


図 A.1.4 陽電子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP，2010）。

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_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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	1.23E+03
8.00E+02	1.23E+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_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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

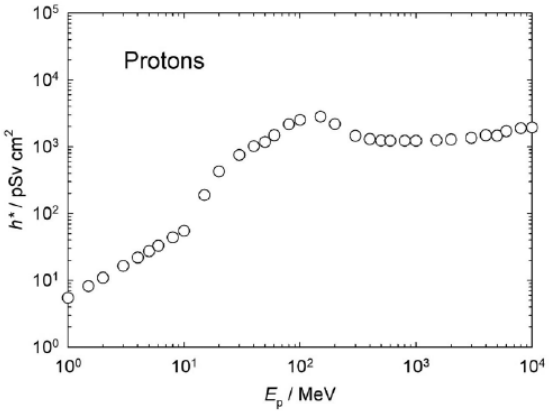
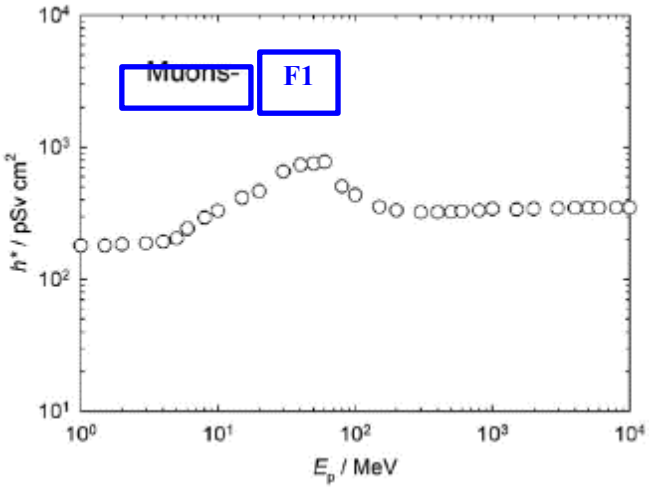


図 A.1.5　陽子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP，2010）。



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_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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

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）。

E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)	E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
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		

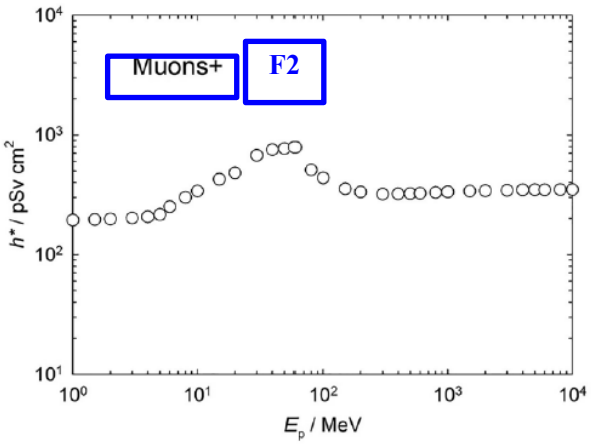
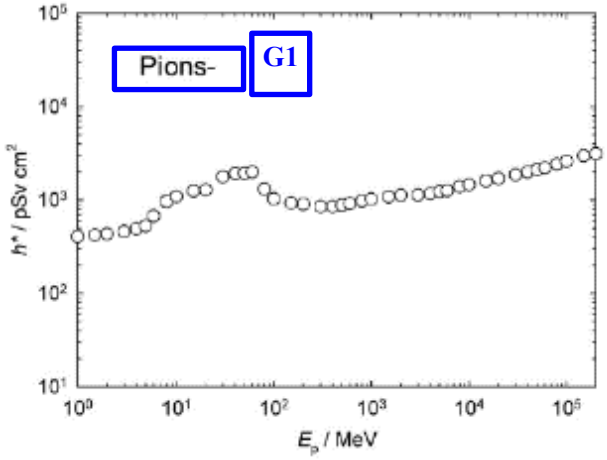


図 A.1.7　正のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP，2010）。

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）。

E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)	E_p/MeV	h^*/(pSv cm^2)
1.00E+00	3.14E+02	6.00E+02	9.80E+02
1.50E+00	3.24E+02	8.00E+02	1.04E+03
2.00E+00	3.40E+02	1.00E+03	1.09E+03
3.00E+00	3.79E+02	1.50E+03	1.16E+03
4.00E+00	4.29E+02	2.00E+03	1.19E+03
5.00E+00	4.89E+02	3.00E+03	1.18E+03
6.00E+00	5.40E+02	4.00E+03	1.21E+03
8.00E+00	7.17E+02	5.00E+03	1.27E+03
1.00E+01	8.19E+02	6.00E+03	1.29E+03
1.50E+01	1.00E+03	8.00E+03	1.39E+03
2.00E+01	1.10E+03	1.00E+04	1.46E+03
3.00E+01	1.52E+03	1.50E+04	1.60E+03
4.00E+01	1.75E+03	2.00E+04	1.69E+03
5.00E+01	1.83E+03	3.00E+04	1.86E+03
6.00E+01	1.82E+03	4.00E+04	1.97E+03
8.00E+01	1.38E+03	5.00E+04	2.09E+03
1.00E+02	1.13E+03	6.00E+04	2.20E+03
1.50E+02	1.22E+03	8.00E+04	2.38E+03
2.00E+02	1.25E+03	1.00E+05	2.53E+03
3.00E+02	1.10E+03	1.50E+05	2.90E+03
4.00E+02	9.98E+02	2.00E+05	3.24E+03
5.00E+02	9.70E+02		

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

E_p/MeV u^{-1}	h^*/(pSv cm^2)
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	1.72E+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

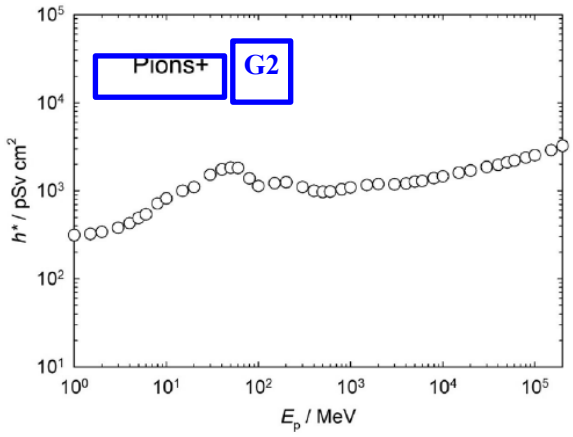
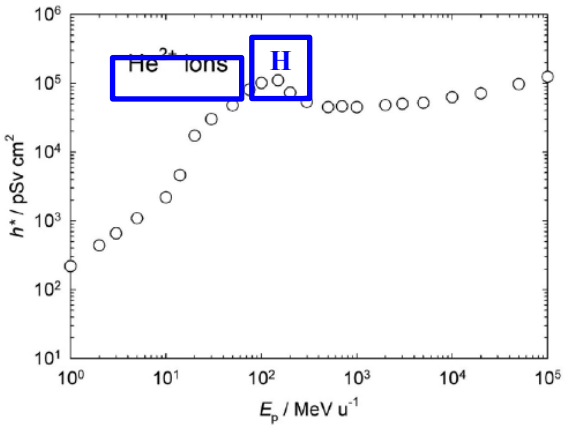


図 A.1.9 正のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP，2010）。

G2.　負のパイ中間子（青枠 G2 は以下同様）



H.　He^{2+}イオン（青枠 H は以下同様）

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

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

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^{2+}イオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03[a]

[a].MeV/u で表される He^{2+}イオンのエネルギー。

表 A.2.1a　光子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo[4]，2017；ICRP，2010）。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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	1.48E-02	1.86E-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	1.86E-02	1.84E-02	3.37E-02	2.88E-02	3.01E-02	2.75E-02
1.2E-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
1.7E-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	1.47E+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	1.29E+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	1.27E+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	1.36E+02	1.74E+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	1.42E+02	1.87E+02	1.34E+02	1.41E+02	1.85E+02	1.74E+02	1.96E+02
1.0E+03	8.16E+01	8.35E+01	8.79E+01	9.95E+01	1.18E+02	1.46E+02	1.93E+02	1.37E+02	1.45E+02	1.93E+02	1.80E+02	2.06E+02

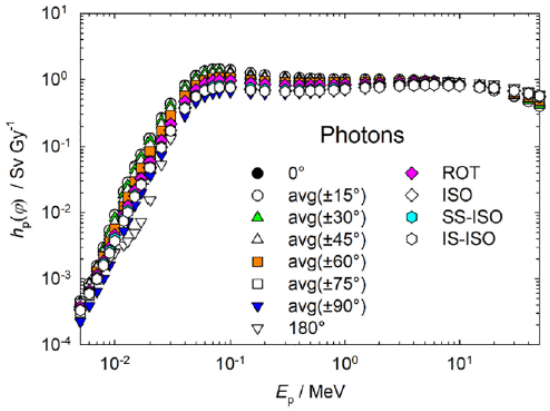


図 A.2.1a　光子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo[5]，2017；ICRP，2010）。

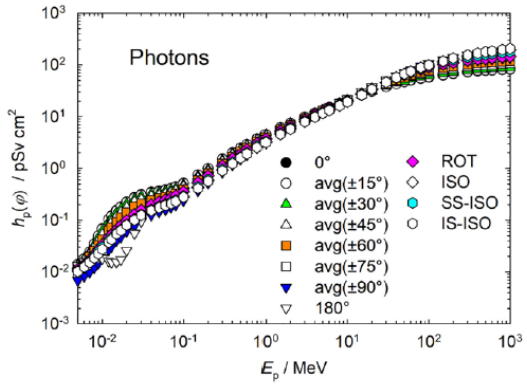


図 A.2.1b　光子空気カーマから個人線量への換算係数（Endo[5]，2017；ICRP，2010）。

表 A.2.1b　光子空気カーマから個人線量への換算係数（Endo[5]，2017；ICRP，2010）。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(Sv Gy^{-1})											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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	1.84E-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
1.0E-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
1.7E-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	1.26E+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	1.24E+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)

[5]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_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(Sv Gy^{-1})											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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

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）。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-09	3.09E+00	2.93E+00	2.67E+00	2.25E+00	1.86E+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	1.54E+00
2.5E-08	4.00E+00	3.89E+00	3.48E+00	2.97E+00	2.41E+00	1.79E+00	1.22E+00	2.44E+00	2.31E+00	1.76E+00	1.76E+00	1.76E+00
1.0E-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
1.0E-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	1.26E+02	1.30E+02	1.22E+02
1.0E+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	1.49E+02
1.5E+00	3.65E+02	3.69E+02	3.50E+02	3.18E+02	2.70E+02	2.08E+02	1.39E+02	1.95E+02	2.19E+02	1.74E+02	1.83E+02	1.65E+02

(Continued)

表 A.2.2（続き）

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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

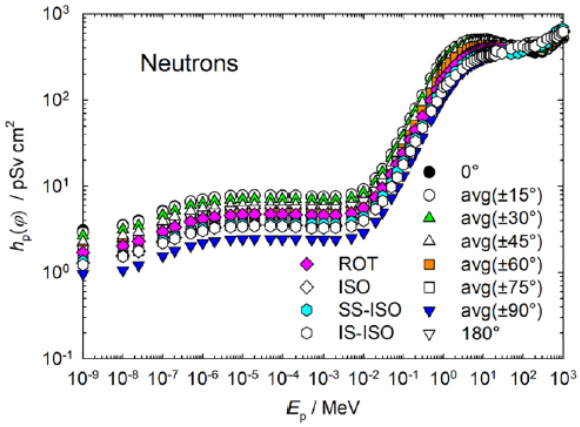


図 A.2.2　中性子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP，2010）。

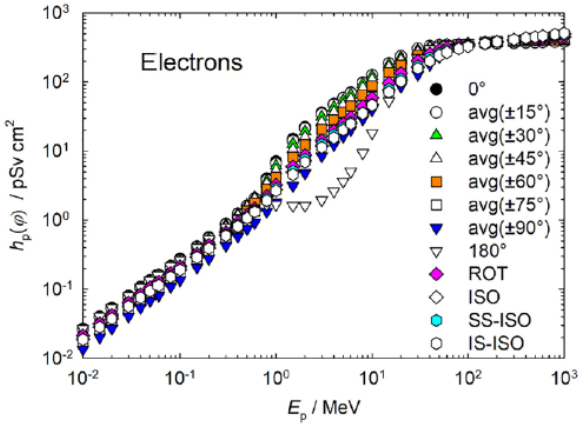


図 A.2.3　電子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP，2010）。

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；ICRP，2010）。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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	1.87E-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（Endo，2017；ICRP，2010）。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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	1.43E+00	1.49E+00	1.37E+00
4.0E-02	3.36E+00	3.06E+00	2.74E+00	2.32E+00	1.87E+00	1.42E+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	1.42E+00	1.01E+00	1.73E+00	1.77E+00	1.47E+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	1.44E+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	1.46E+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	1.77E+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
1.0E+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
1.0E+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

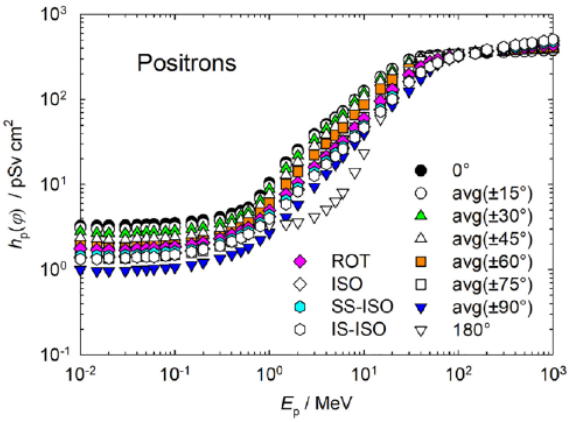


図 A.2.4　陽電子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017; ICRP，2010）。

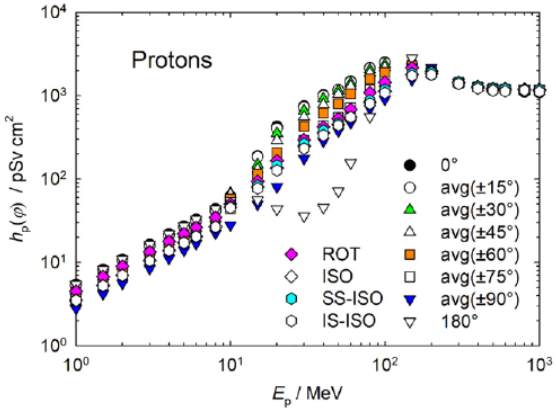


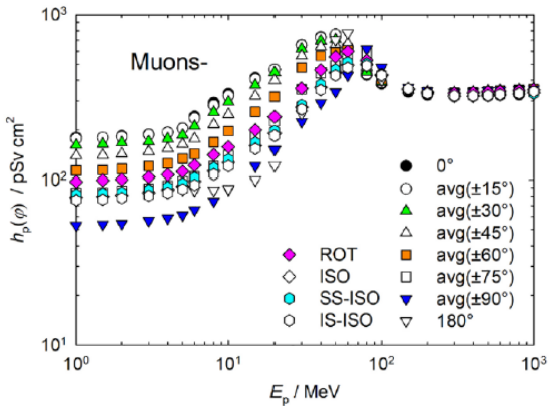
図 A.2.5　陽子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP，2010）。

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）。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+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	1.89E+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	1.44E+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	1.44E+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
1.0E+03	1.09E+03	1.11E+03	1.12E+03	1.14E+03	1.15E+03	1.16E+03	1.19E+03	1.23E+03	1.19E+03	1.15E+03	1.18E+03	1.12E+03

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_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	1.80E+02	1.77E+02	1.62E+02	1.40E+02	1.14E+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	1.48E+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	1.26E+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）。

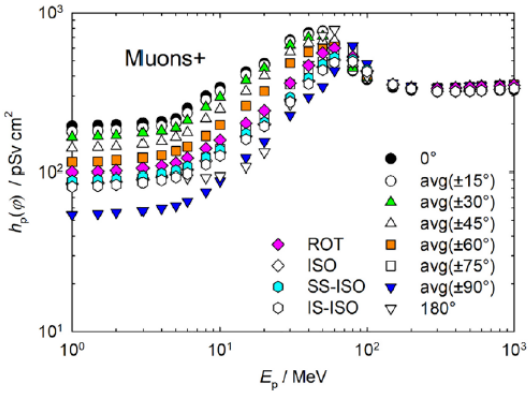


図 A.2.7　正のミュー粒子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP, 2010）。

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_p MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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	1.44E+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.2.8　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_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+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	1.14E+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

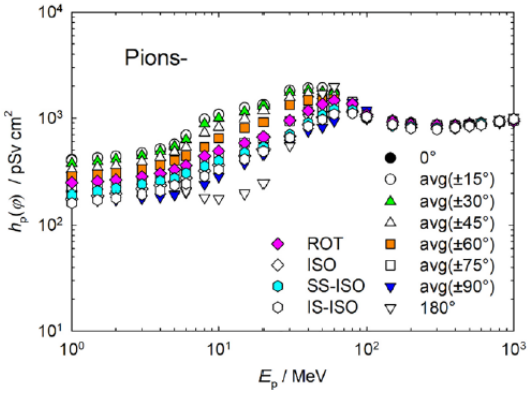


図 A.2.8　負のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP，2010）。

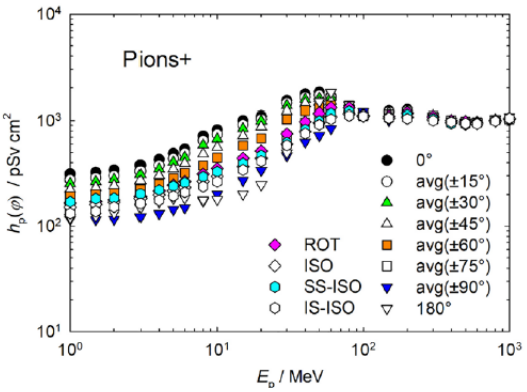


図 A.2.9　正のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP, 2010）。

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_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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	1.70E+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	1.44E+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	1.47E+03	1.31E+03	1.07E+03	7.21E+02	1.48E+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	1.24E+03	1.28E+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.2.10　He^{2+}イオンフルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP，2010）。

E_p/MeV u^{-1}	$h_p(\varphi)$/(pSv cm^2)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	2.19E+02	2.12E+02	2.00E+02	1.81E+02	1.63E+02	1.37E+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	1.44E+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

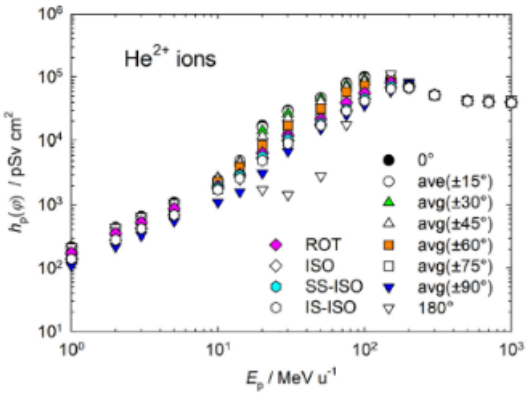


図 A.2.10 He^{2+}イオンフルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017；ICRP，2010）。

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 d_{lens}。

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）。

E_p/MeV	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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
0.017	1.55E+00	1.57E+00	1.54E+00	1.46E+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
0.024	1.09E+00	1.11E+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
0.04	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
0.07	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
0.1	5.59E-01	5.62E-01	5.69E-01	5.71E-01	5.70E-01	5.57E-01	5.41E-01	3.76E-01
0.12	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
0.2	1.13E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.13E+00	8.10E-01
0.24	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
0.4	2.29E+00	2.32E+00	2.34E+00	2.38E+00	2.35E+00	2.31E+00	2.32E+00	1.75E+00
0.5	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
1	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
1.2	5.83E+00	5.84E+00	5.86E+00	5.98E+00	5.95E+00	5.82E+00	5.92E+00	4.87E+00
1.3	6.07E+00	6.14E+00	6.16E+00	6.35E+00	6.30E+00	6.15E+00	6.20E+00	5.18E+00
1.33	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	7.04E+00	7.16E+00	7.29E+00	7.66E+00	7.92E+00	7.88E+00	8.05E+00	6.75E+00

(Continued)

表 A.3.1a（続き）

E_p/MeV	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	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

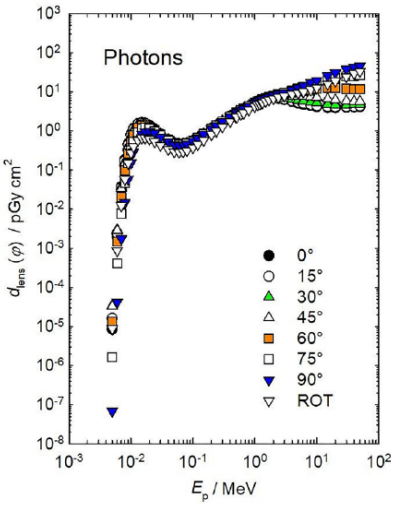


図 A.3.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

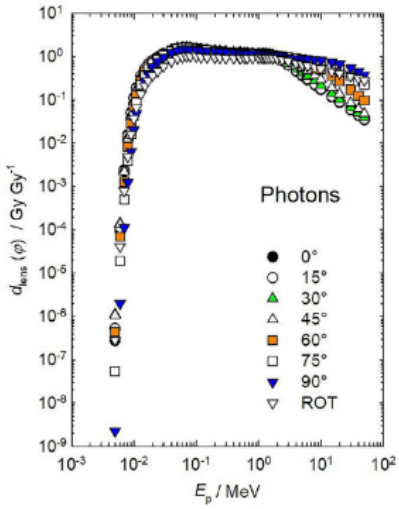


図 A.3.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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）。

E_p/MeV	$d_{lens}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})							
	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	1.48E+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	1.46E+00	1.01E+00
0.12	1.44E+00	1.45E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.44E+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	1.23E+00	1.24E+00	1.26E+00	1.24E+00	1.22E+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
1	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	4.79E-02	9.77E-02	2.21E-01	3.80E-01	2.82E-01

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	$d_{lens'}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens'}(\varphi)$/(pGy cm^2)								
	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
1.00E-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
1.00E-01	7.29E+00	7.42E+00	7.35E+00	7.02E+00	7.19E+00	6.65E+00	5.89E+00	4.23E-01	1.84E+00
1.50E-01	9.41E+00	9.43E+00	9.29E+00	9.05E+00	9.00E+00	8.60E+00	7.76E+00	4.45E-01	2.37E+00
2.00E-01	1.11E+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	1.39E+01	1.43E+01	1.39E+01	1.36E+01	1.37E+01	1.33E+01	1.23E+01	4.88E-01	3.66E+00
5.00E-01	1.83E+01	1.89E+01	1.85E+01	1.78E+01	1.84E+01	1.78E+01	1.70E+01	5.63E-01	4.99E+00
7.00E-01	2.14E+01	2.19E+01	2.16E+01	2.08E+01	2.11E+01	2.09E+01	1.98E+01	6.69E-01	6.07E+00
9.00E-01	2.48E+01	2.53E+01	2.49E+01	2.42E+01	2.37E+01	2.42E+01	2.30E+01	8.41E-01	7.05E+00
1.00E+00	2.96E+01	3.01E+01	2.95E+01	3.01E+01	2.87E+01	2.82E+01	2.66E+01	6.48E-01	7.85E+00
1.20E+00	2.84E+01	2.89E+01	2.88E+01	2.69E+01	2.75E+01	2.77E+01	2.70E+01	1.09E+00	8.42E+00
1.50E+00	3.07E+01	3.11E+01	3.11E+01	2.95E+01	3.06E+01	2.98E+01	2.97E+01	1.64E+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	1.11E+01
3.00E+00	4.02E+01	4.01E+01	3.97E+01	4.08E+01	3.90E+01	3.91E+01	3.89E+01	5.53E+00	1.40E+01
4.00E+00	4.78E+01	4.70E+01	4.79E+01	4.86E+01	4.61E+01	4.59E+01	4.72E+01	7.34E+00	1.64E+01
5.00E+00	5.00E+01	4.93E+01	4.96E+01	5.07E+01	4.85E+01	4.72E+01	4.83E+01	1.09E+01	1.83E+01
6.00E+00	5.40E+01	5.38E+01	5.41E+01	5.42E+01	5.27E+01	5.17E+01	5.25E+01	1.29E+01	1.99E+01
7.00E+00	5.37E+01	5.32E+01	5.34E+01	5.38E+01	5.27E+01	5.18E+01	5.27E+01	1.65E+01	2.10E+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	1.79E+01	2.21E+01
9.00E+00	6.06E+01	5.95E+01	6.00E+01	6.02E+01	5.92E+01	5.82E+01	5.89E+01	1.94E+01	2.33E+01
1.00E+01	6.31E+01	6.31E+01	6.49E+01	6.44E+01	6.19E+01	6.14E+01	6.15E+01	2.15E+01	2.51E+01
1.20E+01	7.00E+01	6.89E+01	7.03E+01	7.01E+01	6.71E+01	6.72E+01	6.88E+01	2.42E+01	2.74E+01
1.40E+01	7.09E+01	7.11E+01	7.18E+01	7.17E+01	6.83E+01	6.95E+01	7.04E+01	2.81E+01	2.88E+01
1.50E+01	7.46E+01	7.38E+01	7.54E+01	7.47E+01	7.22E+01	7.20E+01	7.36E+01	3.01E+01	3.00E+01
1.60E+01	7.44E+01	7.52E+01	7.50E+01	7.54E+01	7.29E+01	7.21E+01	7.33E+01	3.22E+01	3.06E+01
1.80E+01	7.45E+01	7.47E+01	7.37E+01	7.51E+01	7.26E+01	7.19E+01	7.51E+01	3.55E+01	3.16E+01
2.00E+01	7.56E+01	7.37E+01	7.74E+01	7.60E+01	7.29E+01	7.35E+01	7.61E+01	3.87E+01	3.24E+01
3.00E+01	7.01E+01	7.05E+01	7.44E+01	7.97E+01	6.71E+01	7.43E+01	7.91E+01	4.88E+01	3.43E+01
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

[6]K.G. Veinot *et al.* (2020). *Personal communication* (Y-12 National Security Complex, Oak Ridge, Tennessee).

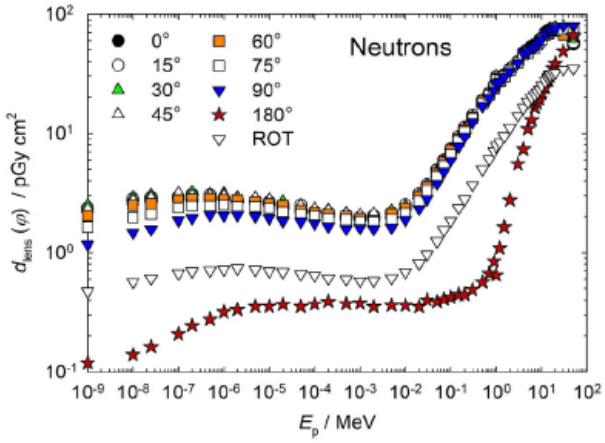


表 A.3.2　左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数。

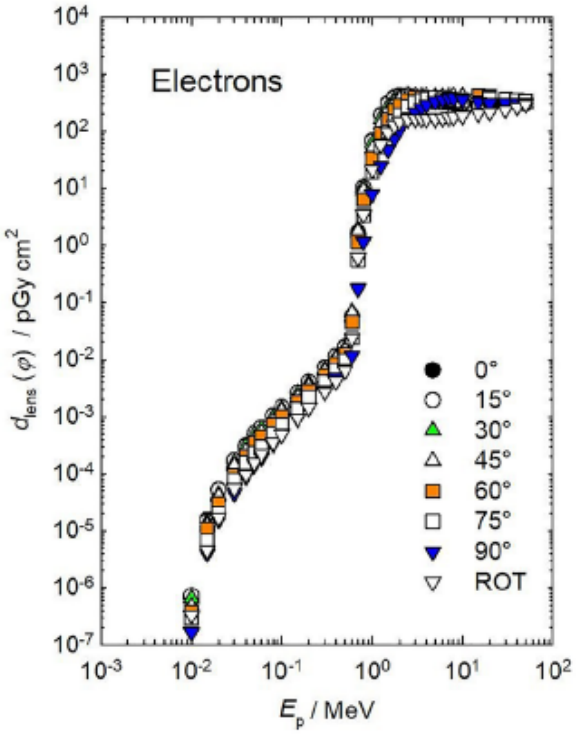


図 A.3.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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_p/MeV	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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
0.1	1.43E-03	1.47E-03	1.34E-03	1.26E-03	1.01E-03	7.44E-04	4.96E-04	4.84E-04
0.15	2.60E-03	2.66E-03	2.48E-03	2.14E-03	1.79E-03	1.37E-03	9.10E-04	9.40E-04
0.2	3.87E-03	4.05E-03	3.76E-03	3.39E-03	2.81E-03	2.18E-03	1.43E-03	1.44E-03
0.3	7.36E-03	7.18E-03	6.86E-03	6.29E-03	5.15E-03	4.07E-03	2.84E-03	2.63E-03
0.4	1.14E-02	1.15E-02	1.08E-02	1.02E-02	8.49E-03	6.68E-03	4.73E-03	4.19E-03
0.5	1.65E-02	1.63E-02	1.56E-02	1.44E-02	1.22E-02	9.69E-03	6.87E-03	6.38E-03
0.6	4.71E-02	5.68E-02	6.98E-02	6.62E-02	4.51E-02	2.34E-02	1.16E-02	2.29E-02
0.7	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
1	6.95E+01	6.74E+01	6.02E+01	4.86E+01	3.36E+01	1.89E+01	7.80E+00	2.08E+01
1.25	1.92E+02	1.85E+02	1.64E+02	1.32E+02	9.15E+01	5.38E+01	2.43E+01	5.71E+01
1.5	3.08E+02	2.99E+02	2.69E+02	2.23E+02	1.61E+02	9.82E+01	4.72E+01	9.53E+01
1.75	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)

H

[7]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	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(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	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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
0.008	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
0.1	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	2.91E+00

H

(Continued)

表 A.3.4（続き）

E_p/MeV	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	0°	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

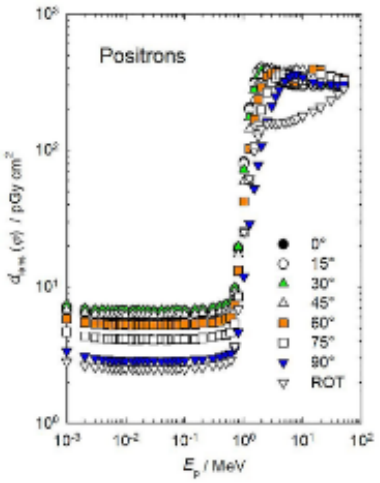


図 A.3.4　左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

表 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，$d'_{\text{local skin}}$ および $d_{\text{p local skin}}$

表／図	粒子の種類	ファントム	物理量	エネルギー範囲 (MeV)	角度範囲
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^{2+}イオン	スラブ	フルエンス	6.6 E+00-1.0 E+01	0°

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]

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2)

	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

(Continued)

H

[8]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_p/MeV	$d_{local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)					
	0°	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

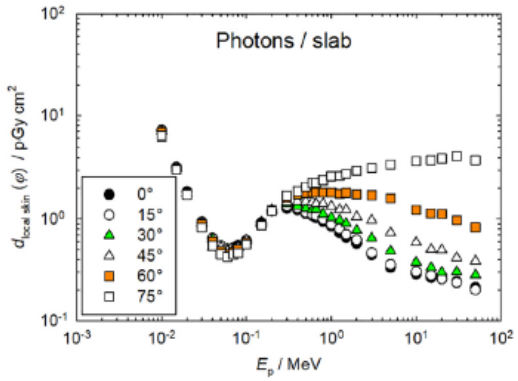


図 A.4.1.1a 光子フルエンスからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。[9]

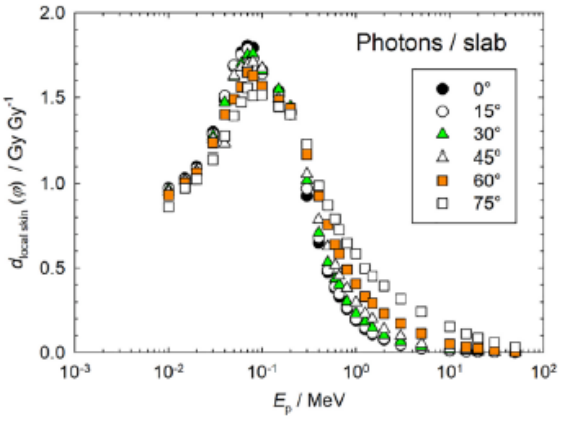


図 A.4.1.1b 光子空気カーマからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。

[9] 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への換算係数。[10]

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})					
	0°	15°	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
1	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

[10] J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

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。

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	0°	15°	30°	45°	60°	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

(Continued)

H

[11] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.2a（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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
1	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	7.57E-01	6.46E-01	5.86E-01	5.39E-01	5.28E-01	8.87E-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	2.57E+00	2.46E+00	2.38E+00	2.32E+00	2.32E+00	1.93E+00
1	3.34E+00	3.36E+00	3.28E+00	3.24E+00	3.18E+00	3.19E+00	2.32E+00
1.25	3.75E+00	3.95E+00	3.93E+00	3.91E+00	3.92E+00	3.88E+00	2.62E+00
1.5	4.22E+00	4.48E+00	4.50E+00	4.47E+00	4.43E+00	4.49E+00	2.87E+00
2	4.97E+00	5.47E+00	5.63E+00	5.60E+00	5.62E+00	5.69E+00	3.37E+00
3	6.38E+00	7.19E+00	7.62E+00	7.67E+00	7.62E+00	7.67E+00	4.23E+00
5	8.92E+00	1.04E+01	1.11E+01	1.13E+01	1.14E+01	1.14E+01	5.77E+00
7	1.07E+01	1.33E+01	1.43E+01	1.47E+01	1.49E+01	1.49E+01	7.14E+00
10	1.28E+01	1.71E+01	1.90E+01	1.97E+01	2.00E+01	2.02E+01	9.01E+00
15	1.44E+01	2.18E+01	2.61E+01	2.79E+01	2.84E+01	2.86E+01	1.18E+01
20	1.50E+01	2.43E+01	3.06E+01	3.41E+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	1.61E+01
50	1.70E+01	3.07E+01	4.16E+01	4.93E+01	5.37E+01	5.53E+01	1.88E+01

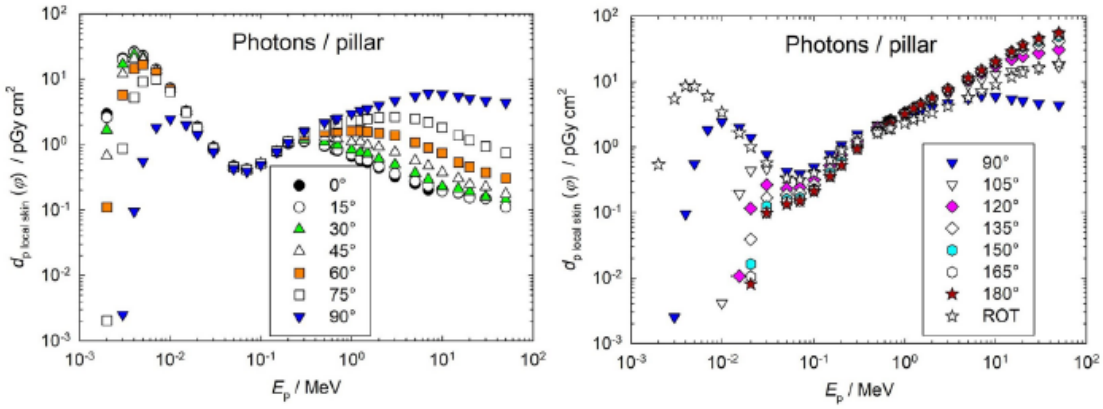


図 A.4.1.2a 光子フルエンスからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[12]

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。[12]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
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

(Continued)

H

[12] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.2b（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(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	3.32E-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
1	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

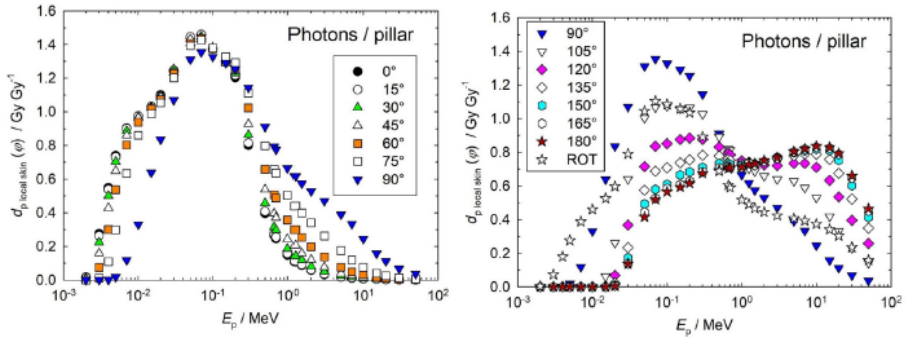


図 A.4.1.2b 光子空気カーマからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[13]

[13] 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。[14]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	0°	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	1.44E+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
1	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

(Continued)

[14] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3a（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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

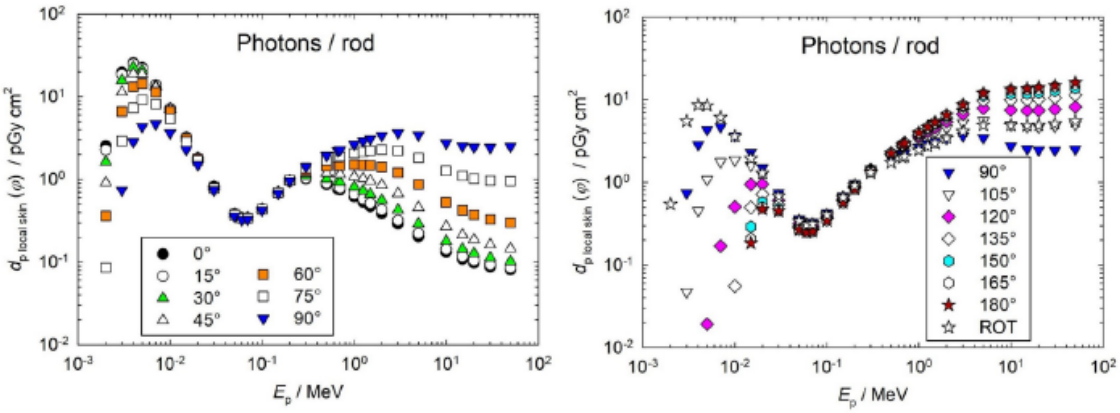


図 A.4.1.3a 光子フルエンスからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。 [15]

[15] T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

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への換算係数。[16]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})						
	0°	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	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	1.37E-01	1.91E-01	2.81E-01	4.05E-01	5.44E-01
1.5	1.01E-01	1.08E-01	1.32E-01	1.76E-01	2.46E-01	3.35E-01	4.31E-01
2	5.15E-02	5.66E-02	7.44E-02	1.13E-01	1.87E-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	1.57E-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	1.36E-03	1.65E-03	2.36E-03	4.78E-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	1.14E-01	1.10E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.95E-01
0.01	2.50E-01	6.82E-02	7.49E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.86E-01
0.015	5.15E-01	3.01E-01	1.59E-01	9.31E-02	6.59E-02	5.89E-02	6.18E-01
0.02	7.36E-01	5.64E-01	4.25E-01	3.40E-01	2.95E-01	2.81E-01	7.66E-01
0.03	9.38E-01	8.34E-01	7.40E-01	6.73E-01	6.35E-01	6.22E-01	9.41E-01
0.05	1.05E+00	9.79E-01	9.14E-01	8.64E-01	8.33E-01	8.24E-01	1.05E+00
0.06	1.07E+00	1.00E+00	9.42E-01	8.97E-01	8.69E-01	8.58E-01	1.07E+00
0.07	1.09E+00	1.03E+00	9.66E-01	9.21E-01	8.93E-01	8.86E-01	1.09E+00
0.1	1.10E+00	1.05E+00	9.96E-01	9.59E-01	9.34E-01	9.26E-01	1.09E+00
0.15	1.10E+00	1.05E+00	1.01E+00	9.76E-01	9.53E-01	9.44E-01	1.09E+00
0.2	1.09E+00	1.04E+00	1.01E+00	9.79E-01	9.65E-01	9.63E-01	1.07E+00
0.3	1.04E+00	1.03E+00	1.01E+00	9.91E-01	9.76E-01	9.69E-01	9.40E-01
0.5	8.87E-01	9.25E-01	9.42E-01	9.46E-01	9.42E-01	9.42E-01	7.27E-01
0.662	8.03E-01	8.64E-01	8.97E-01	9.09E-01	9.16E-01	9.16E-01	6.39E-01

(Continued)

H

[16] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3b (続き)

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(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

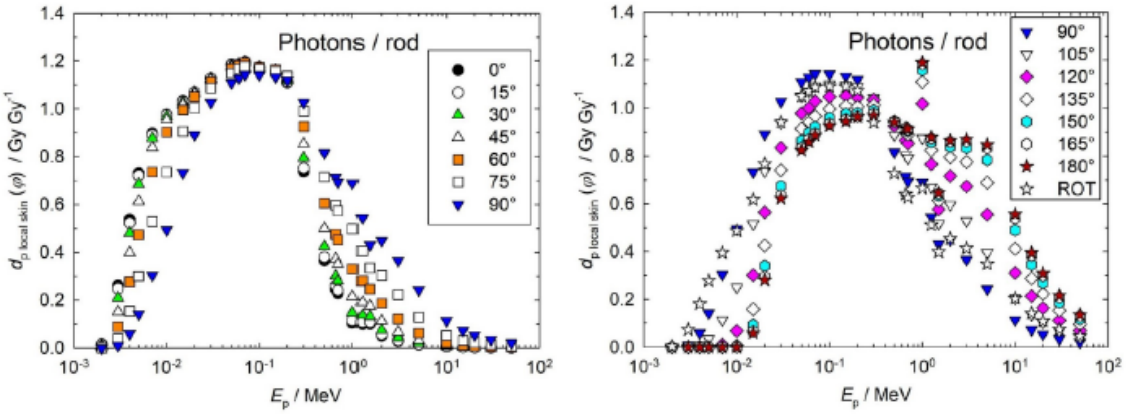


図 A.4.1.3b　光子空気カーマからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[17]

[17] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

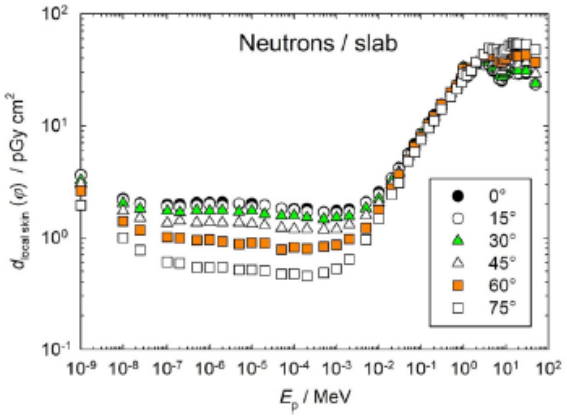


図 A.4.2.1 中性子フルエンスからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数（Veinot *et al.*，2020）。

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）。

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/ pGy cm^2 for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/ pGy cm^2					
	0°	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）。

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
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
5.00E-05	6.31E-01	6.01E-01	6.06E-01	5.81E-01	5.70E-01	5.25E-01	4.97E-01
1.00E-04	5.65E-01	5.44E-01	5.77E-01	5.68E-01	5.20E-01	4.88E-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
5.00E-04	5.25E-01	5.37E-01	5.28E-01	5.14E-01	5.04E-01	4.75E-01	4.44E-01
1.00E-03	5.50E-01	5.65E-01	5.53E-01	5.22E-01	5.14E-01	5.12E-01	4.42E-01
2.00E-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	7.14E-01
1.00E-02	1.35E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.37E+00	1.40E+00	1.39E+00	1.06E+00
2.00E-02	2.23E+00	2.24E+00	2.25E+00	2.28E+00	2.33E+00	2.36E+00	1.78E+00
3.00E-02	3.04E+00	3.03E+00	3.07E+00	3.10E+00	3.20E+00	3.22E+00	2.43E+00
5.00E-02	4.46E+00	4.44E+00	4.47E+00	4.56E+00	4.67E+00	4.76E+00	3.65E+00
7.00E-02	5.65E+00	5.65E+00	5.70E+00	5.80E+00	5.94E+00	6.05E+00	4.69E+00
1.00E-01	7.18E+00	7.17E+00	7.23E+00	7.36E+00	7.56E+00	7.70E+00	6.09E+00
1.50E-01	9.27E+00	9.28E+00	9.35E+00	9.49E+00	9.74E+00	9.94E+00	8.17E+00
2.00E-01	1.10E+01	1.10E+01	1.11E+01	1.12E+01	1.15E+01	1.18E+01	9.92E+00
3.00E-01	1.40E+01	1.40E+01	1.40E+01	1.42E+01	1.45E+01	1.48E+01	1.28E+01
5.00E-01	1.74E+01	1.74E+01	1.76E+01	1.81E+01	1.87E+01	1.94E+01	1.75E+01
7.00E-01	2.06E+01	2.06E+01	2.08E+01	2.12E+01	2.18E+01	2.24E+01	2.07E+01
9.00E-01	2.41E+01	2.41E+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
1.20E+00	2.77E+01	2.77E+01	2.78E+01	2.80E+01	2.85E+01	2.92E+01	2.75E+01
1.50E+00	2.96E+01	2.96E+01	2.97E+01	3.00E+01	3.07E+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	3.29E+01	3.70E+01	3.78E+01	4.00E+01	4.02E+01
4.00E+00	3.15E+01	3.14E+01	3.27E+01	3.62E+01	4.14E+01	4.58E+01	4.78E+01
5.00E+00	2.79E+01	2.80E+01	2.94E+01	3.28E+01	3.69E+01	4.29E+01	4.85E+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	4.87E+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	3.67E+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	2.87E+01	3.32E+01	3.77E+01	4.71E+01	5.58E+01
1.60E+01	2.66E+01	2.67E+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

H

(Continued)

表 A.4.2.2（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	105°	120°	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

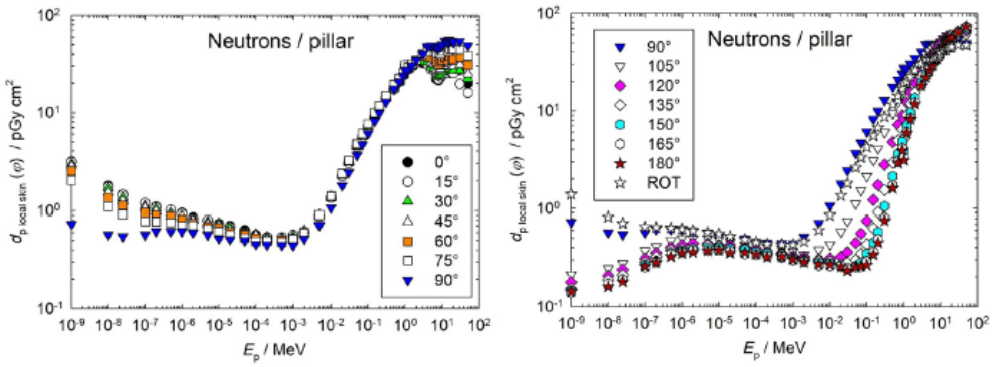


図 A.4.2.2　中性子フルエンスからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数（Veinot *et al.*，2020）。

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 *et al.*，2020）。

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
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)

H

表 A.4.2.3（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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	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
1.00E+00	2.77E+01	2.77E+01	2.76E+01	2.75E+01	2.74E+01	2.72E+01	2.57E+01
1.20E+00	2.59E+01	2.59E+01	2.60E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.63E+01	2.54E+01
1.50E+00	2.80E+01	2.79E+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	3.45E+01	3.80E+01	4.16E+01
6.00E+00	2.37E+01	2.46E+01	2.61E+01	2.93E+01	3.30E+01	3.76E+01	4.14E+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	2.03E+01	2.08E+01	2.24E+01	2.52E+01	3.01E+01	3.57E+01	4.08E+01
9.00E+00	2.13E+01	2.17E+01	2.32E+01	2.62E+01	3.12E+01	3.70E+01	4.30E+01
1.00E+01	2.17E+01	2.21E+01	2.42E+01	2.69E+01	3.17E+01	3.73E+01	4.40E+01
1.20E+01	2.47E+01	2.49E+01	2.69E+01	3.02E+01	3.47E+01	4.09E+01	4.72E+01
1.40E+01	2.40E+01	2.50E+01	2.57E+01	2.93E+01	3.44E+01	4.06E+01	4.77E+01
1.50E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.69E+01	3.04E+01	3.52E+01	4.14E+01	4.70E+01
1.60E+01	2.53E+01	2.57E+01	2.74E+01	3.10E+01	3.56E+01	4.17E+01	4.83E+01
1.80E+01	2.47E+01	2.46E+01	2.59E+01	2.90E+01	3.31E+01	3.96E+01	4.63E+01
2.00E+01	2.45E+01	2.48E+01	2.56E+01	2.86E+01	3.38E+01	3.91E+01	4.65E+01
3.00E+01	2.61E+01	2.61E+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	3.27E+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
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

H

(Continued)

表 A.4.2.3（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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	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
1.00E+00	2.77E+01	2.77E+01	2.76E+01	2.75E+01	2.74E+01	2.72E+01	2.57E+01
1.20E+00	2.59E+01	2.59E+01	2.60E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.63E+01	2.54E+01
1.50E+00	2.80E+01	2.79E+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	3.45E+01	3.80E+01	4.16E+01
6.00E+00	2.37E+01	2.46E+01	2.61E+01	2.93E+01	3.30E+01	3.76E+01	4.14E+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	2.03E+01	2.08E+01	2.24E+01	2.52E+01	3.01E+01	3.57E+01	4.08E+01
9.00E+00	2.13E+01	2.17E+01	2.32E+01	2.62E+01	3.12E+01	3.70E+01	4.30E+01
1.00E+01	2.17E+01	2.21E+01	2.42E+01	2.69E+01	3.17E+01	3.73E+01	4.40E+01
1.20E+01	2.47E+01	2.49E+01	2.69E+01	3.02E+01	3.47E+01	4.09E+01	4.72E+01
1.40E+01	2.40E+01	2.50E+01	2.57E+01	2.93E+01	3.44E+01	4.06E+01	4.77E+01
1.50E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.69E+01	3.04E+01	3.52E+01	4.14E+01	4.70E+01
1.60E+01	2.53E+01	2.57E+01	2.74E+01	3.10E+01	3.56E+01	4.17E+01	4.83E+01
1.80E+01	2.47E+01	2.46E+01	2.59E+01	2.90E+01	3.31E+01	3.96E+01	4.63E+01
2.00E+01	2.45E+01	2.48E+01	2.56E+01	2.86E+01	3.38E+01	3.91E+01	4.65E+01
3.00E+01	2.61E+01	2.61E+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	3.27E+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
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

H

(Continued)

表 A.4.2.3（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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

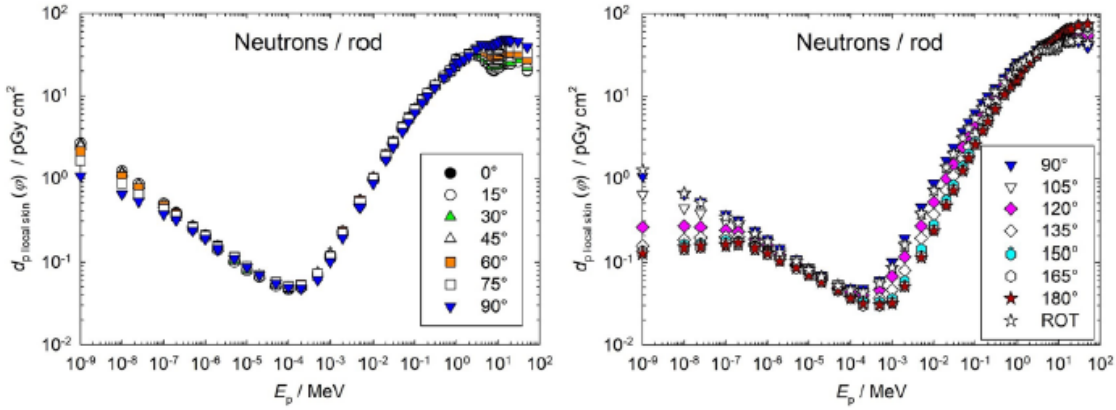


図 A.4.2.3 中性子フルエンスからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数（Veinot *et al.*, 2020）。

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。[18]

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2)					
	0°	15°	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
1	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

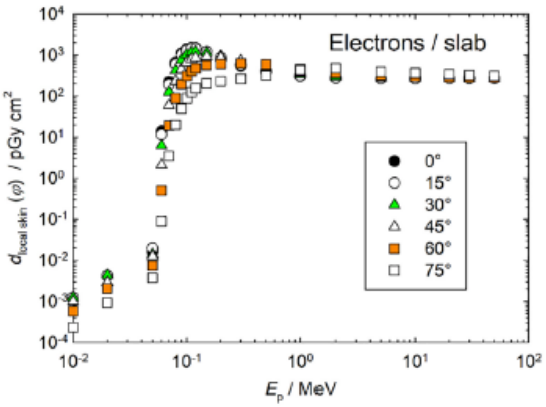


図 A.4.3.1　電子フルエンスからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。[18]

[18] 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。[19]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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

[19]T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

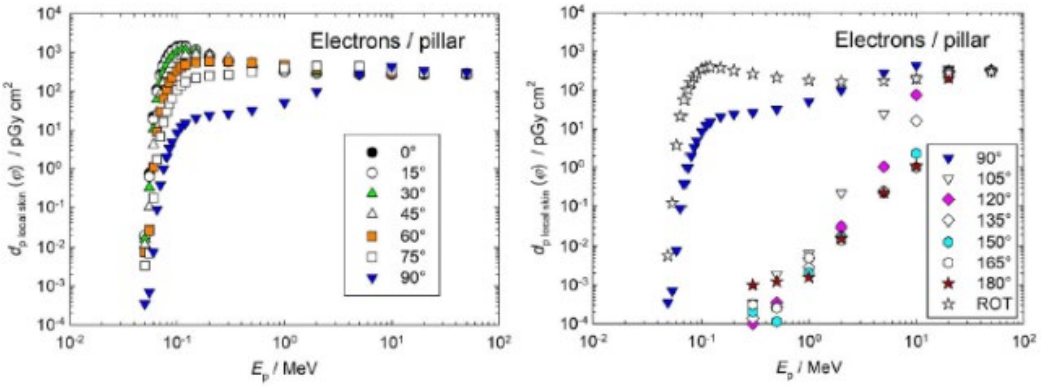


図 A.4.3.2 電子フルエンスからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[20]

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_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	0°	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

H

(Continued)

[20]T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.3.3（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy 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
0.08	2.41E+00	2.88E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.55E+02
0.085	4.01E+00	5.24E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.12E+02
0.09	5.80E+00	7.80E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.67E+02
0.1	9.96E+00	1.39E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.48E+02
0.11	1.39E+01	2.18E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.87E+02
0.12	1.72E+01	2.80E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.00E+02
0.15	2.31E+01	4.38E-01	1.69E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.77E+02
0.2	2.79E+01	6.57E-01	7.56E-04	4.15E-04	1.72E-04	2.15E-04	3.19E+02
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	4.63E+01	2.32E+00	1.70E-03	1.13E-03	9.15E-04	9.53E-04	2.09E+02
1	7.85E+01	8.79E+00	1.38E-01	6.64E-03	6.25E-03	5.64E-03	1.84E+02
2	1.53E+02	4.72E+01	9.21E+00	1.14E+00	1.14E-01	8.30E-02	1.86E+02
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

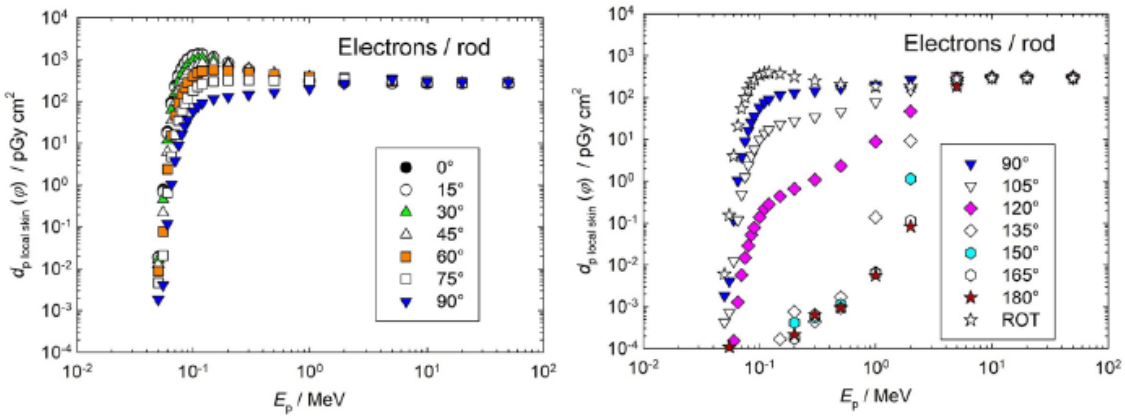


図 A.4.3.3　電子フルエンスからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[21]

[21] 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。[22]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)					
	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

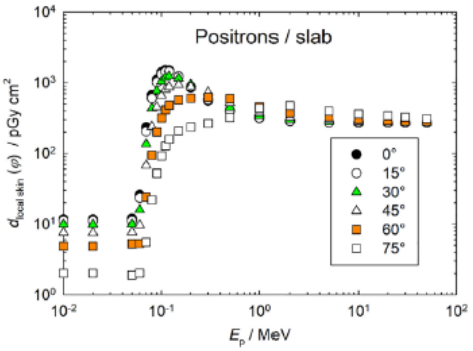


図 A.4.4.1　陽電子フルエンスからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。[22]

[22] 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_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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	4.14E+02	4.27E+02	4.67E+02	5.39E+02	5.54E+02	3.09E+02	3.30E+01
1	3.21E+02	3.27E+02	3.48E+02	3.91E+02	4.66E+02	3.84E+02	5.11E+01
2	2.87E+02	2.90E+02	3.01E+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	2.80E+02	2.91E+02	3.44E+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
1	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	2.91E+02

[23] T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

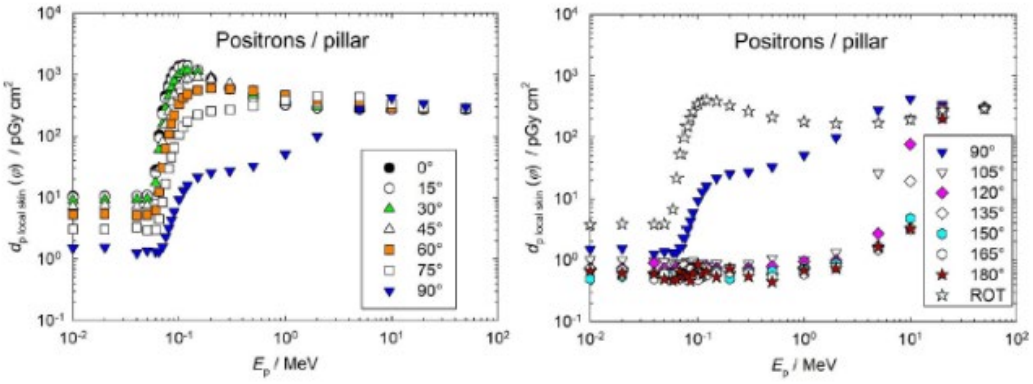


図 A.4.4.2　陽電子フルエンスからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[24]

表 A.4.4.3　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。[24]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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
0.08	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
1	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	1.06E+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

H

(Continued)

[24] T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.4.3（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	105°	120°	135°	150°	165°	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
0.07	1.78E+00	1.15E+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
0.08	3.56E+00	1.14E+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
0.1	1.11E+01	1.28E+00	1.11E+00	9.82E-01	8.72E-01	9.71E-01	3.47E+02
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
0.15	2.44E+01	1.47E+00	1.10E+00	1.12E+00	1.16E+00	1.19E+00	3.85E+02
0.2	2.96E+01	1.68E+00	8.91E-01	8.88E-01	8.70E-01	8.25E-01	3.25E+02
0.3	3.57E+01	2.19E+00	1.05E+00	1.12E+00	1.13E+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
1	7.92E+01	1.05E+01	1.64E+00	1.32E+00	1.05E+00	9.01E-01	1.83E+02
2	1.53E+02	4.86E+01	1.10E+01	2.72E+00	1.50E+00	1.47E+00	1.85E+02
5	3.19E+02	2.83E+02	2.46E+02	2.15E+02	1.95E+02	1.87E+02	2.71E+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
50	2.90E+02	2.95E+02	2.99E+02	3.03E+02	3.05E+02	3.06E+02	2.87E+02

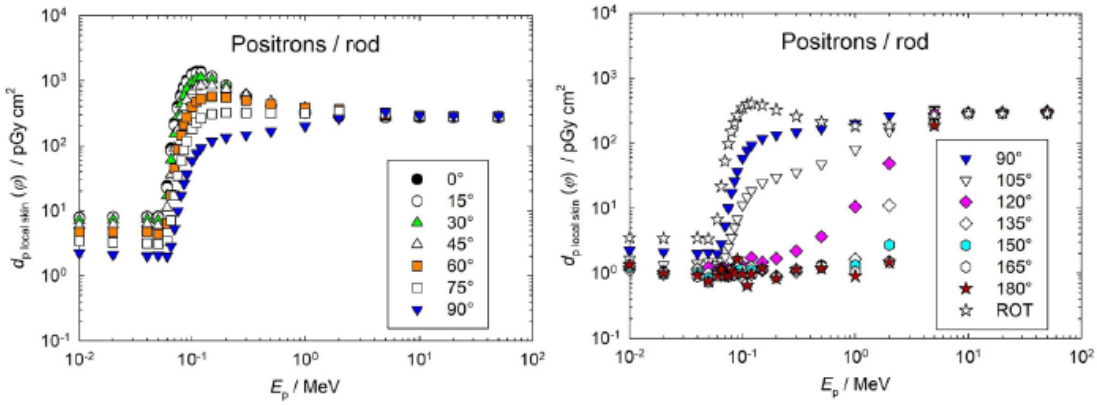


図 A.4.4.3　陽電子フルエンスからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[25]

[25] T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.　垂直に入射する（0°）アルファ粒子フルエンスからスラブファントム上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_p/MeV	$d_{local\ skin}$/(pGy cm^2) for normal incidence 垂直入射（0°）における $d_{local\ skin}$/(pGy cm^2)
6.5	1.11E+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

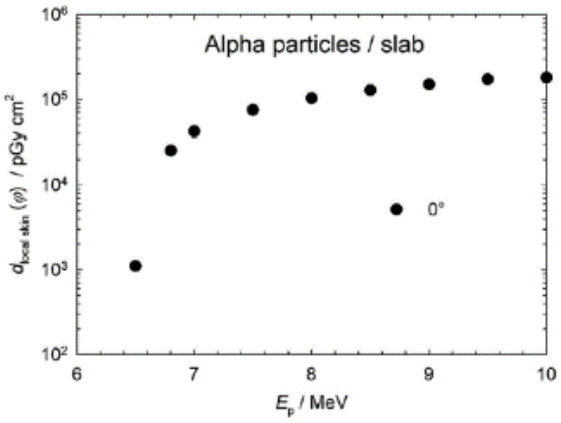


図 A.4.5　垂直に入射する（0°）アルファ粒子フルエンスからスラブファントム上の局所皮膚の方向性および個人吸収線量への換算係数（ICRP，2010）。

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	ファントム	エネルギー範囲（MeV）
A.5.1a	フルエンス	周辺線量 H^*	ICRU/ICRP 人体模擬ファントム	1.0 E-02-5.0 E+01
A.5.1b	空気カーマ			
A.5.2a	フルエンス	個人線量 H_p		
A.5.2b	空気カーマ			
A.5.3a	フルエンス	水晶体吸収線量d_{lens}	眼のモデル（Behrens and Dietze，2011）	5.0 E-03-5.0 E+01
A.5.3b	空気カーマ			
A.5.4.1a	フルエンス	局所皮膚吸収線量d_{skin}	スラブ	1.0 E-02-5.0 E+01
A.5.4.1b	空気カーマ			
A.5.4.2a	フルエンス		ピラー	2.0 E-03-5.0 E+01
A.5.4.2b	空気カーマ			
A.5.4.3a	フルエンス		ロッド	
A.5.4.3b	空気カーマ			

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_p/MeV	h*/(pSv cm^2)
1.00E-02	6.75E-02
1.50E-02	1.53E-01
2.00E-02	2.22E-01
3.00E-02	3.10E-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.5.1b　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）。

E_p/MeV	h^*/(Sv Gy^{-1})
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

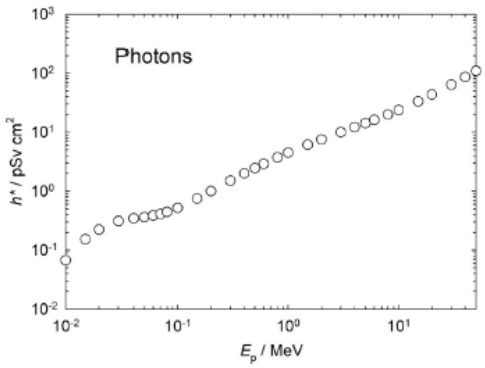


図 A.5.1a　カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから周辺線量への換算係数（Endo，2017）。

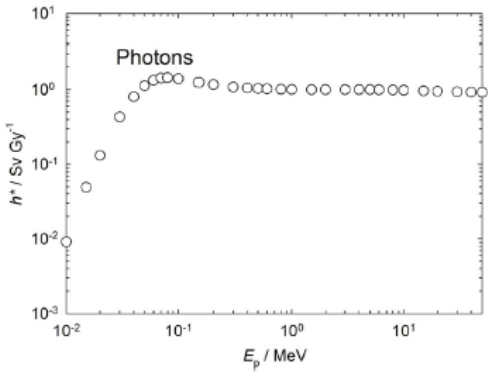


図 A.5.1b　カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから周辺線量への換算係数（Endo，2017）。

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_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(pSv cm²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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

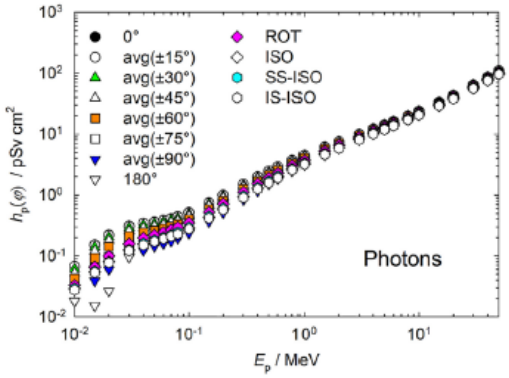


図 A.5.2a　カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017）。

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_p/MeV	$h_p(\varphi)$/(Sv Gy^{-1})											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	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

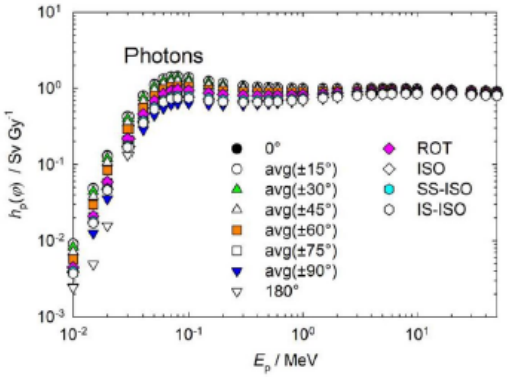


図 A.5.2b　カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから個人線量への換算係数（Endo，2017）。

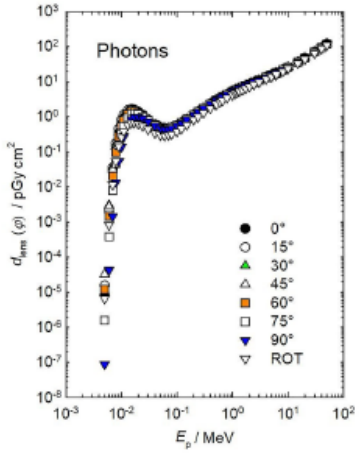


図 A.5.3a カーマ近似法を用いて計算された左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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	$d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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

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）。

E_p/MeV	$d_{lens}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})							
	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
0.03	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.08E+00	9.94E-01	6.11E-01
0.04	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
0.07	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
0.1	1.51E+00	1.51E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.52E+00	1.50E+00	1.46E+00	1.01E+00
0.12	1.44E+00	1.45E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.40E+00	9.82E-01
0.15	1.39E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.42E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.37E+00	9.69E-01
0.2	1.32E+00	1.33E+00	1.35E+00	1.36E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.31E+00	9.54E-01
0.24	1.30E+00	1.31E+00	1.31E+00	1.33E+00	1.31E+00	1.30E+00	1.29E+00	9.41E-01
0.3	1.26E+00	1.26E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00	9.34E-01
0.4	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.25E+00	1.24E+00	1.23E+00	1.21E+00	9.27E-01
0.5	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
0.6	1.17E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.20E+00	1.18E+00	1.18E+00	9.29E-01
0.662	1.17E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.20E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.35E-01
0.8	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	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.39E-01
1.117	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.47E-01
1.2	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.52E-01
1.3	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.53E-01
1.33	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.13E+00	9.57E-01
1.5	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.54E-01
1.7	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
3	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.09E+00	9.79E-01
4	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
6	1.07E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.08E+00	9.80E-01
6.129	1.07E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.07E+00	9.79E-01
8	1.07E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.06E+00	9.66E-01
10	1.05E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	9.73E-01
15	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
40	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

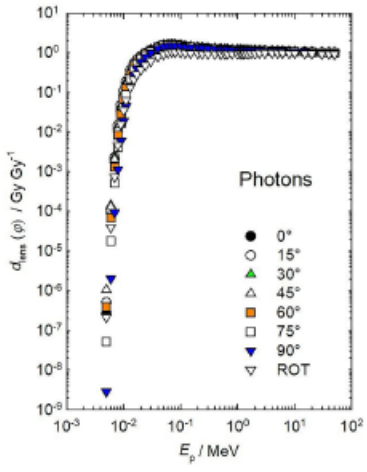


図 A.5.3b　カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

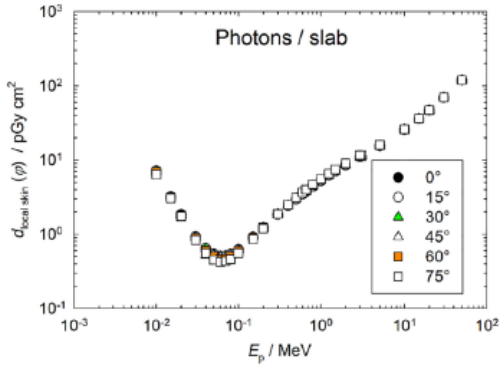


図 A.5.4.1a　カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。[26]

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。[26]

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$/(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
1	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

[26] J. Daures, J. Gouriou, and J. M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

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。[27]

E_p/MeV	$d_{local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})					
	0°	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	1.44E+00
0.2	1.44E+00	1.44E+00	1.44E+00	1.44E+00	1.44E+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
1	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

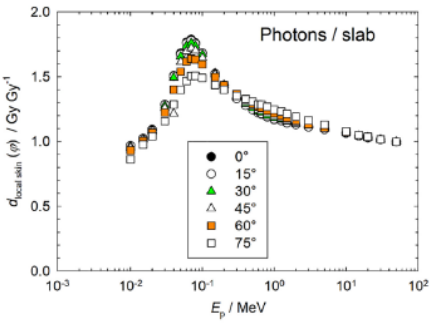


図 A.5.4.1b　カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからスラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。[27]

[27] 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上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[28]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	2.95E+00	2.58E+00	1.67E+00	6.77E-01	1.09E-01	2.16E-03	2.33E-05
0.003	2.08E+01	1.99E+01	1.69E+01	1.20E+01	5.71E+00	8.70E-01	2.59E-03
0.004	2.62E+01	2.57E+01	2.39E+01	2.04E+01	1.43E+01	5.19E+00	9.66E-02
0.005	2.26E+01	2.24E+01	2.16E+01	1.98E+01	1.64E+01	9.14E+00	5.54E-01
0.007	1.40E+01	1.39E+01	1.38E+01	1.34E+01	1.24E+01	9.83E+00	1.84E+00
0.01	7.23E+00	7.20E+00	7.20E+00	7.12E+00	6.93E+00	6.37E+00	2.44E+00
0.015	3.22E+00	3.23E+00	3.22E+00	3.19E+00	3.17E+00	3.09E+00	1.99E+00
0.02	1.84E+00	1.85E+00	1.84E+00	1.84E+00	1.82E+00	1.78E+00	1.41E+00
0.03	9.07E-01	9.04E-01	8.99E-01	8.93E-01	8.79E-01	8.67E-01	7.70E-01
0.05	4.64E-01	4.71E-01	4.59E-01	4.68E-01	4.59E-01	4.59E-01	4.28E-01
0.07	4.22E-01	4.18E-01	4.19E-01	4.12E-01	4.13E-01	4.13E-01	3.89E-01
0.1	5.19E-01	5.14E-01	5.18E-01	5.14E-01	5.07E-01	5.12E-01	4.89E-01
0.15	7.87E-01	7.87E-01	7.86E-01	7.89E-01	7.89E-01	7.95E-01	7.69E-01
0.2	1.08E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.11E+00	1.07E+00
0.3	1.68E+00	1.67E+00	1.67E+00	1.68E+00	1.70E+00	1.72E+00	1.69E+00
0.5	2.78E+00	2.78E+00	2.77E+00	2.80E+00	2.82E+00	2.85E+00	2.85E+00
0.662	3.62E+00	3.57E+00	3.55E+00	3.61E+00	3.66E+00	3.65E+00	3.66E+00
0.7	3.77E+00	3.77E+00	3.75E+00	3.78E+00	3.85E+00	3.83E+00	3.85E+00
1	5.13E+00	5.03E+00	5.02E+00	5.06E+00	5.15E+00	5.21E+00	5.20E+00
1.25	6.00E+00	5.99E+00	5.97E+00	6.00E+00	6.07E+00	6.18E+00	6.14E+00
1.5	6.96E+00	6.86E+00	6.83E+00	6.92E+00	6.97E+00	6.98E+00	6.94E+00
2	8.38E+00	8.30E+00	8.31E+00	8.24E+00	8.36E+00	8.79E+00	8.34E+00
3	1.10E+01	1.11E+01	1.11E+01	1.09E+01	1.12E+01	1.12E+01	1.08E+01
5	1.58E+01	1.53E+01	1.51E+01	1.54E+01	1.56E+01	1.50E+01	1.55E+01
7	1.96E+01	1.94E+01	1.95E+01	1.96E+01	1.95E+01	1.93E+01	1.94E+01
10	2.56E+01	2.56E+01	2.58E+01	2.55E+01	2.51E+01	2.52E+01	2.54E+01
15	3.71E+01	3.55E+01	3.53E+01	3.65E+01	3.61E+01	3.65E+01	3.61E+01
20	4.85E+01	4.53E+01	4.67E+01	4.73E+01	4.64E+01	4.71E+01	4.71E+01
30	7.16E+01	6.92E+01	6.95E+01	7.08E+01	6.98E+01	6.95E+01	6.91E+01
50	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
0.002	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	8.56E+00
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.44E+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	4.60E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.41E+00
0.015	1.94E-01	1.17E-02	8.12E-04	1.39E-04	2.81E-05	3.28E-05	1.64E+00
0.02	4.40E-01	1.17E-01	3.79E-02	1.71E-02	1.02E-02	7.85E-03	1.01E+00
0.03	4.61E-01	2.68E-01	1.67E-01	1.25E-01	1.02E-01	9.23E-02	5.70E-01
0.05	3.23E-01	2.35E-01	1.85E-01	1.49E-01	1.35E-01	1.41E-01	3.39E-01
0.07	3.11E-01	2.39E-01	1.96E-01	1.70E-01	1.52E-01	1.52E-01	3.18E-01
0.1	4.01E-01	3.20E-01	2.63E-01	2.35E-01	2.13E-01	2.12E-01	4.04E-01
0.15	6.47E-01	5.27E-01	4.51E-01	3.94E-01	3.67E-01	3.53E-01	6.39E-01
0.2	9.14E-01	7.48E-01	6.49E-01	5.83E-01	5.41E-01	5.37E-01	8.98E-01
0.3	1.46E+00	1.26E+00	1.12E+00	9.94E-01	9.48E-01	9.45E-01	1.43E+00
0.5	2.54E+00	2.23E+00	2.00E+00	1.88E+00	1.81E+00	1.74E+00	2.47E+00
0.662	3.33E+00	2.93E+00	2.68E+00	2.52E+00	2.45E+00	2.35E+00	3.22E+00
0.7	3.49E+00	3.11E+00	2.84E+00	2.67E+00	2.56E+00	2.51E+00	3.39E+00

H

(Continued)

[28]T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.2a（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
1	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

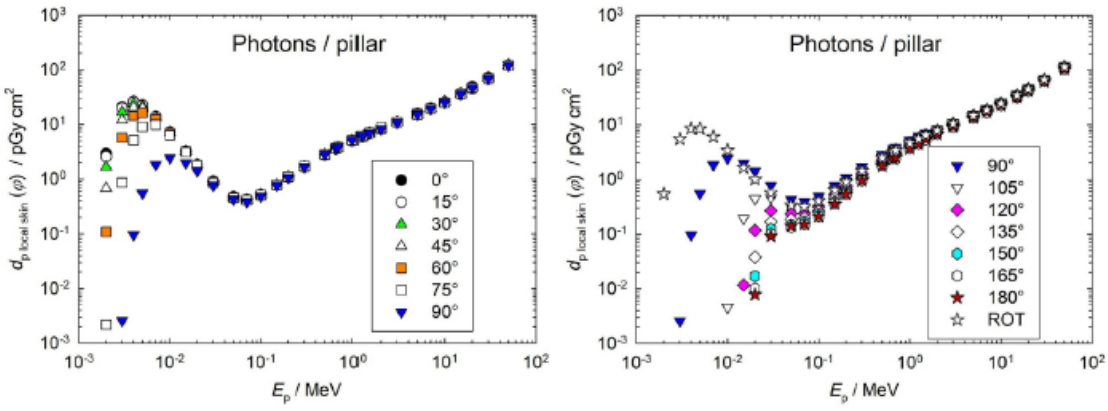


図 A.5.4.2a　カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[29]

[29] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

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上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数[30]。

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})						
	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	1.13E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.15E+00
1.5	1.13E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.13E+00
2	1.11E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.11E+00	1.16E+00	1.10E+00
3	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.08E+00
5	1.12E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.06E+00	1.09E+00
7	1.08E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.07E+00
10	1.06E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.05E+00
15	1.08E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.05E+00
20	1.07E+00	9.99E-01	1.03E+00	1.04E+00	1.02E+00	1.04E+00	1.04E+00
30	1.04E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.01E+00
50	1.01E+00	1.00E+00	9.98E-01	1.03E+00	1.00E+00	9.95E-01	1.01E+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	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

H

(Continued)

[30]T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.2b（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy 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

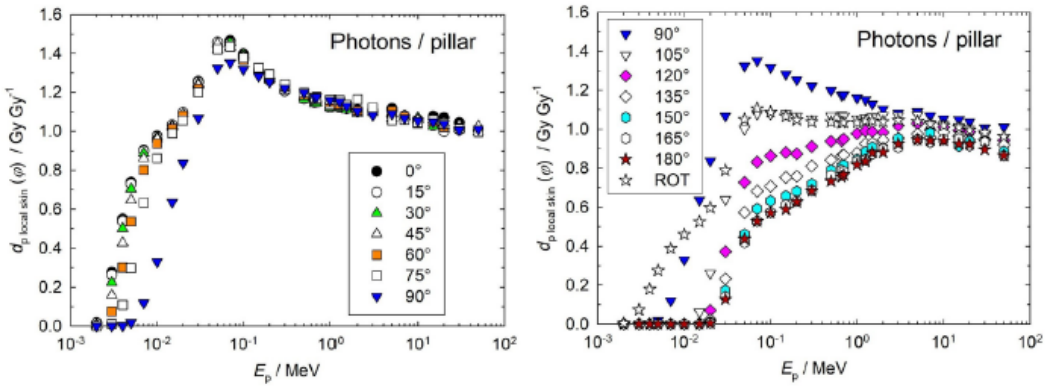


図 A.5.4.2b　カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[31]

[31] 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上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[32]

E_p/MeV	$d_{p\ \mathrm{local\ skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ \mathrm{local\ skin}}(\varphi)$/(pGy cm^2)						
	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	9.87E-01	9.87E-01	9.87E-01	9.88E-01	9.87E-01	9.71E-01
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	4.98E+00	4.97E+00	4.97E+00	4.98E+00	4.98E+00	4.98E+00	4.95E+00
1.25	5.93E+00	5.93E+00	5.94E+00	5.95E+00	5.96E+00	5.95E+00	5.92E+00
1.5	6.78E+00	6.79E+00	6.79E+00	6.80E+00	6.81E+00	6.80E+00	6.77E+00
2	8.31E+00	8.32E+00	8.32E+00	8.32E+00	8.34E+00	8.33E+00	8.30E+00
3	1.09E+01	1.09E+01	1.09E+01	1.09E+01	1.10E+01	1.09E+01	1.09E+01
5	1.53E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.53E+01	1.53E+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	6.91E+01	6.92E+01	6.91E+01	6.91E+01	6.91E+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	2.47E+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	5.75E+00	5.66E+00	5.59E+00	5.55E+00	5.54E+00	5.82E+00
1.5	6.70E+00	6.61E+00	6.52E+00	6.44E+00	6.39E+00	6.37E+00	6.67E+00
2	8.23E+00	8.12E+00	8.02E+00	7.95E+00	7.92E+00	7.92E+00	8.19E+00
3	1.08E+01	1.07E+01	1.06E+01	1.05E+01	1.05E+01	1.05E+01	1.08E+01
5	1.52E+01	1.51E+01	1.50E+01	1.49E+01	1.48E+01	1.48E+01	1.52E+01
10	2.53E+01	2.52E+01	2.50E+01	2.49E+01	2.48E+01	2.47E+01	2.53E+01
20	4.64E+01	4.61E+01	4.58E+01	4.56E+01	4.55E+01	4.54E+01	4.63E+01
30	6.85E+01	6.80E+01	6.76E+01	6.75E+01	6.74E+01	6.75E+01	6.85E+01
50	1.17E+02	1.16E+02	1.16E+02	1.15E+02	1.14E+02	1.15E+02	1.17E+02

[32] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

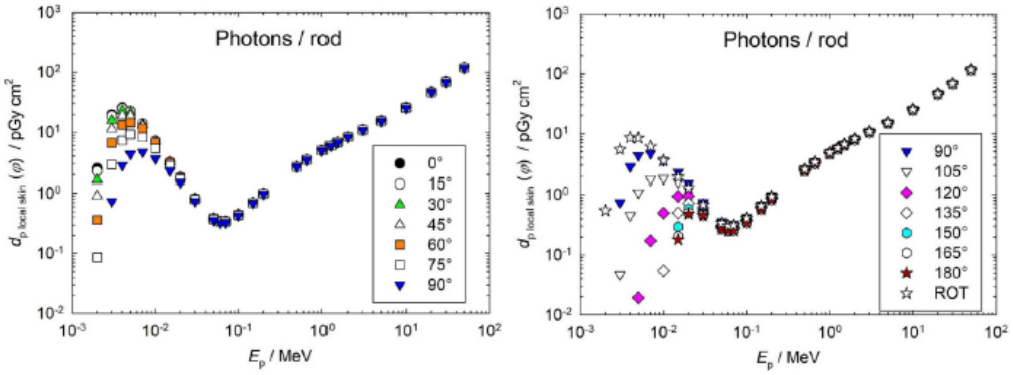


図 A.5.4.3a　カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[33]

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上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[33]

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1})						
	0°	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
0.1	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
1	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	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	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	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	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

H

(Continued)

[33] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.3b（続き）

E_p/MeV	$d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p\ local\ skin}(\varphi)$/(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	6.24E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.32E-02
0.004	9.53E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	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
0.007	1.14E-01	1.11E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.96E-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
0.02	7.36E-01	5.65E-01	4.27E-01	3.44E-01	3.00E-01	2.86E-01	7.66E-01
0.03	9.38E-01	8.34E-01	7.41E-01	6.75E-01	6.36E-01	6.24E-01	9.42E-01
0.05	1.05E+00	9.72E-01	9.07E-01	8.61E-01	8.36E-01	8.27E-01	1.05E+00
0.06	1.07E+00	1.00E+00	9.42E-01	9.00E-01	8.72E-01	8.65E-01	1.07E+00
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
0.5	1.09E+00	1.06E+00	1.04E+00	1.02E+00	1.00E+00	1.00E+00	1.08E+00
0.662	1.10E+00	1.07E+00	1.05E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.09E+00
1	1.09E+00	1.07E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.08E+00
1.25	1.10E+00	1.08E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.04E+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
2	1.09E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.08E+00
3	1.08E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.08E+00
5	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
20	1.02E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00	1.00E+00	1.02E+00
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

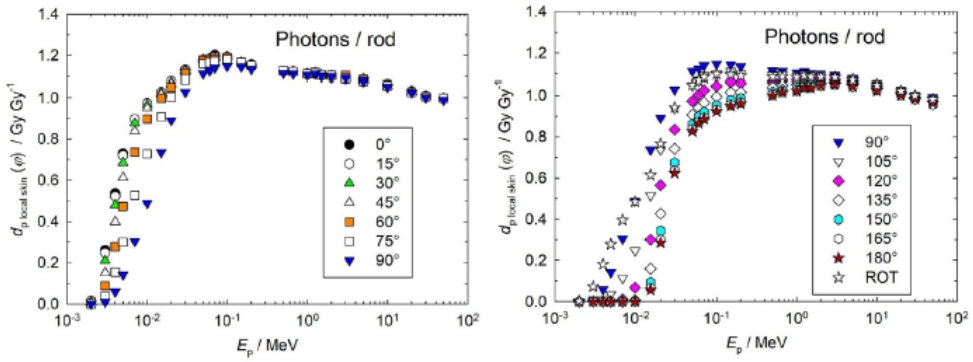


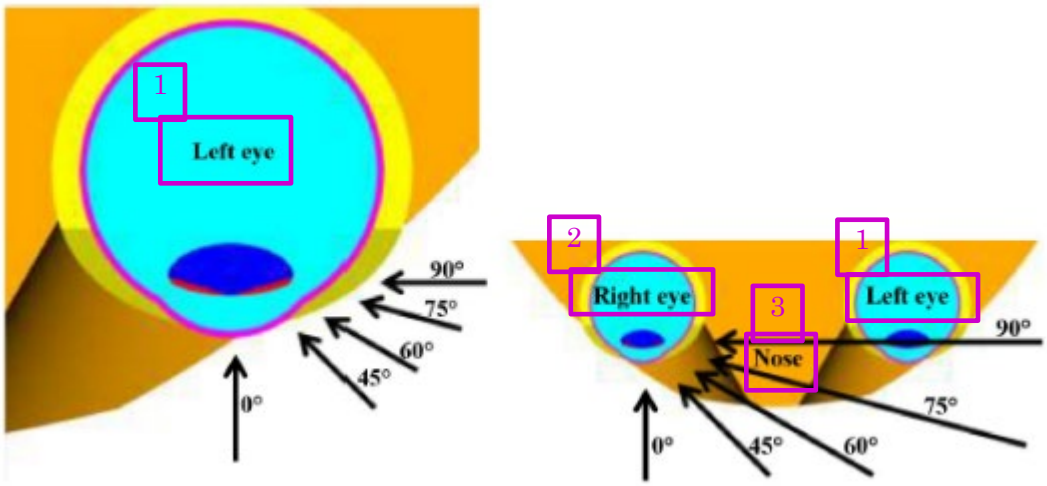
図 A.5.4.3b　カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。[34]

[34] T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.6　光子フルエンスから空気カーマへの換算係数。

Photon energy E (MeV) 光子エネルギーE (MeV)	Air kerma coefficient (pGy cm²) 空気カーマ係数 (pGy cm²)	Photon energy E (MeV) 光子エネルギーE (MeV)	Air kerma coefficient (pGy cm²) 空気カーマ係数 (pGy cm²)
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		

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。



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

図 C.1.0　中央位置での、上から見た左眼の断面図（左側）およびの両眼の断面図（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）が確認できる。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。

Table/figure	Particle type	Physical quantity	Energy range (MeV)
C.1.1a	Photon	Fluence	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.1b	Photon	Air kerma	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.2	Neutrons	Fluence	1.0 E-09–5.0 E+01
C.1.3	Electron	Fluence	1.0 E-02–5.0 E+01
C.1.4	Positron	Fluence	1.0 E-02–5.0 E+01

表／図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲（MeV）
C.1.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.1b	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.1.4	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_p/MeV	$d_{lens,\,sens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\,sens}(\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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	1.73E-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
1	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

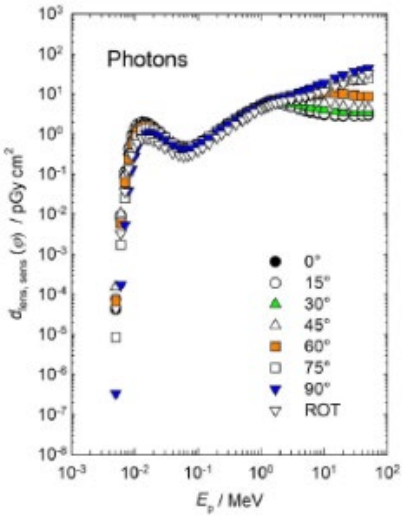


図 C.1.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

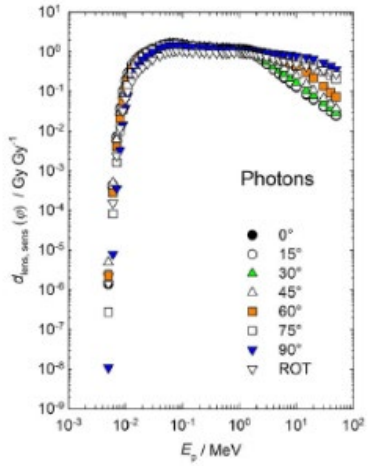


図 C.1.1b　左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)/(Gy\ Gy^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)/(Gy\ Gy^{-1})$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	1.36E-06	2.50E-06	5.01E-06	4.95E-06	2.25E-06	2.74E-07	1.09E-08	1.42E-06
0.006	3.65E-04	4.38E-04	4.98E-04	4.95E-04	2.76E-04	8.16E-05	7.99E-06	1.54E-04
0.007	7.27E-03	6.90E-03	6.78E-03	6.16E-03	3.97E-03	1.60E-03	3.55E-04	2.35E-03
0.008	3.78E-02	3.49E-02	3.20E-02	2.86E-02	2.01E-02	1.03E-02	3.35E-03	1.16E-02
0.009	1.02E-01	9.53E-02	8.68E-02	7.63E-02	5.63E-02	3.45E-02	1.41E-02	3.19E-02
0.01	1.91E-01	1.80E-01	1.66E-01	1.48E-01	1.15E-01	7.75E-02	3.82E-02	6.25E-02
0.011	2.89E-01	2.78E-01	2.59E-01	2.34E-01	1.90E-01	1.40E-01	7.74E-02	9.97E-02
0.013	4.74E-01	4.71E-01	4.47E-01	4.07E-01	3.62E-01	2.91E-01	1.91E-01	1.79E-01
0.015	6.21E-01	6.26E-01	6.05E-01	5.60E-01	5.19E-01	4.51E-01	3.24E-01	2.53E-01
0.017	7.36E-01	7.48E-01	7.30E-01	6.85E-01	6.51E-01	5.86E-01	4.56E-01	3.19E-01
0.02	8.63E-01	8.82E-01	8.78E-01	8.24E-01	8.09E-01	7.51E-01	6.14E-01	4.00E-01
0.024	9.94E-01	1.01E+00	1.01E+00	9.70E-01	9.59E-01	9.05E-01	7.89E-01	4.87E-01
0.03	1.14E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.11E+00	9.81E-01	6.21E-01
0.04	1.35E+00	1.39E+00	1.41E+00	1.37E+00	1.37E+00	1.34E+00	1.24E+00	7.91E-01
0.05	1.48E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.36E+00	9.15E-01
0.06	1.54E+00	1.60E+00	1.62E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.56E+00	1.48E+00	9.79E-01
0.07	1.57E+00	1.60E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.58E+00	1.55E+00	1.47E+00	1.01E+00
0.08	1.56E+00	1.56E+00	1.59E+00	1.58E+00	1.59E+00	1.57E+00	1.47E+00	1.03E+00

H

(Continued)

表 C.1.1b（続き）

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}$ (φ)/(Gy Gy^{-1}) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}$ (φ)/(Gy Gy^{-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
1	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。[36]

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}(\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}(\varphi)$/(pGy cm^2)								
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	ROT
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
1.00E-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-06	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

H

(Continued)

[36] N. E. Hertel (2020). *Personal communication* (Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia).

表 C.1.2（続き）

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2)								
	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

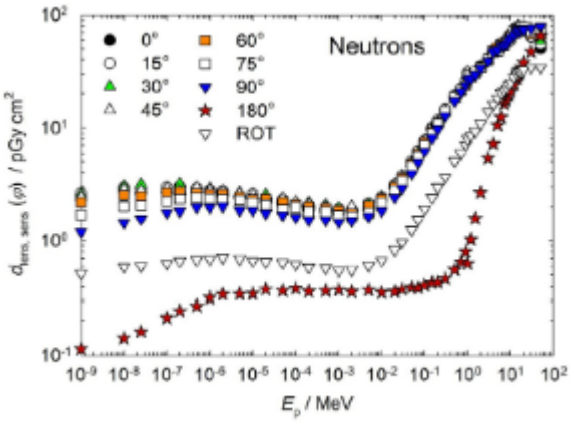


図 C.1.2　左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。[37]

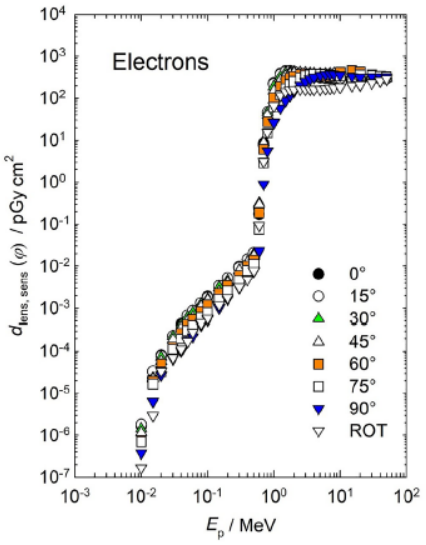


図 C.1.3　左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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

H

(Continued)

[37]N. E. Hertel (2020). *Personal communication* (Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia).

表 C.1.3（続き）

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}$ (φ)/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}$ (φ)/(pGy cm^2)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
1	2.29E+02	2.18E+02	1.89E+02	1.50E+02	1.04E+02	6.11E+01	2.66E+01	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	1.44E+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
4	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_p/MeV	$d_{lens,\ sens}$ (φ)/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}$ (φ)/(pGy cm^2)							
	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

(Continued)

表 C.1.4（続き）

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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
1	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

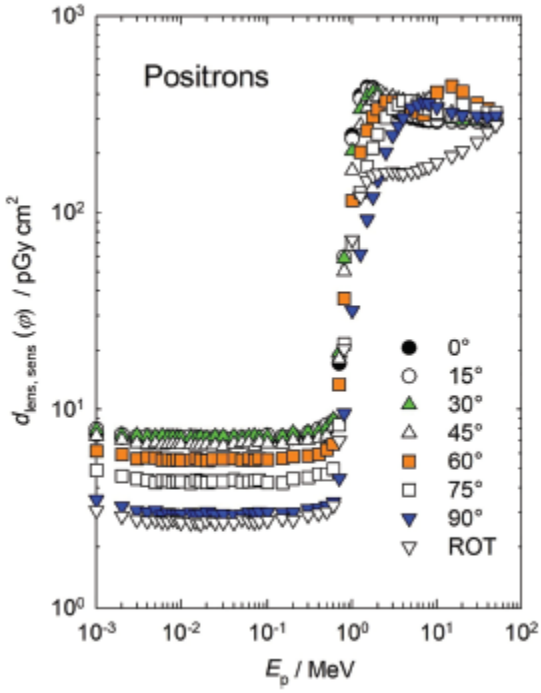


図 C.1.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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）。

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2)							
	0°	15°	30°	45°	60°	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

H

(Continued)

表 C.2.1a （続き）

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2)							
	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

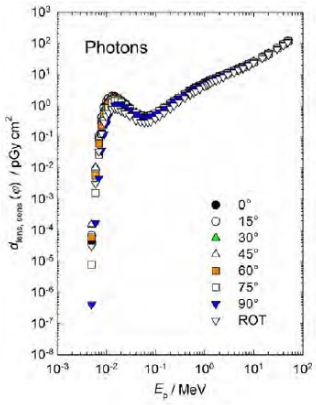


図 C.2.1a　カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

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）。

E_p/MeV	$d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{lens,\ sens}\ (\varphi)$/(pGy cm^2)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	1.34E-06	2.25E-06	4.84E-06	5.10E-06	1.94E-06	2.59E-07	1.34E-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
0.007	6.88E-03	6.86E-03	6.75E-03	5.91E-03	4.01E-03	1.72E-03	3.01E-04	2.19E-03
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
0.017	7.56E-01	7.49E-01	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	1.59E+00	1.55E+00	1.50E+00	1.01E+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
0.15	1.39E+00	1.40E+00	1.42E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.35E+00	9.64E-01
0.2	1.33E+00	1.34E+00	1.35E+00	1.36E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.31E+00	9.43E-01
0.24	1.30E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.30E+00	1.34E+00	1.32E+00	1.30E+00	9.38E-01
0.3	1.27E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.30E+00	1.27E+00	1.25E+00	9.38E-01
0.4	1.21E+00	1.25E+00	1.23E+00	1.25E+00	1.26E+00	1.24E+00	1.21E+00	9.24E-01
0.5	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.26E+00	1.20E+00	1.19E+00	9.36E-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
0.6	1.18E+00	1.18E+00	1.20E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.19E+00	1.19E+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
0.8	1.15E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.17E+00	1.16E+00	9.35E-01
1	1.14E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.45E-01
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
1.2	1.13E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.13E+00	9.43E-01
1.3	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.55E-01
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	1.11E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.12E+00	1.12E+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
3	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.09E+00	1.09E+00	9.84E-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	1.08E+00	1.09E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.08E+00	1.09E+00	9.71E-01
6	1.08E+00	1.08E+00	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
8	1.07E+00	1.08E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	9.61E-01
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	1.04E+00	1.05E+00	1.03E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.02E+00	9.62E-01
20	1.02E+00	1.02E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	9.58E-01
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
40	1.01E+00	1.00E+00	1.00E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.00E+00	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

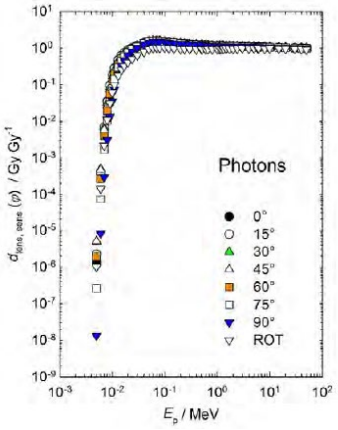


図 C.2.1b　カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数（Behrens，2017a）。

3.1.3 Publ. 123: Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space（監修版）

招待論説
宇宙飛行士のための放射線防護－最後のフロンティアか？
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 船長と搭乗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起源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うした取組み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，放射線被ばくの区分け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。銀河宇宙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γ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、職業活動の間の電離放射線による被ばくではあ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，計算による方法と，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 と添付 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 コードによる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（w_R）20 の適用性には疑問が呈せられている。*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 w_R 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 w_R 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，米国航空宇宙局の宇宙船搭乗員には，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の形態学的計測において広い範囲の値を示し，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－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（つまり，おそらくは宇宙観光による）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であろう。

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 w_R 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。宇宙船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について述べる。宇宙船内の放射線場の計算と測定の結果を提供する。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提供する。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 $Q(L)$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 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，α 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。

キーワード: 宇宙における放射線場，防護量および実用量，線量測定，放射線輸送と遮蔽，換算係数

G. DIETZE，D.T. 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 60*（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成分と太陽粒子現象に特に注意を払った宇宙放射線場の分析
・放射線防護で使用されている線量の適用に係る調査

・宇宙環境における粒子フルエンスおよび線量を測定するための装置の説明
・測定および計算による宇宙飛行士の線量評価のための手順の説明
・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通りであった。

G. Dietze（委員長）　M. Pelliccioni　G. Reitz
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 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった：

（2005–2009）

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）　A.S. Pradhan
M. Balonov　N. Ishigure　J.W. Stather （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，宇宙飛行士はーその例外的な被ばく状況のためー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，異なるーよりリスクに関連するー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，α 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，一次放射線と宇宙船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 1 $mSv \cdot day^{-1}$ に迫る線量となり，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，100 mSv 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殊性により，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（w_R）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，w_R 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，宇宙船外の放射線場のデータとそれを宇宙船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 Q_T も示されている。Q_T 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，

α 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ー主に陽子と電子ー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学的効果比を検討する。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，宇宙船船壁や機器を考慮して宇宙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（$2 < Z \leq 28$）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，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$を $\mathrm{d}m$ で割った商である。

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}$$

ここで，$d\bar{\varepsilon}$は物質の質量 dm 中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。
吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール（$J \cdot kg^{-1}$）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（$J \cdot kg^{-1}$），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対エネルギー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 σ［Cross section, σ］

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 Φ 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^2 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）$=10^{-28}$ m^2 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，σ 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損失年数。

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 Ω 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^{-1}）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（dose coefficient）」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^{-1}）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 $H_{T,Q}$［Dose equivalent in an organ or tissue］

臓器または組織 T の平均線質係数 Q_T と平均吸収線量 D_T の積：

$$H_{T,Q} = Q_T D_T$$

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^*［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 β（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。
$Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^{2/3}))$

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：

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

ここで，H_T は組織または臓器 T の等価線量，$D_{T,R}$ 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，w_R は放射線加重係数，そして w_T 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^{-1}）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_E［Effective dose equivalent, H_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：

$H_E = \sum_T w_T H_{T,Q}$ ここで，$H_{T,Q}$ 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^{-1}）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_T［Equivalent dose in an organ or tissue, H_T］ ある臓器または組織の等価線量は次の式で表される： $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$ ここで，$D_{T,R}$ 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_R 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^{-1}）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 Φ［Fluence, Φ］ 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： $\Phi = \frac{dN}{da}$ フルエンスの SI 単位は m^{-2} 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。
太陽圏［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^{-3} の密度，酸素 76.2%，炭素 11.1%，水素 10.1%，窒素 2.6%の質量組成を持つ。
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，*K*p 指数［K, *K*p 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，dE_{tr} を dm で割った商によって定義される。ここで，dE_{tr} は質量 dm の物質に入射する非荷電粒子により dm 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^{-1}）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_i を$\bar{l}$で割った商であり，ε_i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，$\bar{l}$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。 $y = \frac{\varepsilon_i}{\bar{l}}$ 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^{-1}）で，また keV･μm $^{-1}$ 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］ dE を dl で割った商。ここで dE は，物質中の距離 dl を移動中に電子との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。 $L = \frac{\mathrm{d}E}{\mathrm{d}l}$ 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^{-1}）で，また keV･μm^{-1} 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。その遮蔽は宇宙船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^{-1}）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^{-1}）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。

磁気圏［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 D_T［Mean absorbed dose in an organ or tissue, D_T］

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。

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int D \mathrm{d}m$$

ここで，m_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^{-1}）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^{-1} 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用途に用いられる量。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 $\dot{\Phi}_\Omega$［Particle radiance, $\dot{\Phi}_\Omega$］
d$\dot{\Phi}$を dΩ で割った商で，ここで，d$\dot{\Phi}$は指定された方向を中心とした立体角 dΩ 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（$J \cdot kg^{-1}$）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 放射線の生物学的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_L は着目する点における制限のない線エネルギー付与 L に対する 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（ただし、それらから発生した二次電子は除く）による D_L に対して行う。

放射線帯［Radiation belt］
「磁気圏」参照

放射線加重係数 w_R［Radiation weighting factor, w_R］
低 LET 放射線と比べ，高 LET 放射線の生物学的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 D_T に乗じる無次元の係数。w_R と D_T 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）。

基準値［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。
生物学的効果比（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，低線量および極低線量の RBE（RBE_M）が特に関心を持たれている。
リジディティR［Rigidity, R］ イオンの運動量（しばしば $GeV \cdot c^{-1}$ 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 cut-off 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 y 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，これらの影響は，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 w_T［Tissue weighting factor, w_T］

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。

$$\sum_{T} w_T = 1$$

捕捉粒子［Trapped particles］
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　　言

(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 α 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）が宇宙船やその機器の材料，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船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船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。宇宙船内とその周辺の特定の環境状況は，特定の宇宙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，もしくは宇宙船の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），宇宙船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) 宇宙船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。宇宙船外の放射線場の知識に基づき，宇宙船船壁や機器，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 γ 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 π^0 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，宇宙船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（EVA）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 $g \cdot cm^{-2}$ 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，宇宙船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 $g \cdot cm^{-2}$ 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。宇宙船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。宇宙船内の放射線場は，高エネルギー粒子が宇宙船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^{20} 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 α 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。α 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，炭素または酸イオンの 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，太陽宇宙放射線によって 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，鉄イオン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 γ 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^{10} から 10^{12} $\cdot cm^{-2} \cdot s^{-1} \cdot sr^{-1}$ 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 300 $km \cdot s^{-1}$ から 800 $km \cdot s^{-1}$ 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 γ 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，宇宙船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「グランドレベル増加現象（ground-level enhancement：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 $I(E) = I_0 E^{-\gamma}$ にだいたい従う。ここで，I_0 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，γ 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 γ 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 I_0 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船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放射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^{-2} のアルミニウム（ICRU, 1993a），つまり小型宇宙船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，陽子は宇船の宇宙船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。太陽活動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，その結果太陽活動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^{-2} 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 10 mGy 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。この変動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，宇宙船内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 が宇宙船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 の宇宙船に到達するために，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_c は，$R_c = 14.9 \cos^4\lambda/(r/r_e)^2$ で近似的に計算できる。ここで，r/r_e は，双極子の中心からの距離 r と地球の半径 r_e 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，軌道上の宇宙船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^{-1} 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^{-1} 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^{-1} 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^{-1} 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（一例として鉄イオンについての）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，この有人宇宙船には 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 *K*p 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 α 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，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ を $\mathrm{d}m$ で割った商として定義され，ここで，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ は物質の質量 $\mathrm{d}m$ 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。

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m} \qquad (3.1)$$

吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール（$\mathrm{J \cdot kg^{-1}}$）で，その固有の名称はグレイ（Gy）である。吸収線量は，質量 $\mathrm{d}m$ 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 ε 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 $D_{\mathrm{T,R}}$ 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 D_{T} は，次の式で与えられる。

$$D_{\mathrm{T}} = \sum_{\mathrm{R}} D_{\mathrm{T,R}} \qquad (3.2)$$

(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 H_{T} は次式で定義される。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \qquad (3.3)$$

ここで，w_R 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），$D_{T,R}$ 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 $J \cdot kg^{-1}$，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 H_T^M および H_T^F 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。

$$E = \sum_T w_T H_T \qquad (3.4)$$

ここで，w_T 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，$\Sigma w_T = 1$ 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 $J \cdot kg^{-1}$ 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 H_T 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。

$$H_T = 0.5\left(H_T^M + H_T^F\right) \qquad (3.5)$$

(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 w_T 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。

$$H = QD \qquad (3.6)$$

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 1 g･cm^{-3}，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 $H'(d,\Omega)$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 Ω 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 $H_p(d)$

(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 $H_p(d)$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，および生物学的効果比（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 生物学的効果比

(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（RBE_M）に達すると考えられる。RBE_M 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 RBE_M 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 ^{60}Co や ^{137}Cs の γ 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) RBE_M 値は放射線加重係数や $Q(L)$ 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_∞（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_∞ 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_Δ は Δ 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 α 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^{-1} 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 の鉄イオンまで Z が増加するにつれて，ピーク位置は 100 keV･μm^{-1} 未満から 150 keV･μm^{-1} 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 $LET^{-1/2}$ ではなく LET^{-1} 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^{*2}/β^2 が提案されている（Katz, 1970; Katz et al., 1972）。ここで，Z^* は原子核の有効電荷数であり，β 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^* の値は Barkas（1963）による次の式で求められる。

$$Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^{2/3})) \qquad (3.7)$$

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^{*2}/β^2 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^{*2}/β^2 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^{*2}/β^2 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_R）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_R 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_R 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_R 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）。

$$W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1\ \text{MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1\ \text{MeV} \le E_n \le 50\ \text{MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & E_n > 50\ \text{MeV} \end{cases} \qquad (3.8)$$

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 w_R 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 $Q(L)$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^{-1} 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。

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \\ 0.32L - 2.210 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \leq & L \leq 100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \end{cases} \qquad (3.9)$$

(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，$L < 10$ 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。

$$Q = \frac{1}{D}\int_{L=0}^{L=\infty} Q(L)D_L \mathrm{d}L \qquad (3.10)$$

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_T は，以下の式を用いて計算することができる。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T}\int_{m_T}\int_{L} Q(L)D_L \mathrm{d}L \mathrm{d}m \qquad (3.11)$$

ここで，m_T は，臓器または組織の質量である。臓器の平均吸収線量 D_T と組織加重係数 w_T を考慮してヒト全体で平均された人体平均線質係数 Q_E は，以下の式で表される。

$$Q_E = \sum_T w_T Q_T D_T \Big/ \sum_T w_T D_T \qquad (3.12)$$

（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 $Q_{E,AP}$ の両方を中性子エネルギーの関数として示している。$Q_{E,AP}$ 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。Q_E 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，w_R と Q_E 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 Q_T と w_R 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) w_R 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），w_R 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 ^{4}He，^{12}C，^{24}Mg，および ^{56}Fe イオンに対する Q_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_T 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^{*2}/β^2 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 $Q(Z,E)$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。

$$\Sigma(Z,E) = \Sigma_0 P(Z,E) + (\alpha_\gamma\, L/6.24)(1 - P(Z,E)) \qquad (3.13)$$

ここで，

$$P(Z,E) = (1 - \exp(-Z^{*2}/\kappa\beta^2))^m \qquad (3.14)$$

ここで，Σ_0，m，κ 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 α_γ は γ 線の疫学的データからの推定である。パラメータ β 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。

$$Q(Z,E) = (1 - P(Z,E)) + 6.24(\Sigma_0/(\alpha_\gamma L))P(Z,E) \qquad (3.15)$$

(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 $Q(E,Z^{*2}/\beta^2)$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 $1/L^{1/2}$ 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。Σ_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_{max} 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，κ は，Z^{*2}/β^2 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 γ 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 γ 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，$P(Z,E) \sim 1$ となる 100 keV·μm^{-1} のケイ素イオンに対して RBE のピーク値を約 40 と仮定すると，Σ_0/α_γ 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 LET 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_{max} や異なる粒子に対する LET での RBE_{max} 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) 宇宙船における状況は，陽子から ^{56}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船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^{-1} 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 D_T 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_T 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_T 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^{-1} 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}/β^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 における線量当量」という用語，次の式で定義される $H_{T,Q}$ を使用すべきであると示唆される。

$$H_{T,Q} = Q_T D_T \tag{3.16}$$

ここで、Q_T 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 $Q(L)$を使用する場合，Q_T は次の式で計算される。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \int_{L=0}^{L=\infty} Q(L) D_L \mathrm{d}L \mathrm{d}m \tag{3.17}$$

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，Q_T の値は次のように計算される。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \sum_Z \int_E Q(Z,E) D_E(Z,E) \mathrm{d}E \mathrm{d}m \tag{3.18a}$$

あるいは，

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \sum_Z \int_L Q(Z,L) D_L(Z,L) \mathrm{d}L \mathrm{d}m \tag{3.18b}$$

(123) 臓器または組織における等価線量 H_T 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。

$$H^M_{T,Q} = Q^M_T D^M_T \text{ and } H^F_{T,Q} = Q^F_T D^F_T \tag{3.19}$$

(124) ほとんどの場合，男性と女性の Q_T の差は小さく，組織の平均線質係数 Q_T 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_E は，*Publication 103*（ICRP, 2007）に示されている組織加重係数 w_T を適用することで計算できる。

$$H_E = \sum_T w_T H_{T,Q} \tag{3.20}$$

$H_{T,Q}$ 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 w_T 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，H_E は次の式で計算されるべきである。

$$H_E^M = \sum_T w_T H_{T,Q}^M \text{ or } H_E^F = \sum_T w_T H_{T,Q}^F \qquad (3.21)$$

3.3.2 実用量

(128) 宇宙船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 γ 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，主に宇宙船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 $H_p(10)$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）。宇宙船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) 宇宙飛行士が宇宙船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。$H_{T,Q}$ および H_E 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_T，または RBE で加重した平均吸収線量 RBE · D_T 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 D_T 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 $H_p(d)$ 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_{max} 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，宇宙船または居住部の外表面の環境評価，宇宙船／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_T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_Tや臓器または組織の線量当量$H_{T,Q}$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^{14} MeVにまで及ぶ（2章参照）。ほとんどの電子は宇宙船宇宙船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，宇宙船，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（宇宙船の船内または船外，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－宇宙船の船外とEVAスーツ内。
- 捕捉陽子（< 10 MeV）－宇宙船やEVAスーツを透過しない。
- 陽子と軽い荷電粒子（> 10 MeV）－宇宙船の船内と船外，EVAスーツ内。
- GCRおよび二次光子－宇宙船の船内と船外，EVAスーツ内。
- 二次荷電粒子－宇宙船の船内，EVAスーツ内。
- 中性子－宇宙船の船内と船外，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，宇宙船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，LETに対するDの分布D_L，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）LET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。宇宙船または居住部の内外に設置された機器は，銀河宇宙放射線，捕捉粒子による放射線場，およびSPEによる放射線場など，宇宙船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，宇宙船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^{-1}）と高LET荷電粒子（LET ≥ 10 keV·μm^{-1}）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LET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) 宇宙服と宇宙船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，宇宙船または居住部），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，宇宙船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，宇宙船内の電源との接続，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と相関させることができるため，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$\varepsilon/\bar{l}$によって定義され，ここで，ε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，$\bar{l}$は，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$y\,f(y)$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LET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。宇宙船で使用する特別な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，主にシリコンダイオード（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D_L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，宇宙船の船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船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，宇宙船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）。宇宙船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β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，宇宙船／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^{-1}），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，宇宙船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^{137}Csや^{60}Co γ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^{-1}では，応答のLET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^{-1}を上回ると強いLET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^{-1}（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, D_L, 特定の範囲のLET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^{-1}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Lewisら（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。

$$H = D_{\mathrm{TLD}} - \int_{L>10\ \mathrm{keV\ \mu m^{-1}}} \eta_{\mathrm{TLD}}(L) D_{\mathrm{L,PNTD}} dL + \int_{L>10\ \mathrm{keV\ \mu m^{-1}}} Q(L) D_{\mathrm{L,PNTD}} dL \quad (4.1)$$

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，$D_{\mathrm{L,PNTD}}$は高LET範囲（$L > 10$ keV･μm^{-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，$L > 10$ keV･μm^{-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，$\eta_{\mathrm{TLD}}(L)$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，宇宙船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; Jadrnı´ckova ´ et al., 2009; Zhou et al., 2008, 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LET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$\varepsilon(L)$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$Q(L)$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γ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（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：炭素，ケイ素，鉄），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，β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が網羅されている。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 宇宙船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_T 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. 宇宙船内および惑星表面上の放射線場

(207) 宇宙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）が宇宙船の船壁で部分的に吸収されたものと，宇宙船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，宇宙船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船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，宇宙船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，また宇宙船の構造，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，及び宇宙船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，$A^{1/3}$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－直進近似－，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$\dot{\Phi}_j(x, \Omega, E)$を次のように導き出す。

$$\Omega \cdot \nabla \dot{\Phi}_j(x,\Omega,E) = \sum_k \int\int \sigma_{j,k}(\Omega,\Omega',E,E')\dot{\Phi}_k(x,\Omega',E')dE'd\Omega' - \sigma_j \Phi_j(x,\Omega,E) \qquad (5.1)$$

ここで，$\sigma_j(E)$と$\sigma_{jk}(\Omega, \Omega', E, E')$は媒体の巨視的な断面積である。$\sigma_{jk}(\Omega, \Omega', E, E')$は，エネルギー$E'$で方向$\Omega'$に移動するタイプkの粒子が，エネルギー$E$で方向$\Omega$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$\dot{\Phi}_j(x, \Omega, E)$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$\sigma_j(E)$は，次のように展開できる。

$$\sigma_j(E) = \sigma_j^{at}(E) + \sigma_j^{el}(E) + \sigma_j^{r}(E) \qquad (5.2)$$

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。

$$\sigma_j^{at}(E) \sim 10^{-16}\ \mathrm{cm}^2 \text{ with } \delta E_{at} \sim 10^2\ \mathrm{eV} \quad (5.3)$$

$$\sigma_j^{el}(E) \sim 10^{-19}\ \mathrm{cm}^2 \text{ with } \delta E_{el} \sim 10^6\ \mathrm{eV} \quad (5.4)$$

$$\sigma_j^{r}(E) \sim 10^{-24}\ \mathrm{cm}^2 \text{ with } \delta E_{r} \sim 10^8\ \mathrm{eV} \quad (5.5)$$

物質の1 g·cm^{-2}の距離では，多くの原子との衝突（～10^6）が起こり，核のクーロン弾性衝突（～10^3）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，$\sigma_n^{at}(E) \sim 0$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／または複雑な宇宙船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。

$$S_n(E) = \Sigma_i \Sigma_l \varepsilon_i^n \sigma_i(E) \quad (5.6)$$

ここで，ε_iは電子励起エネルギーに基づいており，$\sigma_i(E)$は軌道電子（離散および連続準位を含む）にε_i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）。

$$S = \frac{4\pi Z_P^2 Z_T N_T e^4}{mv^2}\left\{\ln\left(\frac{2mc^2\beta^2\gamma^2}{I}\right) - \beta^2 - \frac{C(\beta)}{Z_T} + Z_P L_1(\beta) + Z_P^2 L_2(\beta) + L_3(\beta)\right\} \quad (5.7)$$

ここで，eは電子電荷，Z_PとZ_Tは入射原子と標的原子の電荷数，N_T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。

$$R(E) = \int_0^E \frac{\mathrm{d}E'}{S(E')} \qquad (5.8)$$

(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から数十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σ_{TOT}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。

$$\sigma_{\mathrm{TOT}} = \frac{4\pi}{k}\mathrm{Im}\, f(q=0) \qquad (5.9)$$

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。

$$\sigma_{\mathrm{TOT}} = \sigma_{\mathrm{ABS}} + \sigma_{\mathrm{EL}} \qquad (5.10)$$

ここで，σ_{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）。

$$\sigma_{\mathrm{ABS}} = \pi r_0^2 c_1(E)\left(A_{\mathrm{p}}^{1/3} + A_{\mathrm{T}}^{1/3} - c_2(E)\right)^2 \qquad (5.11)$$

ここで，r_0，$c_1(E)$と$c_2(E)$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で微分値が最小となり，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) アルゴンと鉄イオン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^{56}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σ_Lは，Goldhaber（1974）によってよく記述される。

$$\sigma_L = \sigma_0 \left[\frac{n(A_p - n)}{A_p - 1}\right]^{1/2} \qquad (5.12)$$

ここで，nは入射粒子から離れた核子の数であり，σ_0は近似的に入射粒子のフェルミ運動量p_Fと$\sigma_0 = p_F/\sqrt{5}$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。複雑な宇宙船や臓器のジオメトリは，レイトレーシング分布や，複雑な構造を組合わせたジオメトリモデル，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，何千もの宇宙船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おり，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^{-1}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）を含む宇宙船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，π^+–p，π^-–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，重陽子，^{3}H，^{3}Heおよび^{4}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コード]
(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，宇宙船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^{-2}）を持つ複雑な宇宙船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。宇宙船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船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船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^{28}Si, ^{40}Ar, ^{56}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，太陽活動極小期の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 宇宙船内の放射線場

(244) 宇宙船内の放射線場は，宇宙船に入射する外部放射線と，船壁や宇宙船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船船の部品の遮蔽特性の違いで宇宙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，宇宙船内の放射線場，さらには宇宙船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^{-1}）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･μm^{-1}）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^{-1}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未満の粒子が宇宙船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。^{3}Heと^{4}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) 宇宙船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。モデルは宇宙船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，宇宙船内のマッピングを素早く行うことができる。

(252) 宇宙船宇宙船の船内環境は，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（Z/A）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$Z/(\rho A)$に比例する。ここでのρは材料の密度である。GCRの場合，アルミニウム（最も一般的な宇宙船の材料）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。宇宙船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船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（Z_T/A_T）に比例して増加し，質量当たりの破砕断面積は$A_T^{-1/3}$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。現実的な宇宙船や居住部を評価・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船だけでなく，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) 宇宙船内の防護の多くは，宇宙船の構造要素と機器によって提供される。宇宙船の構造については，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，太陽活動極小期には約30%の，太陽活動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2π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，CO_2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1 m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_T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_T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。宇宙船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，D_L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），あるいは宇宙船外の放射線場データと，宇宙船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，いくつかの検出器のセットが必要となる。宇宙船内での人の位置や向きによって，宇宙船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ァントムだけである。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$D_{T,R}$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$d_{T,R}(E)$倍することにより得られる。

$$D_{T,R} = \int_0^\infty d_{T,R}(E)\frac{d\Phi_R}{dE}dE \qquad (6.1)$$

ここで，Φ_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$d_{T,R}$は，主に人体の均一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_{RBM}および骨内膜における平均吸収線量$D_{Endosteum}$はそれぞれ，次の式で決定される。

$$D_{RBM} = \sum_i \frac{m_{RBM,i}}{m_{RBM}} D_{spongiosa,i} \qquad (6.2)$$

および

$$D_{Endosteum} = \sum_i \frac{m_{Endosteum,i}}{m_{Endosteum}} D_{spongiosa,i} \qquad (6.3)$$

ここで，$m_{RBM,i}$はi番目の海綿質領域における赤色骨髄の質量，m_{RBM}は赤色骨髄の総質量，$D_{spongiosa,i}$はi番目の海綿質領域の線量，$m_{Endosteum,i}$はi番目の海綿質領域における骨内膜の質量，$m_{Endosteum}$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赤色骨髄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赤色骨髄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^{4}Heと^{28}Siイオンを等方照射した場合の赤色骨髄，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$d_{T,R}$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$h_{T,Q,R}$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$H_{T,Q}$は，次の式で計算される。

$$H_{T,Q} = \sum_R \int_E h_{T,Q,R}(E) \frac{d\Phi_E}{dE} dE = \sum_R \int_E Q_{T,R}(E) d_{T,R}(E) \frac{d\Phi_E}{dE} dE \qquad (6.4)$$

平均線質係数$Q_{T,R}$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$Q_{T,R}$とフルエンスからの線量当量への換算係数$h_{T,Q,R}$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) ^{4}Heと^{56}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赤色骨髄，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，^{4}He，^{12}C，^{56}Feイオンに被ばくさせた場合の赤色骨髄，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_T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$Q_{T,NASA}$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，^{4}He，^{12}C，^{56}Feイオンに等方被ばくした場合の赤色骨髄，乳房，胃および皮膚の$Q_{T,NASA}$を示している。赤色骨髄の値は，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，$Q_{T,NASA}$の値は，赤色骨髄を除いて，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，$Q_{T,NASA}$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$Q_{T,NASA}$が小さくなるのは，高LET域でのLETの増大に伴い$Q_{T,NASA}$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$Q_{T,NASA}$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_Tを採用した。

6.3 宇宙船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，宇宙船外の放射線場パラメータと，宇宙船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，宇宙船の船船壁の違いや宇宙船内の物質の分布に起因する，宇宙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）。宇宙船には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赤色骨髄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 $^{-2}$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^{-1}となり，59%が陽子，21%がα粒子，10%は$2 < Z \leq 8$のイオン，5%は$8 < Z \leq 14$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^{-1}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，赤色骨髄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 $^{-2}$のアルミニウム透過後の赤色骨髄の線量当量率の計算値は1.26 mSv·d^{-1}であり，31%が陽子，11%がα粒子，13%は$2 < Z \leq 8$のイオン，16%は$8 < Z \leq 14$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^{-1}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軌道上での太陽活動極小期に対してHZETRNコードを使用した。薄い（5 g·cm^{-2}）または厚い（20 g·cm^{-2}）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，LET，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^{-1}から0.5 mGy･d^{-1}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，宇宙船の遮蔽により，吸収線量率は主に0.13 mGy･d^{-1}から0.23 mGy･d^{-1}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，宇宙船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) 宇宙船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γ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1 mSv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，宇宙船の船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），宇宙船／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) 宇宙船／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。宇宙船／居住部の構造には，宇宙船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，宇宙船／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) 宇宙船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。宇宙船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，宇宙船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船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船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，α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，γ線，ミュー粒子，中性子，パイ中間子）が，宇宙船の材料，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。
- 放射線生物学的効果の違いを放射線加重係数w_Rによって考慮するという単純な概念（例えば，すべてのエネルギーのすべての重イオンに対して常に放射線加重係数を20にする）は，宇宙における線量測定には適切ではなく，線質係数Qが人体の臓器または組織における線量当量という量の定義に適用される。
- 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$H_{T,Q}$および$H^{E}_{T,Q}$であり，それらは平均吸収線量D_Tおよび対応する臓器・組織の平均線質係数Q_Tに基づいている。
- 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，D_TとQ_T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。宇宙飛行士は職業活動の間、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，標準ボクセルファントム（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，赤色骨髄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α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α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α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。

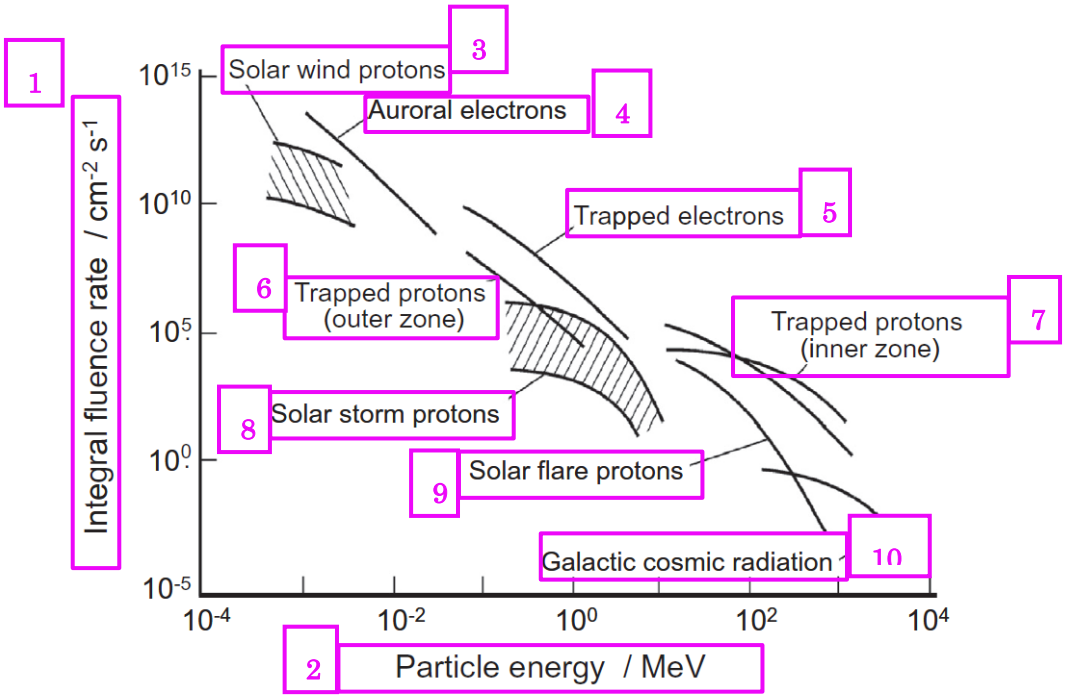


図 2.1　宇宙放射線の積分粒子フルエンス率と粒子エネルギー上限値境界の総観図（Wilson, 1978）

1. 積分フルエンス率（$cm^{-2}\cdot s^{-1}$）
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

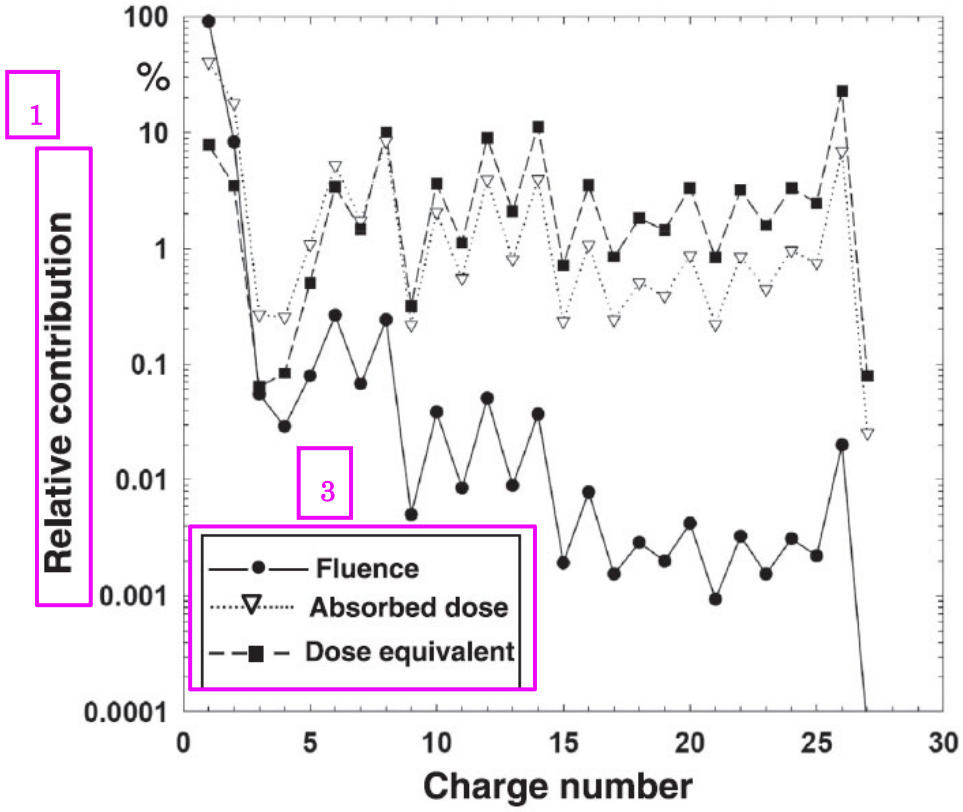


図 2.2　自由空間における銀河荷電粒子の元素組成と組織吸収線量および線量当量への相対的寄与（Cucinotta et al., 2001a）

1.　相対的寄与
2.　電荷数
3.　フルエンス
　　吸収線量
　　線量当量

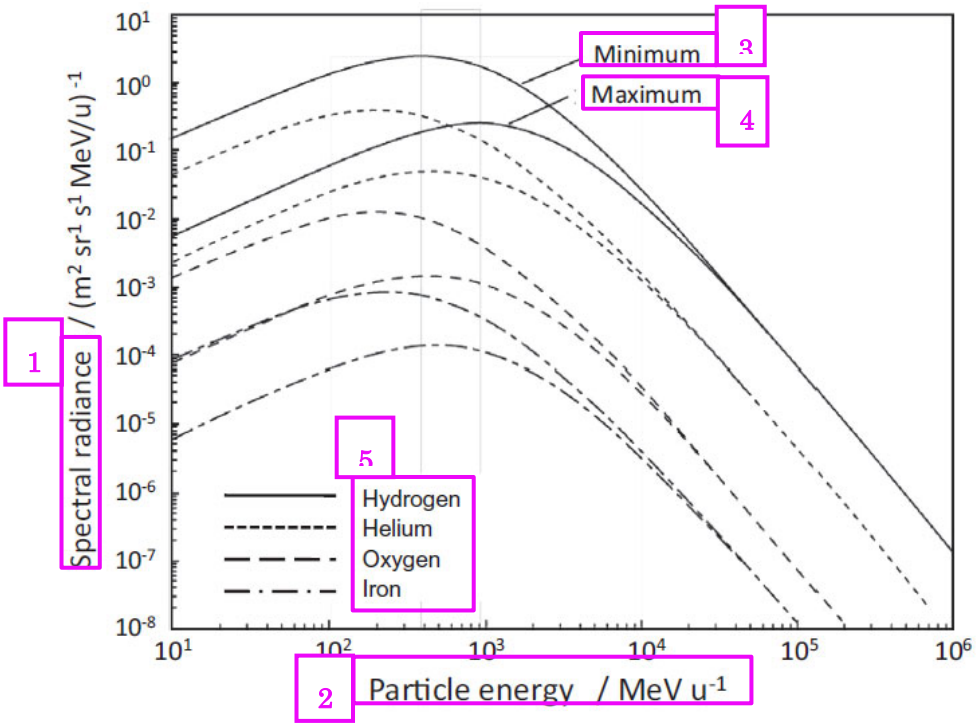


図 2.3　放射線防護に関連した，4 つの銀河宇宙放射線粒子に係るラジアンスと粒子エネルギーのエネルギー分布および ua[1] における太陽活動［太陽活動極小期（1977）・太陽活動極大期（1959）］による変化（Badhwar, 1997）

[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 = 1.49597870691$10^{11}$ m。

1. ラジアンススペクトル
2. 粒子エネルギー（MeV・u^{-1}）
3. 極小期
4. 極大期
5. 水素イオン
   ヘリウムイオン
   酸素イオン
   鉄イオン

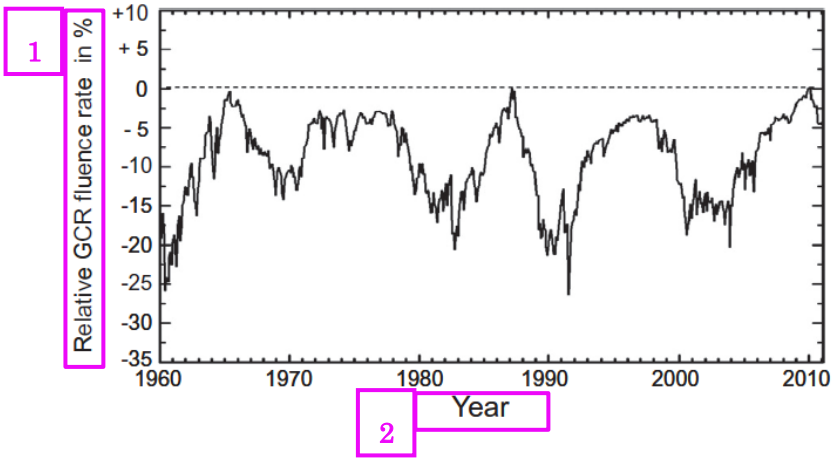


図 2.4　ヘリオセントリック・ポテンシャルの太陽周期における、キールの中性子モニターで測定した銀河宇宙放射線（GCR）の相対フルエンス率の経時的変化（NMDB, 2011）

1.　GCR の相対フルエンス率（%）
2.　年

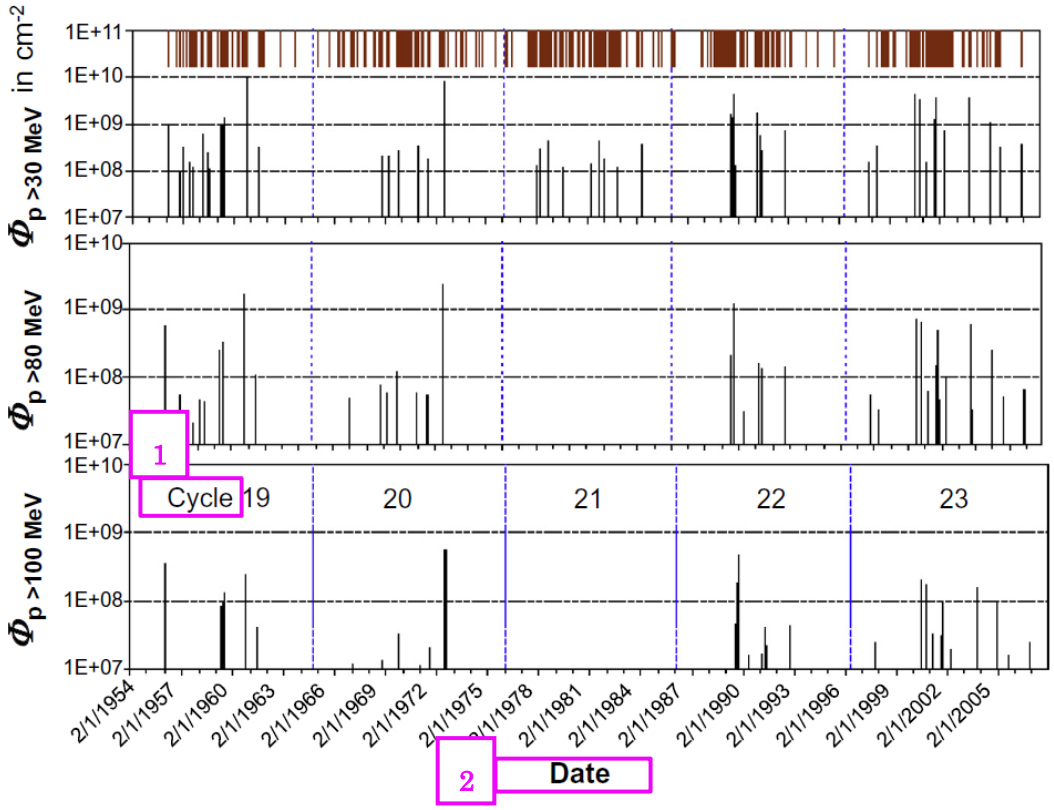


図 2.5　第 19～23 太陽周期における主要な太陽粒子現象の発生に伴うエネルギーが >30 MeV，>60 MeV，および >100 MeV の陽子の積分粒子フルエンス Φ_p（Kim et al., 2011）

1.　　周期
2.　　日付

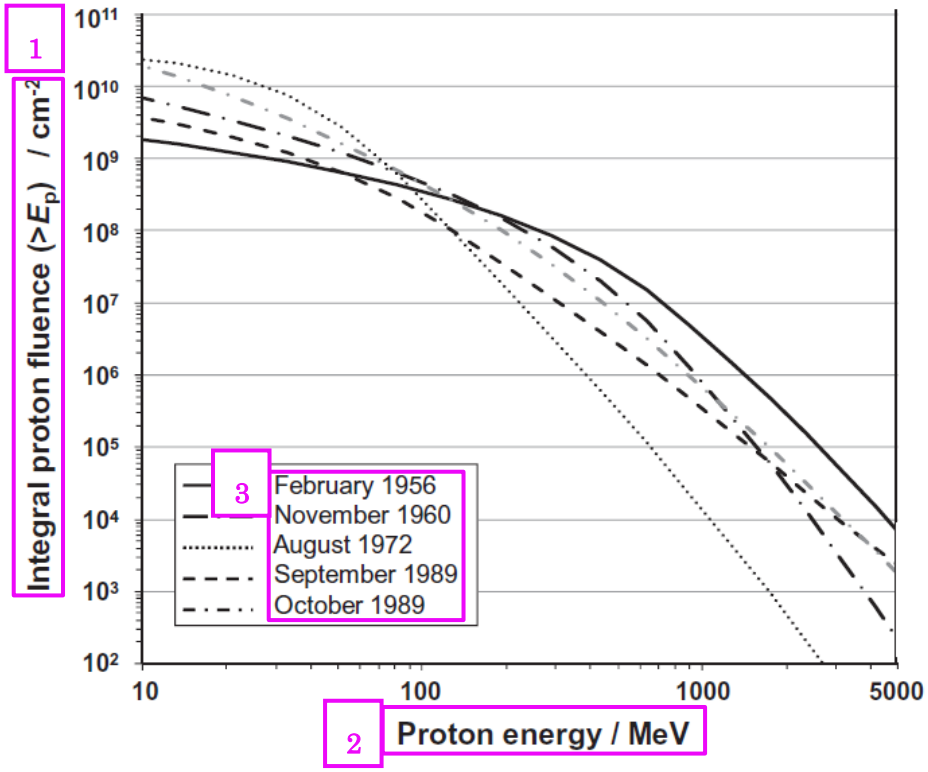


図 2.6　歴史上「最悪な」太陽粒子現象時の陽子の積分フルエンススペクトル（Kim et al., 2010a）

1.　陽子の積分フルエンス（> E_p）（cm^{-2}）
2.　陽子エネルギー（MeV）
3.　1956 年 2 月
　　1960 年 11 月
　　1972 年 8 月
　　1989 年 9 月
　　1989 年 10 月

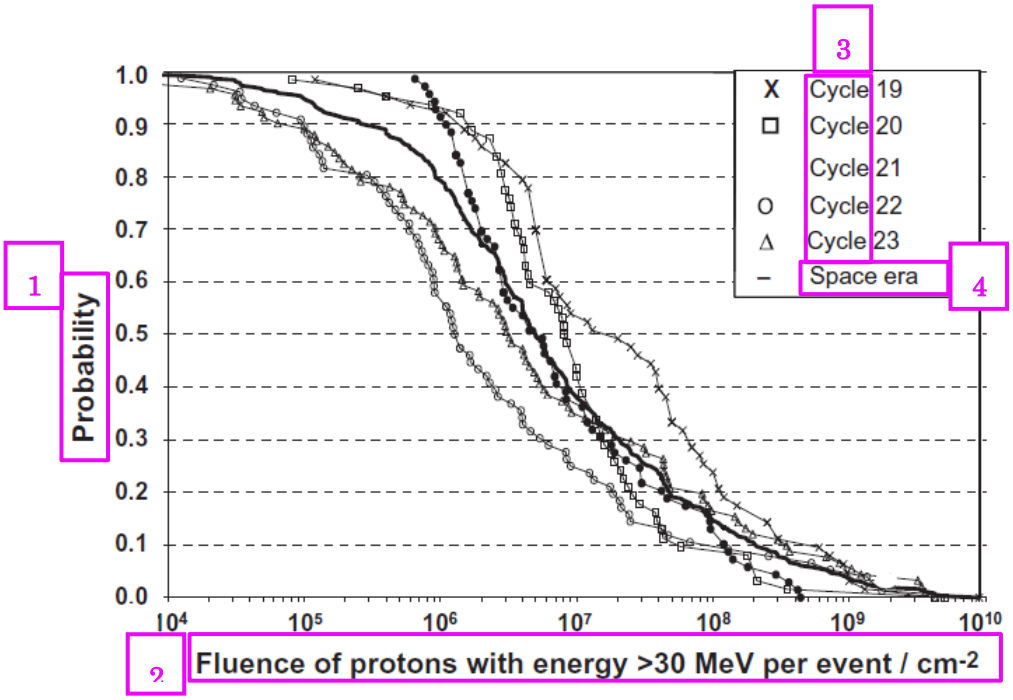


図 2.7　異なる太陽周期および全宇宙時代における 30MeV を越えるエネルギーの陽子を含む太陽粒子現象の発生確率と現象あたりの当該陽子フルエンスの関係（Kim et al., 2011）

1. 発生確率
2. 現象あたり ＞30MeV 陽子のフルエンス（cm^{-2}）
3. 第 19 周期
   第 20 周期
   第 21 周期
   第 22 周期
   第 23 周期
4. 全宇宙時代

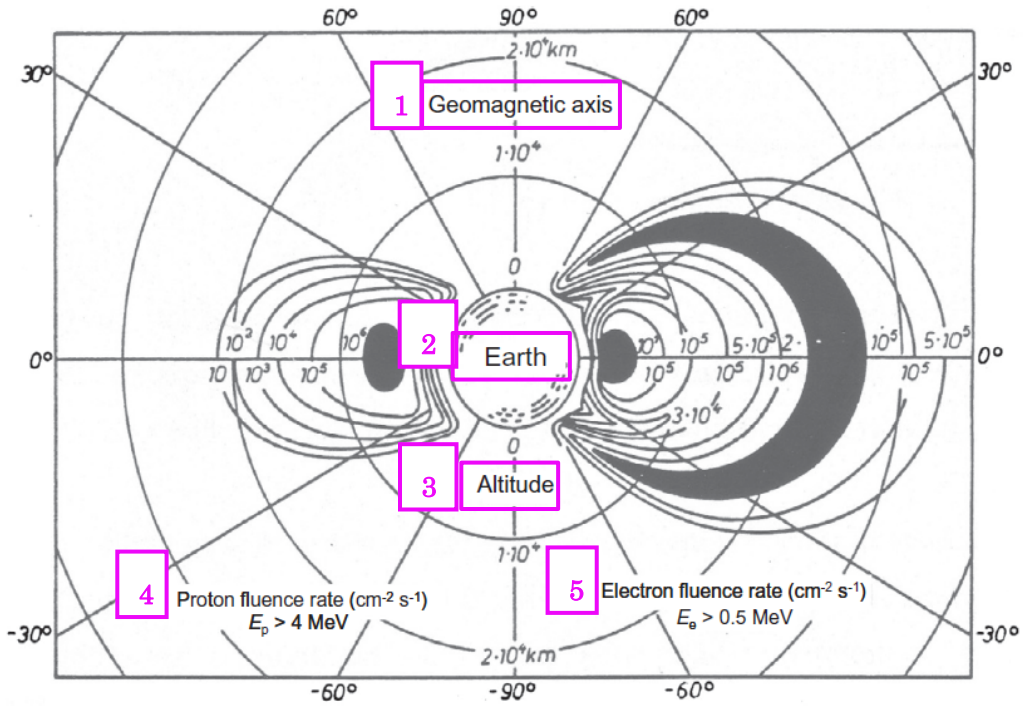


図 2.8　地球の放射線帯の内帯および外帯に捕捉された陽子および電子のフルエンス率（単位 $cm^{-2}\cdot s^{-1}$）（Allkofer, 1975）

1. 地磁気軸
2. 地球
3. 高度
4. 陽子フルエンス率（$cm^{-2}\cdot s^{-1}$）
5. 電子フルエンス率（$cm^{-2}\cdot s^{-1}$）

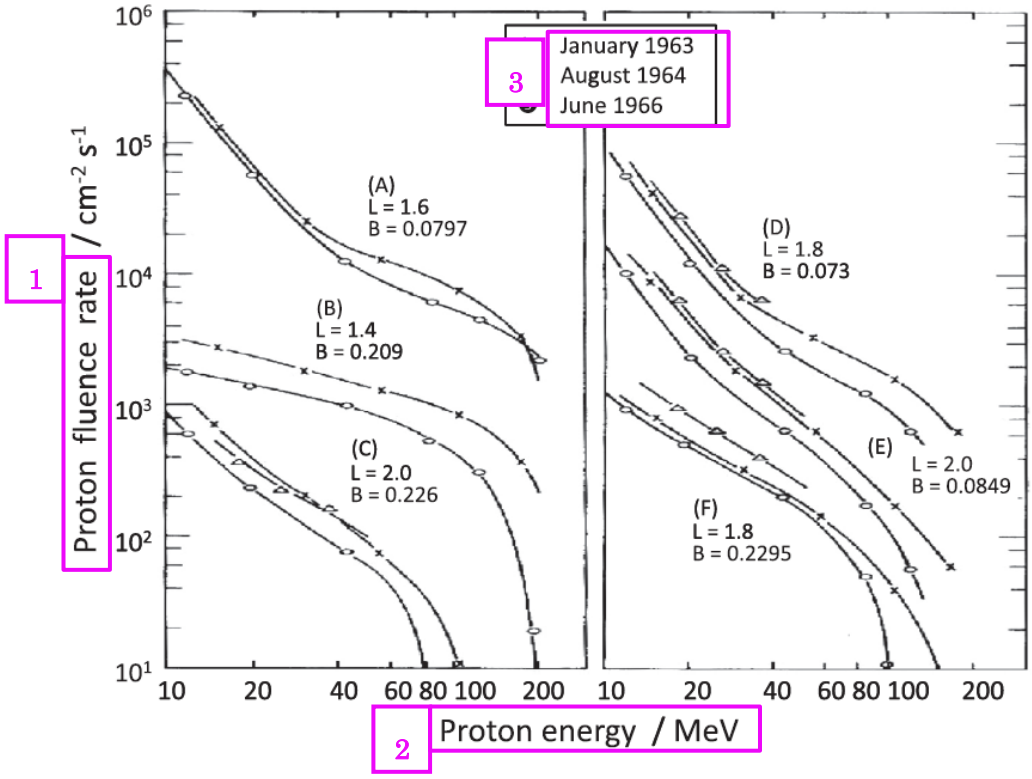


図 2.9　*B*, *L* 座標系で表した，放射線帯内のさまざまな場所で測定した内帯陽子のフルエンス率（Freden and Paulikas, 1964; Filius, 1965）

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

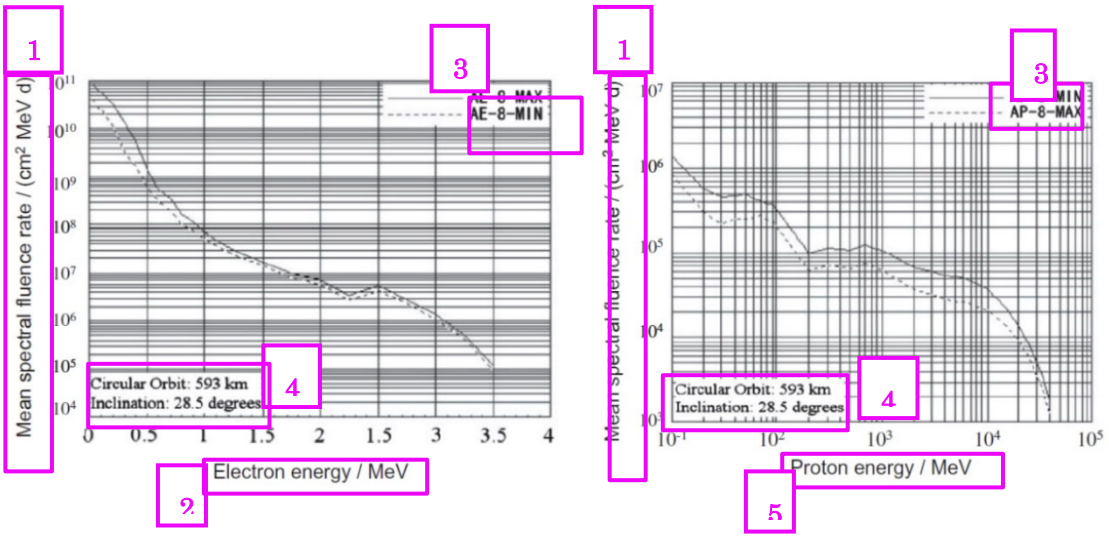


図 2.10　左：ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AE-8 モデルを用いて計算した太陽活動極小期および太陽活動極大期における捕捉電子フルエンス率の平均エネルギー分布（Jones，2000）右：ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AP-8 モデルを用いて計算した太陽活動極小期および太陽活動極大期における捕捉陽子フルエンス率の平均エネルギー分布（Jones, 2000）

1.　　平均フルエンス率スペクトル（cm^2 MeV d）$^{-1}$
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）
4.　　円軌道：593 km
　　軌道傾斜角：28.5 度
5.　　陽子エネルギー（MeV）

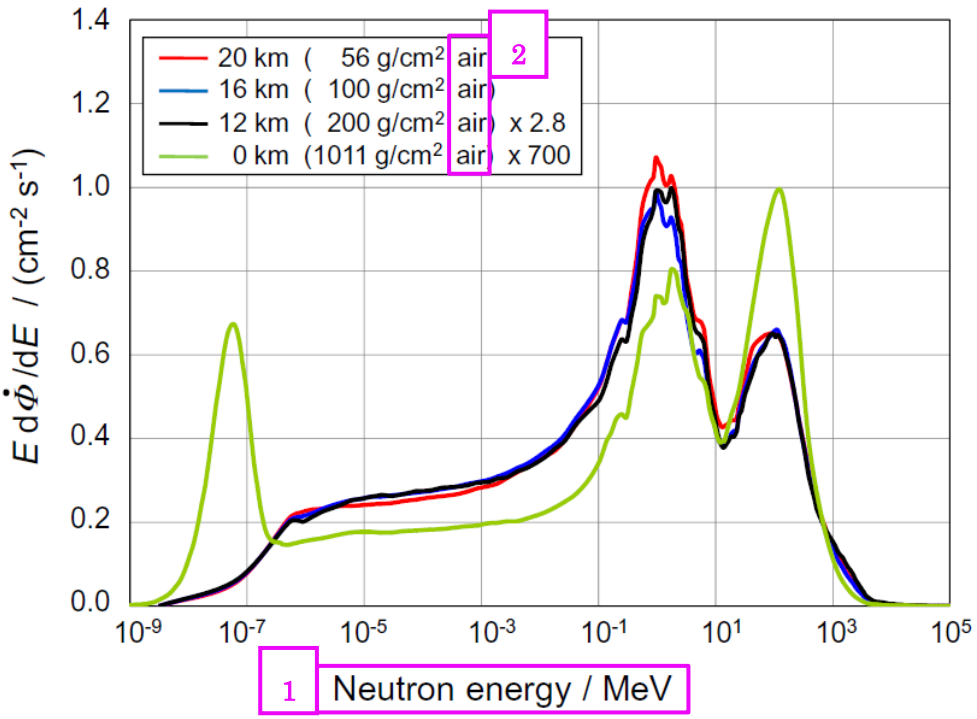


図 2.11　異なる大気厚・飛行高度および海面位の地上で AIR ER 2 飛行中にボナー球を用いて測定した宇宙放射線からの中性子エネルギーのフルエンス率分布（Goldhagen et al., 2004）

1. 中性子エネルギー（MeV）
2. 大気厚

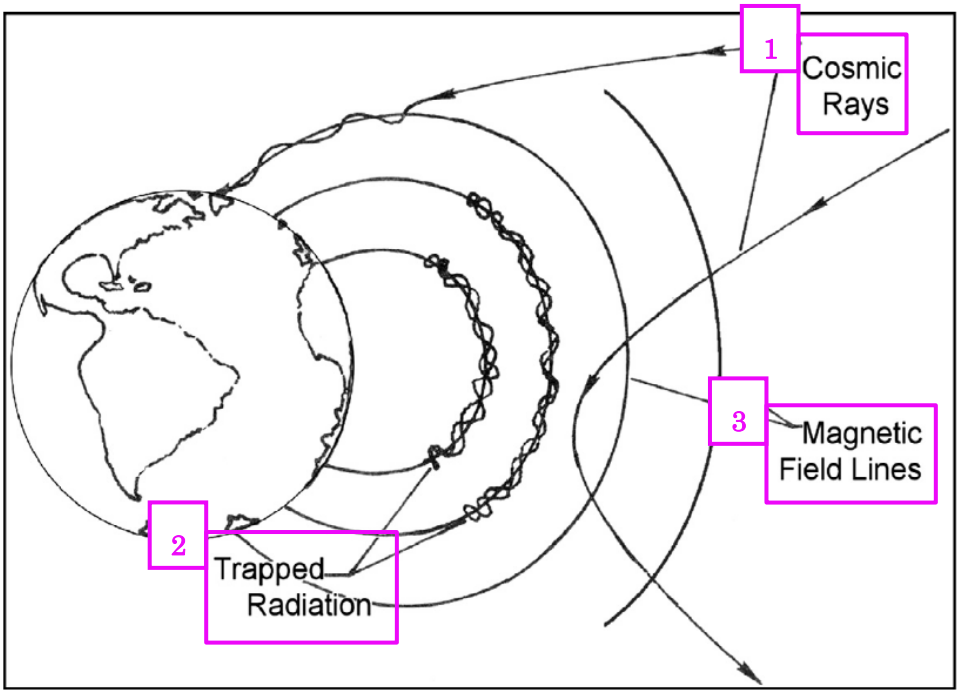


図 2.12　地球磁場による荷電粒子の偏向と捕捉（Spjeldvik and Rothwell, 1983）

1.　　宇宙放射線
2.　　捕捉放射線
3.　　磁力線

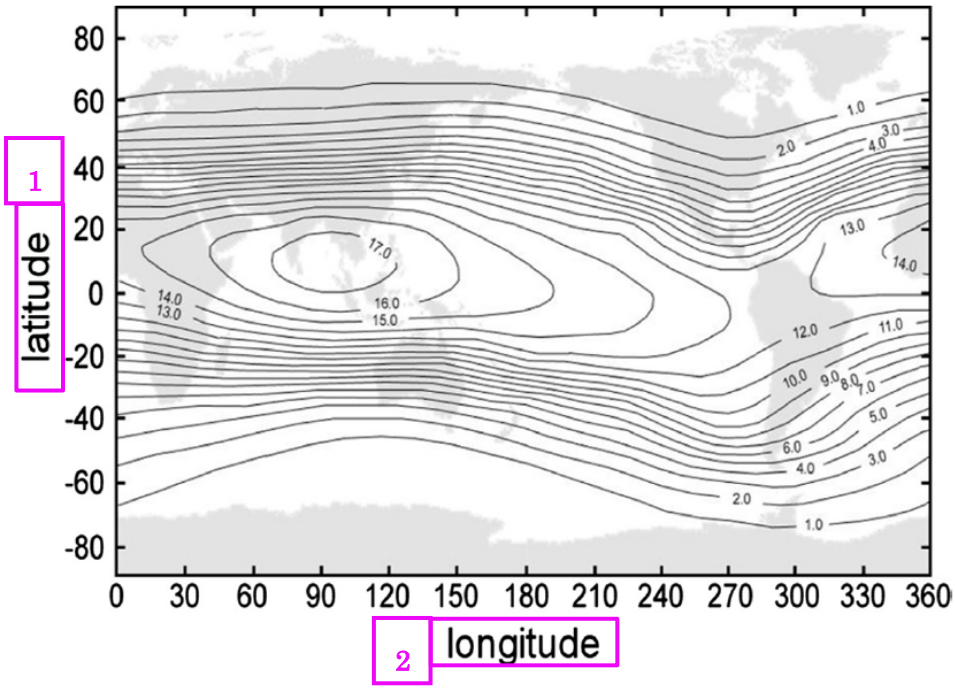


図 2.13　元期（2000.0 年）の地球磁場モデルにおけるの垂直カットオフリジディティのマップ（単位ギガボルト（GV））（Smart and Shea, 2008）

1.　緯度
2.　経度

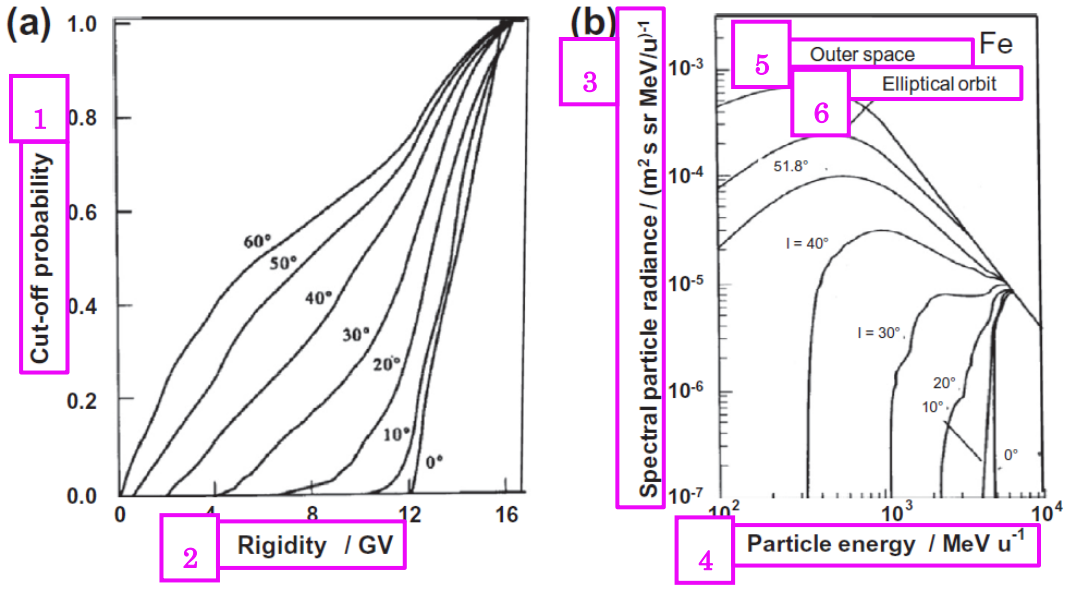


図 2.14　（a）円軌道 223 km における異なる傾斜角でのカットオフリジディティ確率（Heinrich and Spill, 1979）（b）外宇宙およびさまざまな傾斜角の高度 223 km における軌道での鉄原子核のエネルギー分布（Heinrich and Spill，1979）

1. カットオフ確率
2. リジディティ（GV）
3. 粒子ラジアンススペクトル（$(m^2\ s\ sr\ MeV/u)^{-1}$）
4. 粒子エネルギー（$MeV \cdot u^{-1}$）
5. 外宇宙
6. 楕円軌道

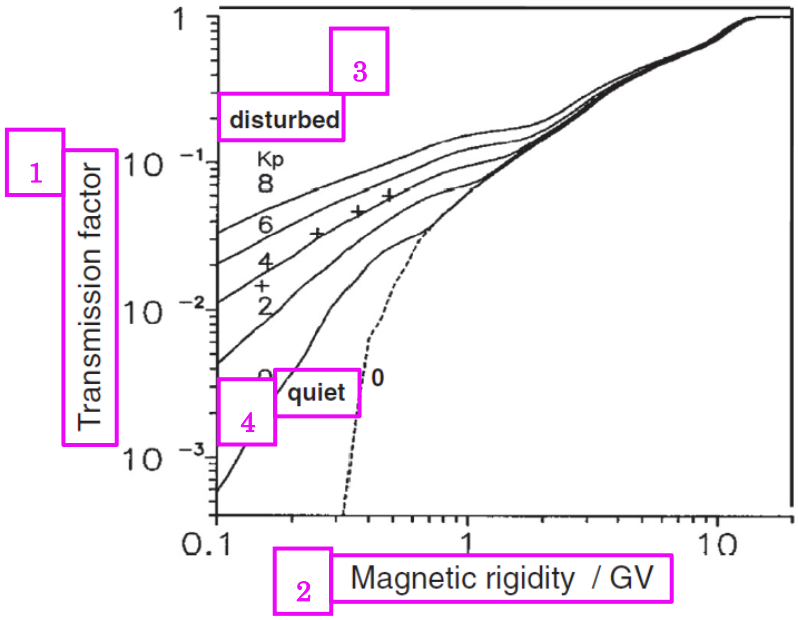


図 2.15　国際宇宙ステーション軌道で計算された地磁気透過関数と，静穏時の磁気リジディティ（点線）（Langel, 1992）および *K*p 指数で表される地磁気擾乱時の磁気リジディティ（実線）（Nymnik, 1999）
十印は，Boberg ら（1993）による *K*p = 5 についての結果を示す。

1. 透過率
2. 磁気リジディティ（GV）
3. 擾乱時
4. 静穏時

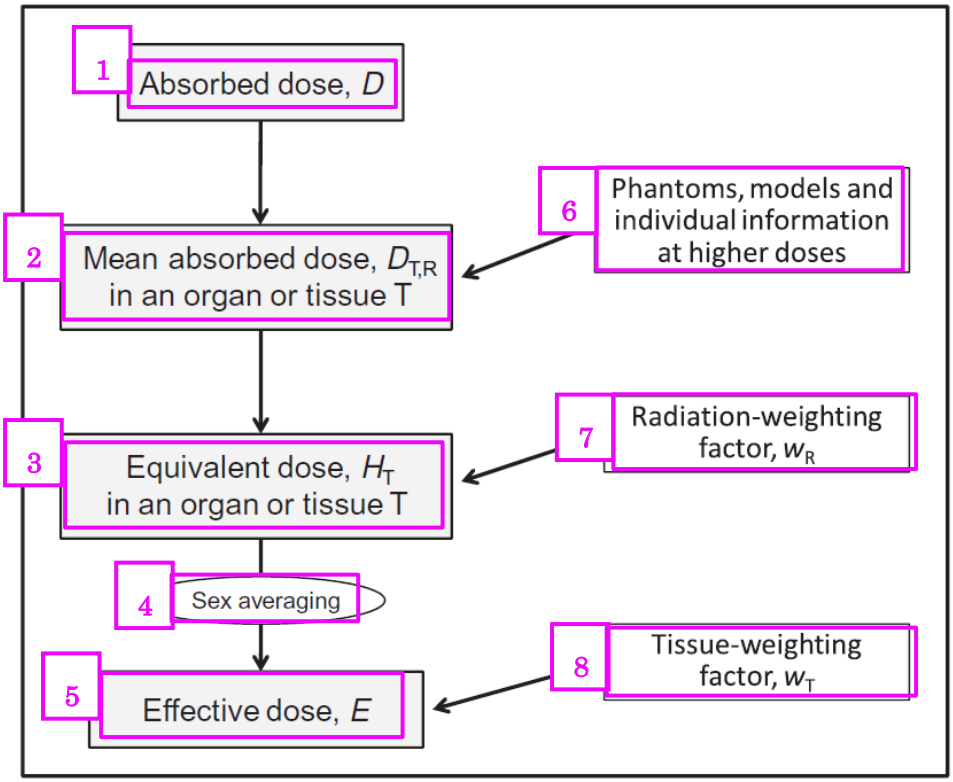


図 3.1　ICRP（2007）が勧告する放射線防護の線量（防護量）

1. 吸収線量 D
2. 臓器または組織 T の平均吸収線量 $D_{T,R}$
3. 臓器または組織 T の等価線量 H_T
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 w_R
8. 組織加重係数 w_T

表 3.1　組織加重係数 w_T（ICRP，2007）

臓器・組織	w_T	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 w_T 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	以下の目的に対する実用量	
	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 $H_p(10)$
皮膚，手足の線量の管理	方向性線量当量 $H(0.07,\Omega)$	個人線量当量 $H_p(0.07)$
眼の水晶体の線量の管理	方向性線量当量 $H(3,\Omega)$	個人線量当量 $H_p(3)$

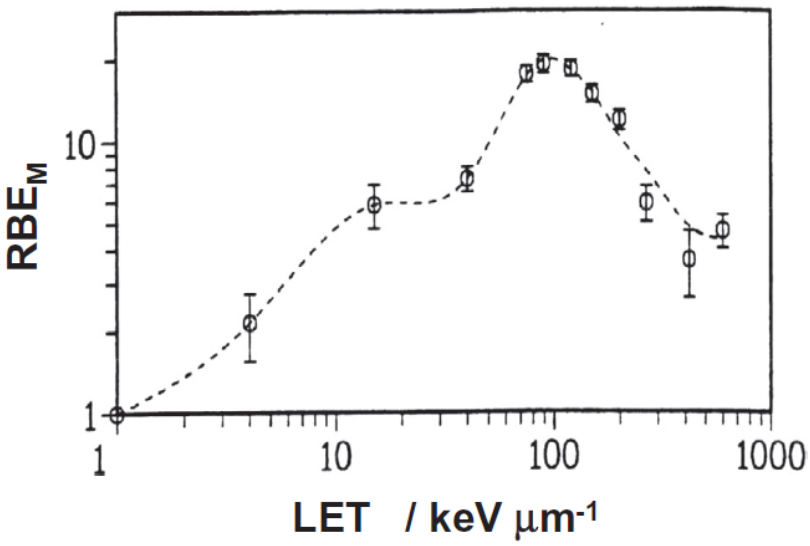


図 3.2　マウス胚の C3H10T1/2 細胞におけるがん遺伝子形質転換に対する最大生物学的効果比（RBE_M）と線エネルギー付与（LET）の関係（Brenner and Hall, 1992）

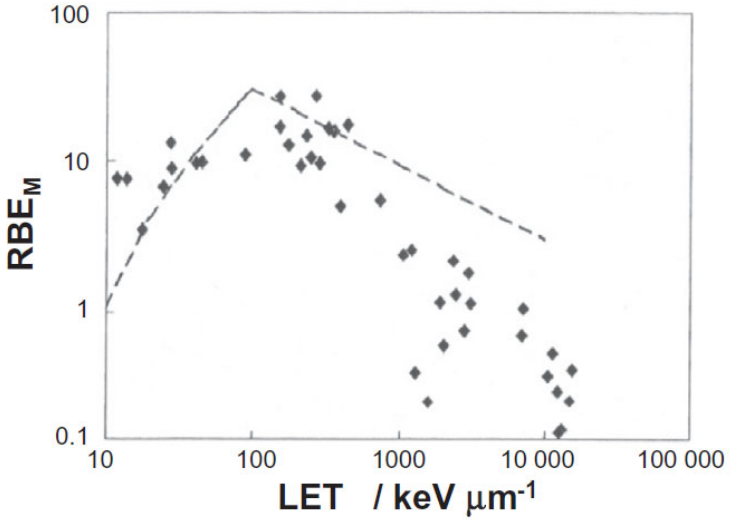


図 3.3　チャイニーズハムスターの V79 細胞における hprt 遺伝子座での突然変異誘発に対する最大生物学的効果比（RBE_M）と線エネルギー付与（LET）の関係
データは Kiefer ら（1999, 2001）からのものである。破線は，*Publication 60*（ICRP, 1991）に定義されている $Q(L)$関係を示す。

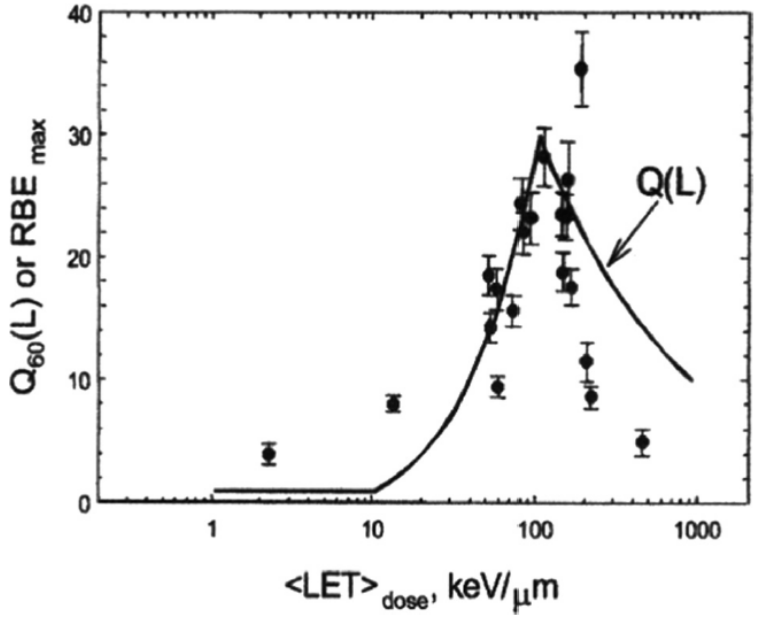


図 3.4　未成熟染色体凝縮法を用いて第一細胞周期内で測定された全染色体交換に対する最大生物学的効果比（RBE_{max}）と線エネルギー付与（LET）の関係（George and Cucinotta，2007；Cucinotta et al，2008）
実線は *Publication 60*（ICRP, 1991）に定義されている *Q(L)*関係を示す。

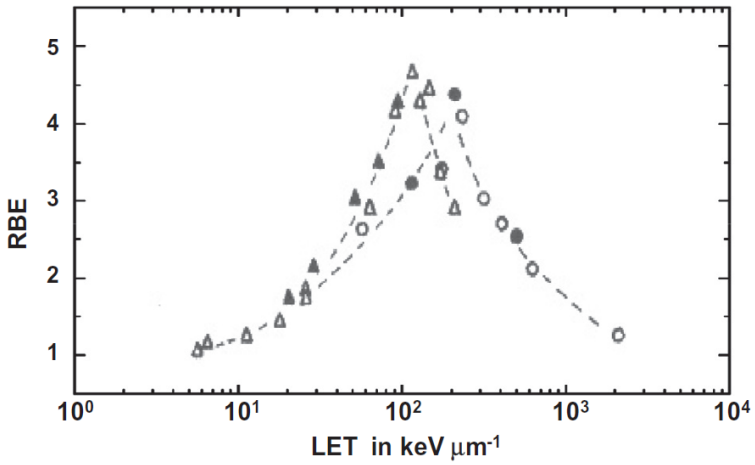


図 3.5　加速重イオン（▲，△：重陽子とヘリウムイオン，●，○：重イオン）ビームに被ばくさせたハムスターV79 細胞（黒記号）および哺乳類の T1 細胞（白記号）の不活性化に対する生物学的効果比（RBE）と線エネルギー付与（LET）の関係（Thacker et al. , 1979）

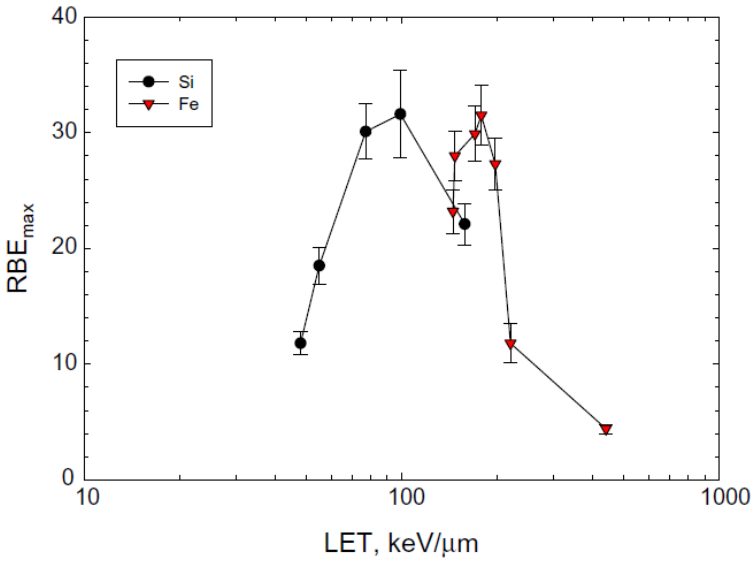


図 3.6　低線量・低線量率 γ 線と相対化した，ケイ素および鉄原子核に被ばくさせたヒトリンパ球の染色体異常（全交換）に対する最大生物学的効果比（RBE$_{max}$）と線エネルギー付与（LET）の関係（George and Cucinotta., 2007）

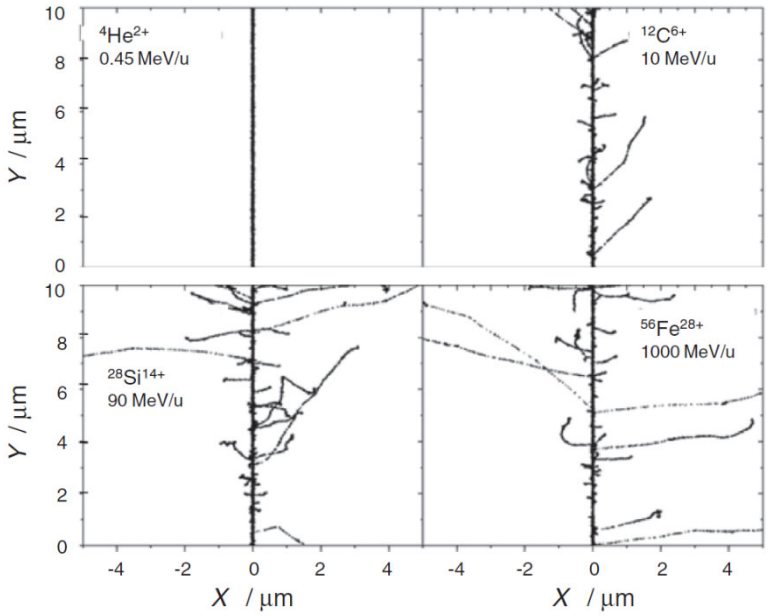


図 3.7　次のイオンについて，水中でシミュレーションした飛跡断面：^{4}He（0.45 MeV/u），^{12}C（10 MeV/u），^{28}Si（90 MeV/u）および ^{56}Fe（1 GeV/u）
XY 平面に投影したものを示している。イオンは，同じ線エネルギー付与条件（～150 keV・µm^{-1}）下の 25℃の液体水中で，原点に生成される。各点は，放射線分解種を表す（Plante and Cucinotta, 2008）。

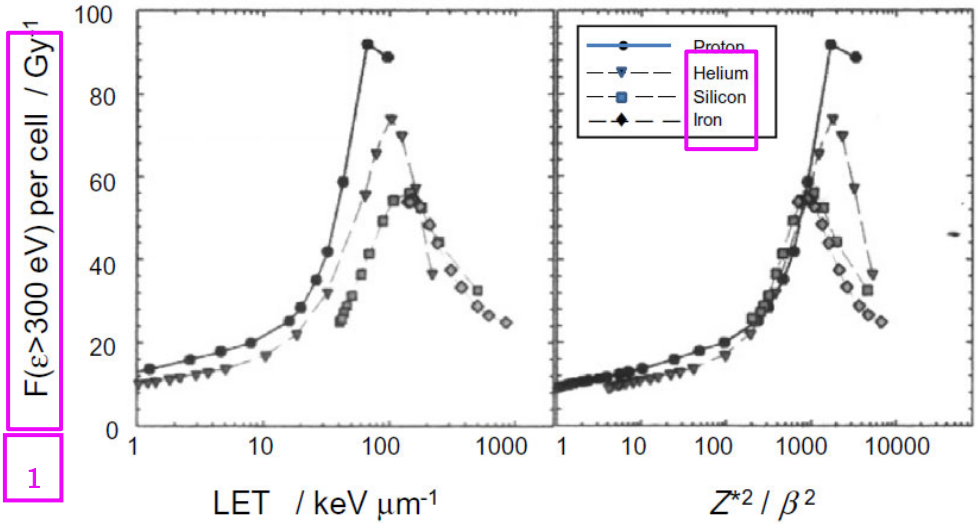


図 3.8　線エネルギー付与（LET）（左側）または Z^{*2}/β^2（右側）に対する 300 eV 以上を受けた細胞あたりのヌクレオソームの数の関係
陽子およびヘリウム・ケイ素・鉄の各原子核について計算されたデータを示す（Cucinotta, 2011）。

1. 細胞あたりのヌクレオソーム数 F（ε > 300 eV）（Gy^{-1}）
2. 陽子
   ヘリウム
   ケイ素
   鉄

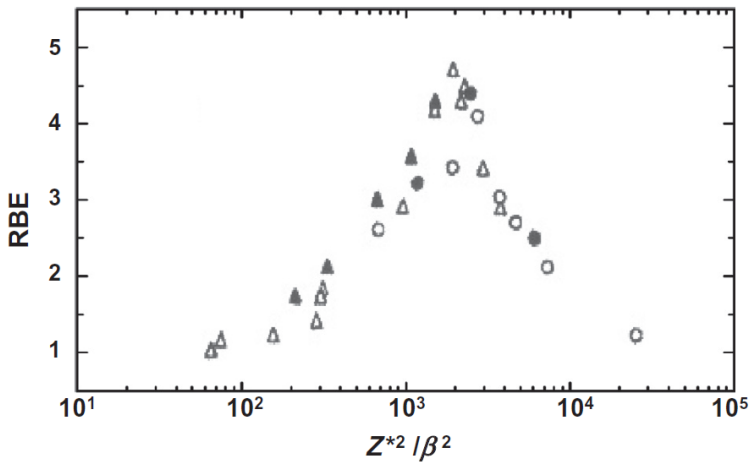


図 3.9　加速重イオン（▲，△：重陽子とヘリウムイオン；●，○：重イオン）ビームに被ばくさせたハムスターV79 細胞（黒記号）および哺乳類の T1 細胞（白記号）の不活性化に対する生物学的効果比（RBE）と$(Z^*/\beta)^2$の関係（Thacker et al., 1979）

表 3.3　放射線加重係数* w_R（ICRP，2007）

放射線の種類	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
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［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。

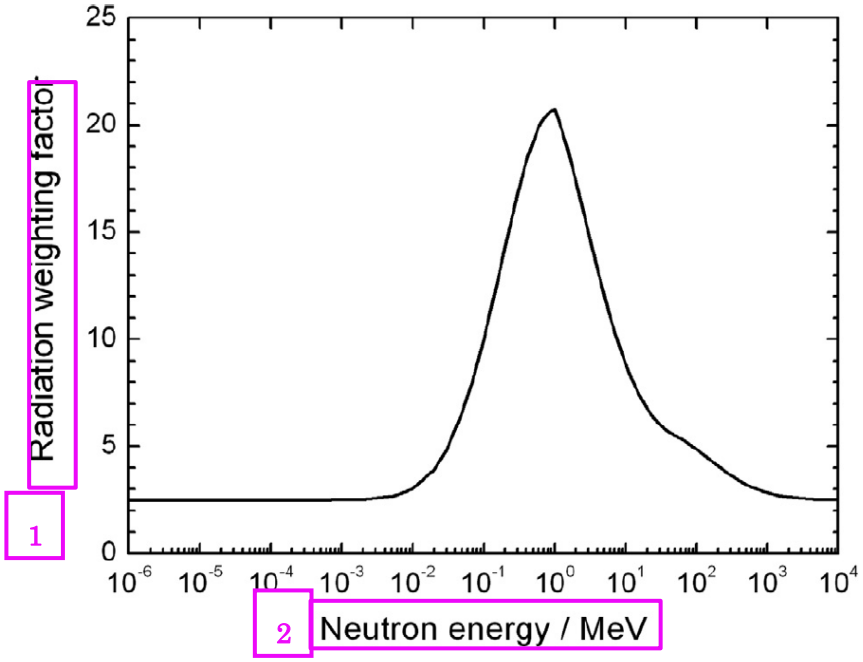


図 3.10　中性子の放射線加重係数（w_R）と中性子エネルギーの関係（ICRP, 2007）

1.　放射線加重係数
2.　中性子エネルギー（MeV）

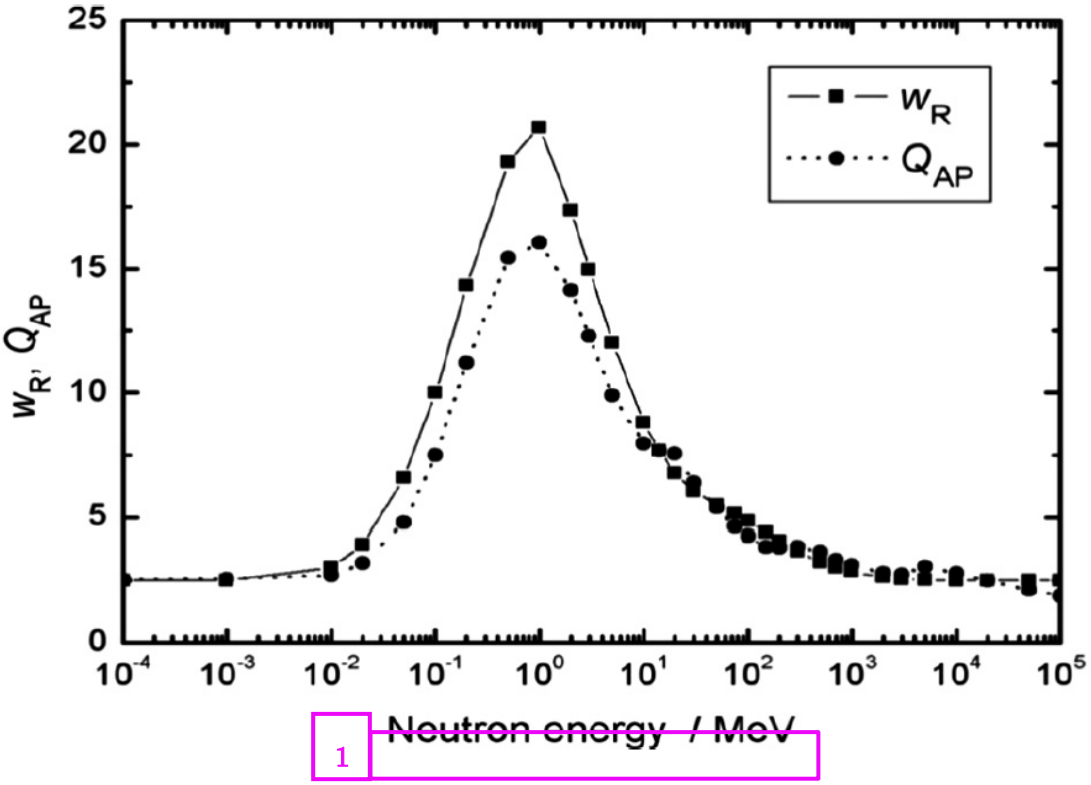


図 3.11　中性子の放射線加重係数（w_R）および中性子（AP 照射）に対して計算された人体平均線質係数（$Q_{E,AP}$）と中性子エネルギーの関係（Sato et al., 2009）

1.　　中性子エネルギー（MeV）

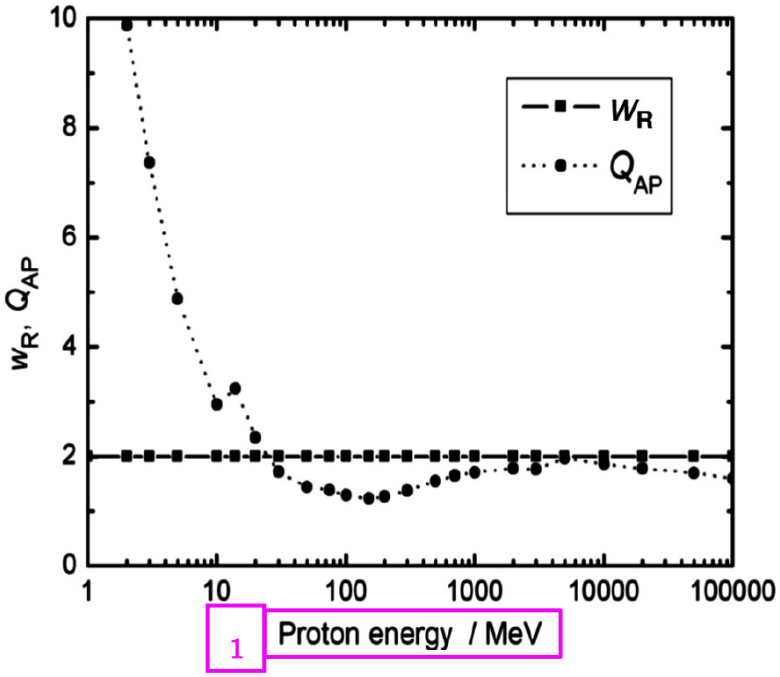


図 3.12　陽子の放射線加重係数（w_R）および陽子（AP 照射）に対して計算された人体平均線質係数（$Q_{E,AP}$））と陽子エネルギーの関係（Sato et al.，2009）

1.　　陽子エネルギー（MeV）

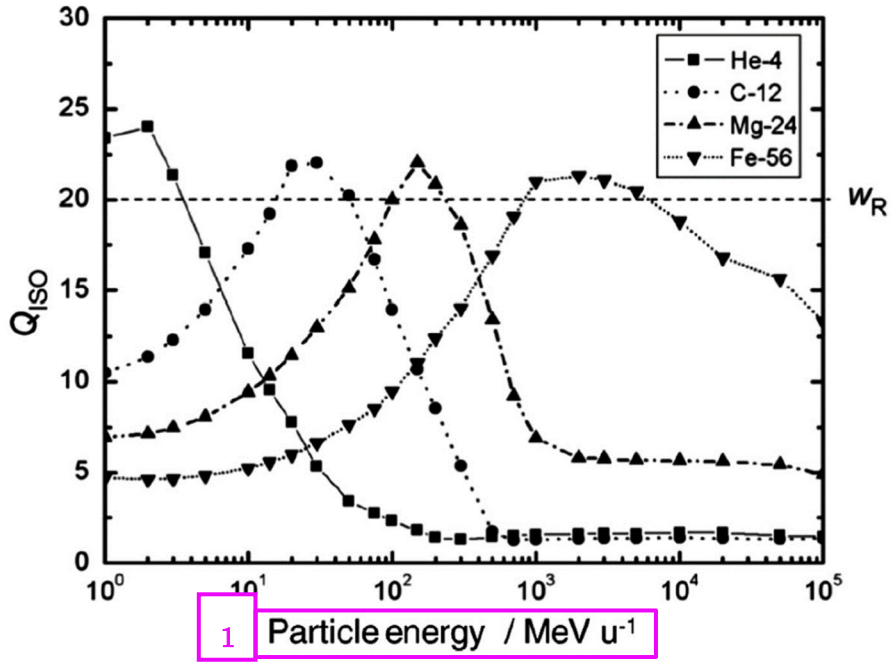


図 3.13　^{4}He，^{12}C，^{24}Mg，^{56}Fe（ISO 照射）に対する放射線加重係数（w_R）および人体平均線質係数（$Q_{E,ISO}$）と粒子エネルギーの関係（Sato et al.，2010）

1.　　粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）

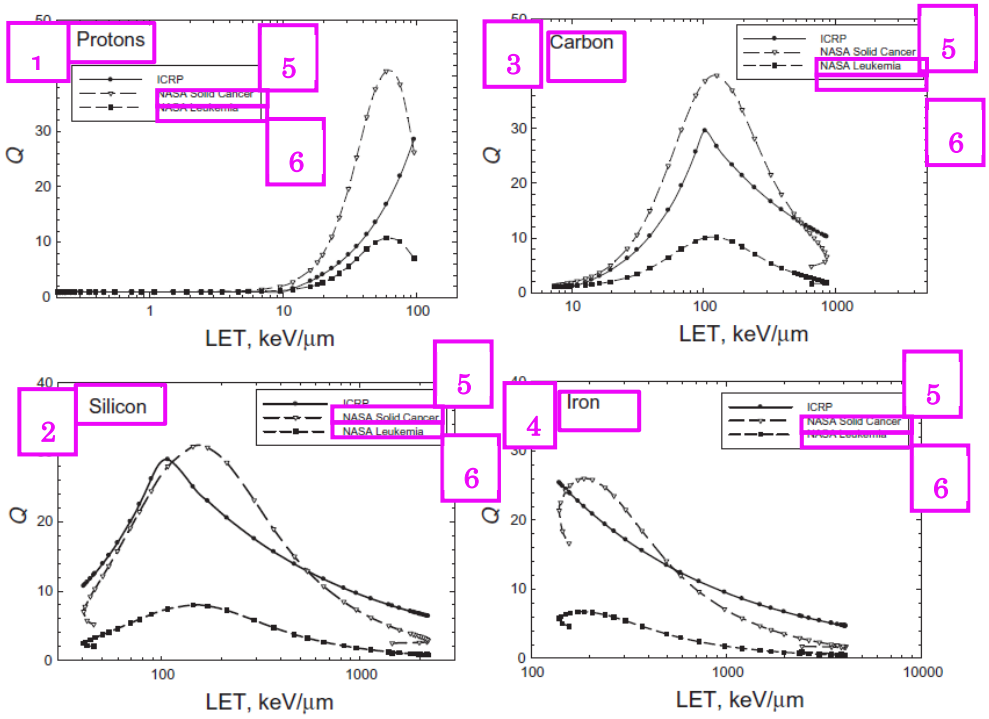


図 3.14　陽子及び炭素・ケイ素・鉄の各原子核に対する, ICRP（1991）によって定義された線質係数（*Q*）の線エネルギー付与（LET）依存性, と米国航空宇宙局（NASA）によって提案され（Cucinotta, 2011）固形がんまたは白血病の相対リスクを考慮して異なる形で定義された線質係数の線エネルギー付与依存性

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 et al.,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	実験実施について実績のある機関	測定パラメータ
DOSTEL シリコンテレスコープ型検出器	Beaujean et al. (1999); Reitz et al. (2005)	クリスティアン・アルブレヒト大学キール，ドイツ航空宇宙センター（ドイツ，ケルン）	線エネルギー付与（LET）分布，吸収線量，線量当量
シリコンシンチレータ装置	Reitz et al. (2009)	クリスティアン・アルブレヒト大学キール，ドイツ航空宇宙センター，（ドイツ，ケルン）	吸収線量，中性子線量，臓器線量
LIULIN シリコン検出器	Dachev et al. (2002, 2006, 2011)	太陽地球影響研究所）ブルガリア）	吸収線量，線量率
ALTCRISS シリコンストリップ型検出器	Casolino et al. (2007); Semkova et al. (2007)	INFN およびローマ・トルヴェルガダ大学（イタリア，ローマ）	鉄原子核未満の粒子エネルギー分布，LET 分布，線量当量
ALTEA シリコンストリップ型検出器	Narici (2008); Zaconte et al. (2010a,b); Di Fino et al. (2011)		
ボナー球型中性子検出器	Koshiishi et al. (2007)	宇宙航空研究開発機構，（日本）	中性子エネルギー分布および中性子線量

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

機器	参考文献	機関	測定パラメータ
組織等価比例計数管	Badhwar et al. (1994); Johnson et al. (2006)	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
荷電粒子検出器システム（IV-CPDS）	Lee et al. (2007)		LET 分布，粒子エネルギー分布，酸素までの原子存在比
荷電粒子検出器システム（EV-CPDS）			
電離箱（R-16）	Benghin (2008); Lishnevskii et al. (2010)	モスクワ州立大学（ロシア，モスクワ）	吸収線量，線量率
シリコン検出器ユニット（DB8）		ブルガリア宇宙局	吸収線量，線量率
TL システム（PILLE）	Apáthy et al. (2002，2007); Deme et al. (2006)	KFKI（ハンガリー）	吸収線量，線量率
RRMD-III シリコンストリップ・テレスコープ型検出器	Doke et al. (2001)	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

NASA：米国航空宇宙局，LET：線エネルギー付与

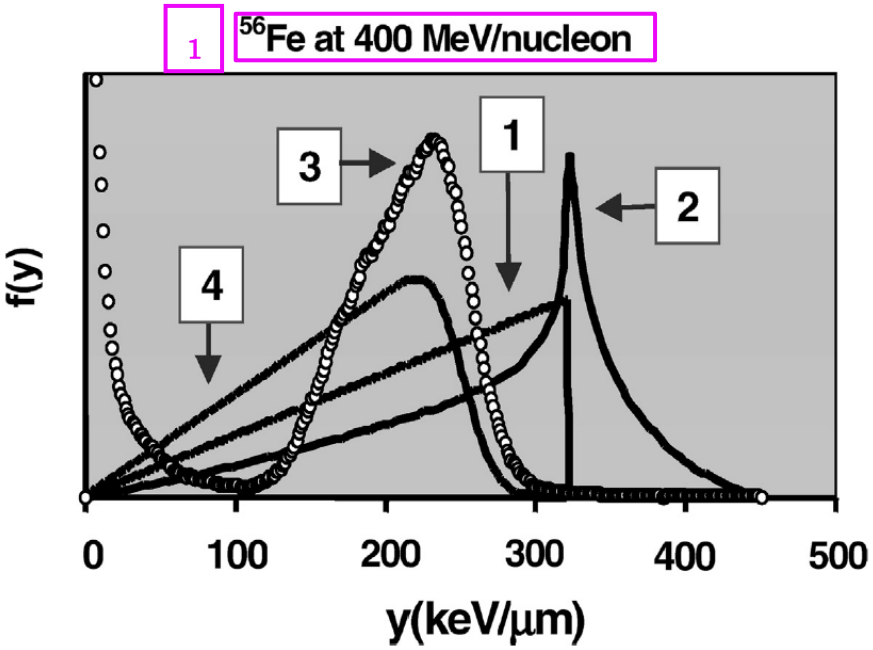


図 4.1　^{56}Fe イオンの均一なフルエンスに対する組織等価比例計数管における線エネルギーの頻度分布 f(*y*)
曲線 1 と 2 は，球形（曲線 1）および円柱形（曲線 2）の検出器における弦長に Fe イオンの線エネルギー付与（LET）を乗じて計算されたもの。曲線 3 は球形検出器による測定結果を示し，曲線 4 はストラグリングについて調整した，制限付の LET，L_{Δ} を用いた計算結果を示す（NCRP，2002）。

1.　　^{56}Fe 400 [MeV/u]

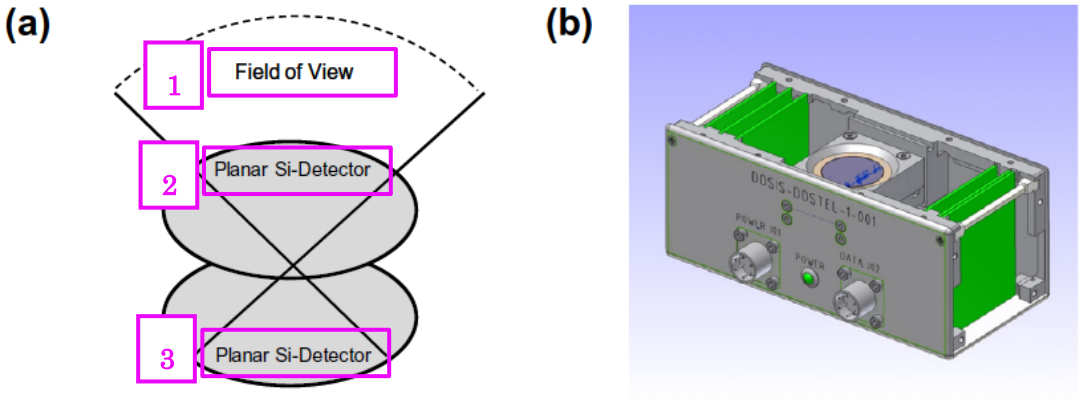


図 4.2　宇宙用に設計された荷電粒子スペクトロメータ DOSTEL の模式図（a，b）（Beaujean et al., 1999; Reitz et al., 2005）

1.　　視野
2.　　平板 Si 検出器
3.　　平板 Si 検出器

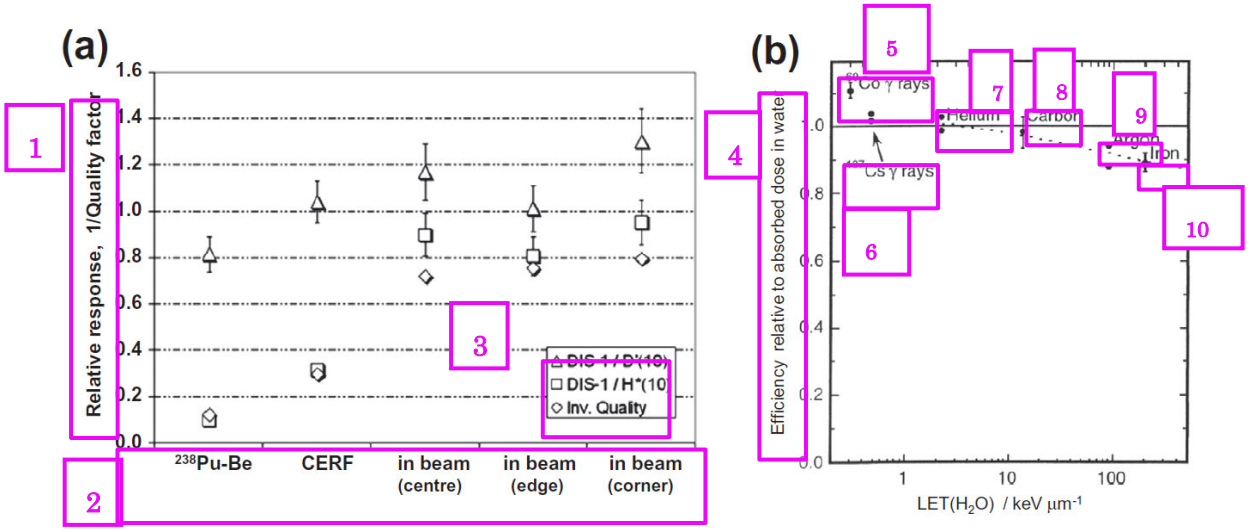


図 4.3　ダイレクトイオンストレージ（DIS-1）線量計の相対応答
(a)　個人線量当量 $H_p(DIS)$の読み値について，組織深さ 10 mm の吸収線量 $D(10)$で正規化されたもの（三角形），および環境線量当量 $H^*(10)$で正規化されたもの（四角形）。線質係数の逆数である $1/Q$ も示した（ひし形）（Otto, 2010）。
(b)　線エネルギー付与［LET (H_2O)］と水中の吸収線量に対する DIS-1 の効率の関係。^{60}Co γ 線，炭素，鉄イオンの各点は，6 回の計測の平均値（1 標準偏差）を表す。3 種類の線量（10 mGy，25 mGy，50 mGy）に対してのそれぞれ 2 回ずつ照射された。^{137}Cs γ 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）。

1.　相対応答，1／線質係数
2.　^{238}Pu-BeCERF　ビーム内（中央）　ビーム内（端）　ビーム内（角）
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.　^{60}Co γ 線
6.　^{137}Cs γ 線
7.　ヘリウム
8.　炭素
9.　アルゴン
10.　鉄

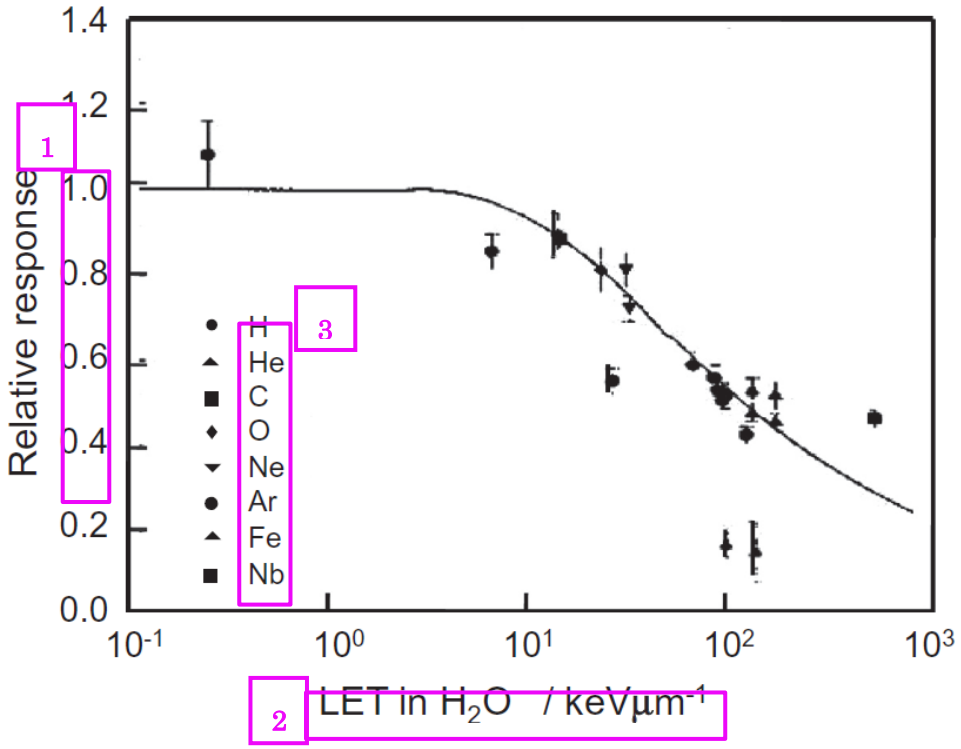


図 4.4　さまざまな荷電粒子に対する熱ルミネセンス検出器（TLD）の相対応答
TLD−700 のピーク 5 の相対応答（^{60}Co γ 線に対する）と，検出器内の平均線エネルギー付与（LET）（水中）を示す（Benton et al., 2000）

1.　　相対応答
2.　　H_2O 中 LET（keV･μm^{-1}）

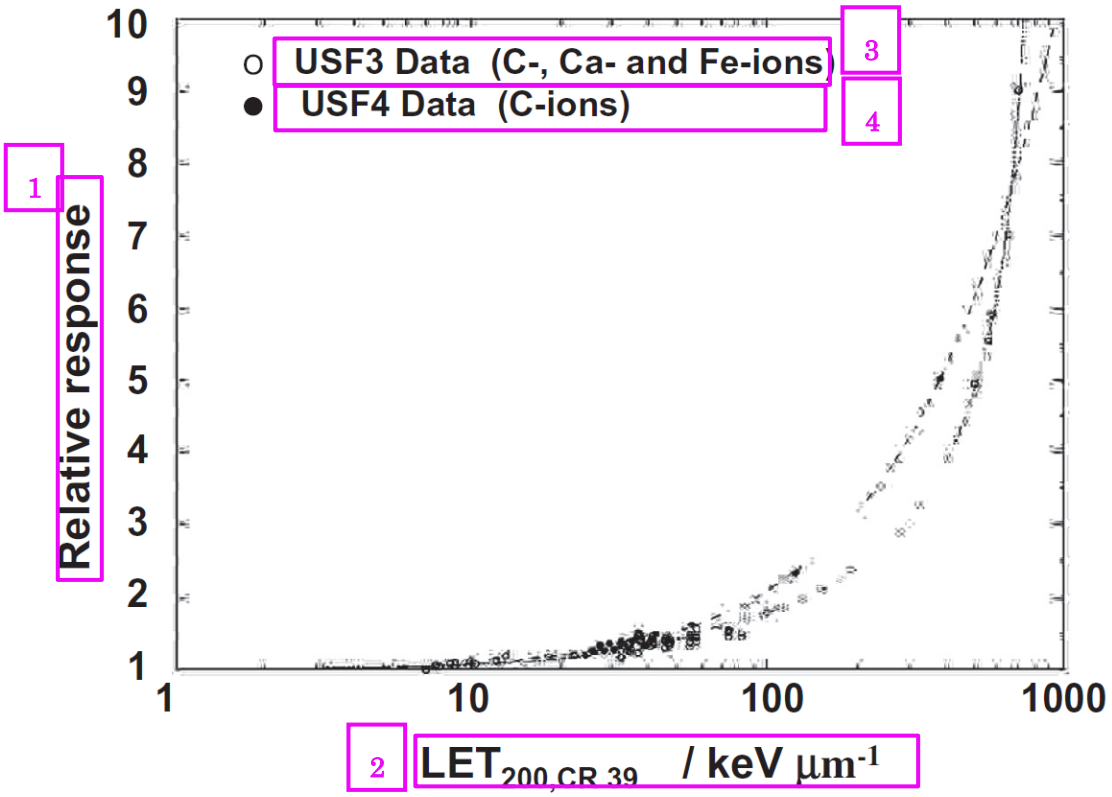
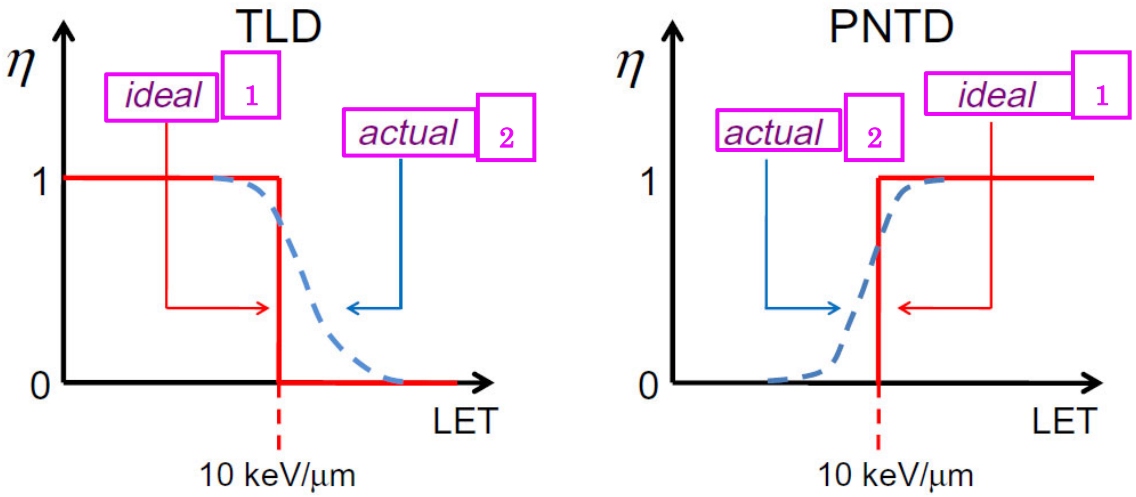


図 4.5　ポリアリルジグリコールカーボネート（CR−39®）の制限付線エネルギー付与 LET_{200} に対する相対応答（Keegan, 1996）

1. 相対応答
2. $LET_{200, CR39}$（keV･µm^{-1}）
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
2.　　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	重反跳核	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	標的核または入射核の 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	入射核破砕	中等度の LET，飛程長い
核子－原子核	重イオン	標的核破砕	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	入射核のエネルギーが 500MeV/u を超える場合の標的核反応	深い透過（>50 g･cm^{-2}）

LET：線エネルギー付与

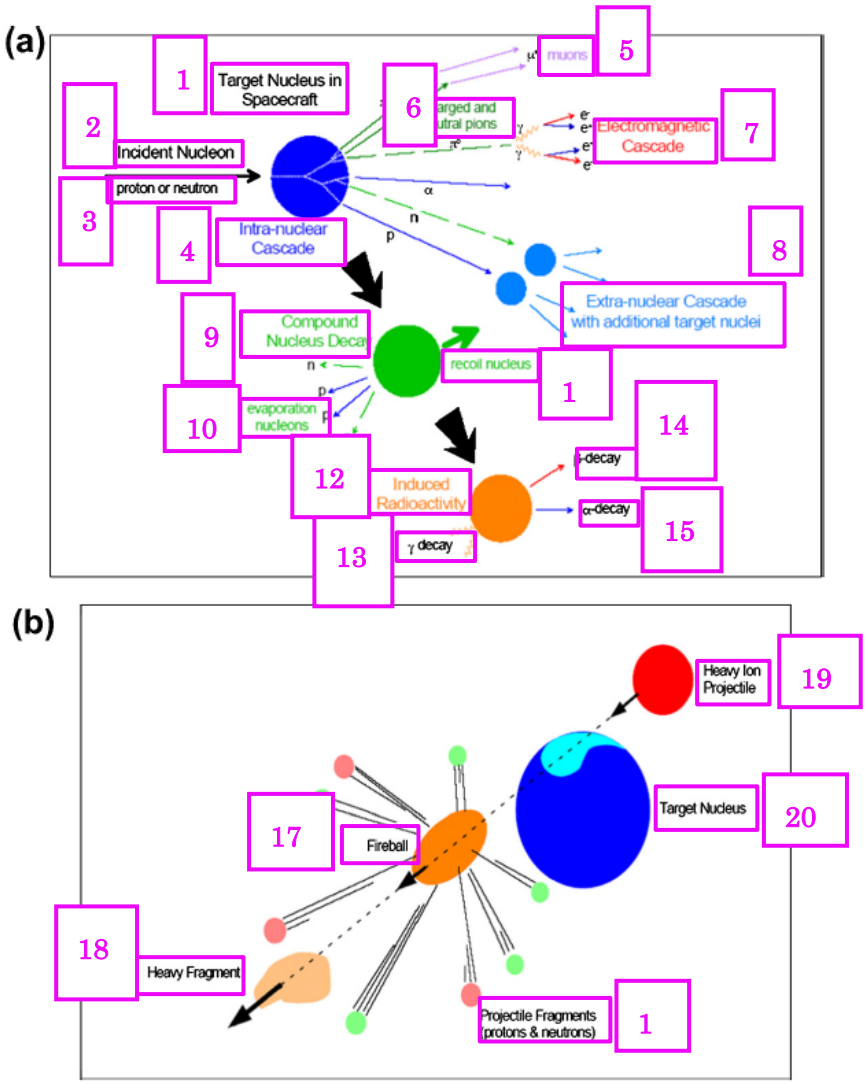


図 5.1　（a）高エネルギー入射核子と標的核との反応の模式図（ICRU,. 1978）（b）相対論的な重イオンと標的核との反応の模式図（Miller, 1997）

1．宇宙機内の標的核　　2．入射核子　　3．陽子または中性子　　4．核内カスケード

5．ミュー粒子　　6．荷電パイ中間子　　7．電磁カスケード

8．追加標的核を伴う核外カスケード　　9．複合核壊変　　10．蒸発核子　　11．反跳核

12．誘導放射能　　13．γ 壊変　　14．β 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

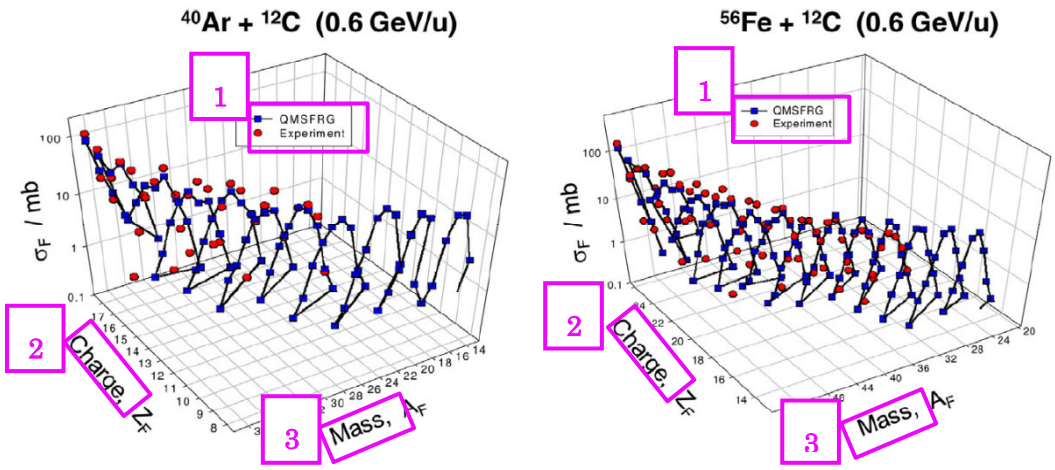


図 5.2　QMSFRG モデル（Cucinotta et al., 2006）と実験結果との比較：0.6GeV/u の ^{12}C を ^{40}Ar に入射させた場合の破砕片の同位体分布（左側パネル）および 0.6GeV/u の ^{12}C を ^{56}Fe に入射させた場合の破砕片の同位体分布（右側パネル）

1. QMSFRG
   実験
2. 電荷数
3. 質量数

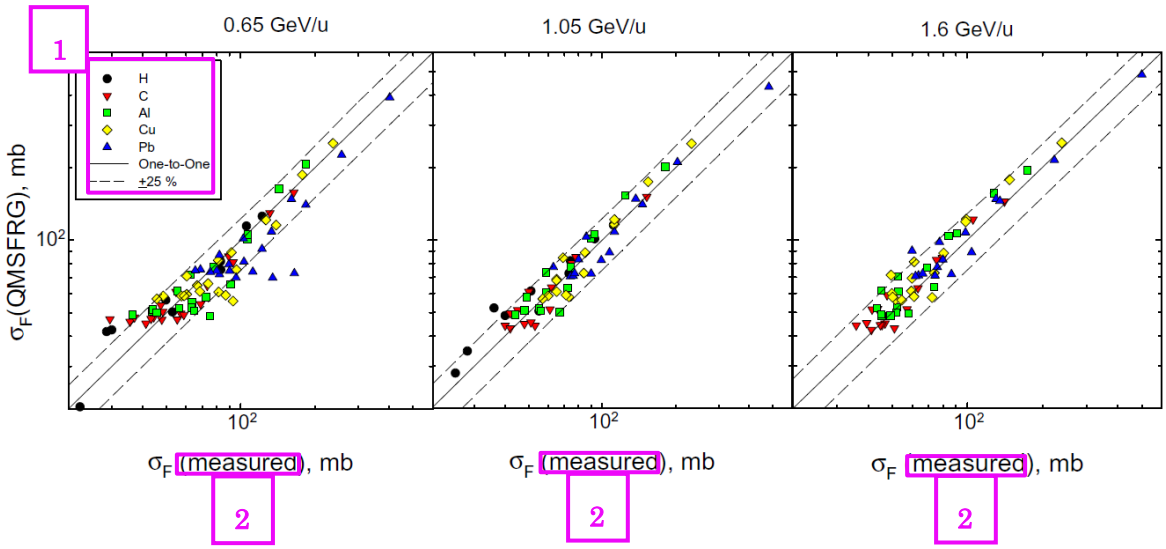


図 5.3　さまざまなエネルギーの ^{56}Fe 入射粒子と複数の標的核との相互作用に対する破砕断面積に関する実験と QMSFRG モデルの比較（Cucinotta et al., 2006）
破線は実験データの±25%の範囲を示す。

1. 水素
   炭素
   アルミニウム
   銅
   鉛
   1 対 1 関数
   ±25%範囲
2. （実験）

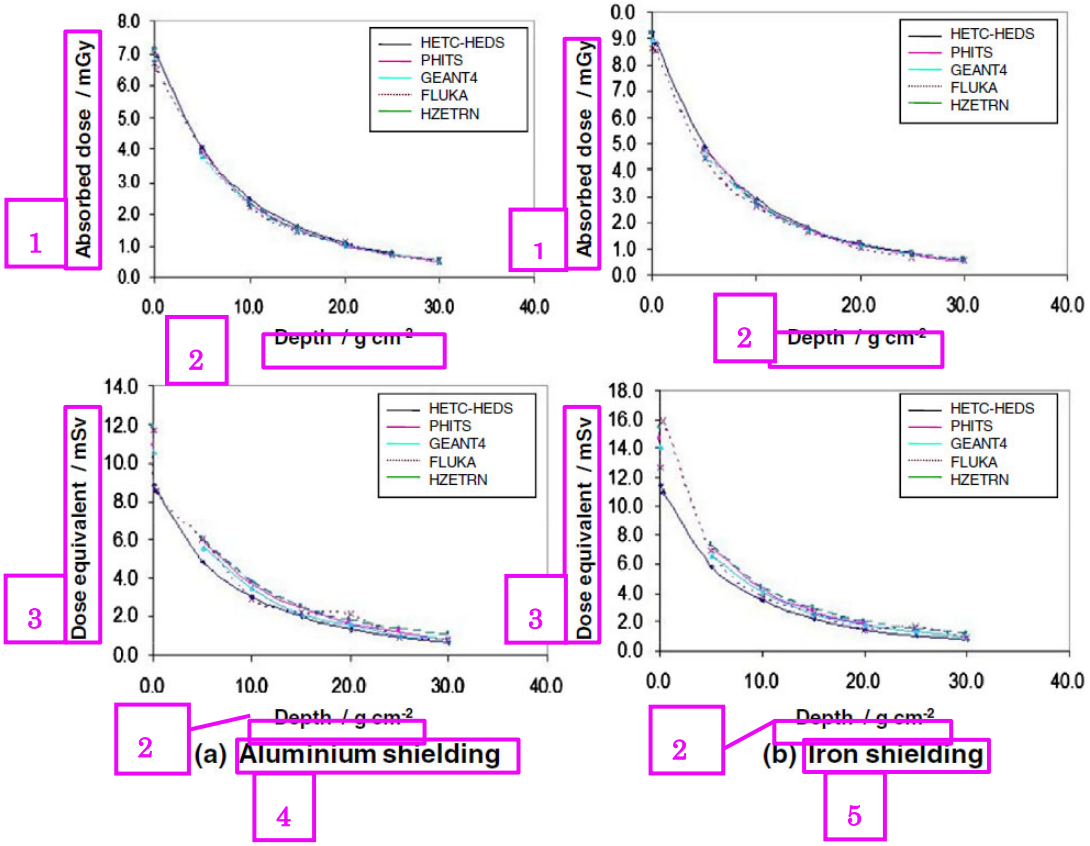


図 5.4　アルミニウムおよび鉄遮蔽における太陽粒子現象時の吸収線量と線量当量の深部線量分布に係る輸送コードの相互比較（Wilson, 2009）

1. 吸収線量（mGy）
2. 深さ（g･cm^{-2}）
3. 線量当量（mSv）
4. （a）アルミニウム遮蔽
5. （b）鉄遮蔽

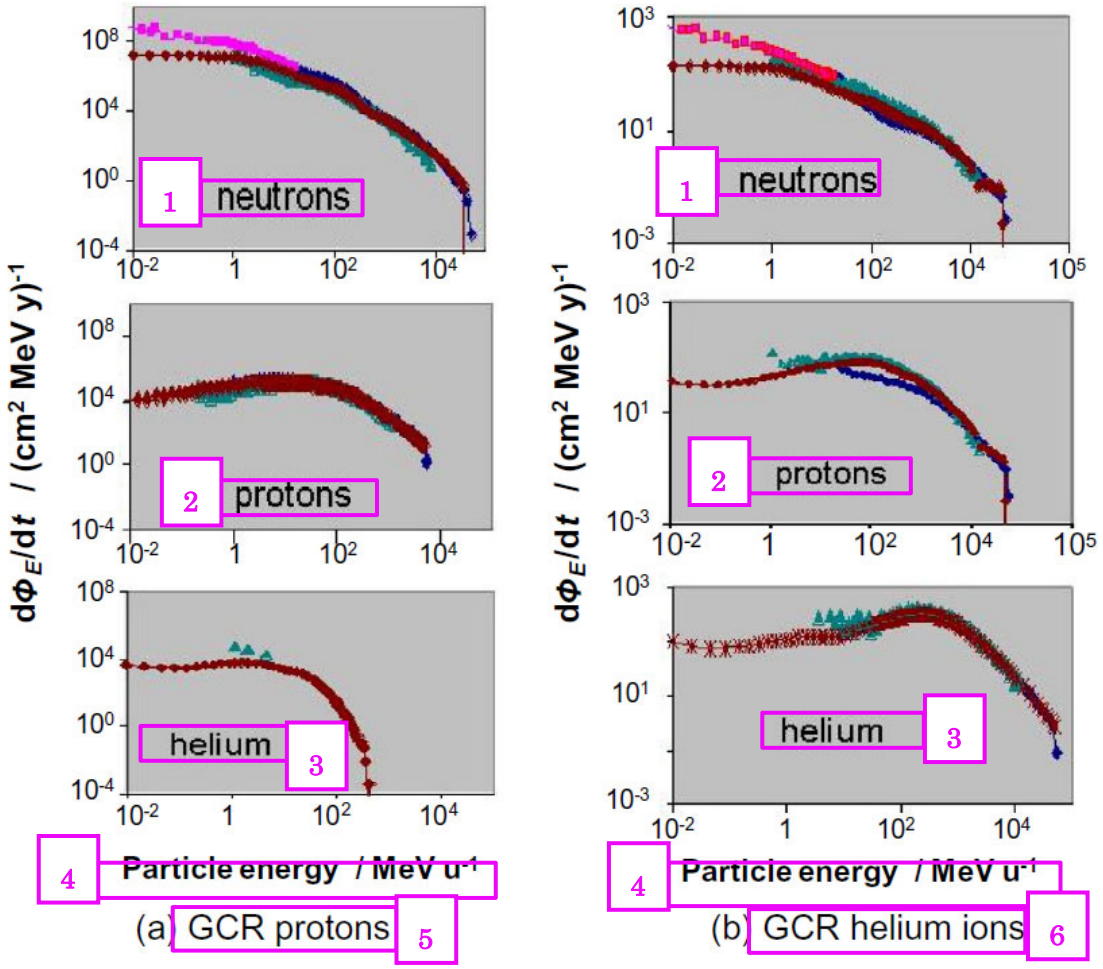


図 5.5　さまざまな輸送コードで計算された，太陽活動極小期の銀河宇宙放射線からの軽イオンのエネルギー分布（フルエンス率のエネルギー分布，$d\Phi_E/dt$）の相互比較（Heinbockel et al.）
◆：HETC-HEDS,　▲：FLUKA,　◆，＊：HZETRAN2006

1.　　中性子
2.　　陽子
3.　　ヘリウム
4.　　粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）
5.　　（a）GCR 陽子
6.　　（b）GCR ヘリウムイオン

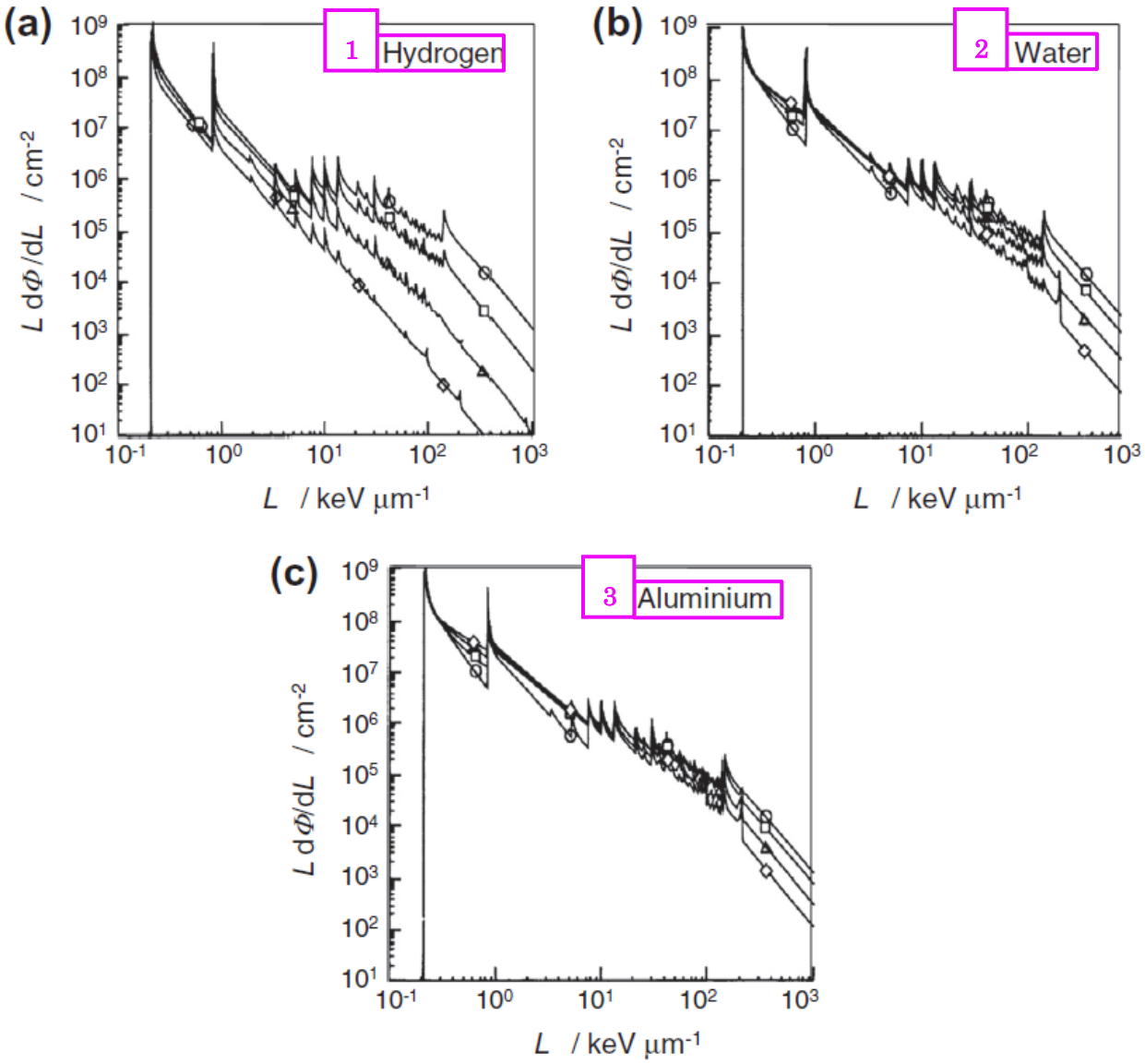


図 5.6　液体水素（a），水（b），アルミニウム（c）の遮蔽量の違いによる，HZETRN コードで計算した宇宙における粒子フルエンスの線エネルギー付与（L）分布（Wilson et al., 1995c）
○：遮蔽なし，□：遮蔽厚 5g･cm^{-2}，△：遮蔽厚 15g･cm^{-2}，◇：遮蔽厚 30g･cm^{-2}

1. 水素
2. 水
3. アルミニウム

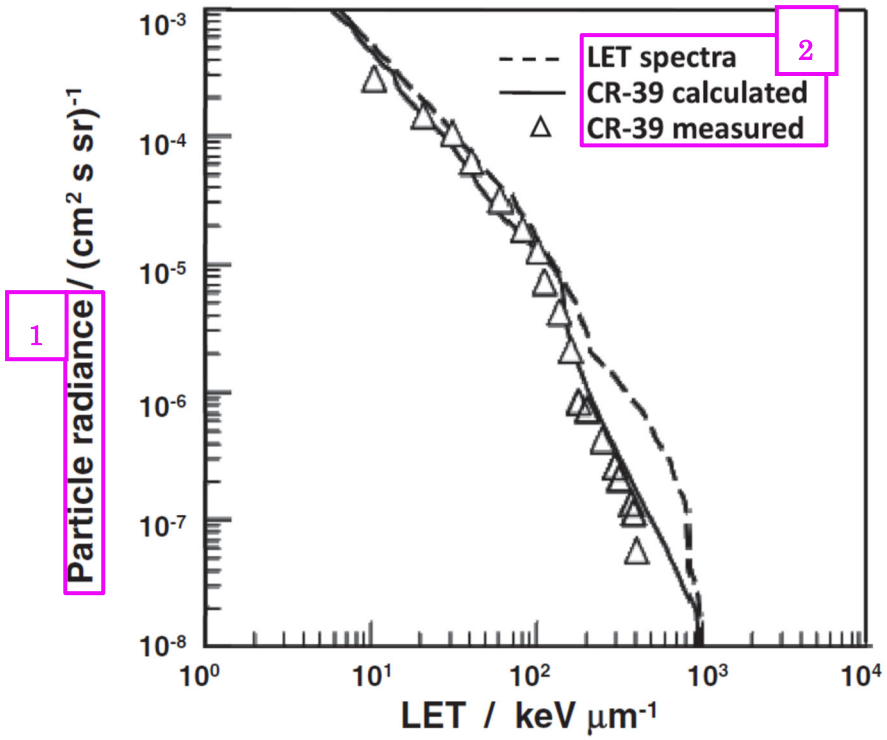


図 5.7　スペースシャトルミッションにおいてエッチング型飛跡検出器で測定した粒子ラジアンスの線エネルギー付与（LET）分布と，モデル計算による LET 分布の比較（Wilson et al., 1994b; Shinn et al., 1998）

1. 粒子ラジアンス
2. LET スペクトル
   CR-39 計算値
   CR-39 測定値

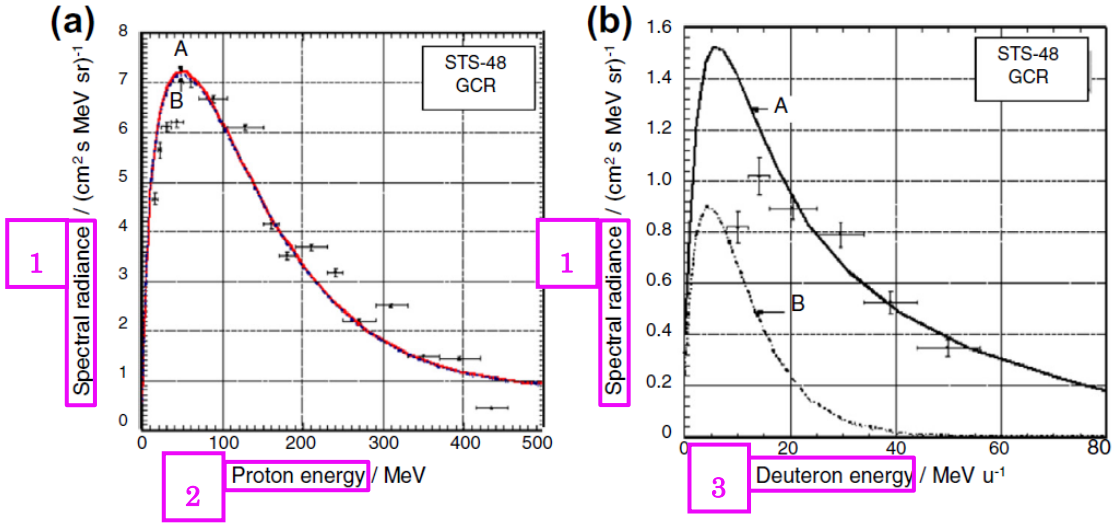


図 5.8　スペースシャトル飛行 STS-48 における，銀河宇宙放射線（GCR）からの二次陽子（a）および二次重陽子（b）の粒子ラジアンスのエネルギー分布の計算値（HZETRN コード）と測定値の比較（Badhwar et al., 1995）
陽子および重陽子ラジアンスについて，（a）陽子および中性子誘発反応からのノックアウト粒子を含む場合，（b）そのような寄与を含まない場合。

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

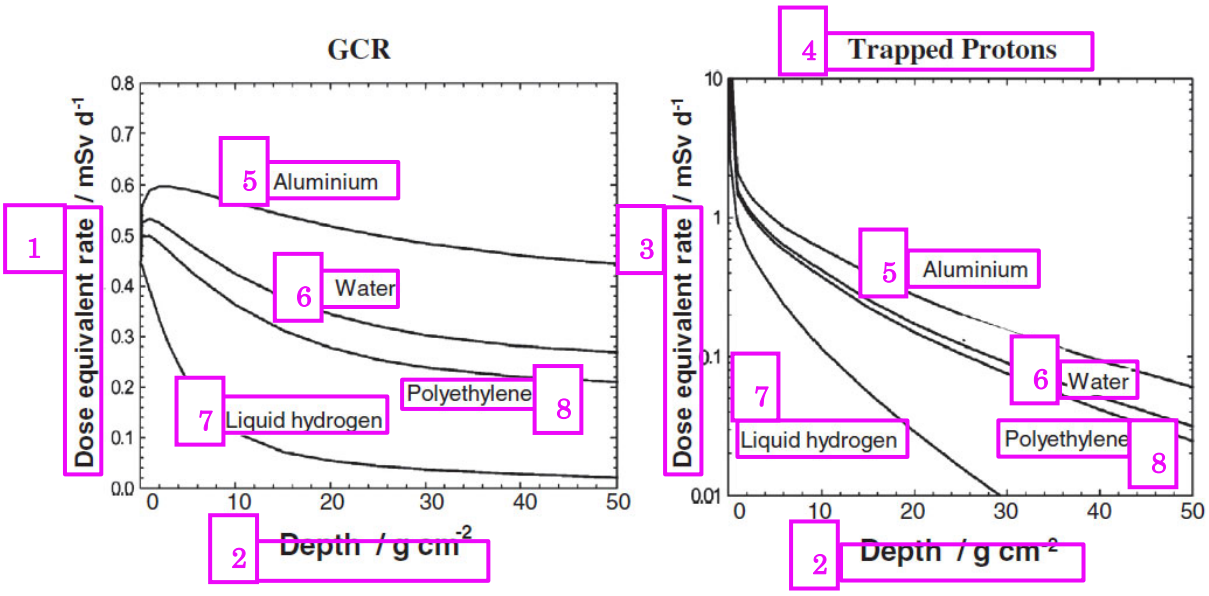


図 5.9　銀河宇宙放射線（GCR）および捕捉陽子による、太陽活動極小期における国際宇宙ステーション軌道上での組織線量当量率の計算値とさまざまな遮蔽材料の遮蔽厚の関係（Cucinotta et al., 2000b）

1．3.　線量当量率
2.　厚さ（$g \cdot cm^{-2}$）
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

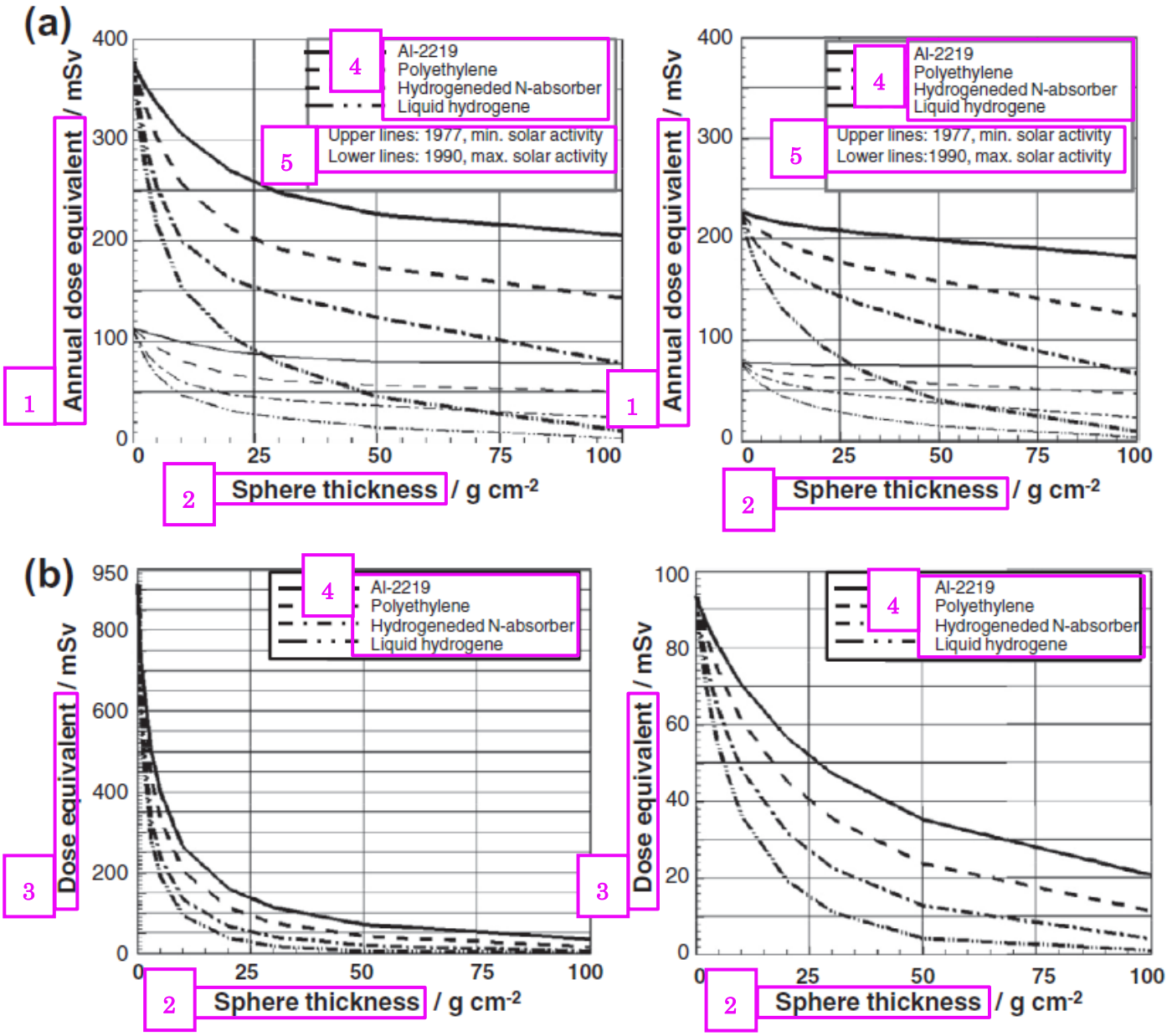


図 5.10　月（左）と火星（右）の表面における，銀河宇宙放射線（GCR）（a），および 1989 年 9 月の SPE の 4 倍のフルエンスを持つ最悪の太陽粒子現象（SPE）（b）に対する，さまざまな遮蔽材料における線量当量と遮蔽厚の関係（Wilson et al., 2001）

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
5. 上側の線：太陽活動極小期，1977 年
   下側の線：太陽活動極大期，1990 年

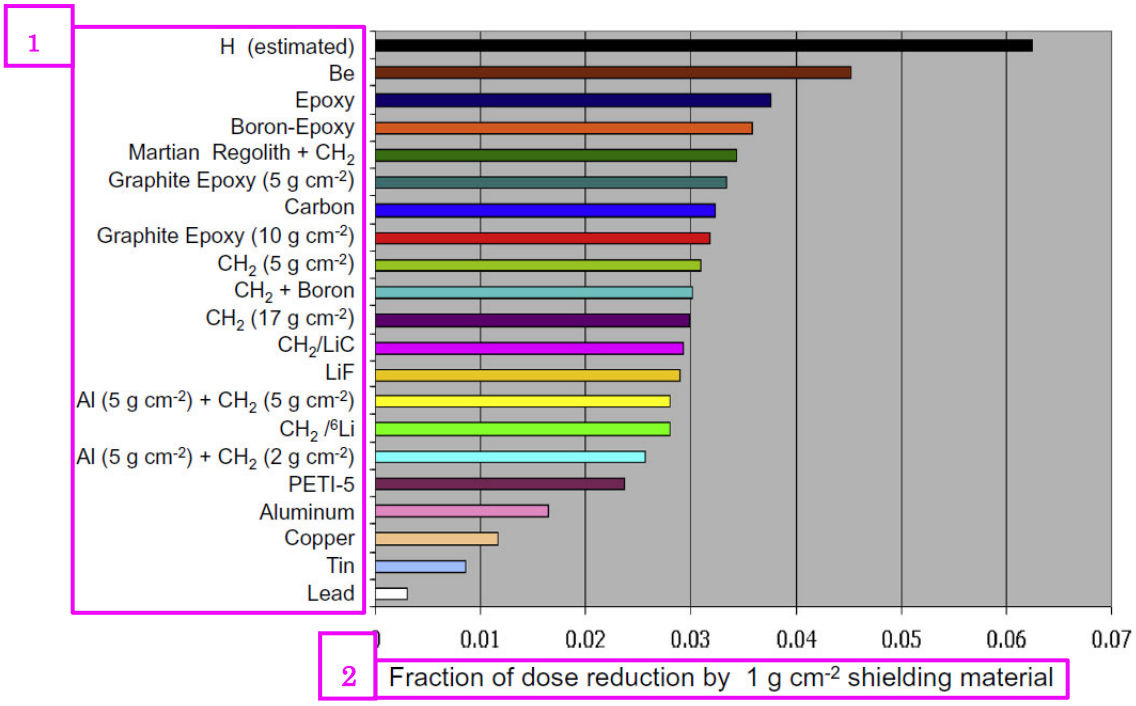


図 5.11　さまざまな遮蔽材料に 1067 MeV/u の Fe 粒子を入射させた場合の 1g･cm⁻² の厚さの遮蔽体による人体線量の低減率（Zeitlin et al., 2006）

1. 水素（推定）　ベリリウム　エポキシ　ボロン—エポキシ
   火星レゴリス＋CH_2　グラファイトエポキシ（5 g･cm⁻²）　炭素
   グラファイトエポキシ（10 g･m⁻²）　CH_2（5 g･m⁻²）　CH_2＋ボロン
   CH_2（17 g･m⁻²）　CH_2/LiC LiF　Al（5 g･cm⁻²）+CH_2（5 g･cm⁻²）
   CH_2/⁶Li Al（5 g･m⁻²）+CH_2（2 g･m⁻²）　PETI-5　アルミニウム　銅　錫　鉛
2. 遮蔽の厚さ 1 g･m⁻² あたりの線量低減率

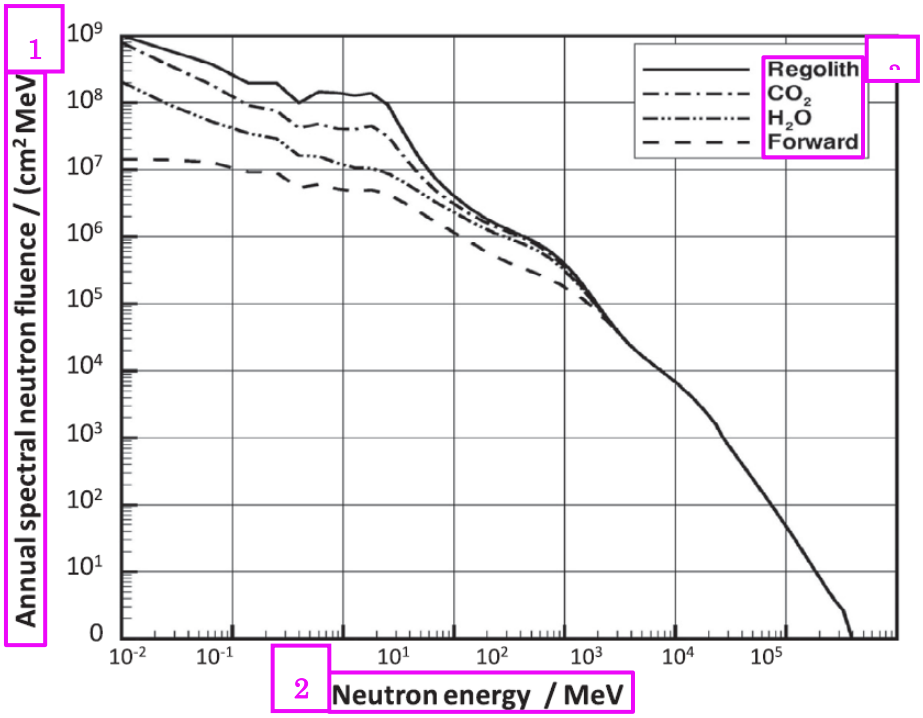


図 5.12　HZETRN で計算した火星表面上の中性子フルエンスのエネルギー分布で，銀河宇宙放射線によって，火星大気中で生成された前方向の成分と，火星表面の各組成からのアルベド成分の年間寄与を示したもの（Wilson et al.，2004）

1. 年間中性子フルエンススペクトル
2. 中性子エネルギー（MeV）
3. レゴリス
   CO_2
   H_2O
   前方向

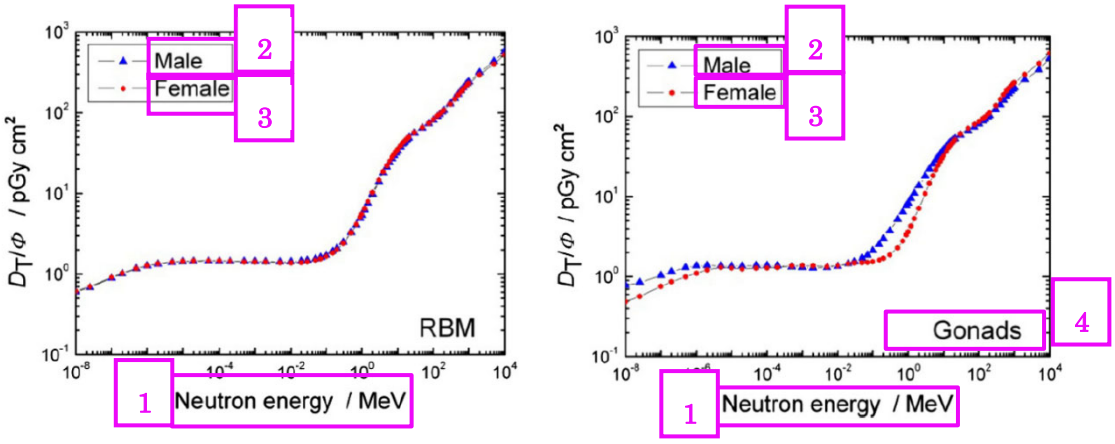


図 6.1　成人男性および女性の標準ファントム（ICRP, 2010）への等方照射について，中性子エネルギーに対する赤色骨髄（RBM，左）および生殖腺（右）のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

1.　　中性子エネルギー（MeV）
2.　　男性
3.　　女性
4.　　生殖腺

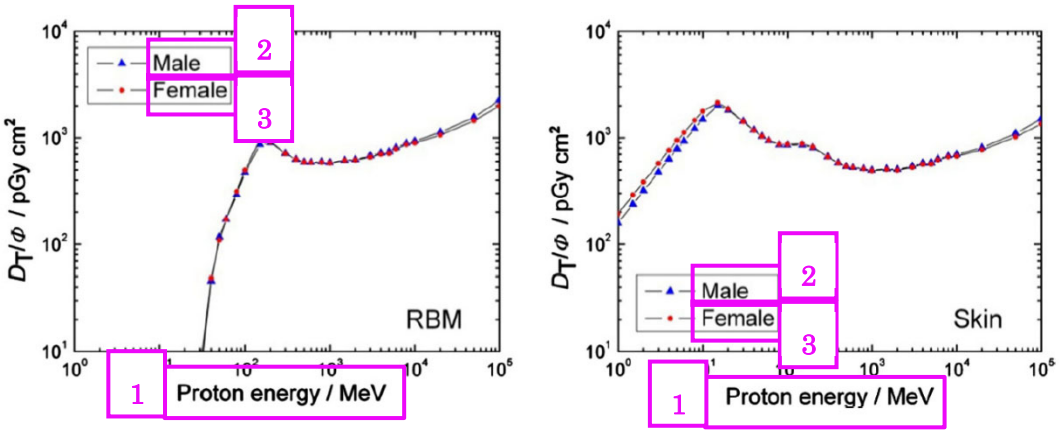


図 6.2　成人男性および女性の標準ファントム（ICRP, 2010）への等方照射について，陽子エネルギーに対する赤色骨髄（RBM，左）および皮膚（右）のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

1. 陽子エネルギー（MeV）
2. 男性
3. 女性
4. 皮膚

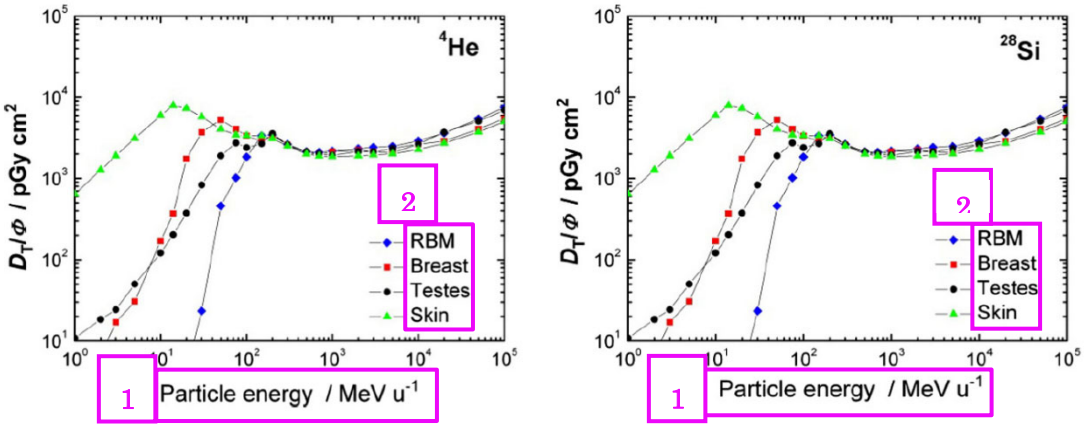


図 6.3　成人男性の標準ファントムへの ^{4}He イオン（左）および ^{28}Si イオン（右）の等方照射について，粒子エネルギーに対するさまざまな組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

1.　粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）
2.　赤色骨髄
　　乳房
　　精巣
　　皮膚

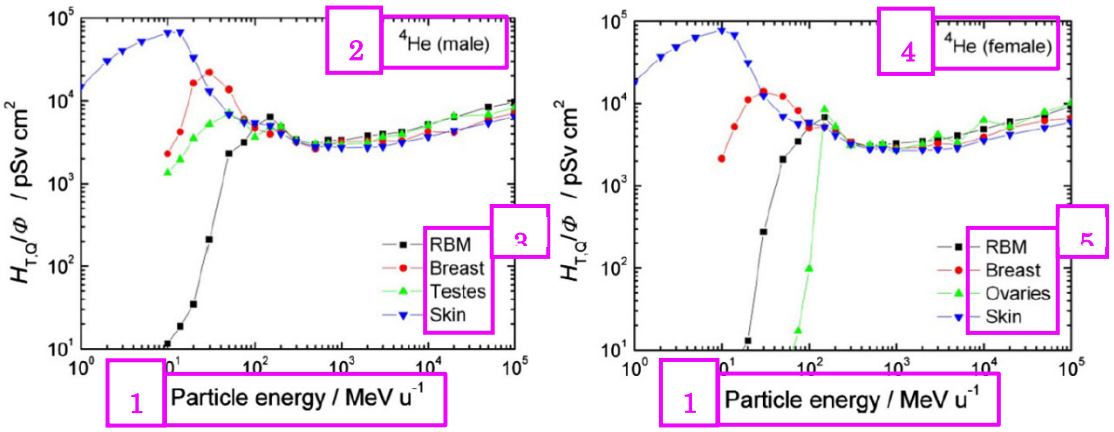


図 6.4　成人男性（左）および成人女性（右）の標準ファントムへの ^{4}He イオンの等方照射について，粒子エネルギーに対するさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数

1. 粒子エネルギー（MeV・u^{-1}）
2. ^{4}He（男性）
3. 赤色骨髄
   乳房
   精巣
   皮膚
4. ^{4}He（女性）
5. 赤色骨髄
   乳房
   卵巣
   皮膚

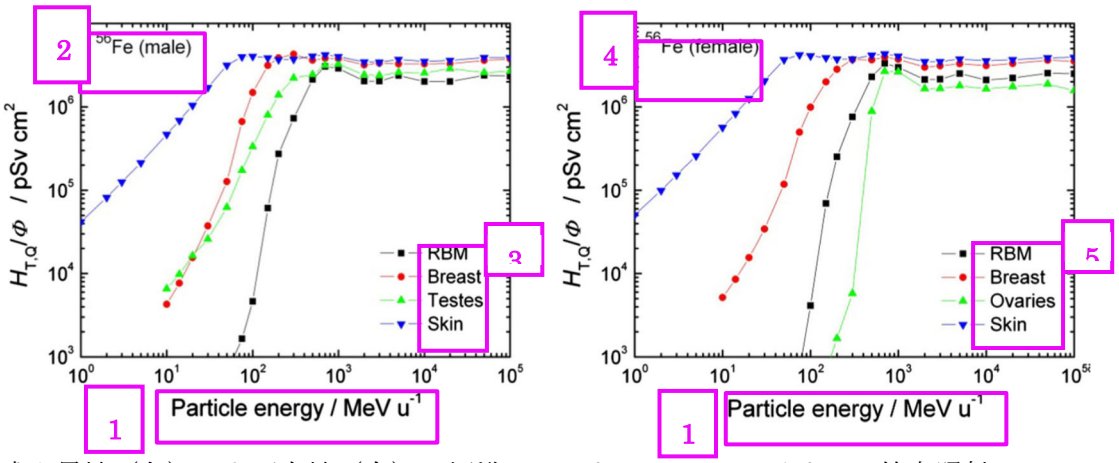


図 6.5　成人男性（左）および女性（右）の標準ファントムへの ^{56}Fe イオンの等方照射について，粒子エネルギーに対するさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数

1. 粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）
2. ^{56}Fe（男性）
3. 赤色骨髄
   乳房
   精巣
   皮膚
4. ^{56}Fe（女性）
5. 赤色骨髄
   乳房
   卵巣
   皮膚

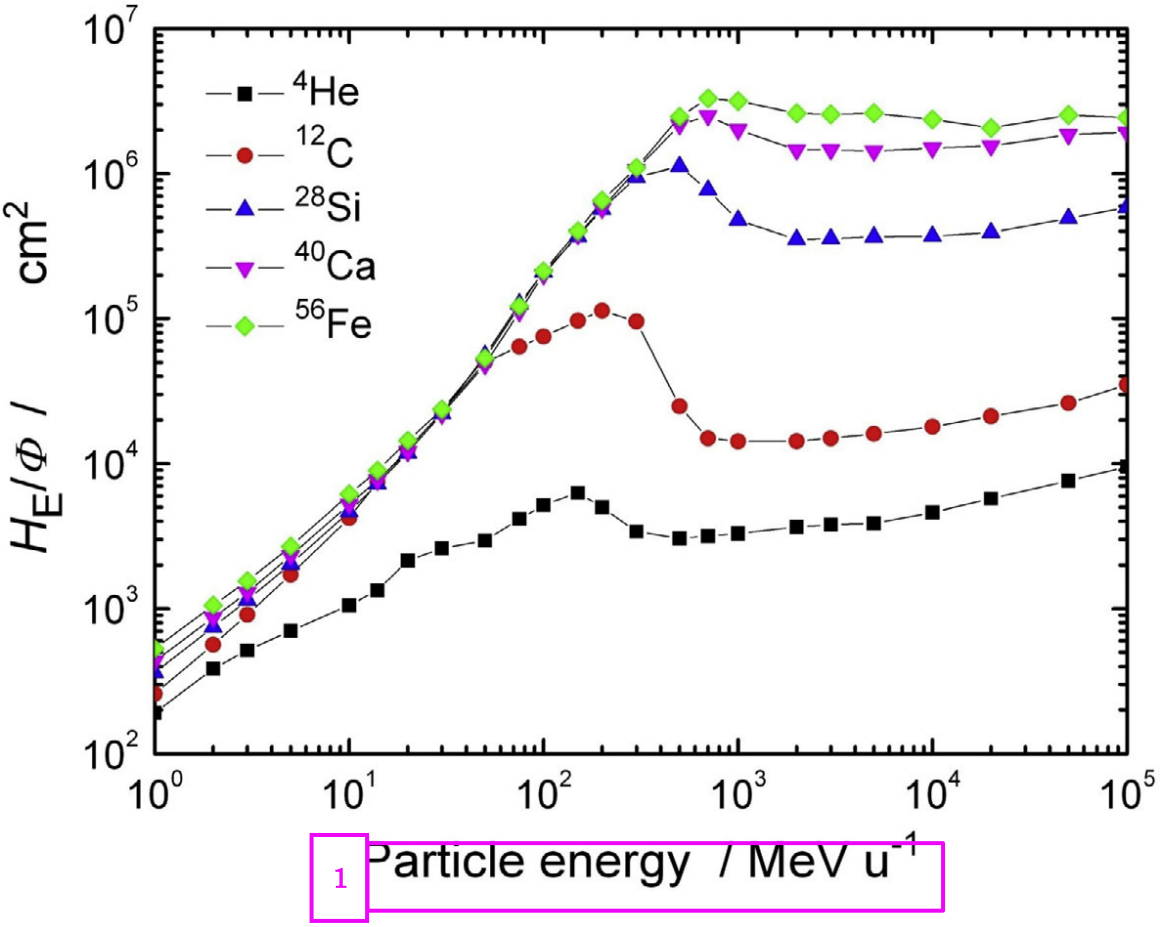


図 6.6　成人男性の標準ファントムへのいくつかの粒子の等方照射について，粒子エネルギーに対するフルエンスから実効線量当量への換算係数

1. 粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）

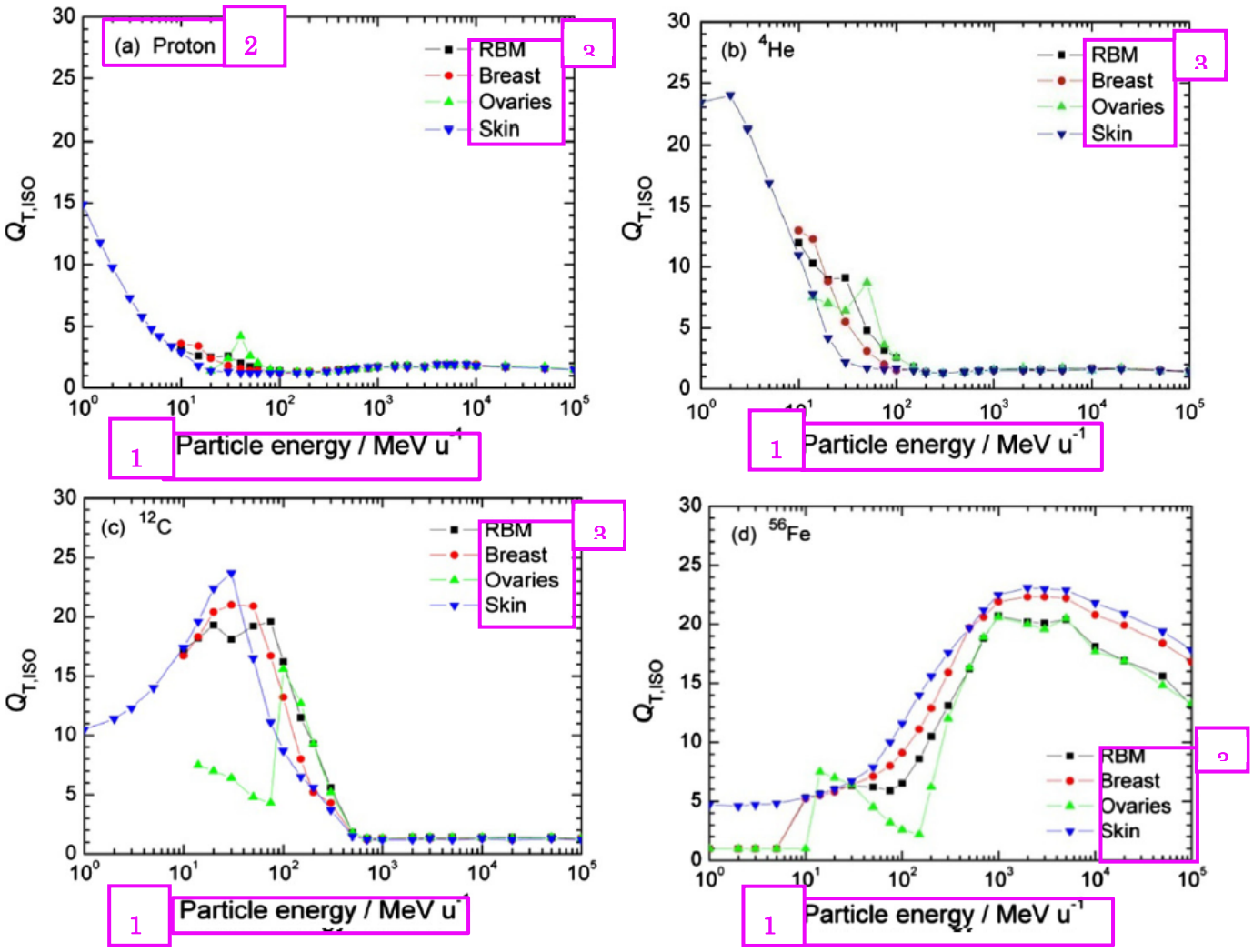


図 6.7　成人女性の標準ファントムのいくつかの組織における（a）陽子，（b）^{4}He，（c）^{12}C および（d）^{56}Fe イオンによる等方被ばくに係る，*Publication 103*（ICRP，2007）で定義された $Q(L)$に基づいて計算された
，粒子エネルギーに対する平均線質係数 $Q_{T,ISO}$。

1.　粒子エネルギー（MeV・u^{-1}）
2　(a)陽子
3.　赤色骨髄
　　乳房
　　卵巣
　　皮膚

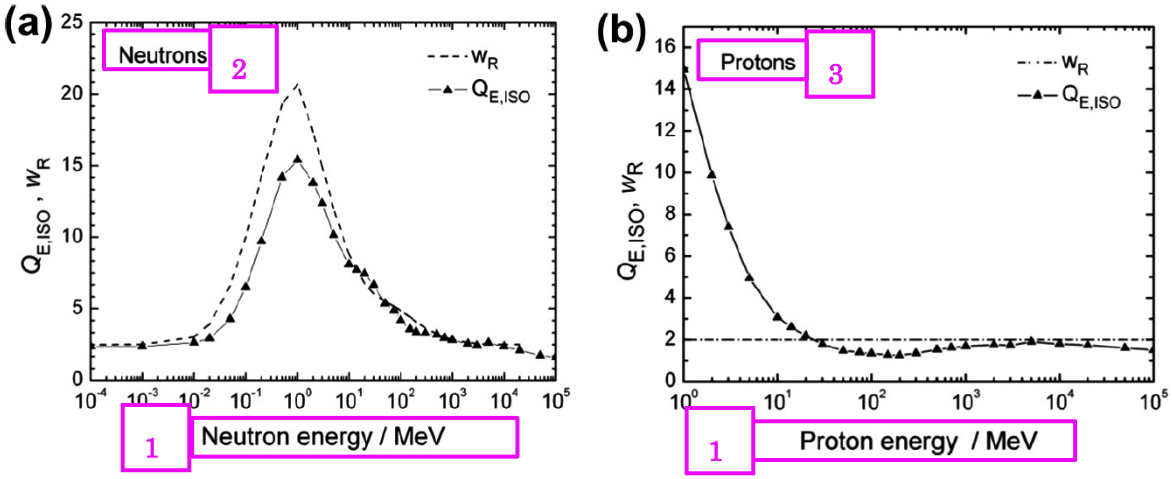


図 6.8　成人男性の標準ファントムの等方被ばくに係る，（a）中性子および（b）陽子エネルギーに対するファントム全体の平均線質係数 $Q_{E,ISO}$
w_R 関数（点線）を併せて示す。

1.　　中性子エネルギー（MeV）
2.　　中性子
3.　　陽子

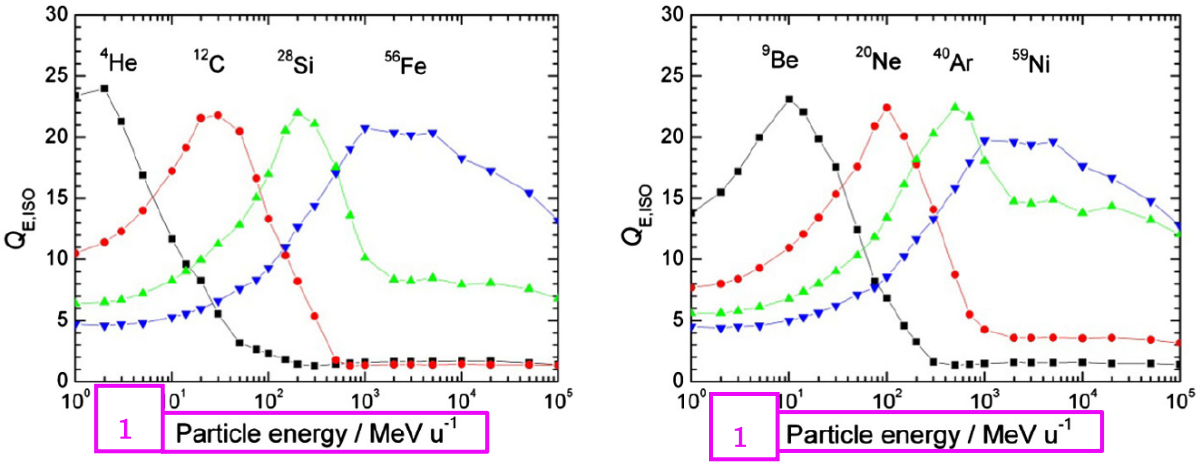


図 6.9　成人男性の標準ファントムのさまざまな粒子の等方被ばくについて，粒子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 $Q_{E,ISO}$

1. 粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）

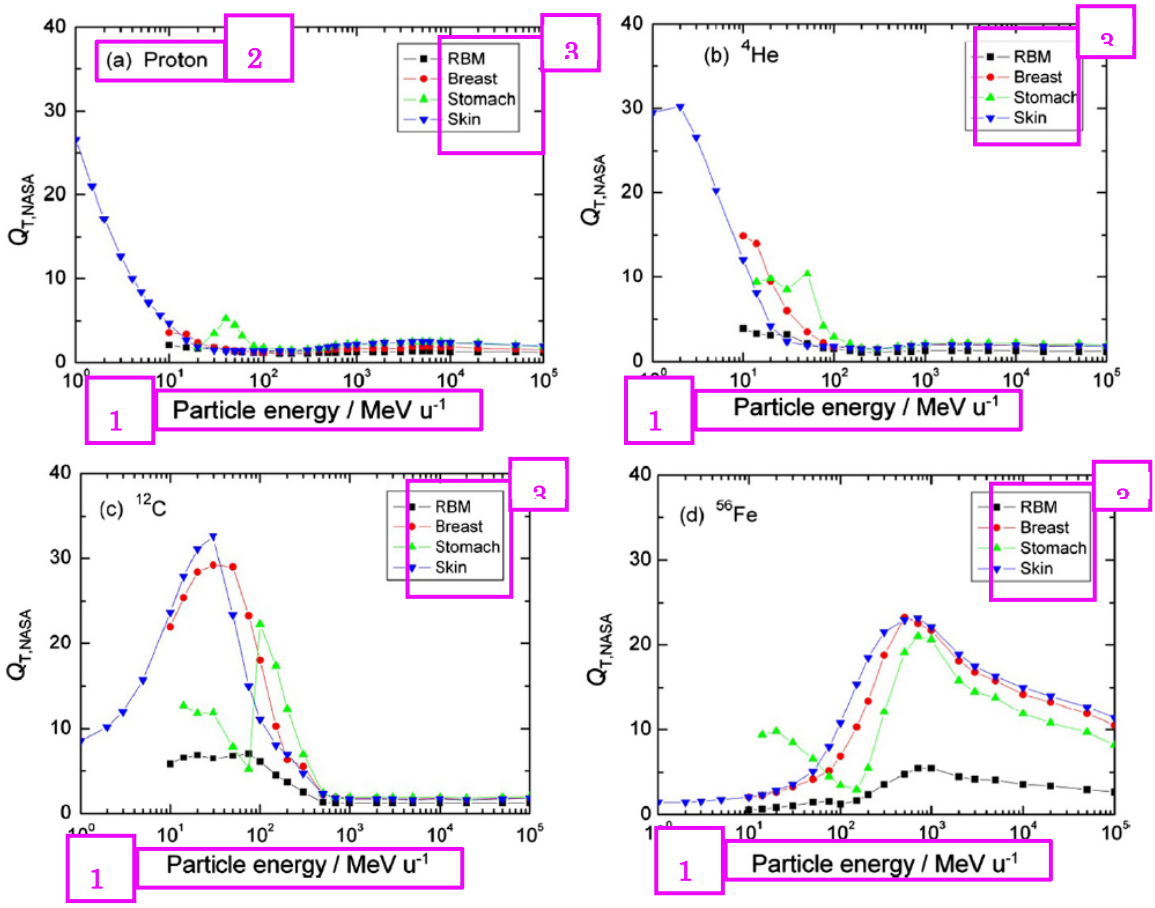


図 6.10　成人女性の標準ファントムのいくつかの組織における，(a) 陽子，(b) ^{4}He，(c) ^{12}C および (d) ^{56}Fe による等方被ばくに係る，米国航空宇宙局（NASA）で提唱された Q の関数に基づて計算された，粒子エネルギーに対する平均線質係数 $Q_{T,NASA}$

1. 粒子エネルギー（MeV・u^{-1}）
2. (a)陽子
3. 赤色骨髄
   乳房
   胃
   皮膚

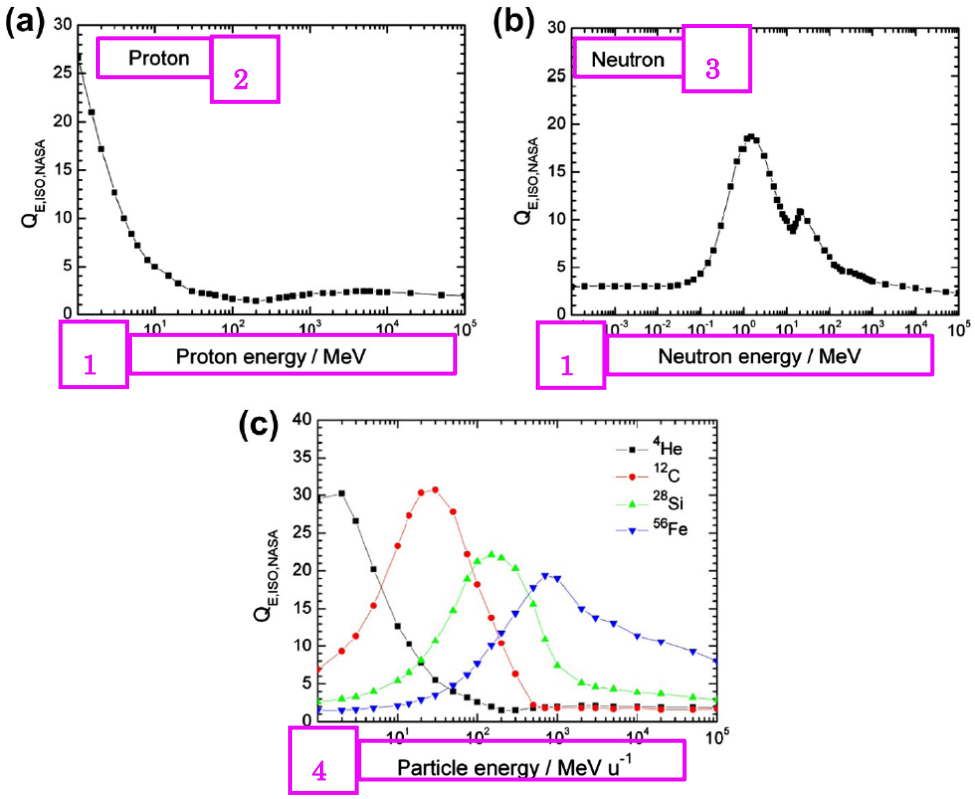


図 6.11　成人女性の標準ファントムの（a）陽子，（b）中性子および（c）さまざまなイオンによる等方被ばくについて，粒子エネルギーに対するファントム全体の平均線質係数 $Q_{\mathrm{E,ISO,NASA}}$

1. 粒子エネルギー（MeV）
2. 陽子
3. 中性子
4. 粒子エネルギー（MeV･u^{-1}）

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[1]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 ± 0.05	4.7	4.4	5.3	18.5
甲状腺	4.0 ± 0.21	4.0	0	4.2	4.9
骨表面	5.2 ± 0.22	4.0	−23.1	4.3	−17.8
食道	3.4 ± 0.49	3.7	8.8	3.6	5.4
肺	4.4 ± 0.76	3.8	−13.6	3.9	−12.3
胃	4.3 ± 0.94	3.6	−16.3	3.5	−17.5
肝臓	4.0 ± 0.51	3.7	−7.5	3.6	−10.7
骨髄	3.4 ± 0.40	3.9	14.7	3.7	9.5
結腸	3.6 ± 0.42	3.9	8.3	3.7	1.9
膀胱	3.6 ±0.24	3.5	−2.8	3.5	−2.3
生殖腺	4.7 ± 0.71	3.9	−17.0	4.2	−10.3
乳房	4.5 ± 0.11	4.5	0	5.2	16.2
残りの組織	4.0 ± 0.57	4.0	0	3.7	−6.5
実効線量当量	4.1 ± 0.22	3.9	4.9	3.9	4.9

[1] 原著では引用されていないが、本データの出典は Cucinotta, F.A., Kim, M.H.Y., Willingham, V. and George, K.A., 2008. Physical and biological organ dosimetry analysis for international space station astronauts. *Radiat. Res.*, *170*(1), 127-138 及び Yasuda, H., 2009. Effective dose measured with a life size human phantom in a low Earth orbit mission. *J. Radiat. Res.*, *50*(2), 89-96

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）

臓器	捕捉放射線による吸収線量率（$mGy \cdot d^{-1}$）		GCR による吸収線量率（$mGy \cdot d^{-1}$）		総吸収線量（$mGy \cdot d^{-1}$）		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

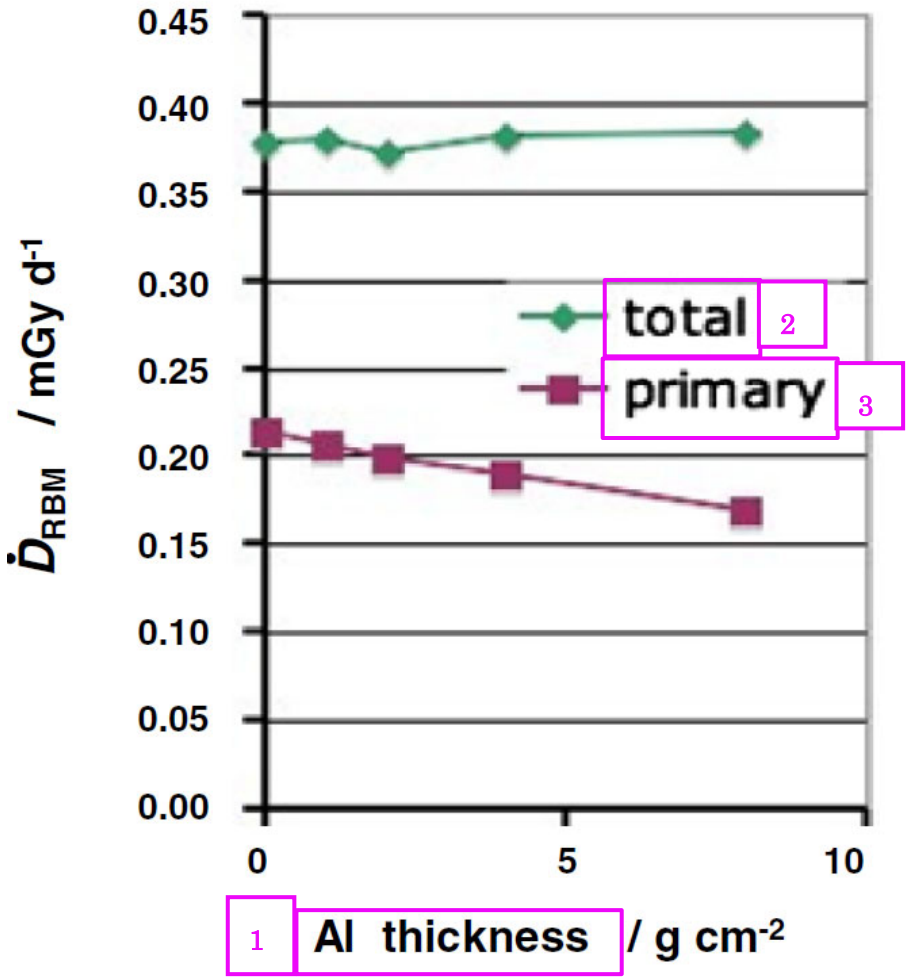


図 6.12　1g･cm^{-2} の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄（RBM）に対する，追加の Al 遮蔽壁の厚さに対する吸収線量率（$\dot{D}_{RBM}$）（Ferrari, 2007）

1. Al 厚
2. 合計
3. 一次成分

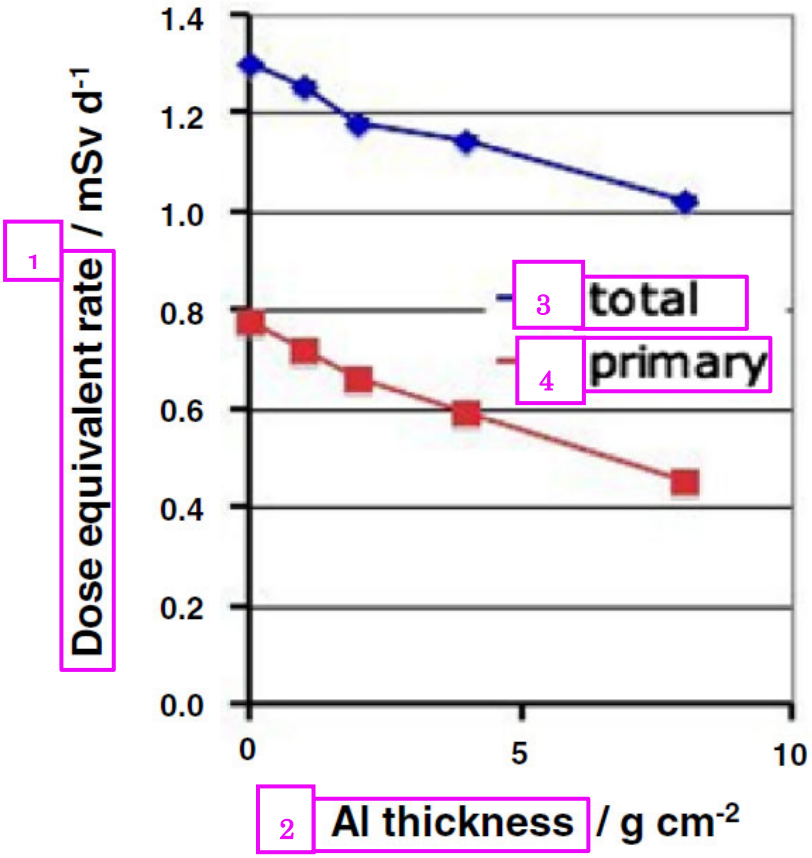


図 6.13　1g･cm^{-2} の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄に対する，追加の Al 遮蔽壁の厚さに対する線量当量率（Ferrari, 2007）

1. 線量当量率
2. Al 厚
3. 合計
4. 一次成分

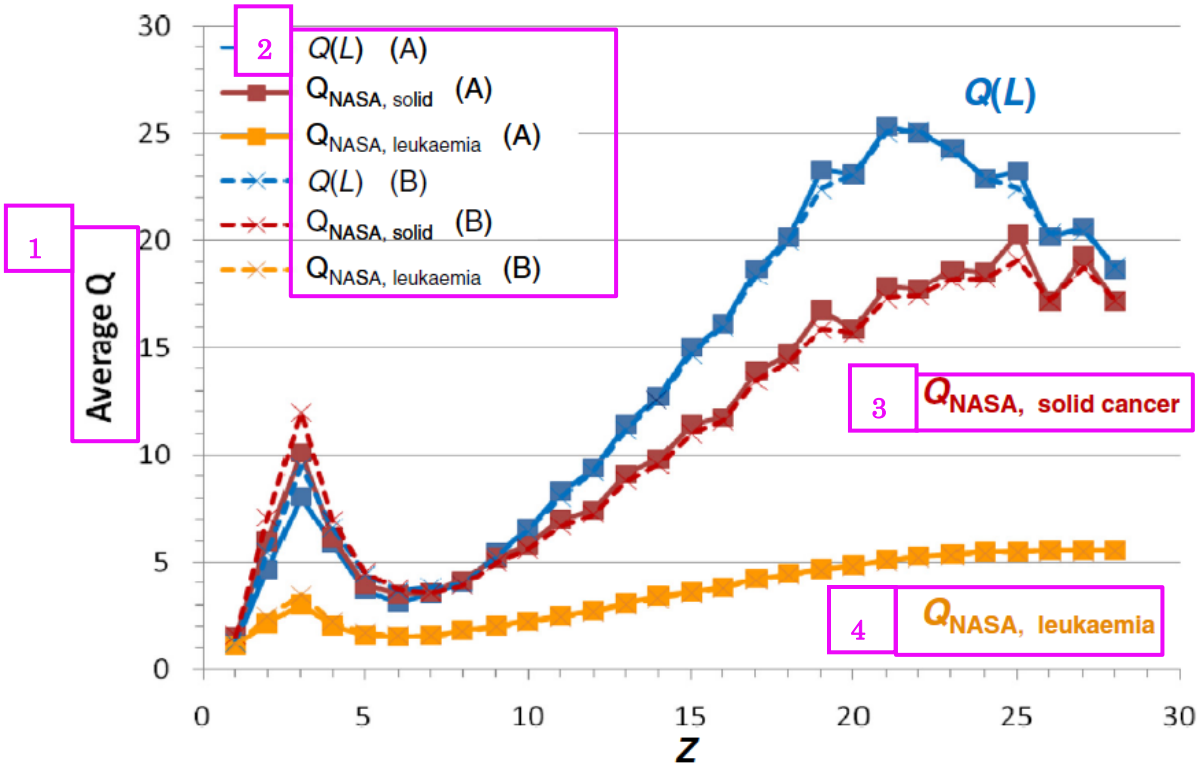


図 6.14　薄い，または厚いアルミニウム遮蔽条件において，ICRP の $Q(L)$関係または NASA の固形がん／白血病に対する線質係数を適用して計算した，一次入射粒子の電荷 Z に対する人体平均線質係数の比較（Cucinotta et al., 2013）
（A）5 g･cm^{-2}Al 遮蔽（B）10 g･cm^{-2}Al 遮蔽

1. 平均 Q
2. $Q(L)$（A）
   $Q_{\text{NASA, 固形がん}}$（A）
   $Q_{\text{NASA, 白血病}}$（A）
   $Q(L)$（B）
   $Q_{\text{NASA, 固形がん}}$（B）
   $Q_{\text{NASA, 白血病}}$（B）
3. $Q_{\text{NASA, 固形がん}}$
4. $Q_{\text{NASA, 白血病}}$

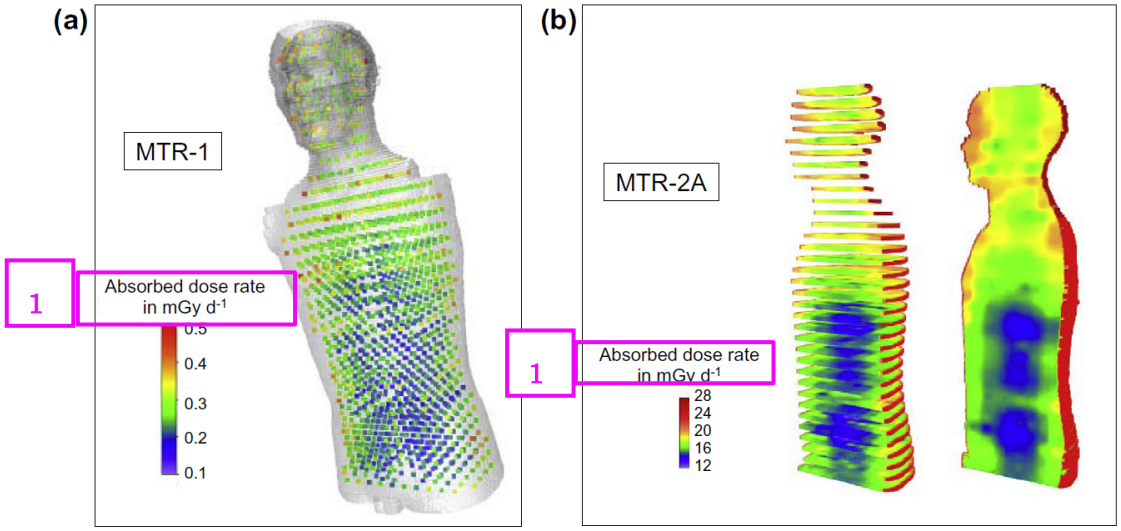


図 6.15　（a）国際宇宙ステーション（ISS）船外の MTR - 1 ミッションにおける，熱ルミネセンス検出器の読み値に基づく MATROSHKA ファントムの吸収線量率分布の測定値（Berger et al., 2012）（b）ISS 船内の MTR - A2 ミッションにおける，ファントム全体にわたる点線量を補間して得られた MATROSHKA の吸収線量率分布（Berger et al., 2012）

1．吸収線量率（$mGy \cdot d^{-1}$）

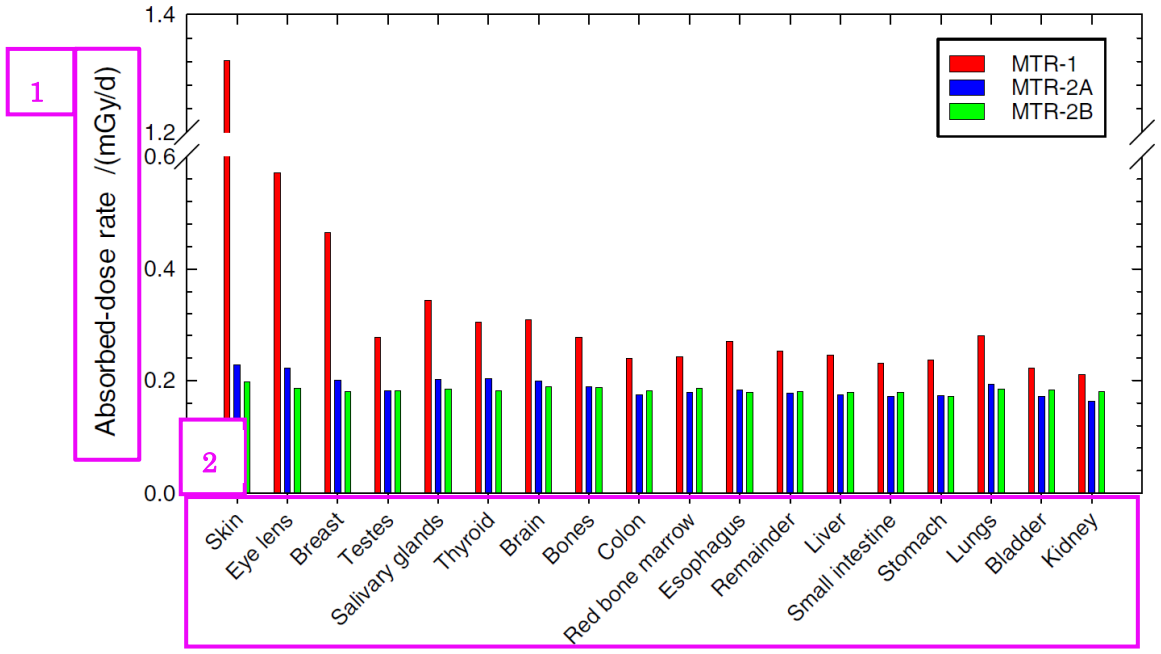


図 6.16　熱ルミネセンス検出器およびプラスチックエッチング型飛跡検出器を用いた測定から得られた，国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントム内の臓器と組織における平均吸収線量率（Reitz, 2012）

1.　　吸収線量率（$mGy \cdot d^{-1}$）
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			

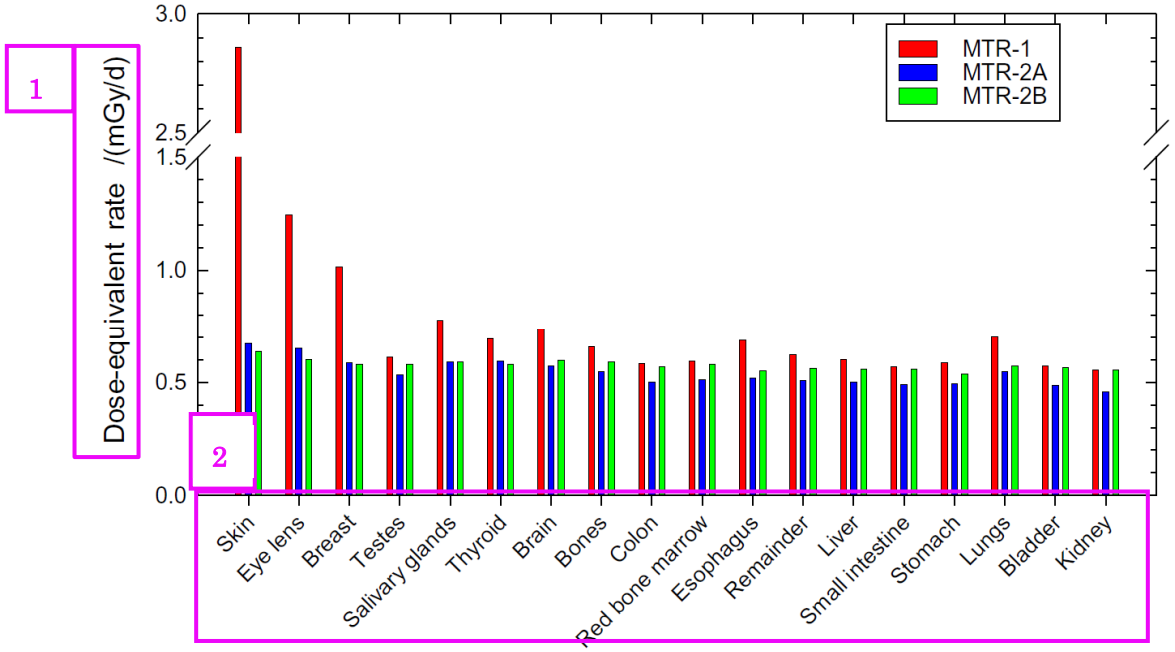


図 6.17　熱ルミネセンス検出器およびプラスチックエッチング型飛跡検出器を用いた測定から得られた，国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントム内の臓器と組織における平均線量当量率（Reitz, 2012）

1.　線量当量率（$mGy \cdot d^{-1}$）
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，$mGy \cdot d^{-1}$	吸収線量率の計算値，$mGy \cdot d^{-1}$
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

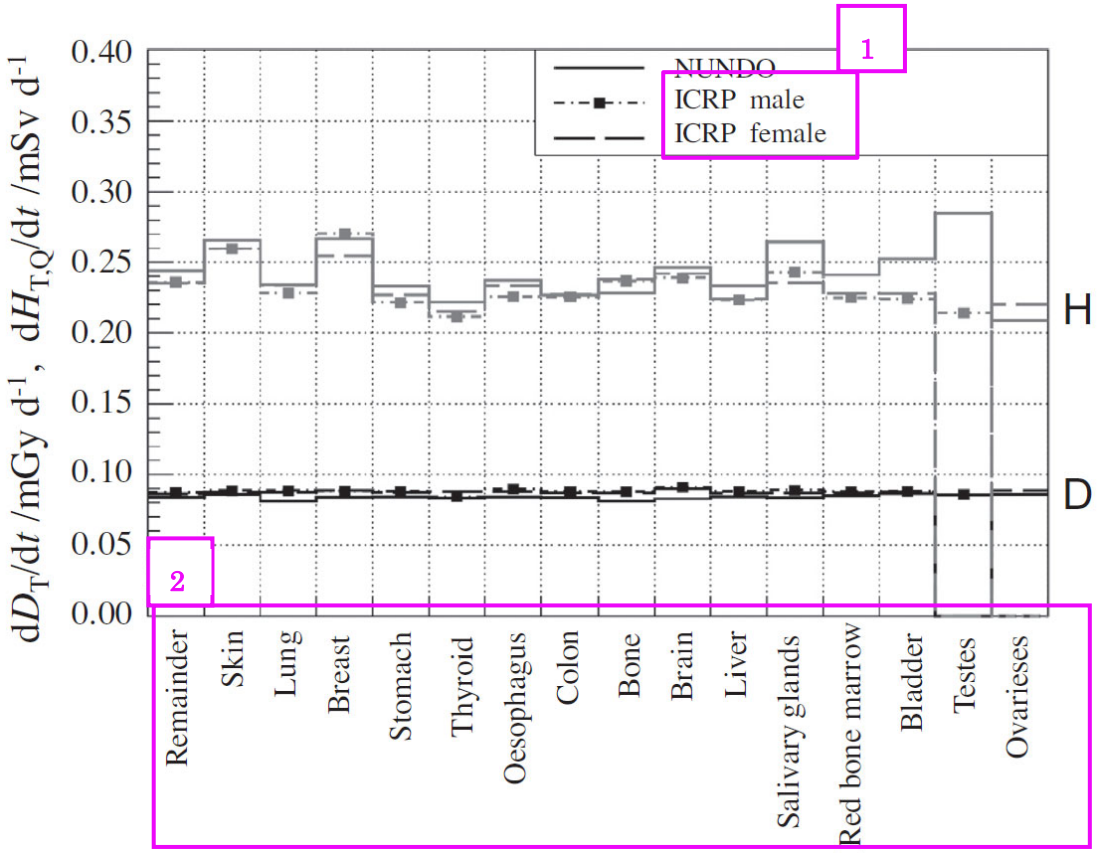


図 6.18　GEANT4 コード，NUNDO モデルおよび ICRP 標準男性・女性ファントムを用いて計算された，銀河宇宙放射線に対するさまざまな臓器と組織における平均吸収線量率および線量当量率（Matthiä et al., 2013）

1.　　ICRP 男性
　　ICRP 女性
2.　（左から）
残りの組織　　皮膚　　肺　　乳房　　胃　　甲状腺　食道　　結腸　　骨　　脳　　肝臓
唾液腺　赤色骨髄　　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･D（mGy）		個人線量計	皮膚線量当量	実効線量当量
	個人に基づく校正	集団に基づく校正	読取値（mGy）	計算値（mSv）	計算値（mSv）
1	94 ± 12	128 ± 25	31	89.9	77.6
2	127 ± 57	84 ± 41	30	86.5	73.7
3	78 ± 16	81 ± 19	33	96.4	82.1
4	60 ± 24	87 ± 20	32	93.8	79.9
5	36 ± 15	54 ± 26	29	85.1	72.5
6	59 ± 19	61 ± 21	32	90.8	80.0
7	41 ± 19	72 ± 27	29	83.3	70.6
8	83 ± 29	40 ± 21	31	88.3	74.7
9	113 ± 17	130 ± 25	40	115	98.6
10	–	75 ± 26	31	88.3	74.5
11	74 ± 32	55 ± 26	22	64.5	54.7
12	128 ± 40	71 ± 24	23	65.4	55.7
13	134 ± 45	88 ± 29	22	64.7	59.8
14	66 ± 21	59 ± 15	26	78.0	66.3
15	83 ± 27	125 ± 52	30	88.6	75.2
16	10 ± 24	15 ± 35	20	56.8	47.5
17	147 ± 48	134 ± 66	36	103.0	86.3
18	113 ± 26	109 ± 34	30	83.7	76.9
19	119 ± 32	69 ± 23	24	70.1	59.5
平均 *	85 ± 38	81 ± 32	28.9 ± 4.9	83.8 ± 14.1	71.9 ± 12.0

RBE：生物学的効果比
*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。

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	胆嚢壁
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/Φ（単位 pGy･cm²）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/Φ（単位 pGy･cm²）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/Φ（単位 pGy･cm²）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.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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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.5　^{4}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{7}Li 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/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{9}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{11}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{12}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{14}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{16}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{19}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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　^{20}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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.14　^{23}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_T/Φ（単位 pGy･cm²）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.15　^{24}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/Φ（単位 pGy･cm²）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.16　^{27}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.17　^{28}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.18　^{31}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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　^{32}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.20　^{35}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.21　^{40}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/Φ（単位 pGy･cm^2）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　^{39}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.23　^{40}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.24　^{45}Sc 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/Φ（単位 pGy･cm^2）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.25　^{48}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.26　^{51}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.27　^{52}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/Φ（単位 pGy･cm^2）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　^{55}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_T/Φ（単位 pGy･cm^2）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.29　^{56}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/Φ（単位 pGy･cm^2）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.30　^{59}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/Φ（単位 pGy･cm^2）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　^{59}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/Φ（単位 pGy･cm^2）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}］

3.1.4 Publ. 144: Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources

（監修版）

招待論説
環境中の被ばくの実効線量の評価
放射線防護は実用科学であると言われることが多く，私も同意する。科学的知見が不完全であっても，意思決定を行わなければならない場合が多くある。このような場合には，その時点で入手可能な最良の科学的知見を用いて決定がなされるべきある。実効線量は，実用科学としての放射線防護における決定に役立つ概念としての典型例である。100 mSv 未満の放射線に対する被ばくの生物学的影響は，よく知られているように完全には解明されていないが，それにもかかわらず原子力および医学利用のようなさまざまな用途を介して人命に大きな利益をもたらす放射線の安全な使用のために，放射線防護は適切に実施される必要がある。
実効線量の概念は，40 年以上前に Wolfgang Jacobi 教授によって考案され（Jacobi, 1975），国際放射線防護委員会が採用して以来（ICRP, 1991），基本的な防護量として放射線防護において不可欠な役割を果たしてきた。私は幸運にも，1988 年に Gesellschaft für Strahlenforschung （GSF）（現 Helmholtz Zentrum München）で開催された Jacobi 教授 60 歳の誕生日パーティに出席した際，幸運にも彼に会う機会を得ることができた。当時，Jacobi 教授は GSF のある研究部門の部長を務めていた。GSF で 1 年間研究している間に，たまたまパーティに参加した見知らぬ私に笑顔で話しかけてくれ，とても親切であった。パーティの間，彼に捧げられた論文と彼の研究を掲載した科学雑誌が彼に贈呈された。これにより感銘を受けた私は，放射線防護の分野で働き続けることを決意した。
私は日本へ帰国後，実効線量が放射線防護にどのように役立つかについて同僚と議論したことを覚えている。私は実効線量を使うことに賛成していたが，その当時はこれを使うことのメリットを十分に議論することはできなかった。実効線量が 40 年間以上使用されてきたことから，その有用性は証明されている。
環境中の外部被ばくに対する線量係数は長い間研究されてきた。このテーマについて初めて包括的に行われた研究は，Dillman（1974），および Poston and Snyder（1974）によるものであった。それ以来，多くの研究者が，私自身も含めて，主にコンピュータシミュレーションを用いてこのテーマに取り組んでおり，いくつかの論文が発表されている。実効線量が確立される前に，全身と特定の臓器の線量係数が計算された。実効線量の考案以降，線量係数は主に実効線量の観点から推定され，環境中の線量評価に不可欠な情報となっている。
環境中の被ばくには，作業場の被ばくとは異なる特徴がある。放射線場は線源の分布に依存して特異的な特性（エネルギースペクトル，角度分布，高さ依存性など）を持つ。入射フルエンスが身体の軸を中心に対称に近似されていることが環境における被ばくの大きな特徴である。環境中では前方照射ジオメトリーのような極端に偏った照射は起こらない。これは，周辺線量当量が実効線量の最良の近似ではないことを示唆し，環境中の被ばくに関する特定の線量係数を定めることを必要とする。
さらに，乳児と小児を含む，広い年齢層の人々が環境において被ばくしている。多くの場合，特に大規模事故の後に，小児の被ばくと現行の放射線防護体系における小児の防護について懸念が生じる。したがって，さまざまな年齢群について線量係数を評価することが望ましい。例えば，原子放射線の影響に関する国連科学委員会（UNSCEAR, 2000, 2013）は，自然線源および 1986 年のチェルノブイリと 2011 年の福島の原子力発

電所の事故の結果として放出された放射性物質への公衆の被ばくを評価するために，年齢に依存した実効線量の評価を実施した。

東京電力福島第一原子力発電所の事故では，大規模事故の後の適切な線量評価の重要性が示された。放射線防護対策の基準は，部分的に単純な仮定に基づいて決定され，線量の無視できない過大評価をもたらした。過大評価の理由の 1 つは，周辺線量当量が許容可能な不確実性の範囲内で実効線量を近似できるという「必ずしも正しくない」仮定であった。環境線量評価には，より現実的な線量係数を用いるべきであることが認識された。特に，被ばくした住民の人数が多い場合や汚染地域が広い場合には，さまざまな社会的・経済的問題に関連する意思決定の妥当性に，線量評価の精度が大きな影響を及ぼす可能性がある。

ICRP が環境中の公衆の外部被ばくに直接的に適用できる線量係数を公表したのは今回が初めてである。ICRP の長い歴史の間に蓄積された知見に基づいて，最適なモデルとシミュレーション方法が開発され，使用された。環境中では，被ばくはあまりにも多様であり，それらのすべてを適切にシミュレーションすることは不可能であり，したがって，いくつかの典型的な理想化された被ばくの条件が仮定された。これらの条件の下で開発された線量係数は，平常時および緊急時の状況における最も重要な被ばくに適用され得ると考えられる。線量係数は，成人に加えて，新生児から 15 歳までの 5 つのさまざまな年齢について取りまとめられた。一般に，光子からの被ばくは，線源が広い範囲にわたって分布し，放出された光子が遠くから人体に到達する可能性があるため，環境において重要である。環境中の放射性核種から放出される電子は，とりわけ事故の初期において，皮膚および乳房に重要な被ばくを与え得る。そのため，電子場を考慮することで，線量係数の計算においても電子の寄与を考慮した。

大規模事故後には特に，環境中の正確な線量評価のために，いくつかの重要な課題が解決されなければならない。もちろん，環境中の放射線レベルの正確な情報を得ることが不可欠な要素である。汚染された環境中の放射性核種の沈着密度とそれに伴う周辺線量当量率は，小さな地域内であっても，場所によって大きく異なる傾向がある。絶対的な放射能濃度と放射線場の変動は，正確に特徴付けられる必要がある。住民の生活の場は，線量推定に関するもう 1 つの重要な要素である。例えば，福島地域の詳細な調査によれば，公衆は想定よりも多くの時間を屋内で過ごしていることが分かった。さらに，建築物による線量低減の効果を適切に推定する必要がある。

これらの重要な課題に加え，線量係数は，環境中での正確な線量評価に不可欠である。本刊行物で取りまとめた線量係数は，環境中の線量評価について取り組み，直接的あるいは間接的に本報告書に貢献した数々の研究者の努力の成果である。本刊行物の作成に携わったメンバーは，彼ら全員に感謝の意を表し，その係数が線量評価に活用され，適切な放射線防護に貢献されるように願っている。

KIMIAKI SAITO
日本原子力研究開発機構

環境中の線源に対する外部被ばく線量係数

2019 年 5 月　主委員会により承認

抄録 - 本刊行物は，国際放射線防護委員会（ICRP）の標準新生児，1 歳，5 歳，10 歳，15 歳，および成人の男女を表す数値ファントムを使用して計算された，光子と電子の両方を放出する放射性核種に対する環境中の外部被ばくから生じる公衆の臓器および実効線量率の係数を放射性核種ごとに提供する。はじめに，単一エネルギー光子と電子線源の環境中の放射線場を，地上および地中の異なる深さ（フォールアウトまたは地球の自然起源線源からの放射性核種の土壌汚染を表す）の面線源，空気中の体積線源（放射性雲を表す），および汚染水を模擬した一様分布線源を含む，環境中の放射性核種への被ばくを表す線源ジオメトリーについて，モンテカルロ放射線輸送コード PHITS を

用いて計算した。上記のジオメトリーでは，被ばくした標準個人は，完全に放射線場内にあると考えられる。次に，単一エネルギー光子と電子の臓器に対する等価線量率係数について PHITS コードを用いて計算し，被ばくした標準個人の組織と臓器における光子と電子の相互作用を模擬した。品質保証の目的で，GEANT4，EGSnrc，MCNPX，MCNP6，および Visible Monte Carlo (VMC) といった放射線輸送コードを用いて，さらなるクロスチェックの計算を行った。ICRP *Publication 107* の核壊変データを用いて，単一エネルギーの値から核種ごとの実効線量率係数および臓器等価線量率係数を，上記の環境被ばくにおける 97 元素の 1252 種の放射性核種について計算した。係数は，放射能濃度などの環境媒体中の放射性核種濃度に規格化された線量率（$nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^2$ または $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$）として与えられ，周辺線量当量（$Sv\ Sv^{-1}$）または自由空気中の空気カーマ（$Sv\ Gy^{-1}$）に再規格化することができる。本文は，選ばれた放射性核種の実効線量率係数を示しており，年齢および性別依存の臓器線量率係数を含む詳細は，ICRP および SAGE のウェブサイトからダウンロードできる電子補足資料として提供されている。データから，一般的に，（1）線源により近いため（地面の汚染の場合），また（2）より若くより小さな標準ファントムでは内臓の身体遮蔽が小さくなるため，ファントムの体重が小さいほど臓器線量および実効線量が高くなることが分かった。成人と幼児の実効線量の差は，0.05 MeV の光子エネルギーで 60～140%であるが，0.10 MeV より高い光子エネルギーでは 70%未満であり，空気中サブマージョンではより小さな差小さくなり，地表面の土壌汚染では差が最大となった。放射性核種による環境汚染の現実的な被ばく状況では，差はより緩やかであると見られている。例えば，地上および地中に沈着した放射性セシウム（^{134}Cs，^{136}Cs，^{137}Cs／^{137m}Ba）の場合，成人と幼児の実効線量の差異は，土壌中の放射能の沈着の深さに応じて 30～60%の範囲となる。

キーワード：外部放射線，環境，実効線量，臓器等価線量，線量係数，周辺線量当量，土壌汚染，空気中サブマージョン，水中イマージョン

要点

- 土壌，大気，水の放射性核種汚染に起因する公衆の外部被ばくについて，基準値となる臓器線量率係数および実効線量率係数を提供する。土壌汚染の線源プロファイルには，さまざまな特定の深さでの面線源，およびさまざまな単位面積当たりの緩衝質量を表す指数関数的体積線源が含まれる。
- 計算では，環境中の放射線場のモデル化，単一エネルギー光子および電子への被ばくにおける臓器線量率および実効線量率係数の計算，ならびにガンマ線，内部転換電子，X 線，オージェ電子，および制動 X 線の放出を考慮した放射性核種に対する線量率係数計算のための単一エネルギーデータの利用が必要となる。計算のすべての段階について，広範な品質保証が行われた。
- 本刊行物には，選ばれた放射性核種による被ばくに対して、国際放射線防護委員会（ICRP）の標準ファントム（新生児，1 歳児，5 歳児，10 歳児，15 歳児，成人）が表す年齢における実効線量率係数が掲載される。*Publication 107*（ICRP, 2008）にまとめられた放射性核種に対する実効線量率係数およびそれぞれの臓器線量率係数の完全なリストは，ダウンロード可能な電子補足資料およびデータビューアにおいて，男女別に提供される。また，土壌汚染と空気中サブマージョンについては周辺線量当量と空気カーマ率も示した。
- 本データによって，小児のより小さな体重は，より高い線量率係数をもたらすことが示された。これは、内臓への線量を遮蔽する上層組織の質量がより小さくなることと、土壌汚染の場合には線源への近接度が高くなることに起因する。しかし，重要な放射性核種については，実効線量率係数の年齢に関連した差は一般に大きくない。

総括

(a) 放射性核種の環境線源による外部照射は，公衆の被ばくの主要な経路であり，これは，原子力施設からの日常的な放出と重大な事故による放出の両方，土壌の自然起源放射性核種の濃度が高い地域，または放射性物質を伴う放射線のテロ事象後の環境汚染によってもたらされ得る。

(b) 内部被ばくの年齢依存性線量係数は，国際放射線防護委員会（ICRP）により，*Publication 56*, *67*, *69*, *71*, *72*（ICRP, 1990, 1993, 1995a, c, d）において包括的に評価されており，標準成人については放射性核種の職業上の摂取シリーズ（ICRP, 2015, 2016a, b, 2017a, 2019）でも更新されている。しかし，環境からの外部被ばくの年齢依存の線量係数は，これまで ICRP によって評価されていない。これらのデータは，幅広い年齢グループに渡って個人が潜在的に被ばくし得る環境での線量評価において、とりわけ重要である。したがって，本刊行物の目的は，一般公衆の構成員に対する外部環境被ばくに関する年齢依存の線量率係数の基準値を提供することである。

(c) 環境中の放射能濃度，空気カーマ率，空気中の吸収線量率，または周辺線量当量率に関する測定または評価データから実効線量を評価するためには，線量率係数が必要である。線量率係数の計算には，環境場（照射ジオメトリー，土壌の密度と組成，環境媒体中の放射性核種の濃度分布など）の評価，放出された放射線に関する情報，人体の解剖学的計算モデル（被ばくした一般公衆の構成員を表す標準ボクセルファントムなど），および環境媒体と被ばくした者の身体の両方の中で放出される放射線の輸送シミュレーションが必要である。外部光子被ばくでは，上層組織（特に骨格筋と皮下脂肪）の量が増加すると，より深部の放射線感受性のある臓器の遮蔽が高まるため，臓器等価線量は身体の大きさに依存する（ICRP, 2010）。結果として，本刊行物では，これらの計算においてすべての範囲の ICRP 標準個人（新生児から成人）を考慮する。

(d) 発生する可能性が最も高い被ばくシナリオは，地表またはさまざまな深さの地中の汚染からの被ばく（土壌被ばく），大気中の汚染された雲で覆われること（空気中サブマージョン），および汚染された水に浸かること（水中イマージョン）であることが確認された。最初の 2 つのシナリオでは，地面の上に空気があるジオメトリーおよび地表上に直立する人体を仮定した。

(e) *Publication 110*（ICRP, 2009a）における ICRP のボクセル型の成人男性と成人女性の標準数値ファントムおよび 10 体の ICRP の標準男児と標準女児のファントム（ICRP, 2020）で環境被ばくに対する臓器線量率および実効線量率係数を計算した。これらのファントムは，第 2 専門委員会が 2007 年勧告（ICRP, 2007）に従った年齢依存の線量係数の開発において使用するために，ICRP が正式に採用している。

(f) ICRP は今回初めて，土壌，空気，水における環境中の放射性核種からの被ばくに対する線量率係数の基準値を定める。考慮される放射線には，放射性核種壊変からの直接光子，環境中の散乱光子，β 粒子と電子，β 粒子や内部転換およびオージェ電子からの制動 X 線が含まれる。汚染された土壌と空気については，3 つのステップで計算を行った。ステップ 1 では，汚染環境からの単一エネルギー粒子（光子と電子）の放射線輸送が行われ，結果として生じる放射線場（粒子タイプ，エネルギー，方向）が，被ばくした個人を取り囲む仮想の円柱（いわゆる「結合円柱」）の表面で記録された。ステップ 2 では，結合円柱の表面で記録された粒子は，順番に 12 体の標準ファントムのそれぞれの体内に輸送された。ステップ 3 では，単一エネルギー粒子からの臓器等価線量率の値をスペクトルで重み付けし，放射性核種ごとの線量率係数を算出した。また、環境放射性核種濃度もしくは周辺線量当量率または空気カーマ率の測定値（これらは放射線環境モニタリングデータから得られる可能性がある）で規格化した臓器線量率および実効線量率係数を報告するために、ステップ 2 の追加シミュレーションでは，地表から 1 m の高さで周辺線量当量率と空気カーマ率を計算するための空気球の設置を含んだ。

(g) 1 章は序論，2 章は，環境被ばくからの線量評価の概要を説明する。3 章では，外部環境線量評価のために現在放射線防護で使用されている量について簡単に述べる。4 章は，計算に用いられた ICRP 成人および小児ボクセルファントムについて要約する。5 章では，模擬された環境場の特性と，そのシミュレーションの主な特徴（ステップ 1）を示す。6 章は，数値ファントムにおける臓器線量率シミュレーション（ステップ 2）について述べる。7 章は放射性核種の線量率係数の推定（ステップ 3）を示し，8 章は特定の深さの面線源および体積線源の核種ごとの線量率係数の推定を示す。9 章では，特定の線量率係数の使用と制限について結論を述べる。

(h) 付属書 A は，0.5 g cm^{-2} の深さの土壌汚染，空気中サブマージョン，および水中イマージョンに関し，選ばれた放射性核種の考慮されるすべての年齢の実効線量，周辺線量当量，および空気カーマに対する係数率の基準値を示す。すべての放射性核種や，さらなる面線源と指数関数的体積線源の表は，ICRP および SAGE ウェブサイトからダウンロードすることができる電子付属書に掲載されている。

(i) 付属書 B と C では，それぞれ骨と皮膚の線量評価の特別な考慮事項について論じており，付属書 D では，本刊行物で記載した線量率係数の計算例をいくつか挙げている。

(j) 電子付属書では，*Publication 103*（ICRP, 2007）で組織加重係数が割り当てられている臓器（赤色骨髄，結腸，肺，胃，乳房，胃壁，生殖腺，膀胱壁，肝臓，食道，甲状腺，骨内膜，脳，唾液腺，皮膚）における臓器等価線量と実効線量に対する線量率係数の基準値を示している。臓器の等価線量率係数は，成人男性と成人女性のモデルで別々に示されている。さらに，土壌汚染および汚染された空気におけるサブマージョンの周辺線量当量および空気カーマの線量率係数も示されている。電子付属書の内容については，付属書 E を参照されたい。

(k) 線量率係数のデータをインタラクティブかつ簡単に閲覧・ダウンロードできるよう，データビューアコードが提供されている。

1. 序論

(1) 公衆は，土壌や他の環境媒体中で自然発生する放射性核種を含むさまざまな外部放射線源のほか，太陽粒子事象や銀河宇宙線から生じる宇宙放射線に被ばくする。さらに，例えば原子力施設や放射性物質を処理する他の施設から，日常的な運転において少量の放射性核種が環境中に放出され，わずかだが継続的な公衆への被ばくにつながる可能性がある。大規模な原子力施設の事故の場合，大量の放射性核種が環境中に放出され，地理的に広い範囲で汚染をもたらす可能性がある。これは，1986 年のウクライナのチェルノブイリや 2011 年の日本の福島県の原子力発電所事故後に起きた事例である。どちらも，一般公衆の構成員に対する被ばくをもたらし，前者は後者よりもはるかに甚大であった。このような場合には，事故の影響を評価するため被ばくした公衆への放射線量を正確に評価し，適切な放射線防護対策の決定を導くことが重要である。

(2) 環境中の線源からの外部被ばくは，環境への放射性核種の大量放出後の公衆の被ばくの重大な経路である。原子力事故後の初期では，地域の気象条件などの多くの要因に応じ，放射性雲またはプルームへのサブマージョンによる外部線量の寄与とともに，放射性核種の吸入と経口摂取による内部被ばくが，臓器の等価線量と実効線量に大きく寄与する可能性がある。しかしながら，事故的放出後のある時点で，食品の適切な制限が実施された場合は，地上と地中に沈着した放射性核種からの外部被ばくが公衆の放射線量の主な寄与となる。図 1.1 に示すように，これは特に 2011 年の福島の原子力発電所事故後の事例であった。

(3) 公衆の内部被ばくの年齢依存の線量係数は，国際放射線防護委員会（ICRP）の刊行物 *56*, *67*, *69*, *71*, および *72*（ICRP, 1990, 1993, 1995a,c,d）において包括的に評価されており，現在改訂作業が行われている。しかしながら，これまで ICRP は，外部環境被ばくに対する年齢依存性線量係数の基準値を評価していなかった。本刊行物では，

年齢依存性線量率係数を提供するために，すべての範囲の ICRP 標準個人への環境放射性核種による外部被ばくが取り上げられている。

(4) 線量は，標準小児ファントム（ICRP, 2020）ならびに標準成人ファントム（ICRP, 2009a）の範囲，すなわち，新生児，1 歳，5 歳，10 歳，および 15 歳の小児ならびに成人の男女のモデルを用いて計算される。しかし，現行の ICRP の放射線防護体系は，性別と年齢で平均した相対デトリメント値に基づき，単純化された一連の組織加重係数を実効線量の計算に使用し，2 つの名目デトリメント値，すなわち，全集団で 5.7×10^{-2} Sv^{-1}，成人で 4.2×10^{-2} Sv^{-1} のみを定めていることは留意されたい（ICRP, 2007）。したがって，被ばく時年齢に応じたデトリメントと相対デトリメント（全デトリメントに対するさまざまな臓器と組織の寄与）の認識された差は，2 つの名目デトリメント値の間の差以外には考慮されていない（ICRP, 1991, 2007）。この手法が採用されるのは，主に，実効線量係数の適用は公衆と作業者の両方の防護のためであり，線量限度，拘束値，および参考レベルはこれらのグループのそれぞれに適用されるように設定されているからである。したがって，本刊行物に示されている，年齢に応じた実効線量率係数の差は，身体の大きさと臓器の質量の差にのみ関係し，Sv 当たりのデトリメントの年齢による差に対応していない。同様に，臓器吸収線量率係数の差は，被ばく時年齢に応じた Gy 当たりの確率的リスクの差の情報を示しているわけではない。

(5) 環境線源からの外部被ばくについて，着目する線量計測量は，土壌，空気，または水中に分布する放射性核種によって放出される光子および電子により，身体の放射性感受性のある臓器と組織が受ける放射線量である。考慮される放射線の種類は放射性核種による外部被ばくにおいて重要である制動放射を含む光子と β 粒子を含む電子である。原子力事故後に環境に放出される放射性核種からの中性子線量は無視できると考えられる。本刊行物では，宇宙放射線からの中性子とミュー粒子は扱っていない。宇宙放射線から線量を推定する必要がある場合は，Sato（2016）の研究を参照されたい。

(6) 事故後の空気または土壌中の放射性核種分布の地理的パターンは，放出の時期と持続時間，沈着経路，放出された放射性核種の化学的形態，および放出時に広く見られた気象条件に依存する。後者には，風向とプルームの通過中に発生する降雨または降雪が含まれる。日常的または継続的な放出の場合，風向は時間とともに変化することが予想される。長期的には，降雨，降雪，および風化により，沈着した放射性核種の土壌への浸透，ならびに，水路あるいは再懸濁を介した一部の放射性核種の移動が起こる。放出された放射性核種の沈着密度は，非常に不均一であることが多い。一般に，長期的には，ヒトの被ばくに対する主要な寄与因子として，1 つまたは少数の放射性核種（例えば，福島の原子力発電所事故では ^{137}Cs と ^{134}Cs）が支配的となる（UNSCEAR, 2008, 2013; ICRP, 2009b; Saito et al., 2015）。

(7)沈着した放射性核種は，長期間にわたり広い地域で一般公衆の構成員被ばくをもたらし続けるため（UNSCEAR, 2008, 2013; Mikami et al., 2015; Saito et al., 2015），土壌汚染は，大規模事故において最も重要な線源である。（移動による）深さに関し，地中に沈着した放射性核種は，事故後のある時点で，土壌表面から指数関数的に減少する濃度プロファイルによって表されることがあり，さらに，いわゆる「単位面積当たりの緩衝質量」（$g\ cm^{-2}$）は，地中への放射性核種の移動の指標であり，最初の土壌沈着からの経過時間とともに増大することが観察されている（ICRU, 1994; Matsuda et al., 2015）。さらに，沈着した放射性核種は，さまざまな濃度プロファイル，大半が指数関数的，あるいは双曲線正割線関数（Matsuda et al., 2015）または時間依存性移動係数によって近似することができる特定の土壌深さでピークを示すプロファイルを持つ可能性があり，いずれも攪乱のない土壌で見られる可能性が高い。ただし機械で処理することで異なる放射能分布またはプロファイルをもたらし得る。農地の耕起は，耕す深さに対し反対または均一の非指数関数的プロファイルをもたらす可能性がある。例えば，汚染された表面土壌を除去する，または汚染されていない層で覆うといった除染活動によ

っても，深さ分布は変化し得る。考えられるすべての土壌タイプと土壌深度分布を模擬することは不可能であるため，地表面より下の固定の深度での面線源についてのシミュレーションによって，さまざまな深度プロファイルを持つ多様で複雑な放射性核種線源の再構築を可能にするための基礎データを提供することができる。したがって，本刊行物は，土壌の表面上およびさまざまな深さにおける面線源の線量率係数を提供する。都市部で典型的に見られるコンクリートやアスファルトについてのそれぞれのデータは直接提供されていないが，本刊行物のデータは，都市部に関連した線量係数の推定に使用することができる。これは，8.1.1 節および 8.1.2 節における考察にしたがって，それぞれの媒体の密度を考慮することによって，汚染の深さプロファイルの単位面積当たりの質量の適切な調整を必要とする。米国環境保護庁連邦指針レポート No.12（Eckerman and Ryman, 1993）と No.15（Bellamy et al., 2019），ならびに国際放射線単位測定委員会（ICRU, 1994）では，同様の手法が採用され，面線源の線量率係数は，特定の，または望まれる放射性核種濃度の土壌深さプロファイルを近似するために組み込まれている。
(8) 同様に，空気中への放射性物質の放出後の線源の状態は，一般的なおよび時間依存性の気象条件にしたがってさまざまな方法で変化する可能性がある。放出点の近傍では，空気中の放射性核種濃度は風軸に垂直なガウス分布（ガウスプルームモデル）でモデル化されることが多く，典型的な気象条件は大気乱流条件と温度－高度プロファイルによりいくつかのカテゴリーに分類される。放射性核種の拡散の程度はこれらの気象状況に応じて全く違うことから，放射性核種濃度に起因する線量率と空気中のそれらの分布との関係が大きく異なり得る。その結果，考えられるすべての多様な状態を網羅するために線量率係数を評価することは実際的ではない。放出点から十分離れた場所では，空気中の放射性核種分布は均一と近似し，空気中の放射性物質の急速な分散が均一分布をもたらすため，半球サブマージョンモデルはすべての被ばく場所で良い近似であると考えられる。
(9) 水中イマージョンは，環境被ばく経路として稀であるが，大規模な放射線事故の後に，外洋や海への放射性物質の放出，または表層水の汚染が観察されている。大規模な事故では，河川，池，海などの水系が汚染され，放射性核種を含む水に住民が浸かる可能性がある。一般的には，水中イマージョンからの被ばくはほとんどの場合で重要ではないと予想されるが，そのような被ばくの評価を可能にするために，水中イマージョンの線量率係数も提供されている。
(10) 環境中に分布する単一エネルギー線源または放射性核種に対する身体の外部照射の線量率係数については，多くの科学論文で報告されている（Dillman, 1974; Poston and Snyder, 1974; O'Brien and Sanna, 1976; DOE, 1988; Petoussi et al., 1989, 1991; Jacob et al., 1990; Saito et al., 1990, 1991, 1998; Eckerman and Ryman, 1993; Zankl et al., 2002; Petoussi-Henss and Saito, 2009）。上記の論文の大部分は，主に成人の数学的数値ファントムに基づいている。新生児および小児への外部被ばくの臓器等価線量に関するデータは少ない。ボクセル型数値ファントムに基づく最初の計算データは，生後 8 週の新生児と 7 歳児の線量率係数を計算した Jacob et al.（1990），Saito et al.（1990），および Petoussi et al.（1991）によって発表された研究に由来する。
(11) 2011 年以降，現行およびより最新のモンテカルロ法や解剖学的ファントムを用いた多くの研究において，これらの計算が再確認されている。Jacob et al.（1990）や Saito et al.（1990）が更新した研究は，Petoussi-Henss et al.（2012）で取り上げられている。Saito et al.（2012）は，地中およびさまざまな深さにわたる放射能が指数分布すると仮定して，成人と新生児の両方の実効線量率係数を推定した。Yoo et al.（2013a,b）は，成人標準ファントムの空気中サブマージョン，地表の汚染，および水中イマージョンの被ばく状況の核種別の線量率係数を提示した。Satoh et al.（2015）は，ICRP 成人標準ファントムとフロリダ大学の非一様有理 B スプライン（NURBS）

に基づく小児数値ファントムを用いて，さまざまな年齢グループの ^{134}Cs と ^{137}Cs の両方への被ばくにおける線量率係数を提示した。Bellamy et al.（2016）は，放射性物質を含む空気へのサブマージョンと水中イマージョンの実効線量率の計算に，年齢ごとの数学ファントムを用いた。Veinot et al.（2017）は，汚染された土壌への被ばく後のこれらの値を同じファントムについて計算した。近年，米国環境保護庁は，連邦指針レポート No. 12（Eckerman and Ryman, 1993）に代わる連邦指針レポート No. 15（Bellamy et al., 2019）を公表した。この刊行物では，オークリッジ国立研究所の特定の幾何形状を組み合わせて構築した数式ファントムを用いて得られた標準人についての年齢別の臓器線量率と実効線量率係数を表にしている（Cristy and Eckerman, 1987; Han et al., 2006）。

(12) 本刊行物の目的は，被ばく集団の事前および事後の放射線防護の評価で使用するため，放射性核種への外部被ばくに関する ICRP の年齢依存の線量率係数の基準値を提供することである。事故後の状況の経験から，小児が成人より放射線被ばくからのリスクが高いこと，また特に小児の防護が集団に対し，すなわち放射線防護にとって非常に重要であることが，広く一般に懸念されることが示唆されている。性別，体格，および年齢による臓器等価線量の違いは，さまざまなタイプの外部被ばくを対象とした研究によって示されている（Zankl et al., 2002; Johnson et al., 2009; Cassola et al., 2011; Petoussi-Henss et al., 2012; Lv et al., 2017）。

(13) 現在，外部放射線場からの人体の吸収線量を評価するための主な方法は，モンテカルロ放射線輸送の適用によるものである。シミュレーション結果は，環境放射能濃度または外部線量率測定当たりの臓器等価線量率を与える臓器等価線量率係数として表される。本刊行物では，以降これらを「線量率係数」または単に「係数」と呼ぶ。

(14) 環境放射線の場への被ばくを模擬するために，本刊行物において以下の 3 つの環境線源の典型的な例を取り上げている:（1）地表および地中の選択された深さにおける完全に無限の面線源として模擬された土壌（土地）汚染，（2）空気中の放射性核種の半無限の体積線源として模擬された空気中サブマージョン，および（3）水中の放射性核種の完全に無限の体積線源として模擬された水中イマージョン。線源のジオメトリーの特徴を考慮すると，土壌汚染については，線源の大きさは無限であると考えられるが，照射ジオメトリーは半無限であると考えられる*1。したがって，このジオメトリーは，「土壌における無限面線源」または「水平方向における無限面線源」と呼ばれる。空気中サブマージョンにおいては，身体は地表の無限の空気線源によって照射され，したがって，ジオメトリーは「半無限」となる*2。水中イマージョンでは，身体は水で完全に囲まれ，したがって，ジオメトリーは「無限」であると考えられる。

訳注*1) 地表面と平行な水平方向の線源の大きさは無限であると考えられるが、鉛直方向には分布していないので、照射ジオメトリーとしては半無限となる。

訳注*2) 地表面より上の空気線源の大きさは無限であると考えられるが、地表面よりも下の土壌中には分布していないので、照射ジオメトリーとしては半無限となる。

(15) ICRP の成人男性および成人女性のボクセル型標準数値ファントム（ICRP, 2009b）ならびに 10 体の ICRP の NURBS に基づく小児ボクセル型ファントム（ICRP, 2020）の線量率係数を計算した。土壌汚染と汚染された空気中のサブマージョンについて行った計算は，異なる 3 つのステップで実施された。ステップ 1 は，単一エネルギー粒子の汚染環境（土壌または空気）から，被ばくした個人を取り囲む仮想の円柱（以下，「結合円柱」という）への放射線輸送である。ステップ 2 は，汚染された環境媒体から初めに放出された単一エネルギー粒子のエネルギーに応じて線量率係数を得るために，結合円柱の表面上に記録された一次および二次放射線粒子のファントム内への輸送である。ステップ 3 は，放射性核種別の線量率係数を得るために，計算された臓器等価線量のスペクトル加重を行う。ステップ 2 での追加のシミュレーションとして，地表から 1 m 高さでの空気カーマおよび周辺線量当量率を計算するための空気球を配置した。

この追加ステップは，環境放射性核種濃度当たりに加えて、空気カーマおよび周辺線量当量率の測定量当たりの臓器線量率および実効線量率係数を報告するために必要である。ステップ 1 と 2 を分離すると，結合円柱で記録された同じ放射線場を，放射線に晒される数値ファントムに対して使い回すことができるため，計算効率と計算結果の統計学的精度が大幅に改善される。水中イマージョンについては，単一エネルギー粒子に対する臓器等価線量率係数を，結合円柱を用いずに直接計算した。

(16) 線量率係数は，（1）想定される放射線事故による公衆への影響を予測するための事故前の評価，（2）被ばく集団の放射線防護戦略を策定するため線量を推定する事故後の評価，（3）日常的な操業中の原子力施設および放射性同位元素を扱う施設からの放射性核種放出後の評価，（4）環境中の自然起源放射性核種の評価において適用されることが予想される。事故前／事故後の分析は，一般的にソフトウェアパッケージ（例えば，シビアアクシデントのコード）によって実行される。ソフトウェアは，環境中の放射性核種の拡散，移動，および分布を予測する。したがって，本刊行物の線量率係数は，これらのコードで実施することができる。

(17) 線量率係数は，半無限の均一分布のような理想化された仮定上の線源ジオメトリー（半無限線源や一様分布線源など），衣服を着用していない標準ファントム，またそれが新生児でも理想化された直立の姿勢に対し計算されることに留意されたい。その結果，それらは，特定の状況や被ばくした個人に対する実際の被ばくを完全に表すわけではない。

2. 環境被ばくからの線量評価のための枠組み

(18) 線量率係数は，放射能濃度（すなわち，表面放射能密度および空気中放射能密度），空気カーマ率，空気中の吸収線量率，または周辺線量当量率などの測定可能な量から実効線量を評価するために必要である。これらの量は，ほとんどが環境測定から得られるが，数値模型またはコンピュータシミュレーションを用いた評価からも得ることができる。線量率係数の計算には，環境場（すなわち，被ばくジオメトリー，土壌と空気の密度と組成，放射性核種濃度の深さプロファイル），人体の解剖学的モデル（すなわち，一般公衆におけるさまざまな人の標準ファントム），および環境を通じて被ばくした個人の体内への放射線輸送のシミュレーションが必要である。外部被ばくにおいて臓器等価線量は、深部の放射線感受性の高い臓器を覆う筋肉と脂肪組織の量が増えるとそれらの臓器の遮蔽が増強されるので、身体の大きさに依存する（ICRP, 2010）。さらに，放射線場の特性は，とりわけ地上および地中の線源に対して，地表からの高さで変化する。したがって、身長（ひいては，放射線感受性の異なる臓器の位置）が，評価される臓器等価線量の大きさに影響を及ぼす可能性がある。例えば，福島第一事故後の初期では，地上 1 m より地上 0.5 m における空気中の線量率の方が高く，信頼性のある小児被ばくの評価について多くの懸念が生じたと報告されている（UNSCEAR, 2013）。

(19) 図 2.1 は，環境における臓器等価線量率および実効線量率の評価を概略的に示したものである。環境における被ばくの評価に主に用いられる測定可能な量は，土壌，空気，水中の放射性核種濃度，地上 1 m の空気中の線量率である。これらの量から臓器等価線量率または実効線量率を評価するには，線量（率）係数が必要である。一般的に，図 2.1 に示すように，外部環境被ばくの線量評価には 3 つの方法がある。

(20) 第 1 の方法（図 2.1 の DC1）は，土壌，空気，水などの環境媒体中の放射性核種濃度からの直接換算である。放射性核種濃度は Bq kg^{-1} または Bq m^{-3} で表され，通常，これらの環境媒体の環境試料の収集と分析によって決定される。土壌汚染では，放射性核種の深さプロファイルにかかわらず，面積当たりの沈着濃度（Bq m^{-2}）が場所の汚染レベルを示すため，この単位がしばしば使用される。あるいは，可搬型ゲルマニウム半導体検出器を使用して現地で測定が行われることもある（Mikami et al.，2015）。さらに，コンピュータモデリングを使用して，環境中の放射性核種濃度を求めることが

できる。たとえば，大気拡散シミュレーションは，環境中の放射性核種の動きの分析を可能にし，したがって空気中および地上の放射性核種濃度の予測推定値を提供する。被ばく評価のために，これらのデータは，モデル化または測定された環境中の放射性核種濃度が存在する場所の近傍で被ばくした個人が受ける実効線量率または臓器等価線量率に関連付ける必要がある。

(21) 第 2 の手法（図 2.2 の DC2）では，空気中の線量率の測定に基づく換算を用いる。歴史的に，空気中の線量率は，空気カーマ率または空気吸収線量率（両方とも Gy h^{-1}）で測定されてきた。実用量である「周辺線量当量」の導入後，周辺線量当量率（Sv h^{-1}）を環境放射線モニタリングにも適用し，広く使用されてきた。膨大な量の空気線量率データが Gy h^{-1} および Sv h^{-1} の単位で蓄積されており，これらのデータは，Sv Gy^{-1} または Sv Sv^{-1} で表される線量率係数を用いて実効線量および等価線量率に換算される。原子放射線の影響に関する国連科学委員会（UNSCEAR）（2013）では，空気吸収線量（Gy）から実効線量（Sv）への換算に 0.7 の値を用いている。これは成人の代表値であると考えられるが，この値は，線源分布，エネルギースペクトル，および被ばくした個人の年齢によって変わる可能性がある。たとえば，この値は低エネルギー光子線源の場合は明らかに低い。単位は同じであるが（すなわち，Sv h^{-1}），周辺線量当量は，適切な環境の線量評価のために実効線量に換算する必要があることは留意しなければならない。福島第一原子力発電所の放射線事故後，周辺線量当量は，線量率係数を適用せずに実効線量と等しいと誤って認識されるが多く，これが公衆の被ばく線量の過大評価につながった。周辺線量当量から実効線量への換算に関する詳細な情報が入手できない場合，周辺線量当量は，緊急事態の対応と計画における初期線量推定の保守的な推定値として有用である。しかし，中長期的な修復活動の意思決定と計画においては、周辺線量当量から実効線量への換算が必要である。

(22) 図 2.1 に示した第 3 の手法（DC3，その後 DC2）は，実効線量と等価線量率（Sv h^{-1}）の推定に加えて，空気中の線量率（すなわち，吸収線量率 Gy h^{-1} と周辺等価線量率 Sv h^{-1}）の推定が必要である場合に用いられる。環境放射線モニタリングの観点から，地上 1 m における空気中の測定された線量率は非常に重要な量であり，DC3 を用いて計算された値と比較することができる。実効線量または等価線量を計算するため，DC3 の後に DC2 という 2 段階の方法を用いることができる。まず，環境中の放射性核種濃度（Bq m^{-2} または Bq m^{-3}）を，DC3 を用いて地上 1 m の空気中の線量率に換算し，次いで，空気中の線量率を，DC2 で実効線量と等価線量率に換算することができる。原則として，2 段階の手法によって得られた実効線量および等価線量率は，同じ初期条件で DC1 を用いて直接的に得られたものと同様の値を提供する。環境で放射線にばく露されるヒト以外の生物相の線量係数の推定のため，同様の手順が *Publication 136*（ICRP, 2017b）で採用されている。

(23)線源が典型的な分布状態ではなく DC3 によって信頼できる空気中の線量率を推定できない場合や直接測定も困難である場合は，修正 2 段階手法を適用することができる。まず，汚染の具体的な分布状態を考慮して線量率を評価し，次に評価した空気線量率を DC2 を用いて実効線量と等価線量率に換算する。この方法は，福島第一事故後に，特に除染が行われた場合に，地上に沈着した放射性核種の単位面積当たりの沈着密度と深さプロファイルが場所によって著しく異なっていた場合に使用された。さまざまな除染の手法と範囲を想定した除染作業の有効性を調査することを目的とした Malins et al.（2016）は、次のような手法を報告している。複雑な汚染状況下では，放射性セシウムの正確な水平方向および垂直方向の分布を考慮して，周辺線量当量率による空気中の線量率を評価し、得られた空気中の線量率は DC2 を適用することによって実効線量または等価線量率にさらに換算することができる。この手法ならば、線源分布の複雑さを取り入れて線量を評価し得る。

3. 放射線防護で用いられる線量

3.1. 臓器吸収線量と等価線量

(24) 臓器と組織の体積で平均された平均吸収線量は，実効線量の計算に用いられる主な科学的量である。吸収線量 D は，体積要素中の電離放射線によって付与される平均エネルギー $\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ と，その体積中の物質の質量 $\mathrm{d}m$ との商として定義される：

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m} \qquad (3.1)$$

(25) 吸収線量の SI 単位は $\mathrm{J \cdot kg^{-1}}$，その固有の名称はグレイ（Gy）である。吸収線量は，付与エネルギー ε の確率論的量の平均値から導かれ，組織における相互作用事象のランダムな変動を反映していない。この線量は物質中の点において定義されるが，その値は質量要素 $\mathrm{d}m$ の平均であり，つまり物質の多数の原子または分子の平均として得られる。

(26) 放射線防護において「吸収線量」という量を使用する際には，線量を組織の体積で平均化される。低線量の場合，特定の臓器あるいは組織で平均化された吸収線量の値は，放射線防護の目的に照らして十分な正確さをもってその組織における確率的影響の放射線デトリメントに関連付けることができると仮定される。吸収線量の平均化は，特定の臓器（例えば肝臓）または組織（例えば活性骨髄），あるいはある組織の感受性の高い領域（例えば骨格の骨内膜表面）の体積全体にわたって行われる。

(27) 組織または臓器への等価線量 H_T は，以下のように定義される。

$$H_\mathrm{T} = \sum_\mathrm{R} w_\mathrm{R} D_{\mathrm{T,R}} \qquad (3.2)$$

ここで，w_R は，放射線タイプ R の放射線加重係数であり，$D_{\mathrm{T,R}}$ は，特定された年齢の標準男性または標準女性の組織または臓器 T における放射線タイプ R からの平均吸収線量である。w_R は無次元量であるため，等価線量の単位は吸収線量と同じく $\mathrm{J\ kg^{-1}}$ であり，またその特別の名称はシーベルト（Sv）である。w_R の値は表 3.1 に示されており，*Publication 103*（ICR, 2007）から引用されている。

3.2. 実効線量

(28) *Publication 60*（ICRP, 1991）で導入された実効線量 E は，放射線防護におけるリスク関連量であり，臓器等価線量の加重平均として定義される。*Publication 103*（ICRP, 2007）の実効線量の定義に従い，実効線量は以下のように計算される：

$$E = \sum w_\mathrm{T} \left[\frac{H_\mathrm{T}^\mathrm{M} + H_\mathrm{T}^\mathrm{F}}{2} \right] \qquad (3.3)$$

ここで，H_T^M と H_T^F はそれぞれ，標準男性および標準女性の組織または臓器 T に対する等価線量であり，w_T は標的組織 T の組織加重係数で，$\Sigma w_\mathrm{T} = 1$ である。加重平均の合計は，確率的影響の誘発に感受性があると考えられる人体のすべての臓器と組織にわたって行われる。w_T の値は表 3.2 に示されている。w_R と w_T は無次元であるため，実効線量の SI 単位は吸収線量（$\mathrm{J\ kg^{-1}}$）と同じであり，その特別な名前はシーベルト（Sv）である。

(29) 実効線量はもともと，放射線の外部および内部線源への職業被ばくの管理のために導入された。この概念は，*Publication 60*（ICRP, 1991）から *Publication 103*（ICRP, 2007）まで本質的に変更されていないが，胎児の子宮内被ばく（ICRP, 2001, 2004, 2006）を含むすべての年齢の公衆に対象を拡大して用いられるようになった。ICRP は，作業者や公衆の外部および内部被ばくの状況に対して実効線量係数を与えている。また、それらは患者に対する放射性医薬品の投与における事前および事後の線量評価に用いる基準値としても与えられている。

(30) 表 3.2 に示す組織加重係数は，男性と女性の乳房，精巣，および卵巣（すなわち，考えられる発がん性および遺伝性影響に関係する生殖腺）を含むすべての臓器と組織に対する性別平均値と年齢平均値である。このような平均化は，この手法の適用が放射線防護における実効線量の決定に限定されることを意味している（ICRP, 2007）。

(31) 実効線量は，*Publication 89*（ICRP, 2002）に定義されるように，特定の年齢における性別で平均化した標準人について計算される。*Publication 103*（ICRP, 2007）の定義には，放射線輸送の計算のための標準男性および標準女性の解剖学的モデルの仕様が含まれている。被ばくは個人または集団に関係付けられるが，実効線量は同じ方法で被ばくした標準人について計算される。

(32)実効線量はシーベルト（Sv）で表され，中心的な放射線防護量として国際的に受け入れられており，規制の目的で世界中で使用されている。さらに、実効線量は、デトリメントで表現されるがんや遺伝的影響の確率的リスクとの関連において，外部および内部線源からの全身線量のリスク調整した量として提供される。これは，防護の最適化，および作業者または公衆の防護のための線量限度，線量拘束値，および参考レベルなどの線量基準を設定するための有用で堅牢な量であることが証明されている。

3.3. 空気カーマ

(33) 外部放射線を測定するためには，環境中の放射能を防護量と実用量に関連付ける基本的な物理量が必要である。国立および国際標準研究所は，機器と線量計の校正のために，これらの量に関して規定し記述された基準および標準放射線場を維持している。この目的ため，自由空気中の空気カーマ K_{air} が使用されている（ICRU, 1994, 2014; ICRP, 1996）。本刊行物において，これ以降は通常，「自由空気中の空気カーマ」という量は単純に「空気カーマ」と呼ぶ。

(34) 電離非荷電粒子の空気カーマ K は，次式で与えられる。

$$K = \frac{\mathrm{d}E_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}m} \qquad (3.4)$$

ここで，$\mathrm{d}E_{\mathrm{tr}}$ は，質量 $\mathrm{d}m$ の物質中で $\mathrm{d}m$ に入射する非荷電　　粒子によって放出されたすべての荷電粒子の最初の運動エネルギーの平均化した合計である。カーマの単位は $\mathrm{J\ kg^{-1}}$ であり，その固有の名称はグレイ（Gy）である。$\mathrm{d}E_{\mathrm{tr}}$ は，励起した原子／分子の壊変において，または核の脱励起もしくは崩壊で放出される荷電粒子の運動エネルギーを含む。

3.4. 実用量

(35) 防護量である「臓器等価線量」および「実効線量」は測定できず，それゆえ，放射線モニタリングにおける量として直接用いることができない。したがって，防護量（組織または臓器における実効線量または等価線量）の評価に対しては実用量が用いられる。実用量は，たいていの照射条件の下での外部放射線に対する人の被ばくに関係する防護量の値の合理的な推定値を提供することを目的とし（ICRU, 1985, 1988, 1993），実際の規制または指針においてしばしば用いられる。

(36) 実用量は，「線量当量」（H）という量を用いて定義される（ICRU, 1985）。H は，組織のある点における線質係数 Q と吸収線量 D の積であり，　$H=QD$ で表される。Q は，水中の荷電粒子の無制限線エネルギー付与（L_{∞}，しばしば L または LET として示される）の関数として定義される（ICRP, 1996）。

(37) エリアモニタリングでは，外部放射線を実効線量と眼の水晶体及び局所皮膚の等価線量に関連付けるため，周辺線量当量 $H^{*}(d)$，および方向性線量当量 $H(d, \Omega)$という 2 つの量が用いられる。放射線場のある点における $H^{*}(d)$は，拡張整列場に対して生成され，ICRU 球中で整列場の方向と対向する半径上での 10 mm 深さにおける線量当量である。ある放射線場の 1 点における $H(d, \Omega)$は，拡張場において，ある指定された方向 Ω に沿った ICRU 球の半径上にある深さ d における線量当量である。

(38) 個人モニタリングでは，個人線量当量 $H_p(d)$が用いられる。$H_p(d)$は，身体上の指定された点から深さ dにおける軟組織中の線量当量である。この指定された点は，通常，個人線量計が着用される位置で与えられる。

(39) さまざまな線量の評価のため，勧告された値 dが選択されている。実効線量では d =10 mm，眼の水晶体の線量では d = 3 mm，皮膚および手足の線量では d = 0.07 mm である。周辺線量当量，方向性線量当量，個人線量当量の単位は J kg^{-1} であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。

4　ICRP 標準ファントム

4.1.　成人標準コンピュータファントム

(40) 人体のコンピュータファントムは，放射線輸送コードと共に，環境放射線防護における臓器等価線量率係数の評価に長年使用されてきた。過去 20 年間にわたり，ボクセルファントムが導入されており，旧式の数式人体モデルに代わり，主に実際のヒトの（全身の）医学画像データから作られたものである。ボクセルモデル（またはボクセルファントム）は，スライス，横列，および縦列に配置された識別番号の配列の形で表した三次元の人体である。この配列の各要素は組織ボクセルを表し，臓器は，同じ識別番号を有するボクセルによって表され，臓器の体積を表現するように空間的に配置される。ボクセルファントムやその開発と使用に関するさらなる情報は，他の文献に記載されている（Xu and Eckerman, 2010）。

(41) 本刊行物では，臓器吸収線量の計算のために，ICRP の標準成人男性と標準成人女性（ICRP, 2007）を表す成人男性と成人女性の標準数値ファントムを用いた。これらのファントムは，ICRP および ICRU によって，ICRP 線量係数の基準値の計算のためのファントムとして採用され，その詳細は *Publication 110*（ICRP, 2009a）に説明されている。標準数値ファントムは，ヒトのコンピュータ断層撮影（CT）データに基づいており，身長と体重が標準データによく類似している 2 人の個人（Golem and Laura）のボクセルモデル（Zankl and Wittmann, 2001; Zankl et al., 2005）を修正することで構築された。両ファントムの臓器質量を，それらの現実的な解剖学的構造を大きく変えることなく，高い精度をもって，標準男性および標準女性に関する *Publication 89*（ICRP, 2002）に示された ICRP データで調整した。これらのファントムは，防護量である「実効線量」に寄与するすべての組織や臓器を含み，放射線防護のための電離放射線に対するヒトの被ばくの評価に関連するすべての標的領域が含まれる（ICRP, 2007）。

(42) 男性の標準数値ファントムは，約 195 万個の組織ボクセル（周囲の空間を表すボクセルを除く）で構成され，各ボクセルは 8.0 mm スライス厚（ボクセルの高さに相当する），2.137mm の面解像度（すなわち，ボクセルの幅および深さ）で，36.54 mm^3 の体積を有する。スライス数は 220 であり，身長 1.76 m，総体重 73 kg である。女性の標準数値ファントムは，約 389 万個の組織ボクセルで構成され，各ボクセルは 4.84 mm のスライス厚，1.775 mm の面解像度で，15.25 mm^3 の体積を有する。スライス数は 346 であり，身長 1.63 m，総体重 60 kg である。個別にセグメント化された構造の数は各ファントムで 136 であり，53 の異なる組織組成がそれらに割り当てられている。さまざまな組織組成は，実質組織の元素組成（ICRU, 1992）および各臓器の血液含有量（ICRP, 2002）（すなわち，血液を含む臓器組成）の両方を表している。図 4.1 は，男性（右）と女性（左）の数値ファントムのそれぞれの正面（冠状）図を示す。

(43) これらのファントム構築の元となる断層撮影データの解像度が限定的であり，また，ICRP が定義した線源および標的領域の一部の寸法が非常に小さいため，すべての組織を明示的に表現することは不可能であった。例えば，骨格では，着目する標的組織は，海綿質の骨髄腔内に位置する造血活性骨髄，ならびに骨梁の表面および長骨の骨髄腔の内側の表面を覆う骨内膜層（現在，厚さ 50 µm と想定されている）である。これらの 2 つの標的組織は，寸法が小さいため，標準ファントムの中で海綿質と均一の成分と

して組み込まれなければならなかった。光子および中性子のより低いエネルギーでは，二次荷電粒子平衡は，特定のエネルギー範囲ではこれらの組織領域で完全に確立されない。その結果，本刊行物では，骨格線量評価でこれらの影響を考慮するためのより高度な技術が使用され，付属書 B においてより詳細に論じられている。

4.2. 小児ファントム

(44) *Publication 143*（ICRP, 2020）に記載されている 10 体の ICRP 小児数値ファントムは，以下のとおりである。

- 新生児―男性と女性
- 1 歳児―男性と女性
- 5 歳児―男性と女性
- 10 歳児―男性と女性
- 15 歳児―男性と女性

(45) これらのファントムは，フロリダ大学（UF）で最初に開発され，後に米国国立がん研究所（NCI）と共同で開発された一連の数値ファントムから得られたものである。その結果，ICRP 小児ファントムの元となったファントムは，現在，「UF/NCI ファントムシリーズ」（Lee et al., 2010）と呼ばれている。UF/NCI ファントムは，第 3 世代のファントム技術であるハイブリッドファントムであり，解剖学的構造の複雑さに応じて，ポリゴンメッシュ（PM）または非一様有理 B スプライン曲線（NURBS）表面のいずれかのコンピュータアニメーション技術を使用して，身体の外側の輪郭と内臓の表面がモデル化されている。PM は隣接する三角形の集合である。一方，NURBS 表面は，空間における三次元の点の集合であり、面は点間の補間により構築される。過去数年の間で，いくつかのモンテカルロ輸送コードにこれら 2 つの型のコンピュータファントムを直接使用できるようになった。しかしながら，ほとんどの輸送コードは，依然として，小さな立方プリズムから構成されるボクセル型が使われている。そのため，コンピュータスクリプトを用いて，UF/NCI ハイブリッドファントムをその表面型から本刊行物で行われているモンテカルロシミュレーションのためのボクセル型に変換した。したがって，ICRP 標準小児ファントムの型は，*Publication 110* の標準成人ファントムの型と同じくボクセル型である（ICRP, 2009a）。

(46) Lee et al.（2010）に記載されているように，UF/NCI シリーズのファントムは，実際のヒトの解剖学的構造に直接遡ることができる。新生児ファントムは，生後 6 日の女性の死体の全身の CT 撮影に基づいているが，残りの小児シリーズ（1 歳から 15 歳のファントム）は，頭部 CT 画像，体幹 CT 画像，縮小した成人の腕と脚の CT ベースの画像の組合せに基づいている。後者の手法は，小児の医学画像は画像領域内に腕がないことがほとんどであるため必要であった。最初の一連のセグメント化された画像から，種々の解剖学的な情報源を用いて，内臓の解剖学的構造および身体の外側の大きさの両方を調整した。使用された最も重要な文献は，*Publication 89*（ICRP, 2002）であり，内臓の質量，総体重，および総身長が記載されている。*Publication* 89 に基準値が記載されていないさまざまな身体の周りの寸法を求めるため，追加の参考データを用いた。したがって，UF/NCI ハイブリッドファントムの最終シリーズは，ICRP が定める標準的な解剖に完全に一致し，実際のヒトの CT の解剖学的構造に完全に一致する。このように，ICRP 小児ファントムシリーズも，実際のヒトの CT の解剖学的構造のセグメント化に基づいた，*Publication 110*（ICRP, 2009a）のファントム開発プロセスと完全に一致している。

(47) ICRP 小児ファントム（および UF/NCI ファントム）の持つもう一つの固有の特徴は，骨格線量評価のマイクロ CT ベースモデルへの明示的な結合である。Hough et al.（2011）および Johnson et al.（2011）によって述べられているように，広範な死体の骨の収集，生体外骨格 CT 画像撮影，および生体外海綿質核マイクロ CT 画像撮影が用いられ，ICRP 標準成人ファントムの骨格における組織線量評価のモデルを構築した。

この作業は，*Publication 116*（ICRP, 2010）の付属書 D および付属書 E でより詳しく説明されている。一連の ICRP 小児標準ファントムも同様に，マクロ構造およびミクロ構造の両方の寸法で骨格の解剖学的モデルがある。したがって，*Publication 110*（ICRP, 2009a）の成人ファントムに対して *Publication 116* で提案された外部光子および中性子に関する方法，*Publication 133*（ICRP, 2016a）で提案された内部 β 粒子、α 粒子，ならびに光子に関する方法は，小児の標準シリーズに対する骨格組織線量評価の報告においても利用可能である。

(48) UF/NCI の一連の小児ファントムには，さらに以下の改良が加えられた（Pafundi, 2009; Wayson et al., 2012）。

- 皮質骨，海綿質，骨髄髄質の領域を含むようサブセグメント化した骨格モデル
- 活性骨髄と骨内膜に対する内部と外部の光子線量評価のための光子線量応答関数
- 新しい年齢別の局所血液分布モデル（Wayson, 2018）
- 主要な血管の対応モデル
- 以前は軟部組織であったものからの皮下脂肪と骨格筋の分離
- リンパ節の包含（Lee et al., 2013）

(49) 一連の ICRP 小児標準ファントム（ICRP, 2020）は，ボクセル型であり，*Publication 110*（ICRP, 2009a）で確立された枠組みに完全に一致する。*Publication 110* の男性と女性の成人標準ファントムでモデル化されたすべての臓器と組織の構造は，一貫した識別番号が付されている（*Publication 110* の付属書 A を参照のこと）。一連の ICRP 小児ファントムの代表的な画像を図 4.2 に示す。

(50) ICRP 小児標準ファントムは，さまざまな線源臓器および標的臓器の識別番号に関し，*Publication 110*（ICRP, 2009a）の成人ファントムと同一の型であるが，1 つの重要な違いは，ボクセル解像度である。ハイブリッドファントム技術の主な利点の 1 つは，PM/NURBS 型のファントムをその同じ解剖学的構造のボクセル型に変換する際に，ボクセル解像度を選択できることである。表 4.1 は，ICRP 小児ファントムに最終的に採用されたボクセル解像度，ボクセル配列数，および総ボクセル数を表にしたものである。これらは，標準質量の 1%の一致と継続的に整合することを確実にし，また，*Publication 89*（ICRP, 2002）のデータによって与えられる皮膚の標準的な合計の厚さとも一致する。新生児ファントムについては，ボクセルは立方体（すなわち，x，y，z 方向において同じ厚さ）であり，一方，より年上のファントムでは総ボクセル数を合計 5500～5800 万ボクセルの間に保つために，xy 次元よりも大きな z 次元を有する直方体が採用されたことに留意されたい。対照的に，*Publication 110* の成人男性および女性ファントムは，それぞれ 190 万および 390 万ボクセルの合計ボクセル数を有する。より高い解像度が必要とされるのは，小児の標準個人のより小さな解剖学的構造において臓器の構造を維持するためである。

5. 環境放射線場のシミュレーション（ステップ 1）

(51) 環境中に分布した線源から放出された光子は，空気と土壌の両方において散乱および／または吸収され，それらの空気中のエネルギースペクトルと角度分布は，最初のエネルギーと放出部位の空間分布に依存する特有の特徴を有する。空気または土壌中での体積線源の場合，線源が生じる半球では入射光子の角度分布はほぼ均一となるのに対し，反対側の半球からは少量の散乱光子が発生する（Saito et al., 1998）。地面に沈着した線源では，光子のほとんどの成分は水平方向に沿って入射する。モンテカルロ法は，粒子輸送と詳細な環境条件を模擬できる適したツールである。

(52) 環境放射線への被ばくを模擬するために，本刊行物では以下の 3 つの環境線源の典型的な例を取り上げている：（1）地表と地中のさまざまな深さにおける半無限の面線源として模擬された土壌（土地）汚染，（2）空気中の半無限の体積線源として模擬された空気中サブマージョン，ならびに（3）水中の完全に無限の線源として模擬された

水中イマージョン。1 つ目の線源では，地表および土壌中の無限の面線源を仮定することによって，地表および地下にある放射性核種の汚染が模擬される。ジオメトリーは，放射線が空気－土壌境界およびその下から放出される場合，半無限であると仮定される。2 つ目の線源の構成は，大気中への気体状放射性物質の放出を放出点に近すぎない場所においてモデル化する。この際、着目する格子の平均自由行程（mfp）に依存する半径を持つ平滑な空気－土壌境界上の半無限領域である半球における空気の均一な汚染を過程する。3 つ目の線源は，均一に汚染された水への浸漬を模擬する。1 つ目と 2 つ目の線源構成では，人体は地面上に直立していると仮定され，水による被ばくでは，人体は完全に浸かっていると仮定される。

(53) 環境中の放射線粒子の輸送は，モンテカルロ計算コードである「粒子および重イオン輸送コードシステム（PHITS）」（Sato et al., 2013）を用いて，環境中の放射線粒子の輸送を模擬した。PHITS は多目的モンテカルロ計算コードで，任意の三次元ジオメトリーにおけるハドロン，レプトン，重イオンの輸送と相互作用を模擬する。本刊行物では PHITS コードのバージョン 2.66（Sato et al., 2013）を使用した。光子および電子の輸送を模擬するために，原子データライブラリの MCPLIB04（White, 2003）および EL03（Adams, 2000）がそれぞれ用いられた。これらのライブラリは，正確な断面データを提供し，光子および電子の両方のさまざまな物理的過程を処理することができる。

(54) PHITS は，組み合わせジオメトリーと一般ジオメトリーで計算モデルのジオメトリーを定義する。さらに，3 次元ボクセル型ファントムを定義するために繰り返し構造と格子ジオメトリーを記述する機能も利用することができる。PHITS は，計算ジオメトリーの 2 次元および 3 次元の図，ならびに計算されたデータ結果を ANGEL グラフィックパッケージ（Niita et al., 2010）を用いて描画する機能も有する。

(55) 光子線源の環境放射線輸送シミュレーションでは，光子のみが輸送され，光子相互作用で発生した二次電子は追跡されなかった。これは，二次電子が連続的にエネルギーを失い，環境媒体中では短い距離で，例えば，空気中の 0.1 および 1.0 MeV の電子に対して，それぞれ 10 および 400 cm で停止するためである。しかし，二次電子によって発生する制動放射光子は，二次電子と同程度の最大エネルギーを持ち，長距離を伝搬できる。制動放射光子の生成，およびそれらのエネルギーと放出角度を，厚い標的に対する制動放射近似モデル（MCNP, 2003）に基づいて相互作用点でサンプリングした。電子線源では，一次電子とその二次光子の両方が環境中で輸送された。

(56) 前述のように，汚染された空気と土壌内からの単一エネルギーの放射線放出により計算される放射線場は，被ばくした個人を取り囲む「結合円柱」と名付けられた高さ 2 m，直径 0.6 m の仮想の円柱の表面に入射する粒子の位置，入射の角度，およびエネルギーとして表された。この第 1 段階ではファントムは存在しないため，すべてのファントムに同じ結合円柱線源を適用することができる。結合円柱の表面にどの粒子が記録されたかを図 5.1 に示す。

(57) 多数のさまざまな放射性核種によって放出される放射線の広いエネルギー範囲に対応するために，考慮された単一エネルギー光子と電子エネルギーは 0.01～8 MeV の間であった。

5.1. 土壌汚染

(58) 地上に沈着した放射性核種は，沈着直後，地表で面線源を形成すると仮定されている。これらの放射性核種は，時間とともに土壌中に移動または浸出し，それによって形状および土壌浸透の程度の両方に関して多様な濃度深さプロファイルとなる（Matsuda et al., 2015）。多くの場合，土壌の深さに対する放射性核種の分布は，地中の多くの無限面線源に起因するものとして近似することができる。濃度深さプロファイルを表す関数は，土壌中の異なる深さでピークを示すさまざまな特性を持つ可能性がある。すべて

の放射性核種／土壌移動の関数を模擬することは現実的ではない。よって、さまざまな深さでの一連の面線源のシミュレーションで、結果を外挿または内挿して汚染された地面の多様な線源プロファイルをモデル化するための基礎データを与えることとした。
(59) 無限の平らな面を持つ地面の上に空気層が接続するような空気－土壌ジオメトリーをモデル化した。現実の環境では，地形は通常平らでも無限でもないが，無限で平らな地形は，線量計算のための空気－土壌境界を保守的に表している。例えば，放射性核種の地盤沈着直後に観察される典型的な深さである，1 g cm $^{-2}$ の面積当たりの緩衝質量を有する指数関数的に分布した地面の線源では，地上 1 m で測定された周辺線量当量の約半分は，半径 5 m 以内の地中の線源からの光子に起因する（Malins et al., 2015）。したがって，限定的な一連の平坦な地表を持つ区域で、多くの現実的な被ばく状況を適切にモデル化すると考えられている。
(60) 単一エネルギーの放射線源は，土壌中の光子の mfp で表される土壌中の深さでの面線源として定義され，mfp は 0.0（すなわち，汚染が表面にある），0.2，1，2.5，および 4 mfp とされる。ほとんどの被ばく状況について，4 までの mfp が考慮されれば十分である（Eckerman and Ryman, 1993）が，線源深さプロファイルは，例えば耕起などによって変わる可能性がある。したがって，広範囲の mfp に対する線量率係数は有用であり，連続分布する線源深さプロファイルに対して線量率係数を決める際に積分の精度を向上させると考えられた。空気－土壌境界（0 mm）は，線源を覆う土壌が一切無い平らな面線源である。これは，理想化されたジオメトリーであり，さまざまな要素が地表線源からの遮蔽を与えるため，実際には存在しない。これらの要素には，植生の存在，表面の粗さ，および重力による粒子移動が含まれる（Burson and Profio, 1977; Kocher and Sjoreen, 1985; Jacob and Paretzke, 1986）。
(61) 図 5.2（左）は計算ジオメトリーを模式的に示している。ジオメトリーは円筒形であり、高さ 3 mfp の空気層と，光子エネルギーに依存した深さを有する土壌とから構成された。土壌層の厚みは、線源深さ 0.0 mfp および 0.2 mfp の場合には土壌中の光子の mfp で 2 mfp，線源深さ 1.0 mfp の場合は 3 mfp，線源深さ 2.5 mfp の場合は 3.5 mfp，線源深さ 4.0 mfp の場合は 5 mfp である。線源深さより下部に少なくとも 1 mfp の追加的な厚みは，より深い層における後方散乱事象を考慮するのに充分であると考えられた。ジオメトリーを表す円筒の半径は，空気中の関連する光子の mfp の約 5 倍に相当し，完全に無限の平面ジオメトリーの線源を近似する。過去の研究（Satoh et al., 2014）は，この大きさの計算ジオメトリーが，汚染された環境における光子輸送を適切に扱うために十分であることを示した。
(62) 表 5.1 は，本刊行物の計算において採用された空気および土壌の密度と元素組成のリストである。これらの値は，それぞれ，ICRU（1994）によって提供される土壌（タイプ 1）および米国国立標準技術研究所（NIST）（Berger et al., 2005）の乾燥した空気に関するデータから得た。土壌と空気の密度は，それぞれ 1.0 g cm^{-3} と 1.2 10^{-3} g cm^{-3} とした。現実の環境被ばく状況では，土壌密度はほとんどが 1.0g cm^{-3} より高く，位置と深さの両方によって異なることがある。しかし、この違いは線源深さを g cm^{-2} で表現した場合，線源強度と空気中の放射線場との関係に影響しなくなる。さらに，土壌組成の変化が，ファントムを取り囲む結合円柱面における輸送光子場を有意に変化させないことが示されている（Saito and Jacob, 1995）。
(63) 放射線場は，自然起源および人工的に生成された放射性核種の広いエネルギースペクトルに対応するために，0.01～8 MeV の範囲の 25 の初期光子エネルギーについて導出された。土壌は平坦な空気－土壌境界と仮定し，空気中と地中における放射線場の散乱と吸収を計算で考慮した。
(64) 土壌の表面については電子を放出する面線源も考慮された。他の深さについては，一次電子線源は表面に到達するのに十分な距離を移動しないため輸送されなかった。

0.01～8 MeV の初期電子エネルギーを考慮し，電子と二次光子の両方を輸送した。制動X 線は，土壌および空気の両方の被ばくシナリオにおいて考慮されたことに留意されたい。

(65) 環境中の輸送計算から，個々の粒子は結合円柱表面で記録された。この円柱は，図5.2（右）に示すように，計算ジオメトリーと中心点を共有して地面上に配置されている。円柱の直径は 0.6 m，高さは 2 m である。位相空間座標は，円柱表面を横切る粒子に対して記録され，空間座標（x, y, z），運動量（p_x, p_y, p_z），運動エネルギー，モンテカルロ重みで構成される。粒子が円柱から出る際には数えないよう，結合円柱内部の空間を理想的な吸収体として扱い，粒子がこの領域に入ったときにモンテカルロコードが粒子の輸送を終了させるようにした。このデータは，ステップ 2 の計算–ファントム内の臓器等価線量の計算に使用するために，アスキー形式で外部ファイルに記録した。地面または空気から円柱内に散乱して戻る一部の光子は，ステップ 2 の計算（すなわち，結合円柱の表面から始まる粒子）で追跡される。この方法のさらなる詳細は，Satoh et al.（2015）において記載されている。

(66) モンテカルロシミュレーションの分散を低減するために，放出点が結合円柱に近づくに連れ単位面積当たりで放出される光子または電子の数を増加させるとともに，光子または電子のモンテカルロ重みを減少させることによって，均一な線源を再現した（Satoh et al., 2015）。それぞれの環境放射線に対する空気カーマのシミュレーションの統計的不確実性が 1%以下となるように，ステップ 1 の計算におけるモンテカルロ履歴の数を決定した。

(67) 図 5.3 は，深さ 0.2 mfp の 0.5 MeV の線源に対して，結合円柱表面の高さ 0～0.40 m および 1.60～2.00 m において記録された環境光子のエネルギーおよび角度分布の例を示している。光子の入射方向は，地表面に平行なベクトルの正弦として表され，角度は仰角として表される。例えば，$\sin\theta$=1 は地表面に対し垂直方向で，地面から上向きの方向を表している。かなりの光子が 30° 上方から来ており，ほとんどの光子は水平面に対して 0～30° の範囲であることが分かる。結果として，光子の入射方向はかなり顕著な水平の偏りを示している。

(68) 非衝突光子は最高エネルギービンに記録される。全体として，結合円柱上に記録された光子の約 20%は，空気や土壌と相互に作用しない。エネルギーと角度スペクトルの形は，高さからほぼ独立していることに注意すべきである。

(69) 1 mfp と 4 mfp の地中の深さの 0.1 MeV の線源で，それぞれ散乱光子と非衝突光子の方向分布を図 5.4 に示す。散乱光子は下向きの浅い方向で小さな局所的極大を示し，4 mfp より 1 mfp の場合の方が顕著であった。これは，Eckerman and Ryman (1993) によって報告されているように，それぞれ 1 mfp および 4 mfp での線源に対する空気カーマの角度依存性と一致する。非衝突光子の相対数は，1 mfp での約 22%から 4 mfp での約 7%まで著しく減少する。

5.2. 汚染した空気へのサブマージョン

(70) 空気中サブマージョン被ばくの状況は，大気放出された放射性気体の放出点にあまり近くない場所での状態を表し，平滑な空気－土壌境界より上の空気の放射能濃度（すなわち，十分に混ざり合った空気）において均一であると仮定される。放出点付近では，本刊行物で用いられる空気中サブマージョンのジオメトリーは適切ではない可能性がある。人体がプルームの下に位置する場合，光子は主として上から人体に入射し，人体がプルームから離れている場合，光子の入射角は水平方向に偏る。これらの複雑な状況を考慮して線量率係数を評価することは現実的ではなく，したがって，本刊行物のサブマージョンモデルは，ほとんどの場合，被ばくの保守的な近似である。図 5.5 に空気中サブマージョンジオメトリーを示す。ジオメトリーは，範囲が半無限であると考えられる。空気－土壌境界は，汚染されていない無限面積の平らな表面であると仮定され

る。表 5.1 に空気の元素成分を示し，1.2×10^{-3} g cm^{-3} の乾燥した空気に相当する。Bellamy et al.（2019）は，空気密度に応じた空気カーマを推定しており，図 5.6 は 1 MeV の光子に対するこれらの結果の例を示す。著者らは，空気カーマと空気密度との関数関係は，光子エネルギーによらないことを見出した。これらの値を使用して，空気中サブマージョンの線量率係数をさまざまな空気密度を考慮に入れてスケーリングすることができる。湿度の増加に伴い，空気密度は増加し，その結果，空気カーマは減少する（図 5.6 参照）。

(71) モンテカルロ履歴の数，分散低減技術，および粒子のスコアリングは，土壌汚染について上述したものと同様であった。

(72) 空気領域から生じた粒子は輸送され，空気－土壌境界に置かれた結合円柱の表面上で記録される。結合面は，土壌汚染に関して 5.1 節で述べたとおり，入射光子の位置，角度，エネルギー，モンテカルロ重みを記録する。この方法は，エネルギー依存フルエンスを与える。空気中サブマージョンによる被ばくシナリオについては，0.01 から 8 MeV の範囲の光子および電子の 25 の単一エネルギー線源の計算を行った。

(73) 図 5.7 は，結合円柱表面の高さ 0～0.40 m および 1.60～2.00 m での 0.5 MeV の線源からの環境中の光子のエネルギースペクトルを示す。光子の入射方向は，地表面に平行なベクトルの正弦として表される。多くの光子では散乱は観察されず，ほとんどの光子はその方向分布が高さにほとんど依存せず，上方から来ることが分かる。

5.3. 水中イマージョン

(74) 水中イマージョンは，環境被ばく経路では稀であるかもしれない。それにもかかわらず，多くの施設では，日常的に液体廃棄物の放出が行われており，大規模な放射線事故後に，海洋への放射性物質の放出または表層水の汚染が観察されている。2011 年の福島第一事故で発生したような，損傷した原子炉の炉心により高度に汚染された水や損傷した核燃料により汚染されたプールの水は，直接または地下水を介して放出される可能性がある（Buesseler et al., 2017）。水道水中に放射性ヨウ素やセシウムなどの放射性核種が検出され，入浴に使用された放射性物質を含む水による被ばくを推定しなければならなかった。さらに，放射性核種は海洋に放出されたため，事故後に原子力発電所周辺の海に入る人々にとって潜在的に有害であった可能性がある。

(75) 図 5.8 に水中イマージョンのジオメトリーを示す。線源ジオメトリーの範囲は無限であると仮定される。水の密度は 1.0 g cm^{-3} であり，重量比による組成は水素が 0.112，酸素が 0.888 であり，純水であることを表している。ファントムは，水中に完全に浸かっていると仮定され，水中で 8 MeV の光子エネルギーで 5 mfp に対応する半径 2 m の球の中心に配置される。光子と電子の単一エネルギー線源は，汚染された水の中で均一に生成される。二次光子と電子ならびに制動放射光子は，PHITS モンテカルロ輸送コードによって直接輸送される。6 つの基準年齢の男性と女性ファントムの水中イマージョンに対する臓器の等価線量率係数は，1 ステップで計算されており，結合円柱は必要とされなかった。

5.4. 環境放射線場における空気カーマと周辺線量当量の計算

(76) 空気カーマと周辺線量当量は，環境被ばく後の放射線防護のために広く使用されている（ICRU, 1994; IAEA, 2000a）。空気カーマは，光子エネルギーフルエンスに関連する基本量である。自然の環境では，空気カーマは，UNSCEAR が空気中の線量率を表すために使用してきた空気吸収線量と実質的に同等である（UNSCEAR, 2000, 2008）。空気中の吸収線量は，長年にわたり環境モニタリングで使用されてきたが，世界的な環境モニタリングデータ（European Commission Joint Research Centre, 2017）に見られるように，次第に実用量である「周辺線量当量」に置き換わってきている。周辺線量当量 $H^*(10)$は ICRU の 4 元素組織から構成される ICRU 球内の 10 mm 深さでの拡張整列場に対する線量当量として定義され，多様な被ばくを保守的に評価する

ことを目的としている（ICRU, 1993）。実用量の「周辺線量当量」はもともと作業者の放射線防護（作業場モニタリング）のために導入されたが，この線量計測量は環境モニタリングにも適用されており，$H^*(10)$をモニタリングするための機器は，一般に，入射光子のエネルギーおよび角度分布の両方に関して等方性応答を有する。その結果，これらの機器は，単一エネルギー線源を用いた一方向照射のような単純な条件下で校正されても，複雑な角度分布とエネルギー分布を示す環境放射線場で機能することができる。したがって，世界中の環境モニタリングデータは，一般に，実用量である「周辺線量当量」として報告されている空気中の線量率として表されている（European Commission Joint Research Centre, 2017; Cinelli et al., 2019）。

(77) 放射性核種の空気中および地面の汚染密度を空気中の線量率に関連付けるために，空気カーマと周辺線量当量率の両方の係数が必要である。多くの著者は，環境中の放射性核種濃度を空気カーマ率（Dillman, 1974; O'Brien and Sanna, 1976; ICRU, 1994; Saito and Jacob, 1995）および周辺等価線量率（Lemercier et al., 2008; Saito and Petoussi-Henss, 2014）に関連付ける係数を公表しており，これらのデータは環境線量評価に使用されている。本刊行物では，これらの係数は，単一エネルギー光子線源から上記で述べた土壌汚染および空気中サブマージョン被ばくのジオメトリーの両方について，地上 1 m での空気カーマおよび周辺線量当量率を考慮して再計算されている。シミュレーションについては，モンテカルロコード PHITS（5 章参照）を用い，環境放射線場の計算に適用されるものと同じ環境条件を考慮した（5.1 節および 5.2 節参照）。

(78) 計算は，地上 1 m の空気中に，空気で満たされた直径 30 cm の球体を模擬し，球体に入る粒子を記録することによって行った。直径 30 cm は成人の胴のサイズを表している。輸送シミュレーションは，計算のステップ 1 で作成された外部ファイルのデータを使用して，結合円柱の表面から再開された。図 5.9 に計算ジオメトリーを示す。空気球で記録された光子フルエンスは，*Publication 74*（ICRP, 1996）で示された線量係数を用いて，空気カーマ率および周辺線量当量率に換算される。これらの量の相対的不確実性は 1%未満であった。

(79) 土壌と空気の汚染では，空気カーマは地面からの距離に依存し，この依存性は空気中の線源については弱いが，地中の面線源については顕著である。

(80) これらの結果に基づいて，放射能濃度を周辺線量当量率へ関連付けるため，周辺線量当量率係数 $h^*(10)$を $\mathrm{nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^2}$ または $\mathrm{nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3}$ の単位で導きだすことができる。したがって，周辺線量当量率は，実効線量率に関連付けることができる。

(81) 実効線量の個人モニタリングは，個人線量当量 $H_p(d)$で校正された線量計を用いて行われる。本刊行物を作成した ICRP タスクグループ 90 は，$H_p(d)$に対する線量係数を含めないことを決定した。$H_p(d)$は，身体上の特定の点の下の適切な深さ d における軟組織の線量当量として定義される。特定の点とは，通常，個人線量計を着用する位置である。個人用線量計の校正は，入射角 α で一方向放射線に被ばくすることによって行われ，ここで，α は放射線の入射方向と校正ファントムの前面に取り付けられた個人用線量計の基準方向との間の角度である。一般的に，校正は通常の入射放射線，すなわち $\alpha = 0^o$ に対して行われる。一方，本刊行物で検討されている環境放射線場では，広いエネルギー分布の光子がさまざまな角度から入射する。環境放射線を模擬した基準放射線場および校正手順の標準化は，国際標準化機構および国際電気標準会議のような国際機関からは提案されていない。$H_p(10)$の係数は，モンテカルロシミュレーションによりファントムと環境放射線源を用いて計算することができる。しかしながら，線量計の読み取り値を $H_p(d)$の線量率係数に関連付ける個人用線量計の校正方法は，環境被ばくにおいては未だ確立されていない。

(82) 2011 年以降，日本では環境放射線場の個人モニタリングが頻繁に行われており，線量計は一方向放射線の照射によって校正されている（Nuclear Regulation Authority

Japan, 2013）。この方法で校正された個人用線量計が，環境放射線場における実効線量の評価のための妥当な値を提供するかどうかは，重要な関心事項である。Satoh et al.（2017）はこの問題に答えるため，土壌中のさまざまな深さで分布した ^{134}C と ^{137}C の両方からの光子の放出により発生した放射線場における実効線量、$H^*(10)$および $H_p(10)$の関係を解析した。この解析においては，個人線量計は上記の簡略化された被ばく条件下で校正されたものである。彼らの解析によると，検討された条件下においてエリアモニタリングと個人モニタリングの両方が，実効線量の合理的かつ保守的な推定値を提供すると結論付けた。

6. 単一エネルギー粒子に対する線量率係数の決定（ステップ 2）

6.1. 人体形状ファントムにおけるモンテカルロ光子および電子輸送の計算

(83) 前述の汚染された土壌および空気の被ばくジオメトリーについて，ステップ 2 の計算では，ステップ 1 で計算された放射線場によってもたらされる性別および年齢別ファントムにおける臓器等価線量率係数の計算が含まれた。結合円柱上に記録された粒子履歴をファントムに照射する線源として使用し，各ファントムを空気で充填された結合円柱の内側に配置した。

(84) PHITS バージョン 2.66 を用いて，結合円柱の表面から開始する粒子輸送計算を行った（Sato et al., 2013）。原子データライブラリ MCPLIB04（White, 2003）および EL03（Adams, 2000）は，それぞれ，光子輸送と電子輸送のために使用された。

(85) ステップ 2 では，結合円柱上に記録された光子場と電子場について考慮した。光子場については，二次電子も輸送された。ステップ 1 とステップ 2 の両方の計算から合わせた相対的不確実性（1 標準偏差で表される）は，ほとんどの臓器と組織で 10%未満であり、環境放射線場の計算からの寄与が支配的であった。

(86) 活性骨髄および骨格骨内膜への等価線量率を求めるための計算方法は付属書 B に記載されている。

(87) 皮膚表面から 50～100 μm 下にあると考えられている皮膚の放射線感受性のある層への吸収線量を評価するために，モンテカルロコード GEANT4（Agostinelli et al., 2003）と共に，ポリゴンメッシュ（PM）型の標準ファントムが用いられた。皮膚線量の推定値については，付属書 C に詳しく記載されている。

(88) 臓器等価線量は，平均臓器等価線量率を測定可能な環境放射能の量に規格化して線量率係数の形で評価した。次いで，線量は，測定された地面の汚染レベル（すなわち，表面放射能密度）、または単一エネルギー放出線源の放射能密度に対して規格化された空気中の光子線量率に基づいて推定された。環境中のガンマ線測定は地上 1 m で行われるため，空気中での測定に対する規格化量は，身体の縦軸に沿って地上 1 m となる位置での空気カーマおよび周辺線量当量であるように選択された。線源の放射能に対して規格化した地上 1 m における空気カーマと周辺線量当量の値も示す（5.4 節および 6.6 節参照）。これらの係数は，線源の放射能（すなわち，単位面積当たりまたは単位体積当たりの光子放出）に対する規格化を容易にするために使用される。

(89) 定義されたすべての臓器／組織の臓器等価線量率係数は，実効線量の定義で明示されているすべてのものも含め，放射能濃度当たりの等価線量率として示されている。本刊行物は，放射線加重係数 w_R が 1 に等しい光子と電子の環境被ばくに言及しているため，等価線量率係数は，対応する吸収線量率係数の数値と等しい。

(90) 統計学的不確実性による変動を避け，光子と電子エネルギーに応じた臓器等価線量率係数の滑らかな曲線を得るために，区分的 3 次エルミート関数（Fritsch and Carlson, 1980）を用いてデータフィッティングを適用した。

(91) それぞれ 0.05 MeV および 0.10 MeV 未満の単一エネルギー光子および電子の線源では，実効線量への寄与が 1%未満であり，先行するエネルギー点*における線量係数の値がゼロである場合，当該エネルギー点における臓器等価線量率係数もゼロに設定され

たことに留意されたい。これは，曲線上の非連続性を避けるため，または曲線の滑らかさを改善するために行われた。

*訳注) 当該エネルギー点よりも、ひとつ低エネルギー側にあるエネルギー点

(92) 組織加重係数が定義されている臓器と組織の等価線量率係数（ICRP, 2007），ならびに残りの組織の基準値は，本刊行物の電子付属書に含まれている。成人男性と女性および小児の標準ファントム別にデータを示している。実効線量率係数の値も電子付属書に含まれている。これらは，ICRP 標準ファントムを用いて基準ジオメトリーで ICRP 方法論に従って計算されているため，ICRP の標準データであるものとしてみなされている。

(93) これらの計算の結果は，*Publication 107*（ICRP, 2008）（7 章参照）に記載されている各放射性核種の詳細な光子と電子壊変スペクトルに対応した係数を得るためのエネルギー内挿を通して、放射性核種別の線量率係数の導出に用いられている。

6.2. 土壌汚染の線量率係数

(94) 内臓と組織のための吸収線量は，数値ファントムを上記で得られた放射線場に被ばくさせることによって計算される。ステップ 1 で外部ファイルに書き込まれた粒子履歴についての情報に基づき粒子輸送を再開する。ステップ 1 で求めた環境放射線場を、年齢と性別毎の標準ファントムに対するステップ 2 の計算で共通して用いることで，計算効率が大幅に向上する。

(95) 図 6.1 の右の図は，ステップ 2 の計算のジオメトリーを示している。ファントムは結合円柱の中に設置され，残りの空間は空気で満たされる。計算ジオメトリーが円柱状に対称であるため，方向の偏りを避ける目的で，中心軸の周りに円柱の表面で 10 度ずつ線源位置を回転させることで，輸送計算は 36 回繰り返される。

(96) 土壌汚染の線量率係数は，25 のエネルギー点に沿って 0.01～8 MeV のエネルギー範囲を持つ，土壌中の光子と電子の単一エネルギー線源の放射能濃度当たりの実効線量率として評価した。係数は，nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2 で示される。実効線量率は，3.2 節で述べたように，ICRP 成人および小児（新生児，1 歳児，5 歳児，10 歳児，15 歳児）の標準数値ファントムを用いて計算した臓器等価線量率のデータから評価した。光子のデータは，土壌中で放出された光子の平均自由行程で表した深さが 0.0，0.2，1.0，2.5，および 4.0 mfp で、平面領域にわたり均一に分布した線源について評価した。連続的な線源深さプロファイル（すなわち，平面および体積線源）の線量率係数は，上記のデータを使用して積分することによって得ることができる（8.1.1 項と 8.1.2 項参照）。単一エネルギー電子放出については，空気－土壌境界の線源のみを考慮した（すなわち，土壌中の深さで放出された一次電子は考慮しなかった）。しかしながら，土壌中で電子が減速するにつれて生じる光子（制動放射）は，米国環境保護庁連邦指針レポート No.12（Eckerman and Ryman, 1993）および 15（Bellamy et al., 2019）の方法で，Pratt et al.（1977）のスケーリングされた制動放射断面のデータを用いて考慮された。

(97) 各線源の深さについて，結合円柱上に記録された分布から，光子エネルギーに従い 10～2000 万個の光子履歴が開始された。これは，大きな臓器では一般に約 0.5%，小さい臓器では約 1%の変動係数をもたらした。電子照射については，2,000 万～20 億の粒子履歴を追跡した。これは，すべての臓器に概して約 5%の変動係数をもたらした。なお，これらの変動係数は，ステップ 2 の臓器の等価線量の計算のみに当てはまるものであり，環境放射線場の計算には関連しない。

(98) 光子線源については，5.4 節で述べたように，地上 1 m の空気中で空気カーマと周辺線量当量率の係数も評価した。

(99) 0.0，0.2，1.0，2.5，4.0 mfp の深さでの光子線源の実効線量率係数を，対応する周辺線量当量率のデータと共に図 6.2～図 6.6 に示す。図 6.7 には，地表面の電子線源の実

効線量率係数を示す。また，上記の実効線量に関するデータは，本刊行物の電子付属書にも掲載されている。実効線量に寄与するすべての臓器ならびに残りの組織の等価線量率係数も，年齢および性別の両方に関して集計し，電子付属書にまとめた。

(100) これらの図は，環境中の光子と電子への被ばくに対する実効線量率の年齢依存性を示している。ほとんどのエネルギーとすべてのジオメトリーについて，ファントムが小さいほど（すなわち，年齢が若いほど），実効線量率係数は大きくなる。0.050 MeV 以下のエネルギーと地表の汚染では，成人ファントムと新生児でより大きな差が観察され，新生児の実効線量は成人のそれより約 6 倍高いことが分かった。また，ほとんどの場合，周辺線量当量率 $h^*(10)$は実効線量の保守的な近似であることが分かる。エネルギー0.01 MeV で新生児ファントムおよび 1 歳児，5 歳児，10 歳児のファントムの実効線量率係数が周辺線量当量率 $h^*(10)$より高くなる例外が観察される。これは，光子エネルギーの減少によって，空気中の光子の mfp も減少していると考えることによって説明できた。つまり，若い年齢の立位ファントムに入射する光子のエネルギー束は，周辺線量当量率が推定される 1 m の高さにおけるものよりも大きい。さらに，線源深さが増すにつれて，$h^*(10)$がますます保守的になることに留意されたい。これは低エネルギー側にシフトした光子エネルギースペクトルで説明できる。

(101)汚染された土壌の表面に分布する電子線源に関する図 6.7 は，いくつかの点で一貫していないことを示している。つまり、0.07 MeV 以下のエネルギーでは，新生児の実効線量率が 1 歳児のものよりも小さくなる。このエネルギー領域では，電子は表皮層内で停止し，二次光子および制動放射光子がエネルギーを筋肉領域に伝達する。新生児ファントムの筋肉の線量率係数は 1 歳児のファントムより低いことが分かった。

(102) 図 6.8 は，土壌中の光子の mfp に応じた成人の実効線量率係数の変化を示している。土壌中の線源の物理的な深さは，g cm^{-2} で表され，光子エネルギーに応じて mfp で表される深さを変換することによって推定され（8.1.1 項参照），次に，その物理的な深さにおける実効線量率係数は，区分的 3 次エルミート内挿を用いて，mfp に応じた実効線量率係数のフィッティングされた曲線によって得られる（Fritsch and Carlson, 1980）。

6.3. 空気中サブマージョンの線量率係数

(103) 空気中サブマージョンの被ばくジオメトリーは，均一に汚染された大量の空気中に立つ個人である。個人は，無限面積の汚染されていない平らな表面上に立っていると仮定する。サブマージョン線量計算の線源は，空気－土壌境界で土壌の上に立っている人体ファントムを囲む，均一に分布した単一エネルギー光子と電子の放射体を含む半無限雲である。図 5.5 の右側の図は臓器等価線量計算のための照射ジオメトリーを示している。

(104) 各ファントムにおける臓器等価線量率係数は，外部 ASCII ファイルに記録された環境中の光子と電子のデータを用いて計算される。電子線源の場合，電子は結合円柱の表面から始まるだけでなく，汚染された空気で満たされた円柱の体積内からも始まることに留意すべきである。円柱表面線源と円柱体積線源の輸送計算は別々に行われた。

(105) 大気中に均一に分布した単一エネルギー線源の実効線量率係数を，光子エネルギーと電子エネルギー別に，それぞれ図 6.9 と図 6.10 に示す。全体として，25 の線源エネルギーを 0.01～8 MeV から選択した。線量率係数の単位は nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3 である。図 6.9 は $h^*(10)$も示しており，0.015 MeV を超えると，保守的な手法が維持されることを実証している（すなわち，考慮されるすべてのファントムで周辺線量当量が実効線量よりも高い）。実効線量，周辺線量当量，および空気カーマ率係数の表は，電子付属書に記載されている。さらに，電子付属書では，男女および検討されたすべての年齢の臓器等価線量率係数の補足データも含まれている。

(106) 係数の年齢依存性については，概して，より若く小さい標準ファントムでは内臓の身体遮蔽の量が少ないため，ファントムの体重が小さいほど，臓器線量および実効線量が高くなることが観察された。成人と新生児の実効線量の差異は，0.06 MeV の光子エネルギーを超えると 50%以下であるが，0.03 MeV を下回ると最大 160%となる。

(107) 図 6.10 に示すように，0.05 MeV 未満の電子線源とエネルギーでは，成人の実効線量率係数は新生児のそれよりも高い。このエネルギー領域では，実効線量に主に寄与するのが乳房の線量であり，成人の乳房領域の体積が新生児の乳房体積と比較して大きいために成人の乳房線量は新生児よりも高い。

(108) 図 6.11 は，単一エネルギー電子に対する 10 歳児の実効線量率を，皮膚の等価線量率に 0.01 の組織加重係数 w_T を乗じた値，乳房の等価線量率に $w_T = 0.12$ を乗じた値，生殖腺の等価線量率に $w_T = 0.08$ を乗じた値とともに示している。皮膚の等価線量は，皮膚表面下 50～100 μm であると考えられている，表皮の放射線感受性部位における線量を評価するために，PM 型ファントムを用いて計算されていることに留意されたい（付属書 C を参照）。0.06 MeV までは，空気中サブマージョンジオメトリーにおける電子線源について，乳房の線量が実効線量に対し主に寄与していることが分かる。0.07 MeV～1 MeV では，電子が皮膚表面下の放射線感受性部位に到達できるため，皮膚線量が支配的になる。1 MeV を超えると乳房線量が支配的になり，このエネルギー領域では，電子は部分的なエネルギー付与を伴って表皮を透過する。

6.4 水中イマージョンの線量率係数

(109) 水中イマージョンの線量率係数は，個人が無限体積の均一に汚染された水に完全に浸かっていると仮定して計算した。水中の光子に対する被ばくでは，ファントム領域内の身体外側にあるボクセルは水と識別した上で，球状ジオメトリー全体がサンプリングされる。

(110) 水中イマージョンジオメトリーにおける電子線源からの臓器等価線量は，体表近傍の水から放出される一次電子と，水中の電子相互作用によって生成される制動放射光子が寄与する。

(111) 0.01～8 MeV の範囲の光子および電子の 25 の単一エネルギー線源，ならびにすべての男性と女性の成人および小児ファントムについて計算を行った。図 6.12 と図 6.13 は，それぞれ，水中に均一に分布した光子と電子線源の評価された実効線量率係数を，粒子エネルギーに応じて示している。データは $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$ で示している。

(112) 実効線量係数の年齢依存性は，汚染された空気中のサブマージョンの場合と類似しており，新生児の実効線量は 0.015 MeV の光子エネルギーに対して成人より最大 190%高かった。

(113) 図 6.14 は，皮膚，乳房，生殖腺の等価線量にそれぞれ 0.01，0.12，0.08 の組織加重係数を乗じた，単一エネルギー電子に対する 10 歳児の実効線量率を示している。皮膚等価線量は，皮膚表面から 50～100 μm 下にあると考えられる表皮の放射線感受性部位での線量を評価するために，PM 型ファントムを用いて計算された（付属書 C を参照）。約 0.07 MeV を超えると，皮膚への線量が水中イマージョンおよび電子被ばくの実効線量に主に寄与し，一方，このエネルギー未満および約 1 MeV を超えると，乳房からの寄与が最も高いことが分かる。

6.5. 計算の検証（スポットチェック）

(114) 最も一般的な被ばくシナリオを代表するとして選択された被ばく状況に特有の環境放射線場について，日本原子力研究開発機構（JAEA）の Daiki Satoh がモンテカルロコード PHITS（4 章を参照）を用いて計算を行った。すべてのジオメトリー，粒子，およびファントムの臓器等価線量の計算も，Satoh が PHITS を用いて行った（前章を参照）。皮膚の線量評価については，Yeon Soo Yeom（Hanyang University）が GEANT4 およびファントムのメッシュ型を用いて，別途計算を行った（皮膚の線量評

価については付属書 C 参照）。本刊行物で表に示した参照係数は，平滑化および最小二乗多項式フィッティングの後に，上記のデータによって評価された。

(115) 品質保証のため，タスクグループ 90 の異なるメンバーが，同じ環境放射線場と同じ標準数値ファントム，異なる放射線輸送コードを使用して，いくつかの臓器等価線量データセットを再計算した。使用したモンテカルロコードは，GEANT4（Y.S. Yeom, Hanyang University），EGSnrc（H. Schlattl, Helmholtz Zentrum München（HMGU）），MCNPX（S.J. Yoo, Korean Institute of Nuclear Safety（KINS）），MCNP6（J. Jansen, Public Health England（PHE）），MCNPX（C. Lee, National Cancer Institute（NCI）），および Visible Monte Carlo（VMC）（J. Hunt, Instituto de Radioproteção e Dosimetria（IRD））であった。本節では，スポットチェックのために行われたモンテカルロ計算について簡単に述べる。

6.5.1. GEANT4（ユーザー：Hanyang University）

(116) GEANT4 コードは，汎用モンテカルロコードであり，ソフトウェアエンジニアリングおよびオブジェクト指向技術を利用して C++プログラミング言語で開発された（Agostinelli et al., 2003）。GEANT4 は，1998 年に初めて公開されて以来，さまざまな国際研究グループの GEANT4 連携により，改善と維持がなされてきた（http://geant4.cern.ch/）。GEANT4 コードは，100 eV～10 TeV，またはいくつかの粒子については 10 PeV までの広いエネルギー範囲を対象とし，多くの粒子をシミュレーションすることができる（Allison et al., 2016）。これは，線量評価，医療用途，宇宙科学，および加速器物理を含むさまざまな用途で広く使用されている。

(117) 土壌汚染，光子，および電子線源の臓器等価線量率係数を検証するスポットチェックのため，本刊行物の計算では GEANT4 バージョン 10.2 を使用した。GEANT4 コードにおいて標準ボクセルファントムは，GEANT4 クラスの中で，ボクセル型ジオメトリーの実行に最適な機能を提供する G4VNestedParameterisation クラスを使用して，実行された（Schümann et al., 2012）。光子と電子の計算には，EPDL97（Cullen et al., 1997），EEDL（Perkins et al., 1991），および EADL（Perkins et al., 1997）を含む，G4EmlivermorePhysics の物理学ライブラリを用いた。正確なシミュレーションのために，すべての媒体中のすべての粒子の二次生成の切断値を 1 μm の範囲に設定した。

(118) 土壌汚染の一部の例における単一エネルギー光子と電子（0.03～3MeV）の臓器等価線量率係数は，計算手法のステップ 1 で得られた位相空間線源データを用いて直接計算した（5.1 節参照）。計算中，線源データから，1 つの粒子を無作為に選択し，その位置と方向を，z 軸（すなわち，結合円柱の中心軸）上の 0～360º の間で無作為に選択した角度で回転させた。この方法は，照射ジオメトリーが円柱対称であることを考慮して，与えられた線源データ中の粒子数による望ましくない方向バイアスを避けることができる。

(119) 光子については，計算された臓器等価線量の相対的な統計上の不確実性は，一般に，より大きな臓器では 1%未満であり，より小さな臓器では 4%未満であった。0.2 MeV を超える電子では，不確実性は，一般に，より大きな臓器では 2%未満であり，より小さな臓器では 10%未満であったが，低エネルギーの電子では，不確実性がすべて 0.1%以下であった皮膚線量を除いて，計算された臓器等価線量のほとんどに大きな統計学的不確実性があった。

6.5.2. MCNP6（ユーザー：PHE）

(120) モンテカルロ N 粒子コードシステム MCNP（米国ニューメキシコ州ロスアラモス，ロスアラモス国立研究所）バージョン 6.1（Pelowitz, 2013a, b）は，Fortran 90 コード形式で使用されている。2014 年 9 月 22 日の MCNP フォーラムに関する Michael Lorne Fensin の報告書によると，線源コードにパッチが当てられており、格子内でのボ

クセルサンプリングが容易になっている。さらに，Fortran 90 線源ルーチンが追加されて，環境放射線場を記述する線源ファイルの読み込みを可能にしている。この線源ルーチンは，最初に線源ファイル全体を読み込み，その後のファイル読み込み中に（無作為に）サンプリングされた角度にわたって線源回転を適用する。Fortran 90 コードは，Intel Fortran コンパイラ（米国カリフォルニア州サンタクララ Intel Corp.）でコンパイルされている。品質管理のために，実行可能ファイルを検証サンプルでテストし，差異を検証し，記録し，ロスアラモス国立研究所に送付した。

(121) 使用した断面ライブラリは，光子については MCPLIB04，電子については EL03 であり，いずれも MCNP6 の初期設定であった。活性骨髄および骨内膜以外のすべての臓器ならびに光子被ばくについて，臓器等価線量は，電子平衡を仮定して電子輸送なしで計算される。ただし、光子エネルギー1 MeV 以上に対する空気中サブマージョンでは電子も輸送する。すべての臓器について，タリー6 である飛程長－熱評価機能（すなわち，飛程長評価機能に計算されたフルエンスから線量への内部関数を適用したもの）が吸収線量を導出するために使用される。その例外は光子被ばくの活性骨髄と骨内膜の吸収線量率係数の計算であり，この場合，線量増強因子が，電子平衡の欠如を補うために使用され，タリー4 である飛程長評価機能は，フルエンス対線量応答関数を用いて修正される（付属書 B を参照）。確認のための計算は，空気中サブマージョン，水中イマージョン，光子と電子線源，およびすべての ICRP 標準小児ファントムについて行った。

6.5.3. MCNPX（ユーザー：KINS）

(122) モンテカルロ粒子輸送コード MCNPX 2.7.0（Pelowitz, 2011）と，断面ライブラリ MCPLIB04 および EL03 を共に使用して，空気中サブマージョンおよび水中イマージョンの被ばく状況における光子の特定エネルギーの単位線源強度での ICRP 成人および小児標準ファントムの臓器への吸収線量を計算した。特定の光子エネルギーについては，0.01～10 MeV の範囲で 25 のエネルギービンが用いられる。臓器と組織の吸収線量は，MCNPX コードにおける F6 タリーを適用することによって計算した。輸送計算は，単純化された計算モデルによって決定された，収束距離内の線源体積について行った（Yoo et al., 2013a, b）。

(123) 小さな臓器（例えば，胸腺およびリンパ節）における統計的な不十分性を解決するために，身体に入る光子のエネルギースペクトルが数 mfp を超えるジオメトリー範囲では有意に変化しないと仮定することによって，「等線量比法」（Yoo et al., 2013a）が適用された。小さな臓器の吸収線量に対する筋肉（基準臓器）が受けた線量の比率を，半径 50 m（基準距離）で，それぞれのエネルギービンについて計算した。空気領域の半径が変化してもこれらの比率の偏差は 10%以内であることを確認し，これらの比率を小さい臓器の線量を得るために用いた。

(124) 確認のための計算は，空気中サブマージョンと水中イマージョン，光子ビーム，およびすべての ICRP 標準小児ファントムについて行った。

6.5.4. MCNPX（ユーザー：NCI）

(125) NCI での臓器等価線量係数の計算の検証には，モンテカルロ N 粒子コードシステム拡張（MCNPX）バージョン 2.7.0（Pelowitz, 2011）が用いられた。検証は，0.01～5 MeV の範囲の 13 の光子エネルギービンについて，0.0 mfp の深さ（すなわち，表面汚染）の土壌汚染のみ行った。新生児および 15 歳児の ICRP 小児ファントムが検証プロセスに含まれた。臓器等価線量率係数は 30 以上の臓器と組織について計算し，PHITS コードのデータとの対比のために JAEA に送付した。

(126) JAEA が PHITS を用いて計算した土壌汚染に関する線源データは，「位相空間データ」と呼ばれ，NCI に送付された。MCNPX は，面線源の書き出し/読み込み（SSW/SSR）ルーチンを介して外部の線源定義を読み書きするが，PHITS の線源データは MCNPX とは直接互換性がなかった。ASCII 形式の PHITS の線源データを，

MCNPX における SSW ルーチンの記述にしたがって，内部スクリプトを用いてバイナリー形式に変換した。

(127) 検証プロセスにおいて，断面ライブラリの MCPLIB04 と EL03 を光子と電子に対してそれぞれ採用した。許容可能な統計学的誤差の範囲に収めるため，合計 5 億個の粒子履歴を使用した。エネルギーカットオフのデフォルト値（0.001 MeV）を，光子および電子輸送の両方に使用した。臓器と組織への吸収線量は，F8 エネルギー沈着タリーを用いて計算した。多数のモンテカルロ計算を行うため，NCI で設置されている高性能コンピューターサーバが利用された。

6.5.5. EGSnrc（ユーザー：HMGU）

(128) 光子の臓器等価線量係数の計算には，Electron Gamma Shower コードシステム EGSnrc バージョン v4-2-3-1（Kawrakow et al., 2009）を採用し，臓器等価線量の計算のために特別に開発したコード（Schlattl et al., 2012）を使用した。EGSnrc は，カナダ国立研究評議会（NRC）によって維持されている EGS4（Nelson et al., 1985）の拡張と改良がなされたバージョンである。本研究で行ったシミュレーションは 0.01～8 MeV のエネルギー範囲の光子に対してのみ行ったが，光子と電子の輸送は数 keV から数百 GeV までの粒子運動エネルギーに対してシミュレーションすることが可能である。

(129) 光子輸送については，K，L，M 殻からの結合コンプトン散乱と二次光電子をすべてのエネルギーに対して考慮した。両方の場合において，結果として生じる蛍光またはオージェ電子とコスタ・クロニッヒ電子が追跡される。光子断面積の入力データは，XCOM データベースのものと一致する（Berger and Hubbell, 1987）。

(130) 本刊行物で行われた計算では，光子エネルギーが 2 keV 未満に低下すると，光子輸送は終了する。二次電子はその運動エネルギーが 20 keV 未満に落ちるまで追跡される。

(131) 追跡した履歴数は，0.01 MeV での 4 億 5000 万から 8 MeV での 1 億までの間で変動し，その結果，ほとんどの臓器に対する変動係数が 1%以下となり，例外の場合（例えば，胆嚢に対する低エネルギー照射）のみ 4%にまで達した。

(132) 回転対称性を仮定することによって，結合円柱の位相空間線源データは，離散確率密度関数 $\tilde{p}(E, h, \sin\vartheta)$に変換された。ここで，$E$は粒子エネルギーであり，$h$は円柱上のその線源位置であり，$\vartheta$は水平面に対するその方向を表す。円柱の蓋では，確率密度関数は $\tilde{p}(E, \sin\vartheta)$であった。

(133) EGSnrc ユーザーコードにおける線源サンプリングは，確率密度関数から得られた累積密度関数と，回転対称を仮定することにより、行われた。

(134) 確認のための計算は，空気中サブマージョンと土壌汚染，光子ビーム，および ICRP 成人標準ファントムについて行った。

6.5.6. Visible Monte Carlo（ユーザー：IRD）

(135) Visible Monte Carlo（VMC）（Hunt et al., 2004）は，1994 年から現在まで，Instituto to Radioproteção e Dosimetria で開発されている。VMC は，光子，電子，α 粒子，および陽子を，ボクセルおよび一般的なジオメトリーの構造を通して輸送する。低原子数の物質では制動放射線の生成と輸送は考慮されていない。スポットチェック計算のために考慮された光子エネルギー範囲は 0.03～3 MeV であった。VMC には，模擬されたジオメトリーの全貌，ならびに環境およびファントムとの光子相互作用を描画する豊富な画像インターフェースがもたらす利点がある。

(136) 2016 年 3 月バージョンの VMC は，汚染された水による臓器等価線量係数と成人ファントムを確認するためのスポットチェック計算に使用された。使用した断面ライブラリは，NIST XCOM データベース（Berger and Hubbell, 1987）であり，各光子エネルギーについて考慮した水球の大きさは，水中の 10^8 個の光子の輸送のシミュレーショ

ンにより移動した最長距離に基づいた。光子輸送は，光子が光電効果を受けると終了する。計算された臓器等価線量の統計学的不確実性は，より大きな臓器では 1%未満であり，より小さな臓器では 5%未満であると推定された。

6.5.7. 異なるコードで計算した線量率係数の比較および他の研究との比較

(137) 図 6.15 は，異なる計算者とコードによって推定された，地表面の面線源（左）と空気中サブマージョン（右）に対するさまざまな年齢ファントムにおける単一エネルギー光子の実効線量を示している。図から分かるように，さまざまなモンテカルロコードによる計算された線量率係数は，10%以内で一致し，ほとんどの場合が 4%未満である。また，米国連邦指針レポート No.15（Bellamy et al., 2019）で与えられている実効線量の値も示されている。後者のデータは，特定の幾何形状を組み合わせて構築した ICRP 標準個人の両性具有数式モデルを用いて，Bellamy et al.によって推定された環境放射線場のデータについて得られたことに留意されたい（Cristy and Eckerman, 1987; Han et al., 2006）。

(138) 図 6.16 は，PHITS および GEANT4 コードによって計算された，男性成人ファントムの単一エネルギー電子を放出する地面の面線源に対するいくつかの臓器等価線量率の値を示す。6.1 節で述べたように，実効線量の寄与が 1%以下の値は 0 に設定されていることが分かる。図 6.17 は，単一エネルギー光子を放出する地面の面線源について，MCNPX と PHITS コードで計算された，15 歳の男性ファントムかつ光子線源に対する臓器等価線量率を示している。同様に，図 6.18 と図 6.19 は，それぞれ，空気中サブマージョンおよび水中イマージョンで光子線源に対する臓器等価線量率係数を示す。

6.6. モニタリングに係る線量率係数-空気カーマと周辺線量当量率

(139) 周辺線量当量率について、標準成人および標準新生児，1 歳児，5 歳児，10 歳児，および 15 歳児のファントムの実効線量率ならびに空気カーマと比較した（図 6.2～図 6.6 および図 6.9 を参照）。周辺線量当量は，地表面および地中の面線源，ならびに放射性雲におけるサブマージョンで 0.020 MeV を超えるエネルギーに関して，年齢に関わらず，実効線量を十分に過大評価することが示された。前述したように，0.01 MeV のエネルギーでの土壌汚染では逆の傾向が観察された。0.0，0.2，1.0 mfp の土壌深度で，新生児，1 歳児，5 歳児，10 歳児のファントムでは，実効線量率係数が周辺線量当量率 $h^*(10)$よりも高く，同様に新生児と 1 歳児のファントムでは，2.5 mfp と 4.0 mfp の土壌深度でも同様であった。空気カーマと実効線量との差異は，周辺線量当量と実効線量との差よりも小さいことが分かった。例えば，空気カーマは，調査された環境被ばくに対する実効線量により近い近似である。

(140) 以前の研究では，Saito and Petoussi-Henss（2014）は，地中に指数関数的に分布する線源の放射性核種濃度に周辺線量当量率を関連付ける線量係数を報告した。著者らは，2011 年の福島第一事故後に，放射性 ^{137}Cs，^{134}Cs，^{131}I，^{110m}Ag，^{129m}Te で汚染された日本の数百か所で測定された比率と，シミュレーションにより得られた周辺線量当量に対する空気カーマの比率を比較した。すべての場合において，結果はよく一致していた。

(141) 図 6.20 と図 6.21 は，土壌のさまざまな深さでの面線源について，地上 1 m の周辺線量当量率および空気カーマ率をそれぞれ示す。いずれも線源の土壌における深さに強く依存し，深さが増加するにつれて，土壌の遮蔽作用のために周辺線量当量率と空気カーマ率の両方が減少することが分かる。0.2 mfp の深さにおける周辺線量当量率は，0.0 mfp におけるそれの約 30～70%である。1.0 mfp では，周辺線量当量率係数の減少はより顕著であり，周辺線量当量は表面汚染の場合の係数より 80%少ない。

6.7. ICRU が提案した外部放射線の新しい実用量との比較

(142) 本刊行物の編集時に使用される外部被ばくの実用量は，1980 年代に定義され，世界中の法定計量に実装されている。それにもかかわらず，既存の体系は，特に，非常に

高いエネルギーおよび非常に低いエネルギーの粒子を含む場への適用において，いくつかの制限がある（Bartlett and Dietze, 2010; Endo, 2016）。

(143) ICRU Report Committee 26（ICRU, 2020）は，実用量の合理性を検討し，防護量に基づく係数を用いた実用量の再定義を勧告している（Endo, 2016）。そこで，着目点における粒子フルエンス（放射測定量）の値に防護量への換算係数の値を乗じて，新たな量を定義することを検討した。この手法は，防護量の換算係数の基準値が利用可能であるため正当化される（ICRP，2010）。この変更によって，防護量と実用量において、放射線の線質に対する異なる線量加重（放射線加重係数と線質係数）や，異なるファントム（人体形状ファントムと ICRU 球またはスラブ）が使われることを避けることができる。

(144) 提案された定義では，放射線場のある点における周辺線量 H^*は，その点における粒子フルエンス Φ と換算係数 h^*_{Emax}との積として定義され，粒子フルエンスを実効線量の最大値 $E_{\max}$ に関連付ける。換算係数は，理想化された幅広い水平ビームによる放射線場に対して，ICRP 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る。その照射ジオメトリーは、前方－後方、後方－前方、左側方、右側方、360° 回転方向、完全な等方照射、上方半球の半等方照射、下方半球の半等方照射場である。

(145) 周辺線量係数は $h^*_{E\max,i}(E_\mathrm{p}) = E_{\max,i}(E_\mathrm{p})/\Phi(E_\mathrm{p})$によって与えられ，ここでフルエンス値は，着目点における運動エネルギーE_pをもつ粒子タイプ iに対するものである。タイプ iの粒子については以下で示される。

$$H_i^* = \int h^*_{E_{\max,i}}(E_\mathrm{p}) \frac{\mathrm{d}\Phi_i(E_\mathrm{p})}{\mathrm{d}E_\mathrm{p}} \,\mathrm{d}E_\mathrm{p} \qquad (6.1)$$

ここで，$\mathrm{d}\Phi_i(E_\mathrm{p})/\mathrm{d}E_\mathrm{p}$は，その着目点において、 E_pの周りのエネルギー区間 $\mathrm{d}E_\mathrm{p}$で運動エネルギーを持つ粒子のフルエンスである。すべての寄与粒子タイプ iの合計が量 H^*である：

$$H^* = \sum H_i^* \qquad (6.2)$$

周辺線量の単位は J kg^{-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。

(146) 図 6.22 は，異なる土壌の深さについて，光子エネルギーに応じた周辺線量（率）を示したものである。一般に，周辺線量率の値は，周辺線量当量率の値よりも低く，0.015～0.07 MeV 未満のエネルギーで差がより顕著であることが分かる。しかしながら，周辺線量率もまた、この種の放射線場の実効線量を良く推定する量として示されている。

7. 放射性核種の等価線量率および実効線量率の係数（ステップ 3）

7.1 臓器と組織の等価線量率の係数

(147) 単一エネルギー光子および電子について評価された臓器吸収線量率係数，ならびに *Publication 107*（ICRP, 2008）に含まれる核壊変データに基づいて，組織 T，被ばくモード S，および放射性核種 Nについて，放射性核種ごとの等価線量率係数$\dot{h}_T^{S,N}$を以下の式を用いて計算した。

$$\dot{h}_T^{S,N} = \sum_R w_\mathrm{R} \left[\sum_i Y_{R,i}^N(E_i^N) \dot{d}_{T,R}^S(E_i^N) + \int_0^\infty Y_R^N(E^N) \dot{d}_{T,R}^S(E^N) \,\mathrm{d}E \right] \qquad (7.1)$$

ここで，Rは放射線タイプであり，w_Rは放射線タイプ Rの放射線加重係数である。大括弧外の総和は，放射性核種 Nから放出される放射線（すなわち，光子と電子）についての合計を意味する。$Y_{R,i}^N$は放射性核種の核壊変によって放出される離散エネルギーE_i^Nを持つタイプ Rの i番目の放射線の収率であり，$d_{T,R}^S(E_i^N)$は，6 章に記載されるとおり，組織 T，放射線タイプ R，および被ばくモード SのエネルギーE_i^Nにおける臓器吸収

線量率係数である。大括弧内の第 1 項は，核壊変によって離散エネルギーを持って放出されたすべての放射線を合計する。第 2 項の積分における $Y_R(E^N)$ と $\dot{d}^S_{T,R}(E^N)$ は，β 放出の連続エネルギースペクトル内のエネルギー E^N における，収率と吸収線量率係数である。

(148) 吸収線量の内挿は，区分的 3 次エルミート関数を用いて対数－線形空間で行った（Fritsch and Carlson, 1980）。モンテカルロ計算で得られた単一エネルギー放射線の係数は 0.01 MeV 以上の光子と電子のみを扱っていたので，0.01 MeV 以下のエネルギーでの値はゼロに設定される。

(149) 放射性核種別の臓器等価線量率係数は，土壌，空気および水の中に分布する *Publication 107*（ICRP, 2008）でまとめられた 97 元素の 1252 種の放射性核種について評価され，当該刊行物の電子付属書に表形式で示されている。そこに提供される線量率係数は，示された放射性核種のみについて計算され，子孫核種からの放射線が含まれないことに留意されたい。また，放射性核種の核変換の要約は電子付属書（ICRP, 2008）に記載されている。

7.2. 実効線量率の係数

(150) *Publication 103*（ICRP, 2007）の実効線量の定義に従って，男性と女性のファントムの臓器等価線量をその計算に用いた。放射性核種別の実効線量率係数は，上述の放射性核種別の臓器等価線量率係数から導出された。被ばくモード S および放射性核種 N の実効線量率係数 $\dot{e}^{S,N}$ は，以下のように計算された。

$$\dot{e}^{S,N} = \sum_T w_T \left[\frac{\dot{h}_T^{S,N,M} + \dot{h}_T^{S,N,F}}{2} \right] \tag{7.2}$$

ここで，w_T は組織加重係数であり，$\dot{h}_T^{S,N,M}$ と $\dot{h}_T^{S,N,F}$ は，それぞれ，男性および女性の被ばくモード S における放射性核種 N に対する組織 T の等価線量率係数である。（7.2）の式は，各基準年齢に適用することができる。

(151) 表 A.1（付属書 A）は，土壌深さ 0.5g m^{-2} の面線源（8.1.1 項を参照）で、選ばれたいくつかの放射性核種について，成人と本刊行物で取り扱う小児の年齢における実効線量率，および周辺線量当量と空気カーマ率係数（7.3 節を参照）を示す。同様に，表 A.2 は，大気中に均一に分布する選ばれたいくつかの放射性核種（空気中サブマージョン）について、すべての年齢における実効線量率，ならびに周辺線量当量および空気カーマ率係数を示す。表 A.3 は，水中イマージョンについてのすべての年齢における実効線量率を示す。すべての放射性核種についての表は，電子付属書に記載されている。

7.3. 空気カーマと周辺線量当量率の係数

(152) 5.4 節および 6.6 節の記載に基づいて得られた単一エネルギー係数および *Publication 107* の壊変データ（ICRP, 2008）を用いて，土壌汚染および空気中サブマージョンジオメトリーにおける光子線源に対して，放射性核種別の空気カーマ率の係数 $\dot{k}_a^{S,N}$ と周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)^{S,N}$ を評価した。

$$\dot{k}_a^{S,N} = \sum_i Y^N_{photon,i}(E_i^N)\,\dot{k}_a^S(E_i^N) \tag{7.3}$$

$$\dot{h}^*(10)^{S,N} = \sum_i Y^N_{photon,i}(E_i^N)\,\dot{h}^*(10)^S(E_i^N) \tag{7.4}$$

ここで，$Y^N_{photon,i}$ は，エネルギー E_i^N をもつ核種 N の核壊変から放出される i 番目の光子の収率であり，$\dot{k}_a^S$ と $\dot{h}^*(10)^S$ は，E_i^N のエネルギーにおける空気カーマと周辺線量当量率係数を示す。

(153) $\dot{k}_a^S(E_i^N)$ と $\dot{h}^*(10)^S(E_i^N)$ の値は，対数－線形空間における区分的 3 次エルミート関数内挿による単一エネルギーの光子線源のデータから求めた。Eckerman and Ryman（1993）および Bellamy et al.（2019）が，Pratt et al.（1977）のスケーリングされた

制動放射断面データを用いて行ったように，土壌汚染と空気中サブマージョンのそれぞれにおいて，土壌または空気中の電子相互作用によって生成された制動放射光子の寄与も考慮されていることに留意されたい。

(154) 土壌汚染と空気中サブマージョンに関する放射性核種別の空気カーマおよび周辺線量当量率係数は，放射性核種別の実効線量率のデータとともに，電子付属書の「土壌汚染」および「空気中サブマージョン」のフォルダに記載されている。

8. 線量率係数の適用

8.1 土壌中の放射性核種のさまざまな深さプロファイルに対する線量率係数の適用

8.1.1. 特定の深さにおける面線源

(155) 5.1 節で述べたように，土壌汚染の線量率係数は，土壌中の光子の mfp（すなわち，0.0，0.2，1.0，2.5，4.0 mfp）で表される 5 つの線源の深さにおける面線源のモンテカルロシミュレーションで評価した。線源の深さは，単位面積当たりの質量（g cm^{-2}）として表すことができ，これは，吸収率が質量厚さにのみ依存するため，土壌密度とは無関係である。光子の mfp は光子エネルギーに依存する。例えば，3.0 g cm^{-2} という特定の線源の深さは，土壌中の 0.01，0.1，および 2.0 MeV の光子で、それぞれ 72.3，0.54，および 0.14 mfp に相当する。特定の深さ（g cm^{-2}）で面線源から放出された単一エネルギー光子の線量率係数は，区分的 3 次エルミート関数（Fritsch and Carlson, 1980）を用いて，対応する mfp のデータから再構築することができる。線量率係数は，単一エネルギー光子に対して 0.0，0.5，3.0，および 10.0 g cm^{-2} の特定の深さの面線源について評価されており，電子付属書に記載されている。核種別の臓器の等価線量率係数と実効線量率係数は，光子の線量寄与だけでなく，地表面の電子放射体からの電子の寄与（もしあれば），および Eckerman and Ryman（1993）および Bellamy et al.（2019）が Pratt et al.（1977）のスケーリングされた制動放射断面データを用いて行ったように，土壌中の電子相互作用によって生成された制動放射光子の寄与も考慮することによって評価された。

(156) 0.5g cm^{-2} という深さは，土壌表面の起伏と，降水後の初期の移動を表すと考えられる。これは，移動後の最初の数年における地中の放射性核種の沈着を模擬している（ICRU, 1994）。この線源の深さは，Saito et al.（1990）および Petoussi et al.（1991）による以前の研究，ならびに Petoussi-Henss et al.（2012），Yoo et al.（2013a），Bellamy et al.（2019）による最近の研究においても扱われている。$^{137}Cs/^{137m}Ba$ 線源が，0.5g cm^{-2} の深さで面線源として分布している場合，空気中の空気カーマは，純粋に地表面の面線源（UNSCEAR，2016）と比較して 0.67 割減少することが示されている。密度が 1.0 g m^{-3} の土壌の 0.5 g cm^{-2} の深さでの面線源は，密度が 1.6 g m^{-3} の土壌 3 mm での面線源に等しいことに留意すべきである。深さ 3g cm^{-2} は放射性セシウムの典型的な沈着の深さで，10.0g cm^{-2} は，セシウムが観測された最大のおおよその深さである。表 A.1 に，一部の選ばれた放射性核種について，深さ 0.5g cm^{-2} の実効線量係数を示す。考慮されるすべての特定の深さおよびすべての放射性核種の臓器線量率係数および実効線量率係数の表は，電子付属書に記載されている。

8.1.2. 体積線源

(157) 福島周辺の測定（Matsuda et al., 2015）では，陸域生態系により土壌中の放射性核種の深さプロファイルが時間とともに変化することが明らかになった。深さプロファイルごとに線量率係数を計算することは実用的ではないため，任意の深さプロファイルの体積線源の線量率係数を得る手法を提案した。なお，体積線源の深さプロファイルは土壌中の深さに沿った放射能濃度の垂直方向の分布を示しているが，水平方向の分布は均一であると仮定されている。

(158) 任意の深さプロファイルの体積線源の線量率係数は，g cm^{-2} で示される深さでの面線源のデータと Satoh et al.（2015, 2017）によって説明された加重積分法を用いて

得ることができる。加重積分法は，g cm^{-2} で表される深さ ζ に沿って分布する放射能濃度について重み付け $w(\zeta)$された土壌中の深さプロファイルを記述するもので，いかなる深さプロファイル（例えば，指数関数，ガウス関数，または均一）にも適用可能である。なお，$w(\zeta)$は，放射能濃度の深さプロファイルを，体積線源の総放射能に対する深さ ζ における放射能の相対的な値として表す。

(159) 体積線源の係数$\dot{h}_v$は，次のように計算される。

$$\dot{h}_{\mathrm{v}} = \frac{1}{W}\int_{\zeta_1}^{\zeta_2} \dot{h}_{\mathrm{p}}(\zeta) w(\zeta)\,\mathrm{d}\zeta$$
$$W = \int_{\zeta_1}^{\zeta_2} w(\zeta)\,\mathrm{d}\zeta \qquad (8.1)$$

ここで，$\dot{h}_p(\zeta)$は深さ ζ に位置する面線源の線量率係数であり，ζ_1 と ζ_2 はそれぞれ土壌の体積線源の最低深度と最大深度であり，Wはその深さプロファイルにおける重みの合計である。

(160) Matsuda et al.（2015）は，2011 年の原子力発電所事故後の福島地域で観察された土壌中の放射性セシウムの深さプロファイルについて，次のような重み w(ζ)の式を用いて指数関数にフィットすることを報告した。

$$w(\zeta) = \alpha \exp\left(-\frac{\zeta}{\beta}\right) \qquad (8.2)$$

ここで，因数 α は地表面での重みを示し，パラメータ β は単位面積当たりの緩衝質量である。β の大きさは，土壌中への放射性核種の浸透の指標であり，大きな β の値はより深い浸透を示す。単位面積当たりの緩衝質量の単位は g cm^{-2} である。

(161) 指数プロファイルで分布した体積線源の加重積分を，1 μm 幅の細長い小片における台形公式を用いて数値的に解いた。ζ_1 と ζ_2 の値をそれぞれ 0.0 g cm^{-2} と 100 g cm^{-2} に設定し，量$\dot{h}_p(\zeta)$を，面線源の線量率係数に対する区分的 3 次エルミート内挿を用いて求めた。内挿の精度を高めるために，深さ 0.5，3.0，および 10.0 g cm^{-2}，ならびに追加で 1.0，2.0，5.0，7.5，12，15，20，25，30，40，50，75，および 100 g cm^{-2} という特定の深さについて，線量係数を評価した。

(162) 加重積分法の有効性を調べるために，Satoh et al.（2015）は β 1.0 の ^{137}Cs/^{137m}Ba の指数関数的に分布した体積線源を PHITS コードに取り込み，エネルギースペクトルと実効線量率を直接計算した。再構築した体積線源はモンテカルロ法で直接計算した線源と良く近似することが分かった。

(163) 単位面積当たりの緩衝質量がそれぞれ β = 0.5，1.0，2.5，5.0，10.0，20.0，50.0，および 100.0 g cm^{-2} の指数関数的プロファイルで分布した単一エネルギーの体積光子線源について，年齢ごとに実効線量率係数を評価し，それぞれの周辺線量当量，空気カーマ，および（性別と年齢に依存する）臓器線量率係数と共に電子付属書に記載している。上記の β の値の選択は，他のプロファイルに対する評価が要求される場合，内挿に有用な基準点を提供する。これらの指数関数的線源に対する核種別の臓器等価線量率係数と実効線量率係数は，光子，および（もしあれば）地表上の電子放射体からの電子ならびに土壌中の電子相互作用によって生成された制動放射光子を考慮することによって評価した（Eckerman and Ryman, 1993; Bellamy et al., 2019）。これらの指数関数的体積線源の核種別のすべての臓器等価線量率，実効線量率，周辺線量当量率，および空気カーマ率係数は，電子付属書に記載されている。

8.2. 放射性核種壊変系列

(164) 本刊行物において，外部線量率係数は，*Publication 107*（ICRP, 2008）で集約された 97 の元素の 1252 種の放射性核種について評価される。電子付属書は，選択された放射性核種の線量係数と核壊変の特性に関する要約された情報をインタラクティブに閲覧することができる。核種別の線量率係数は，示された放射性核種によって放出された放射線に基づいており，放射性壊変生成物によって放出された放射線は含まれていない。選択された放射性核種の壊変により放射性壊変生成物（子孫核種）が生じる場合，インタラクティブビューワーに壊変系列が表示される。さらに，1252 種の放射性核種の核壊変特性の詳細を記載した表も電子付属書にアーカイブ化されている。また，この情報は *Publication 107* においても入手可能である。

(165) 放射性核種とその子孫核種の線量寄与は，放射性子孫核種の生成と壊変，および親核種と子孫核種の環境挙動の違いを考慮して評価する必要がある。このような考慮は，一定時間における実効線量率と一定期間にわたり積算された実効線量の評価に必要である（Eckerman and Ryman, 1993; Bellamy et al., 2019）。

(166) 放射性系列の各核種の放射性壊変による一連の核変換は，Bateman 方程式（Bateman, 1910; ICRP, 1959; Skrable et al., 1974）および Eckerman and Ryman（1993）によって考案された以下の方程式によって示される。時間 0 において，地表上の親核種の濃度がA_1^0（Bq m $^{-2}$）であり，1 年間の被ばくの実効線量 E が推定されると仮定する。被ばく期間 T での実効線量に対する親核種の核変換の寄与は次のように示される。

$$E = \dot{e}_{E,1}^{gs} \frac{A_1^0}{\lambda_1}\left(1 - e^{-\lambda_1 T}\right) \qquad (8.3)$$

ここで，$\dot{e}_{E,1}^{gs}$は，核種 1 の地表被ばくからの実効線量率係数（Sv s^{-1} Bq^{-1} m^2）を表し，λ_1 は，単位が秒の逆数で与えられる核種 1 の壊変定数（$\lambda = 0.6931\ldots/T_{1/2}$）であり，$T$ は，1 年間の被ばく期間、つまり 3.15×10^7 秒である。

(167) 系列核種 i（$i = 1, 2, \ldots$）の時間 t における放射能 $A_i(t)$は次のように表すことができる。

$$A_i(t) = A_1^0 \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1}\lambda_j \sum_{j=1}^{i} \frac{e^{-\lambda_j t}}{\prod_{\substack{k=1 \\ k\neq j}}^{i}(\lambda_k - \lambda_j)} \qquad (8.4)$$

ここで，

$$\prod_{i=1}^{n} a_i = \begin{cases} a_1 \times a_2 \cdots a_n, & \text{if } n \geq 1 \\ 1, & \text{if } n = 0 \end{cases}$$

ならびに $f_{j,j+1}$ は，系列核種 j が$(j+1)$核種を形成する核変換の割合を示す。分岐の場合，さらなる線形系列セグメントとそれらの可能な収束を考慮しなければならない（Birchall, 1986; Strenge, 1997; Levy, 2019）。

(168) 土壌の表面濃度A_1^0が生じる $t = 0$ における汚染事象後の被ばく期間 T に関連する実効線量は，以下のとおり求められる。

$$E = A_1^0 \sum_{i=1}^{n} \dot{e}_{E,i}^{gs} \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1}\lambda_j \sum_{j=1}^{i} \frac{e^{-\lambda_j T}}{\lambda_j \prod_{\substack{k=1 \\ k\neq j}}^{i}(\lambda_k - \lambda_j)} \qquad (8.5)$$

ここで，$\dot{e}_{E,i}^{gs}$は，核種 i に対する地表面からの被ばくの実効線量率係数を示し，他のすべての因数は，上記で定義したとおりである。

(169) 親核種がその子孫核種と比較して長寿命である場合，$\lambda_i T > 5$，i=2 から n となるような期間 Tでは，Eは次のように推定することができる。

$$E = A_1^0 \frac{1 - e^{-\lambda_1 T}}{\lambda_1} \sum_{i=1}^{n} \dot{e}_{E,i}^{gs} \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1} \qquad (8.6)$$

$\lambda_i T > 5$ の条件下では，子孫核種 i の放射能は，親核種の　　放射能と永続平衡にある。例えば，式（8.6）を ^{137}Cs とその ^{137m}Ba 壊変生成物に適用すると，次のようになる。

$$E = A_{\mathrm{Cs-137}}^0 \frac{1 - e^{-\lambda_{\mathrm{Cs-137}} t}}{\lambda_{\mathrm{Cs-137}}} \left(\dot{e}_{E,\mathrm{Cs-137}}^{gs} + 0.944\, \dot{e}_{E,\mathrm{Ba-137m}}^{gs} \right) \qquad (8.7)$$

ここで，0.944 は，^{137m}Ba を生成する ^{137}Cs の核変換の割合　　である。壊変生成物が親核種に比べ短寿命でない場合には，式（8.5）を評価する必要がある。多くの場合，環境中の放射性核種の振る舞い（例えば，大気中への放出後の放射性核種の飛散）を表す数学的モデルには，それぞれの放射性壊変生成物の内部成長の評価が含まれる。電子付属書に含まれる情報は，被ばく期間にわたる線量を評価するために使用することができる。

8.3. 土壌中の放射能，実効線量，周辺線量当量および個人線量当量の関係

(170) 実用量は，当初，職業上で被ばくした作業者の防護のために考案されたものである。実用量は，環境中の自然放射線源と人工放射線源からの公衆の被ばくのモニタリングへと拡大されて使用されるようになった。その一つの応用が，事故後に原子力施設から放出される放射性核種によって汚染された環境における放射線モニタリングである。

(171) 2011 年の福島第一原子力発電所事故後，大規模な国家環境モニタリング計画が実施され，土壌中の放射能や周辺線量当量率 $h^*(10)$を含む包括的なデータが収集された（Nuclear Regulation Authority Japan, 2016）。また，福島県内の多くの市町村では，汚染地域に住む住民を対象とした個人外部線量モニタリングを開始した。外部被ばくの個人モニタリングは，身体に装着された個人線量計を使用して行われる。

(172) 個人線量計は，個人線量当量 $H_p(10)$を示す。実効線量 E，周辺線量当量 $H^*(10)$および $H_p(10)$の関係は，理想化された被ばく条件について，*Publication 74*（ICRP, 1996）と *Publication 116*（ICRP, 2010）で作業者に関して調べられている。日常的な校正では，ファントム上の個人線量計は，基準方向（すなわち，0°）で照射されている。この条件は，作業者が放射線源に向かい合い，前方から後方への被ばくする AP ジオメトリーを模擬する。AP ジオメトリーでは，$H_p(10)$は、10 MeV までの光子エネルギーにおいて実効線量に関する保守的な推定を示す。しかし，大規模な環境汚染により生じる放射線場は多方向の光子場であり，その特性は AP ジオメトリーとは異なる。汚染された環境の放射線場において，基準方位に対して校正された個人線量計を用いて環境線量が適切に評価されるかどうかを見定めることは，公衆の適切な防護を確保するためには大きな関心事項である。

(173) Satoh et al.（2017）は，土壌中の ^{134}Cs と ^{137}Cs/^{137m}Ba から生じる放射線場における実効線量，$H^*(10)$と $H_p(10)$の関係を調査した。この研究では，土壌中でさまざまな深さで均一に分布した ^{134} Cs と ^{137}Cs/^{137m}Ba の面線源に対する放射線輸送技術により，実効線量と身体に装着した個人線量計でモニタリングした $H_p(10)$について、小児ファントム（新生児，1 歳児，5 歳児，10 歳児，15 歳児）と成人ファントムを用いて計算された。この研究は，$H_p(10)$が汚染された環境における実効線量について良い推定値を与え，地上 1 m での $H^*(10)$値を超えないことを示している。さらに，$H_p(10)$は，より若い対象について増大することが分かった。これは，個人線量計が小児ファントムの胸部に装着されると，線量計の位置が汚染された地面により近くなるため，より若い（すなわち，より小さい）ファントムでより高い値となるためである。著者らは，放射性セシ

ウムによる地面の汚染からの外部被ばくについて，実効線量は，職業被ばくと同様の方法で実用量によってモニタリングすることができると結論づけた。

8.4. 修復計画のための線量率係数の適用

(174) 本刊行物は，環境における外部被ばくから生じる公衆の放射性核種別の線量率係数を提供する。これらの線量率係数は，環境の放射性汚染からの修復の計画に用いることができる。除染を含む修復活動は，汚染された地域に住む公衆の被ばくを低減する。防護措置の最適化による修復活動の意思決定と計画を支援するためにソフトウェアが開発されている（Ulanovsky et al., 2011）。このソフトウェアは集団の年間実効線量を扱うもので，本刊行物に記載されている線量率係数はそのために有用である。

(175) 特定の状況における除染による線量低減の推定には，とりわけ，線源の大きさ，線源分布の不均一性，および除染係数を考慮する必要がある。この推定には，本刊行物に記載されているものとは異なる手法が必要である。そのため，Satoh et al.（2014）は，除染の効果，および除染シナリオに起因する線量低減効果を推定するための方法とソフトウェアを開発した。除染対策後の汚染施設ごとの線量低減を推定するためには，線源の不均一性と線源の大きさを考慮しなければならない。

9. 結論

(176) 本刊行物は，選択された理想的な環境条件下での公衆の環境被ばくからの外部線量の評価に用いられる核種別の実効線量率係数と臓器等価線量率係数の基準値を提供する。これらは，地表または地中のさまざまな深さの汚染（土壌汚染），大気中の汚染された雲に覆われること（空気中サブマージョン），および汚染された水に浸かること（水中イマージョン）による被ばくを対象にしている。

(177) ICRP は，環境中の放射性核種への外部被ばくに関する線量率係数の基準値を初めて提供する。これらは，ICRP のボクセル型の成人男性と成人女性の標準数値ファントム（ICRP, 2009a），ならびに新生児，1 歳児，5 歳児，10 歳児，および 15 歳児の標準男性と標準女性（ICRP, 2020）を表す 10 体の ICRP 標準小児ファントムを使用して計算された。考慮される放射線には，環境中に拡散した放射性核種からの一次光子と電子，環境中で散乱した光子と電子，および電子減速から生成された制動放射光子が含まれる。放出された粒子には，β 壊変（電子と陽電子），新たに形成された原子の電子殻における内部転換とオージェ過程により放出された軌道電子が含まれる。自発核分裂した放射性核種に関連する中性子の放出は取り上げられていないことに留意されたい。

(178) 身体が小さいほど，遮蔽効果は減少するとともに，土壌汚染では線源により近くなるため，臓器等価線量率は年齢が下がると共に増加する。土壌汚染については，実効線量率は新生児と成人では 0.05 MeV の光子エネルギーで 60%から 140%までの差があるが，0.10 MeV の光子エネルギーを超えると 70%未満であることが分かった。標準的な 15 歳児の実効線量率は，標準成人で計算された値と近い。汚染された空気中サブマージョンの場合，成人と新生児との間の実効線量の差異は，0.06 MeV の光子エネルギーを超えると 50%未満であり，0.03 MeV を下回ると 160%までに達する。水中イマージョンの場合，実効線量係数の年齢依存性は，汚染された空気中サブマージョンの場合と同様であり，新生児の実効線量は，0.015 MeV の光子エネルギーの場合，成人よりも最大 190%高い。放射性核種の環境汚染の現実的な被ばく状況では，差異はこれほど大きくないことが分かっている。例えば，地表および地中に沈着した放射性セシウム（^{134}Cs，^{136}Cs，^{137}Cs/^{137m}Ba）の場合，成人と小児との間の実効線量の差異は，土壌中の放射能の沈着の深さに応じて 30～60%の範囲となる。

(179) 周辺線量当量率および空気カーマ率は，地上 1 m で計算され，考慮される環境ジオメトリーの土壌汚染および空気中サブマージョンの両方について示される。これらのデータによって，周辺線量当量率または空気カーマ率を実効線量率へと関連付けてモニタリングデータを解釈することができる。周辺線量当量率および空気カーマ率は，ほと

んどの放射性核種について，成人および新生児（したがってすべての年代）の両方で実効線量率の保守的な推定値を提供することが分かった。低エネルギー光子（およそ0.015 MeV 以下）を放出する放射性核種と純粋な β 放射体については例外が観察されている。

(180) 予想される線量率係数の用途は，（1）想定される放射線事故による公衆への起こり得る影響を予測するための事前評価，（2）被ばく集団のための放射線防護戦略を策定するため，線量を推定する事後評価，（3）定常的な運転中の原子力および放射性同位元素施設から，または原子力以外の産業における自然起源放射性物質からの放射性核種の放出に対する事後評価，および（4）環境中の自然起源放射性核種の評価である。事故前／事故後の分析は，通常ソフトウェアパッケージ（例えば，シビアアクシデントのコード）を用いて行われる。ソフトウェアは，環境中の放射性核種の拡散，移動，および分布を予測する。したがって，本刊行物の線量率係数は，これらのコードにおいて実行することができる。

(181) 線量率係数は，理想化された仮定上の線源ジオメトリーについて計算されていることに留意されたい。例えば、半無限の均一な分布であり、衣服を着用していない標準ファントムが，理想化された直立姿勢（新生児の被ばくであっても）を取るなどである。その結果，これらは特定の状況または被ばくした個人の実際の被ばくを完全に反映するものではない。

(182) 本刊行物では，年齢依存の臓器線量率および実効線量率係数を提供しているが，現行の ICRP の放射線防護体系では，性別と年齢で平均された相対デトリメント値に基づき，実効線量の計算に単純化された組織加重係数を用いており，2 つの名目デトリメント値（集団全体で 5.7×10^{-2} Sv^{-1}，成人で 4.2×10^{-2} Sv^{-1}）のみ定めていることに留意されたい（ICRP, 2007）。したがって，被ばく時年齢に応じたデトリメントと相対デトリメント（全デトリメントに対するさまざまな臓器と組織の寄与）の認識された差は，2 つの名目デトリメント値の差を除いて考慮されていない（ICRP, 1991, 2007）。この手法は，主に，実効線量係数が公衆または作業者のいずれかの防護において適用されるものであり，線量限度，線量拘束値，および参考レベルがこれらのグループのそれぞれに適用されるように設定されるため採用されている。したがって，本刊行物に示されている年齢に応じた実効線量率係数の差は，身体の大きさおよび臓器の質量の差にのみ関係し，Sv 当たりのデトリメントの差には対処していない。同様に，臓器吸収線量率係数の差は，被ばく時年齢に応じた Gy 当たりの確率的リスクの差について情報を与えるものではない。

(183) 土壌汚染について，本刊行物は，地表と土壌のさまざまな深さでの面線源についての線量率係数を提供する。都市部で一般的に見られるコンクリートとアスファルトのそれぞれのデータは直接提供されていないが，本刊行物のデータは，都市部に関係する線量係数の推定に使用することができる。これには，汚染の深さプロファイルの単位面積当たりの質量の適切な調整を必要とする。8.1.1 項および 8.1.2 項の議論のように，土壌線源の線量率係数の畳み込みにより、特定の、あるいは求めるべき放射性核種濃度の土壌深さプロファイルは近似され得る。0.2 MeV を超えると，質量減衰係数は地面の材質の元素組成に影響され難くなり、単位面積当たりの緩衝質量が 0.1 g cm^{-2} の指数分布が，屋根，アスファルト，コンクリートのような低透過性の都市部の地表面に対する適切な深さプロファイルとなる（ICRU, 1994）。例えば，^{137}Cs 沈着については，土壌について計算された係数は他の地面の材質についても使用することができ，0.1 g cm^{-2} の単位面積当たりの緩衝質量はアスファルトとコンクリートにも適切な値である。低エネルギー光子（＜0.2 MeV）では，質量減衰係数は，地面の材質の元素組成の影響をより受けやすいため，注意が必要である。（Saito and Jacob, 1995; Cresswell and Sanderson, 2012）。

(184) 本刊行物では姿勢による影響は研究されていない。Saito et al.（1998）の以前の研究では，0.5 g cm^{-2} の深さでの平面光子線源による土壌汚染について，2 つの臥位（すなわち，地面の上で背臥位と伏臥位）のファントムの実効線量を調べた。その結果，実効線量係数は，ファントムが立位の時に比べ臥位の時の方が低い（最大 25%）ことが分かった（すなわち，立位は保守的な手法につながる）。この結果は予想外であるように思われ，図 5.3 に示すように，この線源構成では，横方向からの光子が支配的であり，頭部，足，および横方向に入射する光子の実効線量への寄与が少ないことを考慮すると説明することができる。空気中サブマージョンについては，背臥位の人に対する実効線量が立位の場合よりも高いことが分かった。これに対して，伏臥位では実効線量が立位の場合よりも小さくなる。これは，実効線量に寄与する臓器が身体の前部により多く位置するからである。0.05 MeV では，立位と臥位との間の実効線量の差は最大 30%であるが，0.1 MeV より高いエネルギーでは，差は 5～15%である。

(185) 外部線量は，建物の遮蔽効果のために，屋内では屋外よりも大幅に低くなり得る。これは，（国や建築材料による）建築の種類による構造上の遮蔽を反映する，0.005～0.4 のいわゆる「遮蔽係数」（IAEA, 2000b）と，屋内で費やされる時間の割合を表す，0.6 の想定占有係数（すなわち，屋内で費やされる 1 日当たりの時間の約 3 分の 2）（IAEA, 2000b）を使用することによって考慮することができる。これは明らかに，地理的分布，職業，および集団習慣に応じてかなり異なる可能性がある。本刊行物は，屋外の状況に対する線量率係数を示すもので，遮蔽または集団行動の問題に対応しようとするものではない。適切な遮蔽および占有率の選択と適用は，ユーザー（すなわち，立法当局または緊急事態計画の策定者）に委ねられる。

付属書 A. 核種別線量率係数の表

(A1) 付属書 A は，0.5 g cm^{-2} の深さでの土壌汚染，空気中サブマージョン，および水中イマージョンに関し選ばれたいくつかの放射性核種について，考慮されるすべての年齢の実効線量，周辺線量当量，および空気カーマの線量係数率の基準値を示す。すべての放射性核種と，さらなる面線源および指数関数的体積線源の表は，ICRP および SAGE ウェブサイトからダウンロード可能な電子付属書において提供される。

付属書 B. 骨格線量評価

(B1) 本刊行物では，2 つの異なる標的組織，すなわち造血活性骨髄（AM）および骨格骨内膜（TM_{50}）に対する吸収線量を，実効線量の計算において評価した。前者の標的領域は，ファントム骨格の海綿質と髄腔の両方に含まれる骨髄腔の非脂肪領域とし，後者の標的領域は，骨梁表面の 50 µm 以内および長管骨髄腔の内部表面に沿って局在する全骨髄とした。*Publications 110* と *116*（ICRP, 2009, 2010）に記載されているように，骨梁と骨髄腔は，厚さと範囲が数十から数百 µm 程度になる組織構造であるため，標準の成人ファントムまたは小児ファントムのいずれのボクセル解像度でも完全にモデル化することはできない。その結果，これら 2 つの標的組織に対する放射線吸収線量，ひいては等価線量は，*Publication 116*（ICRP, 2010）の付属書 D に記載されているとおり，光子のフルエンス対線量応答関数の概念を用いて求められた。

(B2) 本刊行物において，骨格標的組織へのエネルギー沈着のほとんどが光子によって行われることに留意されたい。それらの光子は、環境中の放射性核種の線源（空気，水，または土壌）から直接放出されるか，環境に放出される β 粒子および内部転換／オージェ電子による制動 X 線生成で間接的に放出される。ファントムの骨格の骨髄腔内に電子の衝突運動エネルギーが沈着するまれな例では，海綿質（または髄質）への放射線量が，AM または TM_{50} のいずれかへの吸収線量の指標として受け入れられている。

(B3) 骨部位 x におけるエネルギー E の光子により与えられる骨格組織への骨ごとの吸収線量の評価のためのフルエンス対線量応答関数 R は，以下のように示される。

$$\mathcal{R}(r_T \leftarrow r_S,\ x,\ E) = \frac{D(r_T, x)}{\Phi(E, r_s, x)} \qquad \text{(B.1)}$$

$$= \sum_r \frac{m\,(r, x)}{m\,(r_T, x)} \sum_i \int_0^\infty \phi\,(r_T \leftarrow r, T_i, x)\,(\mu_i/\rho)_{r,E}\,T_i n_r\,(T_i, E)\,\mathrm{d}T_i \qquad \text{(B.2)}$$

ここで，xはファントム内のさまざまな骨部位（上大腿骨，　）　　頭蓋骨など）（長管骨に対しては，海綿質および髄腔の領域は異なる骨部位と　　見なされる）のインデックス，r_Tは線量評価の標的組織（活性骨髄または骨内膜）のインデックス，r_Sは光子フルエンスが計上される骨部位 x の線源組織（海綿質または骨髄髄質）のインデックス，r は線源組織 r_Sの構成組織（r_Sは海綿質，r は骨梁骨，活性骨髄または不活性骨髄）のインデックスである。Eは骨部位 x の骨格組織 r_Sを通過し，その中で相互作用する可能性のある光子のエネルギーである。$m(r, x)$は，骨部位 x の構成組織 r の質量，$m(r_T, x)$は骨部位 x における標的組織 r_Tの質量である。i は考慮される光子の相互作用タイプ（光電，コンプトン，対生成，または 3 電子成）のインデックス，T_iは相互作用タイプ i により構成組織 r において解放される二次電子の運動エネルギーである。$\phi(r_T \leftarrow r, T_i, x)$は骨部位 x の構成組織 r において解放され，骨部位 x において標的組織 r_Tに付与される二次電子運動エネルギーT_iの割合である。$(\mu_i/\rho)_{r,E}$は，構成組織 r における光子の相互作用タイプ i に対する光子エネルギーEでの質量減衰係数である。$n_r(T_i, E)\mathrm{d}T_i$は，相互作用タイプ i におけるエネルギーEの光子によって構成組織 r において解放される T_iと $T_i + dT_i$の間のエネルギーの二次電子の数である。

(B4) *Publication 116* の付属書 D において注釈されているように，式（D.2）は，Johnson et al.（2011）の記述に従って評価された。40 歳の男性の死体の骨格から抽出した 32 の骨部位のマイクロ CT 画像を用いた対画像放射線輸送計算により，電子吸収割合データを入手した（Hough et al., 2011）。標準小児ファントムの骨における電子吸収割合の値は，Pafundi（2009）および Wayson（2012）の UF 博士論文から入手した。標準新生児ファントムの骨における放射線輸送には，新生児の死体の骨のマイクロ CT 画像を用いた（Pafundi et al., 2009, 2010）。同様に，18 歳の男性の死体の骨のマイクロ CT 画像が 15 歳児の標準ファントムにおける電子の骨格吸収割合の構築に使用された（Pafundi, 2009）。ICRP 標準小児ファントムシリーズで設定した年齢のうち、新生児と 15 歳を除く年齢に対応する死体の骨試料は入手できなかった。よって，リーズ大学の 1.7 歳と 9 歳の死体からの線形経路長分布を用いて，それぞれ 1 歳と 10 歳のファントムの骨における電子吸収割合を評価した（Beddoe, 1976）。次いで，5 歳の標準ファントムに対しては、リーズ大学のデータの内挿から骨格電子吸収割合の値を評価した（Pafundi, 2009）。荷電粒子平衡は，　0.200 MeV を超える光子エネルギーで骨部位にわたって確立される。したがって，本刊行物では，そのエネルギーを超える線量応答関数の値が，それらの対応する海綿質カーマ係数としてみなされる。

(B5)本刊行物では，骨部位 x における組織 r_Tの吸収線量 $D(r_T, x)$は，骨別のエネルギー依存性光子フルエンス $\Phi(E, r_s, x)$と骨別のエネルギー依存性線量応答関数 $R(r_T \leftarrow r_S, x, E)$との積の積分として求められる。

$$D(r_T, x) = \int_{\mathrm{E}} \Phi(E, r_s, x)\,\mathcal{R}(r_T \leftarrow r_S, x, E)\,\mathrm{d}E \qquad \text{(B.3)}$$

本研究では，骨格組織に対する骨別の吸収線量を計算した　）　　が，実効線量の計算には，成人と小児の各標準ファントムの活性骨髄および骨　　内膜に対する骨格平均吸収線量が必要である。そのため，骨格平均線量は，骨部位別吸収線量の質量加重平均として与えられる。

$$D_{skel}(r_T) = \sum_x \frac{m(r_T, x)}{m(r_T)} D(r_T, x) \quad \text{(B.4)}$$

ここで，$m(r_T, x)$は，骨部位 x における標的組織 r_Tの骨別質量，$m(r_T)$は，骨格全体の標的組織 r_Tの総質量，$D(r_T, x)$は式（B.3）に示された骨別吸収線量である。骨格組織の質量は，*Publication 133*（ICRP, 2016）で男性と女性の標準成人ファントムについて，*Publication 143*（ICRP, 2020）で男性と女性の小児ファントムシリーズについて報告されている。

付属書 C. 皮膚の線量評価

(C1) 環境における外部被ばくと皮膚への線量については，確率的影響との関連がある。放射線防護において，リスクのある特定の臓器，組織，または細胞にわたって平均された吸収線量の平均値は，確率的影響によるデトリメントと相関する。放射線誘発リスクがある皮膚細胞が確認されており，これらの細胞に対する等価線量には，0.01 の組織加重係数 w_T が割り当てられている（ICRP, 2007）。実効線量に寄与する皮膚線量とは，全身で平均したリスクのある皮膚細胞への等価線量である。

(C2) 放射線誘発リスクが最も高い皮膚細胞は，皮膚の表皮と真皮の間に位置する基底細胞である。ICRP（2002）は，年齢に応じた名目上の表皮深さについての基準データを提供しており，新生児，1 歳児，および 5 歳児のファントムについては 45 μm，10 歳児ファントムは 50 μm，15 歳児ファントムは 60 μm，成人ファントムは 70 μm としている。しかし，近年，ICRP の線量評価ファントムの開発において，これらのデータは皮膚がんの標的深さを特定するために直接使用しないことが結論付けられている。身体部位により表皮の厚さが大きく異なることや毛包もかなりの割合の表皮幹細胞を持つとの認識のもと，成人ファントムにおける 50～100 μm の深さ（名目上の 70 μm）が 15 歳児ファントムにも使用され，わずかに広い範囲の 40～100 μm が 10 歳以下のファントムに使用されるというような単純化された方法が採用される。

(C3) 本刊行物の計算には，簡略化のため，すべてのファントムについて皮膚の標的感受性層を深さ 50 μm から 100 μm で定義した。外部照射において、皮膚線量の平均値で，50～100μm の深さに位置する皮膚の重要領域の吸収線量を代表するには，被ばくの均一性と入射する放射線の飛程に依存する。環境中の放射性核種に関連する光子エネルギーについては，皮膚中の比較的均一な線量分布により，平均臓器線量が 70 μm の線量を表すと仮定することは妥当と考えることができる。皮膚において有意な線量勾配を示す弱透過性放射線（例えば，電子）については，この手法は有効ではなく，リスクのある基底細胞層への線量を過小評価または過大評価し得る。

(C4) 成人ファントムの電子に対する皮膚線量評価では，2.137 mm と 1.775 mm のボクセル表現（それぞれ，男性と女性ファントムについて）は，C.1 章に示すように，電子エネルギーに応じて，線量を過小評価または過大評価する可能性がある。この限界に対応するため，ポリゴンメッシュ型（PM）モデルを使用した。成人男性と女性ファントムについて，PM 型 ICRP 成人標準ファントムの皮膚モデルを計算に使用した。これらのファントムは，ICRP ファントムに完全に対応しており，ボクセル型ファントムの解像度未満の小さな組織をモデル化することができるという長所がある。これらのファントムに関するさらなる情報は，今後公表される ICRP 刊行物（ICRP, 2020b），Kim et al.（2011, 2016, 2017），Yeom et al.（2013, 2016a,b），および Nguyen et al.（2015）で示される。

(C5) 成人ファントムのメッシュ型皮膚モデルは，ボクセル型 ICRP 成人標準ファントム（ICRP, 2009）の皮膚モデルを高品質の PM 型に直接変換することによって構築した。PM 型皮膚モデルは，表皮から 50～100 μm の深さに位置する 50μm の厚さの放射線感受性層を含む。図 C.1 は，三次元の成人男性および成人女性の PM 型皮膚モデルを示す。成人 PM 型皮膚モデルの質量は，基準値（男性 3300 g，女性 2300 g）に基づいて

いる（ICRP, 2002）。皮膚モデルの平均厚さは，成人男性と女性でそれぞれ 1.69 mm および 1.33 mm であり，基準値（男性 1.6 mm，女性 1.3 mm）と一致している。皮膚 PM 型モデルの内部空間は，ICRU（1992）で定められているように，成人の平均軟組織で満たされているが，73 kg（男性）および 60 kg（女性）の基準体重を維持するために，密度はわずかに変更されている（男性 1.024 g cm^3，女性 1.010 g cm^3）。
(C6) 小児ファントムについて，メッシュ型皮膚モデルは非一様有理 B スプライン（NURBS）版の ICRP 小児ファントム（ICRP, 2020a）の外部表面から構築された。これらは，ICRP 小児ファントムを作る際に元となったファントムである（Lee et al., 2010）。NURBS 型の外部表面は，テッセレーション手順（Piegl and Richard, 1995）を用いて PM 型に変換された。PM 型の外部表面を，ICRP 小児ファントムの総体積に一致するように調整した。外部表面を複製し，そのサイズを減少させることで，皮膚の内面を定義し，皮膚の厚さは ICRP 小児ファントムの厚さ（すなわち，ボクセルサイズ）に一致させた。PM 型皮膚モデルの内部空間は，平均軟組織（ICRU, 1989）で満たされているが，基準体重を維持するために，密度はわずか変更されている。皮膚内の深さ 50 µm から 100 µm における標的感受性層は、外部表面を複製して 2 つの面を追加で作製し，それらのサイズを減少させて，を定義した。
(C7) 本刊行物の電子付属書に示され，電子ビームと光子ビームの両方，ならびにすべてのジオメトリーの実効線量率の計算に使用される皮膚の線量率係数は，上記の PM 型ファントムモデルとモンテカルロコード GEANT4（Agostinelli et al., 2003）を使用して導出された。実行のために，PM 型の皮膚ファントムは，TetGen コード（Si, 2015）を用いて四面体メッシュ（TM）型に変換され，変換された TM 型ファントムは，G4Tet クラスを使用して GEANT4 で実行された。この四面体は，PM 型ファントムの元の形状を維持しつつ，計算速度を大幅に改善することに留意されたい（Yeom et al., 2014）。G4EmLivermorePhysics の電磁物理ライブラリを用いて，光子と電子を輸送した。50 µm 厚さの標的層を考慮して，すべての粒子について 1 µm の二次粒子生成カット値を設定した。
（C8）組織反応（「確定的影響」と呼ばれることもある）は，局所皮膚線量（すなわち，1 cm^2 で平均した線量）に相関することに留意されたい。本刊行物に示される皮膚線量係数は，全身のすべての皮膚について評価されているため，組織反応と相関していない。
C.1.電子
(C9) 図 C.2 と図 C.3 は，それぞれ，成人女性ファントムの土壌表面の汚染と汚染された空気中サブマージョンにおける皮膚等価線量率係数であり，電子エネルギーに応じ，PHITS コード（Sato et al., 2013）に組み込んだオリジナルのボクセル型ファントム，PM 型ファントムおよび GEANT4 コード（Agostinelli et al., 2003）を用いて計算された。前述したように，ボクセル型ファントムの解像度はリスクのある細胞（50～100 µm 層）を標的にすることができず，その代わりに皮膚ボクセル全体の線量を計算する。メッシュ型ファントムを用いると，感受性層と皮膚全体に対する線量率係数の推定ができ，これらは図 C.2 と図 C.3 に示されている。ボクセル型の手法は，約 0.10 MeV 未満の電子エネルギーで皮膚基底細胞層への等価線量を過大評価し，0.10～1.5 MeV のエネルギーで過小評価することが分かる。
(C10) 水中イマージョンの場合の電子のシミュレーションにおいては，直径 2 m の球形の水中線源から放出された電子は殆どファントムに到達しないため，計算時間が過剰に必要となる。計算の効率を改善するために，線源のサンプリング領域は，電子エネルギーに従って，皮膚表面から水中の一定距離までに制限された。0.06 MeV 以上のエネルギーをもつ電子は，水媒体中の電子の連続減速近似（CSDA）飛程より長い距離を用いて，線源のサンプリング領域を制限した。なぜならば、これらの一次電子が，皮膚の感

受性層に沈着するエネルギーの大部分に寄与するからである。一方，より低いエネルギーの電子（≤0.06 MeV）では，最初の電子エネルギーと同等のエネルギーを持つ光子の mfp より長い距離が考慮された。CSDA 飛程が 50 µm 未満の低エネルギー電子は，厚さ 50 µm の角質層を透過して皮膚の感受性層に到達することができないため，二次光子（例えば制動放射光子）のみが線量に寄与するためである。
(C11) 図 C.4～図 C.6 は，考慮されるすべての年齢とジオメトリーについて，メッシュ型ファントムを用いて皮膚の感受性層に対して評価した皮膚線量率係数を示す。成人と 15 歳児ファントムについては，男性と女性の係数を別々計算した後で平均した。一方，他の小児の年齢では男女共通の皮膚モデルが用いられた。
C.2. 光子
(C12) 図 C.7～図 C.9 は，単一エネルギー光子に対する成人男性ファントムの本刊行物で考慮される 3 つの環境線源に対する皮膚線量率係数を示す。各プロットにおいて，結果は，ボクセルで定義された皮膚全体（すなわち，すべての皮膚ボクセルにわたって平均化された），PM によって定義された皮膚全体，および皮膚の感受性層（これも PM によって定義され，皮膚表面の下 50～100 µm を標的とする）について計算されたものとして示される。電子被ばくのシミュレーションと同様に，ボクセル型ファントムの計算は PHITS を用いて行われたが（Sato et al., 2013），メッシュ型ファントムについては，GEANT4 が用いられた（Agostinelli et al., 2003）。評価された係数の差異は，電子の場合よりも顕著ではないが，皮膚の感受性層の係数の値は，約 0.1 MeV 未満のエネルギーにおいて，皮膚全体の係数よりも高いことが分かる。これは，低エネルギー光子は，指数関数的減衰により深さと共に線量が急速に低下するため，表皮付近で極大線量となる傾向があるためである。しかし，皮膚の感受性層の係数は，0.2～0.6 MeV のエネルギー範囲では（環境線源に依存して）より低い値となる。これらの光子は，皮膚の感受性層で停止しないため，そのエネルギーは一部のみ沈着する。一方、ボクセル型ファントムのボクセル皮膚に対しては、光子が皮膚の感受性層よりも深い位置で最高線量を確立してすべてのエネルギーを与えることができる。，。
(C13) さらに，PHITS と EGSnrc を用いて成人ボクセルファントムで得られた皮膚線量率係数はよく一致しているが（6.5 節参照），GEANT4 は低エネルギー領域でわずかに高い値を示していることには留意すべきである。これは，各コード内での粒子輸送中のカットオフアルゴリズムの差異から生じている可能性がある。
(C14) 図 C.10～図 C.12 は，考慮されるすべての年齢と環境線源について，メッシュ型ファントムを用いて皮膚の感受性層で評価された単一エネルギー光子に対する皮膚線量率係数を示す。電子の係数に対して行ったように，成人と 15 歳児ファントムについては男性と女性の係数を平均して，他の小児の年齢では単一の皮膚モデルを用いて皮膚線量を求めた。0.2～4 mfp の深さの土壌汚染を含むすべての皮膚線量率係数は電子付属書に記載されている。
付属書 D. 計算例
(D1) 本付属書では，本刊行物で示した線量係数を用いた実効線量率の推定の例を記載する。住居や衣服からの遮蔽，個人の行動，あるいは経時的な累積線量は考慮されていないことに留意されたい。
D.1. 大気中に均一に分布した ^{133}Xe に対する外部被ばく
(D2) 大気中の ^{133}Xe の放射能濃度 $A^{\mathrm{Xe\text{-}133}}$ が 1000 Bq m^{-3} であると仮定する。地面に立つ成人の実効線量率 $\dot{E}_{\mathrm{Adult}}$ は，次のように計算される。

$$\dot{E}_{\text{Adult}} = \dot{e}_{\text{Adult}}^{\text{Air, Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}}$$
$$= 4.03 \times 10^{-3}\left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}}\frac{\text{m}^3}{\text{Bq}}\right) \cdot 1000\left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3}\right)$$
$$= 4.03\left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}}\right)$$

ここで，$\dot{e}_{\text{Adult}}^{\text{Air,Xe-133}}$は，^{133}Xe の空気中サブマージョンに対する成人の実効線量率係数であり，表 A2 に示されている。

(D3) 同様に， 10 歳児の実効線量率$\dot{E}_{10\text{yr}}$，および地上 1 m の空気カーマ率$\dot{K}_{\text{a}}$は，次のように求められる。

$$\dot{E}_{10\text{yr}} = \dot{e}_{10\,\text{yr}}^{\text{Air,Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}}$$
$$= 4.60 \times 10^{-3}\left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}}\frac{\text{m}^3}{\text{Bq}}\right) \cdot 1000\left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3}\right)$$
$$= 4.60\left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}}\right)$$
$$\dot{K}_{\text{a}} = \dot{k}_{\text{a}}^{\text{Air,Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}}$$
$$= 8.83 \times 10^{-3}\left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}}\frac{\text{m}^3}{\text{Bq}}\right) \cdot 1000\left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3}\right)$$
$$= 8.83\left(\frac{\text{nGy}}{\text{h}}\right)$$

ここで，$\dot{e}_{10\text{yr}}^{\text{Air,Xe-133}}$と$\dot{k}_{\alpha}^{\text{Air,Xe-133}}$は，表 A2 から得た，10 歳児の実効線量率と空気カーマ率の係数である。

D.2. 深さ 0.3 cm で土壌中に均一に分布した ^{137}Cs/$^{137\text{m}}$Ba への外部被ばく

(D4) ^{137}Cs は，原子力発電所での事故後に環境中に放出され，その後地面に沈着した。^{137}Cs は土壌中の 0.3 cm の深さで均一に分布し，その密度 ρ は 1.6 g cm^{-3} であると仮定する。また、^{137}Cs の放射能濃度 $A^{\text{Cs-137}}$ は，50,000 Bq m^{-2} であると仮定する。

(D5) 土壌中の 0.3 cm の物理的深さ d_{Phys} は単位面積当たりの質量における深さ d_{Area} に変換でき，次のとおりである。

$$d_{\text{Area}} = d_{\text{Phys}} \cdot \rho$$
$$= 0.3(\text{cm}) \times 1.6\left(\frac{g}{\text{cm}^3}\right)$$
$$\cong 0.5\left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}\right)$$

(D6) ^{137}C の物理学的半減期は約 30.2 年間である。これは β 壊変し，0.944 の分岐割合で放射性子孫核種の $^{137\text{m}}$Ba を生成する。$^{137\text{ m}}$Ba はの半減期は 2.552 分であり，光子および電子を放出し，放射性子孫核種を生成しない（ICRP, 2008）。^{137}Cs の半減期は $^{137\text{m}}$Ba の半減期よりも十分に長いため，$^{137\text{m}}$Ba はその親核種 ^{137}Cs と放射性平衡にある。したがって，$^{137\text{m}}$Ba の放射能濃度 $A^{\text{Ba-137m}}$ は次のようになる。

$$A^{\text{Ba-137 m}} = 0.944 \times A^{\text{Cs-137}}$$
$$= 0.944 \times 50,000\left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^2}\right)$$
$$= 47,200\left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^2}\right)$$

(D7) 汚染された地面に立っている 5 歳児の実効線量率$\dot{E}_{5\text{yr}}$は，以下のように計算される。

$$\dot{E}_{5yr} = \dot{e}_{5yr}^{Soil,Cs-137} \times A^{Cs-137} + \dot{e}_{5yr}^{Soil,Ba-137m} \times A^{Ba-137m}$$
$$= 7.02 \times 10^{-7} \left(\frac{nSv}{h}\frac{m^2}{Bq}\right) \times 50{,}000 \left(\frac{Bq}{m^2}\right) + 1.60 \times 10^{-3} \left(\frac{nSv}{h}\frac{m^2}{Bq}\right) \times 47{,}200 \left(\frac{Bq}{m^2}\right)$$
$$= 75.56 \left(\frac{nSv}{h}\right)$$

ここで，$\dot{e}_{5yr}^{Soil,Cs-137}$と$\dot{e}_{5yr}^{Soil,Ba-137m}$は，それぞれ，表 A.1 から引用した，土壌中の深さ 0.5g cm^{-2} での ^{137}Cs と ^{137m}Ba に対する 5 歳児の実効線量率係数である。

付属書 E. 電子付属書の内容

(E1) ICRP と SAGE のウェブサイトからダウンロード可能な本刊行物の電子付属書は，土壌汚染，汚染された空気におけるサブマージョン，および汚染された水へのイマージョンという 3 つの環境被ばくを模擬した場合の，実効線量と臓器等価線量の年齢別線量率係数の基準値を示す。係数は，第 4～8 章に記載される方法を用いて，ICRP 標準成人ファントムと小児ファントムについて評価されている。

(E2) データは、各年齢群ならびに男性と女性ファントムについて，別々に示されている。実効線量率係数と臓器等価線量率係数は，環境の放射能濃度に対して規格化され，nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2（土壌汚染の場合）または nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3（汚染空気におけるサブマージョンと水中イマージョンの場合）で与えられる。

(E3) 単一エネルギーの光子および電子に対する係数，ならびに *Publication 107*（ICRP, 2008）に記載された 97 元素の 1252 種の放射性核種に対する係数が示されている。核種別の線量率係数は，指定された放射性核種によって放出される放射線にのみ基づいており，放射性壊変生成物によって放出される放射線は考慮されない。

(E4) さらに，単一エネルギー光子，土壌汚染，および汚染空気中へのサブマージョンに対しては、周辺線量当量と空気カーマの線量率係数も示されている。これらのジオメトリーについては，核種別のデータも記載されている。

(E5) 電子付属書は，「Soil contamination」，「Air submersion」，および「Water immersion」の 3 つの主要フォルダ（各被ばくジオメトリーに対し 1 つずつ）に整理されている。また、「Soil contamination」は 3 つのサブフォルダが含まれる。

- mfp で表された深さの面線源に対応したサブフォルダ。このサブフォルダ中にさらに 5 つのフォルダを持ち、それぞれ 0.0 mfp（すなわち表面汚染），0.2，1，2.5，4 mfp の深さでの土壌中の汚染）に対する。
- 特定の深さの面線源に対応したサブフォルダ。このサブフォルダ中にさらに 4 つのフォルダを持ち、それぞれ 0.0，0.5，3.0，10.0 g cm^{-2} の深さに対する。
- 指数関数線源のサブフォルダ。この中に、8 つの単位面積当たりの緩衝質量（β=0.5，1.0，2.5，5.0，10，20，50，100 g cm^{-2}）で指数関数的に分布した線源に対するサブフォルダを持つ。

(E6) 核種別の線量率係数は，ASCII 形式で示されている。単一エネルギー光子および電子のデータは，ASCII 形式と Microsoft Excel 形式で示されている。

(E7) 次の臓器については，臓器等価線量率係数の基準値が示されている：赤色骨髄（R-marrow），結腸，肺，胃（ST-wall），乳房，卵巣，精巣，膀胱（UB-wall），食道，肝臓，甲状腺，骨格内骨膜（Endost-BS），脳，唾液腺（S-glands），皮膚，残りの組織，副腎，胸腔外（ET）領域，胆嚢（GB-wall）心臓（Ht-wall），腎臓，リンパ節，筋肉，口腔粘膜（O-mucosa），膵臓，前立腺，小腸（SI-wall），脾臓，胸腺，子宮/子宮頸部。

(E8) 追加の表は，*Publication 107*（ICRP, 2008）から得られた 97 元素の 1252 核種すべての核壊変の特性をまとめたものである。各放射性核種において，壊変生成物が形成される場合，それが示されている。

(E9) さらに，核種別の臓器線量，実効線量，空気カーマ，および周辺線量当量率係数をインタラクティブに閲覧および入手できるデータビューアが提供されている。選択された放射性核種の壊変により壊変生成物（子孫）が生じる場合，インタラクティブビューワーには壊変系列が表示される。

用語解説

吸収線量，D［Absorbed dose］

吸収線量は次の式で表される。$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}$$

ここで，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$は物質中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーであり、$\mathrm{d}m$ はその物質の質量である。吸収線量の単位は J kg^{-1} で，その固有の名称はグレイ（Gy）である。

活性骨髄*［Active (bone) marrow］

活性骨髄は造血機能を有し，そこで造られている多くの赤血球により赤色になる。活性骨髄は，白血病の放射線誘発リスクにかかわる標的組織となる。

*訳注 造血の活発さに着目して命名された，ICRP 独自の用語。解剖学の用語では「赤色骨髄」を指す。

放射能［Activity］

微小な時間間隔における放射性物質の核変換の数を示し、1 秒当たりの値で表される。放射能の SI 単位はベクレルである（Bq；1 Bq = 1 s^{-1}）。

放射能濃度［Activity concentration］

単位質量または体積当たりの放射能の濃度である。放射能濃度の SI 単位は，Bq kg^{-1} または Bq m^{-3} である。

放射能密度［Activity density］

指定されたの物質の単位質量，体積または面積当たりの特定の放射性核種の放射能。

空気中サブマージョンまたは汚染された空気におけるサブマージョン［Air submersion または submersion in contaminated air］

放射性雲またはプルーム中の放射性核種からの外部被ばく。

深さ 10 mm の周辺線量当量，$H^*(10)$［Ambient dose equivalent at a depth of 10 mm］

拡張整列場で照射された ICRU 球内において、整列場の方向と対向する半径上の深さ 10mm の点における線量当量。周辺線量当量の単位は J kg^{-1}，またその固有の名称はシーベルト（Sv）である。

周辺線量当量率係数，$\dot{h}(10)$［Ambient dose equivalent rate coefficient］

放射能濃度を周辺線量当量率に換算する係数。本刊行物で取り上げている環境被ばくの周辺線量当量率の単位は，nSv h^{-1} Bq $^{-1}$ m^3 または nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2 である。

ベクレル［Becquerel］

放射能の SI 単位に対する固有の名称。1 Bq=1 s^{-1}，1 MBq=10^6 Bq。

骨髄［Bone marrow］

骨髄は，長骨の円筒形の空洞や体軸およびそれに付随する骨格の骨梁の中の空洞に存在する柔らかく非常に多孔性の組織である。骨髄全体は，「ストローマ」と呼ばれるスポンジ状・細網状の結合組織構造，骨髄（血球形成）組織，脂肪細胞，リンパ組織の小さな蓄積，そして多数の血管および類洞から構成される。骨髄には活性（赤色）と不活性（黄色）の 2 種類がある。（⇒ 活性骨髄，不活性骨髄）

骨表面［Bone surfaces］

⇒ 骨内膜

荷電粒子平衡［Charged-particle equilibrium］

着目する体積における荷電粒子の平衡とは，荷電粒子のエネルギー，数，および方向がこ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，荷電粒子のエネルギー放出分布が体積内で変化しないということと同義である。特に，着目する体積に流入する荷電粒子エネルギーの総和と流出するエネルギーの総和は等しくなる（静止エネルギーを除く）。

断面積，σ［Cross-section］

あるタイプ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（Φ）を受ける標的物質当たりの相互作用の平均数である。断面積の単位は m^2 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^{-28} m^2 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必要となる。そのような分布は「微分断面積」とも呼ばれ，σ をエネルギーと立体角で微分して得られる。

沈着密度［Deposition density］

放射性降下物により生じた，特定の放射性核種について地面における単位面積当たりの放射能を深さ方向に積分したもの。単位は Bq m^{-2} である。

確定的影響［Deterministic effect］

⇒ 組織反応

線量係数［Dose coefficient］

放射線による内部被ばくと外部被ばくの両方について，線量を物理量と関連づける係数。環境からの外部被ばくについては，「放射能濃度」，「周辺線量当量」，および「空気カーマ」と関連づけられている。以前の ICRP 刊行物では，「線量係数」はしばしば「線量換算係数」と呼ばれていた。ICRP 第 2 専門委員会は，現在，これら 2 つの用語を区別していない。

線量率係数［Dose-rate coefficient］

放射線による内部被ばくと外部被ばくの両方について，単位時間当たりの線量と物理量を関連づける係数。

線量当量，H［Dose equivalent］

ある点における線量当量は，次式で与えられる。
$H = QD$
ここで，Dは吸収線量であり，Qはその点における線質係数である。線量当量の単位は J kg^{-1} で，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。

線量当量率，$\dot{h}$［Dose equivalent rate］

単位時間当たりの線量当量。

線量応答関数［Dose-response function］

標的領域における粒子フルエンス当たりの吸収線量を表すために本刊行物において用いられた関数。標的領域におけるジオメトリーの微視的構造を表すモデルと、その領域内での二次電離放射線の輸送計算により導出された。

実効線量，E［Effective dose］

人体中で指定されたすべての臓器と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。

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

ここで，H_Tは臓器または組織 Tにおける等価線量であり，$D_{T,R}$はタイプ Rの放射線からの臓器または組織 Tにおける平均吸収線量，w_T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 SI 単位は J kg^{-1} であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。

実効線量率係数，$\dot{e}$［Effective dose-rate coefficient］

放射能濃度を実効線量率に換算する係数。本刊行物で取り上げている環境被ばくの実効線量率係数の単位は，nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3 または nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2 である。

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

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

等価線量，H_T［Equivalent dose］
ある臓器または組織の等価線量は，次の式で表される。

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

ここで，$D_{T,R}$は臓器または組織 Tにおける放射線 Rからの平均吸収線量，w_Rは放射線加重係数である。等価線量の単位は J kg^{-1} であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。

等価線量率係数［Equivalent dose-rate coefficient］

放射能濃度を組織 Tにおける等価線量率に換算する係数。本刊行物で述べられている環境被ばくの等価線量率係数の単位は，nSv h^{-1} $Bq^{-1}m^3$ または nSv h^{-1} $Bq^{-1}m^2$ である。

フルエンス，Φ［Fluence］

dNを da で割った商。ここで，dN は断面積 da の球に入射する粒子の数である。したがって，次の式で表される。

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

フルエンスの単位は m^{-2} である。

ICRU 4 元素組織［ICRU 4-element tissue］

ICRU 4 元素組織は，密度 1g cm^{-3}，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 球はこの想定された組成を有している。

不活性骨髄*［Inactive (bone) marrow］

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

*訳注　造血の活発さに着目して命名された，ICRP 独自の用語。解剖学の用語では「黄色骨髄」と「脂肪髄」を指す。

カーマ，K［Kerma］

電離性非荷電粒子に対する量で，dE_{tr} を dm で割った商によって定義される。ここで，dE_{tr} は質量 dm の物質に入射する非荷電粒子により dm 中で解放されるすべての荷電粒子の初期運動エネルギーの総和について平均を取ったものである。したがって，次の式で表される。

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

物質が空気である場合，その量は「空気カーマ」と呼ばれる。カーマの単位は J kg^{-1} 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解放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。

カーマ率係数，$\dot{k}$［Kerma rate coefficient］

放射能濃度をカーマ率に換算する係数。本刊行物で取り上げる環境被ばくのカーマ率係数の単位は，nGy h^{-1} Bq^{-1} m^3 または nGy h^{-1} Bq^{-1} m^2 である。

骨髄細胞性［Marrow cellularity］

骨における造血活性を有する骨髄体積の割合。骨髄細胞性の年齢および骨部位に依存する基準値は，*Publication 70*（ICRP, 1995）の表 41 に示されている。第一の近似として，骨髄細胞性は，骨髄の脂肪の割合を 1 から引いたものと考えてよい。

臓器または組織の平均吸収線量，D_T［Mean absorbed dose in an organ or tissue］

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。

$$D_T = 1/m_T \int D\,\mathrm{d}m$$

ここで，m_Tはその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J kg^{-1}であり，その固有の名称はグレイ（Gy）である。

平均自由行程（mfp）［Mean free path］

衝突を受けずに粒子が移動する平均距離。

実用量［Operational quantities］

外部被ばくと放射性核種の摂取を伴う状況をモニタリングおよび調査するため，実践的な用途で用いられる量。これは身体の線量の測定と評価のために定義されている。

臓器吸収線量［Organ absorbed dose］

「臓器または組織における平均吸収線量」の略語。

臓器等価線量［Organ equivalent dose］

「臓器または組織における等価線量」の略語。

物理的半減期［Physical half-life］

放射性核種の原子の半分が壊変する時間。

防護量［Protective quantities］

放射線防護のためICRPが策定した人体に関係する線量関連量で，全身と身体の一部の外部照射ならびに放射性核種の摂取の両方から電離放射線への被ばくによる人へのデトリメントの定量化を可能にする。

線質係数，Q［Quality factor］

組織内のある点における線質係数は，次の式で表される。

$$Q = \frac{1}{D}\int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L \, dL$$

ここで，Dはその点における吸収線量，D_L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，$Q(L)$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D_Lにわたって行う。

放射線加重係数，w_R［Radiation weighting factor］

低LET放射線と比べ，高LET放射線の高い生物効果を反映させるために，臓器または組織の吸収線量に乗じる無次元の係数。ある臓器または組織にわたって平均した吸収線量から等価線量を求めるために用いられる。

赤色骨髄［Red (bone) marrow］

⇒活性骨髄

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

放射線防護のためにICRPによって定義された特性を持つ理想化された男性または女性で，*Publication 89*（2002）で定義された新生児，1歳児，5歳児，10歳児，15歳児，および成人の男性または女性についての解剖学的および生理学的特性を有する。その結果，ICRPの放射線防護体系には12の標準個人がある。

標準人［Reference Person］

成人の標準男性の線量と成人の標準女性の線量を平均化することによって，臓器または組織等価線量を計算するための理想化された人。標準人の等価線量は，実効線量の計算に利用される。ICRP 放射線防護体系には，*Publication 89* に定義された基準年齢の各々に 1 つずつ，6 の標準人がある。

標準ファントム［Reference phantom］

Publication 89（ICRP, 2002a）に定義された解剖学的および生理学的特性を持ち，成人については *Publication 110*（ICRP，2009），小児の年齢については *Publication 143* で定義された人体の数値ファントム（医学画像データに基づく男性または女性のボクセル型ファントム）。

基準値［Reference value］

線量評価または体内動態モデルで使用するために ICRP が勧告する量の値。基準値は，数値の根拠に多くの不確実性を含んでいるという事実とは関係なく，不確実性を伴わずに固定された値として規定される。

単位面積当たりの緩衝質量［Relaxation mass per unit area］

土壌中の放射能濃度は，多くの場合，$A=\exp(-z/\beta)$の形式の深さに依存する指数関数によって表され，ここで，A は放射能濃度，z は土壌の深さ（単位は g cm^{-2}），β は「単位面積当たりの緩衝質量」と呼ばれるパラメータである。β の大きさは，土壌中の放射性核種の浸透の指標であり，β の値が大きければ，線源が土壌中のより深くまで分布していることを示す。単位面積当たりの緩衝質量の単位は g cm^{-2} である。

応答関数［Response function］

⇒線量応答関数

土壌汚染，土壌線源［Soil contamination, ground source］

地表および土壌中に沈着した放射性核種を表す線源。

海綿質［Spongiosa］

軸骨格と付属肢骨格にわたって分布する皮質骨皮質下にある骨梁と髄組織（活性，不活性の両方）を合わせた組織を指す用語。海綿質は *Publication 110*（ICRP，2009）の標準ファントムで定義されている 3 つの骨領域の 1 つである。残り 2 つは，長骨幹の骨髄髄質と皮質骨である。骨梁骨，活性骨髄と不活性骨髄の相対的割合は骨格部位とファントムの年齢によって変わるので，海綿質の元素組成と質量密度は一定でなく，骨格部位とファントムの年齢によって変わる。

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。組織反応は確定的影響とも呼ばれている。場合によっては，これらの影響は，生物反応修飾因子を含む照射後の手順により変化しうる。

組織加重係数，w_T［Tissue weighting factor］

身体への均一照射の結果生じた健康デトリメント全体に対するある臓器または組織の相対的寄与を表現するために，当該臓器または組織 T の等価線量に加重する係数（ICRP, 1991b）。これは以下のように定義される。

$$\sum_T w_T = 1$$

ボクセル型ファントム［Voxel phantom］

医用断層画像に基づく人体形状数値ファントムで，解剖学的構造は小さな 3 次元体積素子（ボクセル）で表される。これらのボクセルの集合が人体の臓器と組織を特定するために用いられる。

黄色骨髄［Yellow (bone) marrow］

⇒不活性骨髄

水中イマージョン［Water immersion］

水中の放射性核種からの外部被ばく。

謝辞

ICRP タスクグループ 90 は，2013 年 4 月，土壌，空気，水中に存在する環境中の放射性核種への外部被ばくの年齢依存の線量率係数を策定するために設立された。また，周辺線量当量と空気カーマ率の推定も行った。考慮された放射線には，放射性核種の壊変からの直接光子，環境中の散乱光子，β 粒子と電子，および β 粒子と内部転換・オージェ電子からの制動 X 線が含まれた。ICRP が，過去の行為や大きな事故で汚染された地域で典型的な被ばく形態に対する線量率係数の基準値を策定したのは初めてのことである。

ICRP は，本刊行物の策定に携わったすべての人々の，長年にわたる努力と献身に感謝する。本刊行物の意見募集中に寄せられた多数の建設的な提案は有難く受け取った。

タスクグループ 90 のメンバーは以下のとおりであった（2013～2020 年）

N. Petoussi-Henss（議長）	N. Hertel	D. Satoh
M. Bellamy	J. Hunt	H. Schlattl
W. Bolch	J.T.M. Jansen	Y.S. Yeom
K. Eckerman	C. Lee	S.J. Yoo
A. Endo	K. Saito	

その他の貢献者は以下のとおりであった。

H.G. Menzel および D. Santos

主委員会の査読者は以下のとおりであった。

K-W. Cho　　S. Romanov

編集メンバーは以下のとおりであった。

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）

本刊行物準備期間の第 2 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。

（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）

J.D. Harrison（委員長）	A. Giussani	M.A. Lopez
F. Paquet（副委員長）	D. Jokisch	N. Petoussi-Henss
W.E. Bolch（書記）	C.H. Kim	T. Sato
V. Berkovski	R. Leggett	T. Smith
E. Blanchardon	J. Li	A. Ulanowski

名誉メンバーは以下のとおりであった。

K. Eckerman

本刊行物承認時の主委員会のメンバーは以下のとおりであった。

委員長：C. Cousins，英
副委員長：J. Lochard，仏
科学秘書官：C.H. Clement，加；sci.sec@icrp.org†

K.E. Applegate，米	S. Liu，中	名誉メンバー
S. Bouffler，英	S. Romanov，露	R.H. Clarke，英
K.W. Cho，韓	W. Rühm，独	F.A. Mettler Jr，米
D.A. Cool，米		R.J. Pentreath，英
J.D. Harrison，英		R.J. Preston，米
M. Kai，日		C. Streffer，独
C-M. Larsson，濠		E. Vañó，西
D. Laurier，仏		

†科学秘書官は，1988 年以降正式なメンバーではないが，主委員会に欠くことのできない役割である。

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寄せていただいたすべての組織と人々に感謝する。

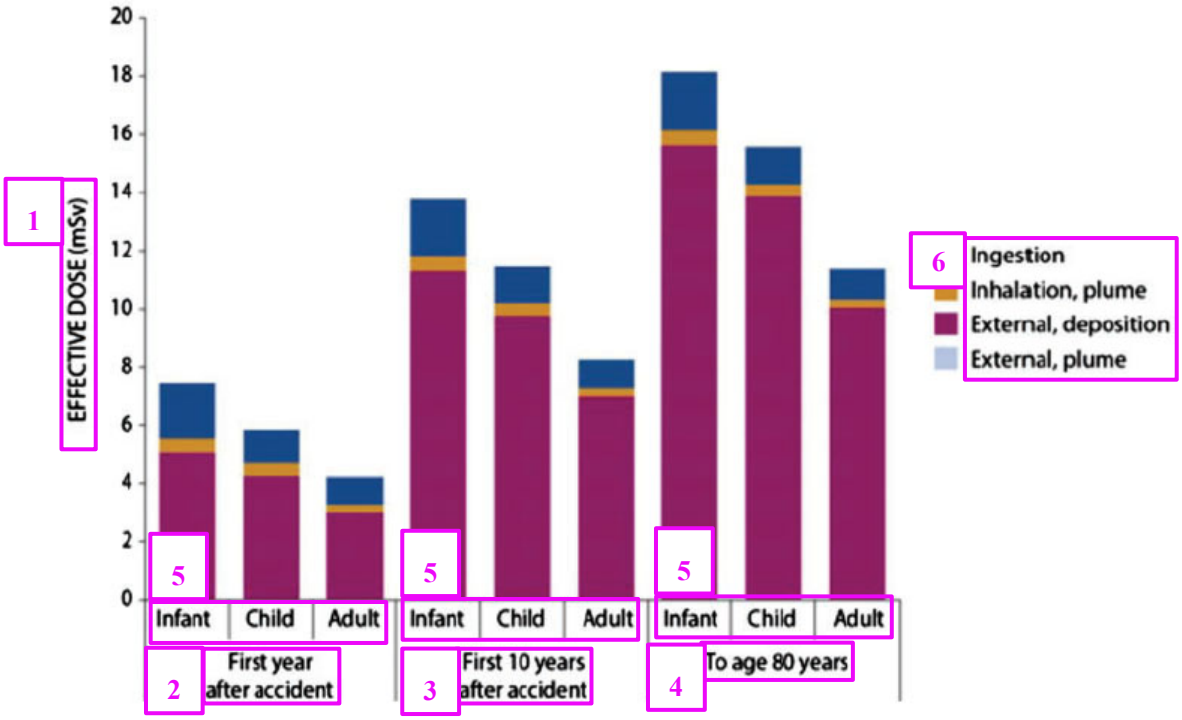


図 1.1　福島市に住む成人，小児，乳幼児の地区平均実効線量推定値（UNSCEAR, 2013）（原子放射線の影響に関する国連科学委員会の許可を得て複製）
注：外部プルームの寄与は小さすぎるためグラフでは示されていない。

1. 実効線量（mSv）
2. 事故後 1 年目
3. 事故後 10 年間
4. 80 歳まで
5. 乳幼児　小児　成人
6. 経口摂取
   吸入，プルーム
   外部，沈着
   外部，プルーム

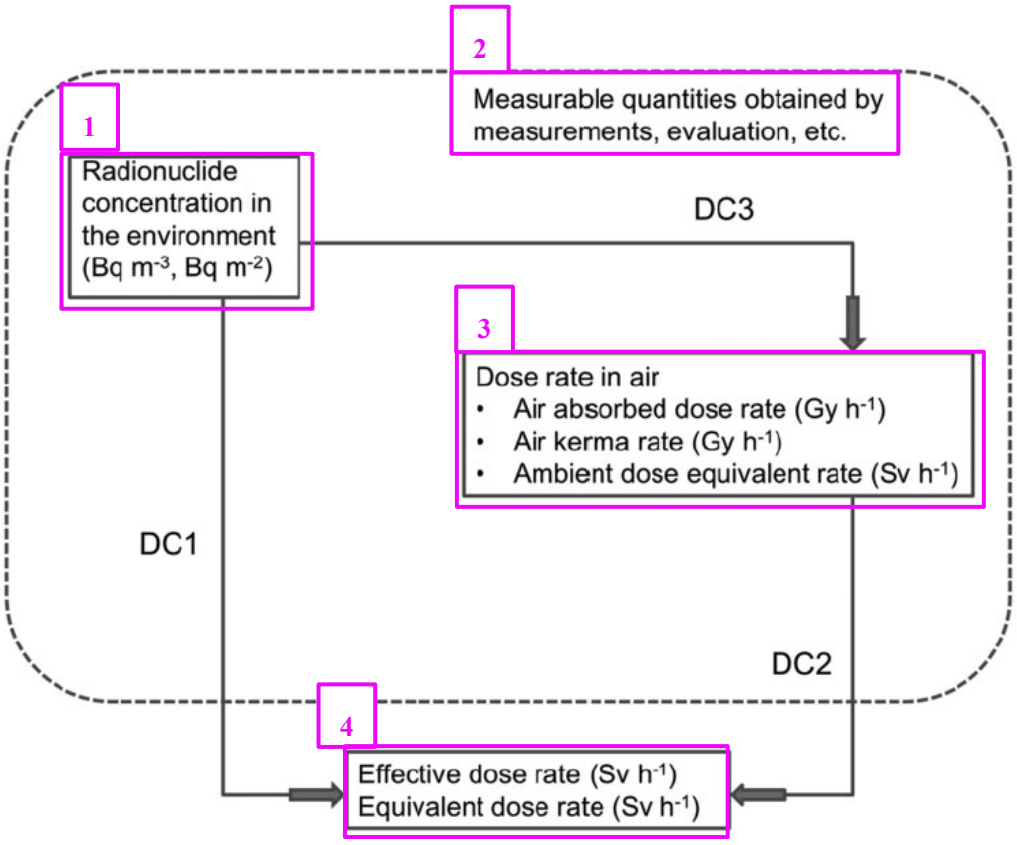


図 2.1　環境中の実効線量率および臓器等価線量率の評価の概略図

2 章で説明したように，DC1，DC2，DC3 は，線量評価の様々な手法を示す。

1. 環境中の放射性核種濃度（Bq m^{-3}，Bq m^{-2}）
2. 測定，評価等により得られる測定可能な量
3. 空気中の線量率
   - 空気吸収線量率（Gy h^{-1}）
   - 空気カーマ率（Gy h^{-1}）
   - 周辺線量当量率（Sv h^{-1}）
4. 実効線量率（Sv h^{-1}）
   等価線量率（Sv h^{-1}）

表3.1　国際放射線防護委員会の放射線加重係数
*ICRP，2007

放射線タイプ	放射線加重係数，w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
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 *Publication 103**の式（4.3）参照

表3.2　国際放射線防護委員会の組織加重係数（ICRP, 2007）

組織	w_T	Σw_T
骨髄，乳房，結腸，肺，胃，残りの組織*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱，食道，肝臓，甲状腺	0.04	0.16
骨表面，脳，唾液腺，皮膚	0.01	0.04

* 残りの組織：副腎，気道の胸郭外領域，胆嚢，心臓，腎臓，リンパ節，筋肉，口腔粘膜，膵臓，前立腺（男性），小腸，脾臓，胸腺，および子宮／子宮頸部（女性）。

図4.1　成人男性（右）および成人女性（左）の数値ファントムの画像（ICRP, 2009a）
乳房，結腸，眼，肺，肝臓，膵臓，唾液腺，小腸，胃，甲状腺および膀胱，精巣，歯は様々な表面色により識別することができる。筋肉および脂肪組織は半透明である。

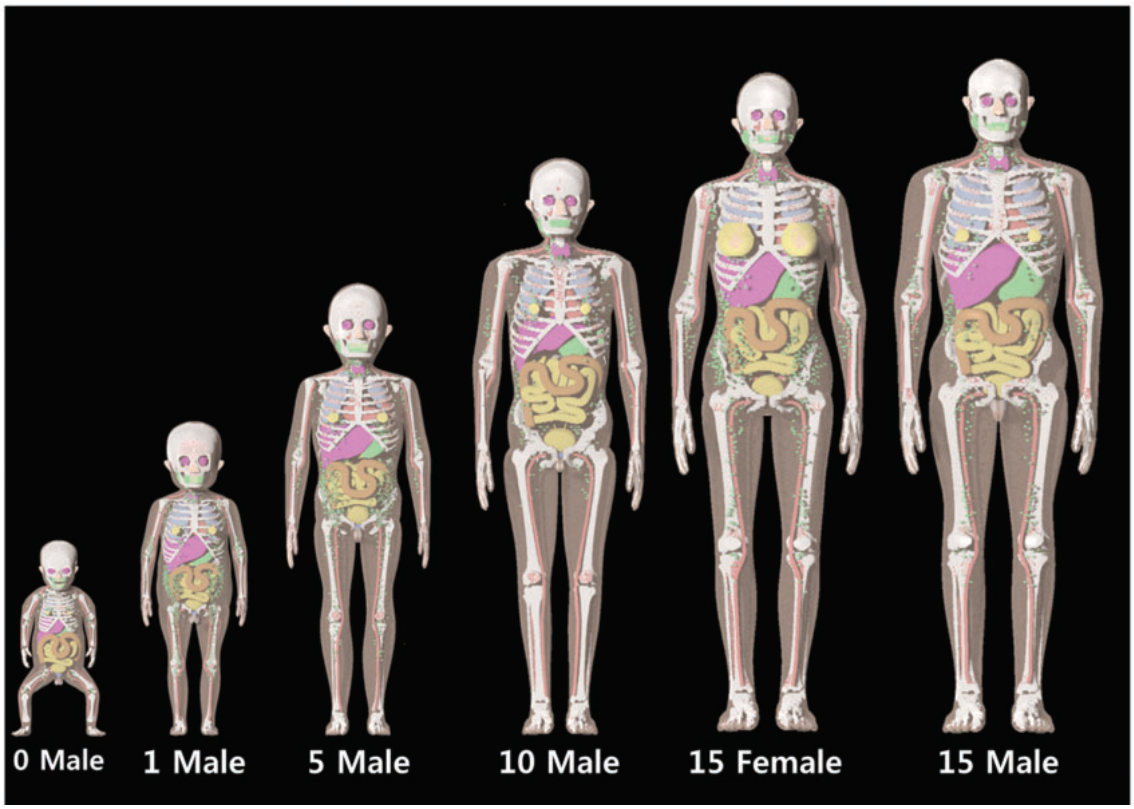


図4.2　国際放射線防護委員会の標準小児ファントムシリーズ（ICRP, 2020）
新生児，1歳，5歳，10歳の男性と女性は，生殖腺を除いて解剖学的に同一である。

1. 男性
2. 女性

表4.1. 国際放射線防護委員会の小児数値ファントムシリーズのボクセル分解能，ボクセル配列数，および総ボクセル数

ファントム	分解能（cm）			配列数			総ボクセル数（百万）
	x	y	z	x	y	z	
新生児（女性）	0.0663	0.0663	0.0663	350	215	720	54.2
新生児（男性）	0.0663	0.0663	0.0663	350	215	720	54.2
1歳児（女性）	0.0663	0.0663	0.1400	396	253	550	55.1
1歳児（男性）	0.0663	0.0663	0.1400	396	253	550	55.1
5歳児（女性）	0.0850	0.0850	0.1928	424	235	576	57.4
5歳児（男性）	0.0850	0.0850	0.1928	424	235	576	57.4
10歳児（女性）	0.0990	0.0990	0.2425	432	226	580	56.6
10歳児（男性）	0.0990	0.0990	0.2425	432	226	580	56.6
15歳児（女性）	0.1200	0.1200	0.2828	408	242	574	56.7
15歳児（男性）	0.1250	0.1250	0.2832	416	230	590	56.5

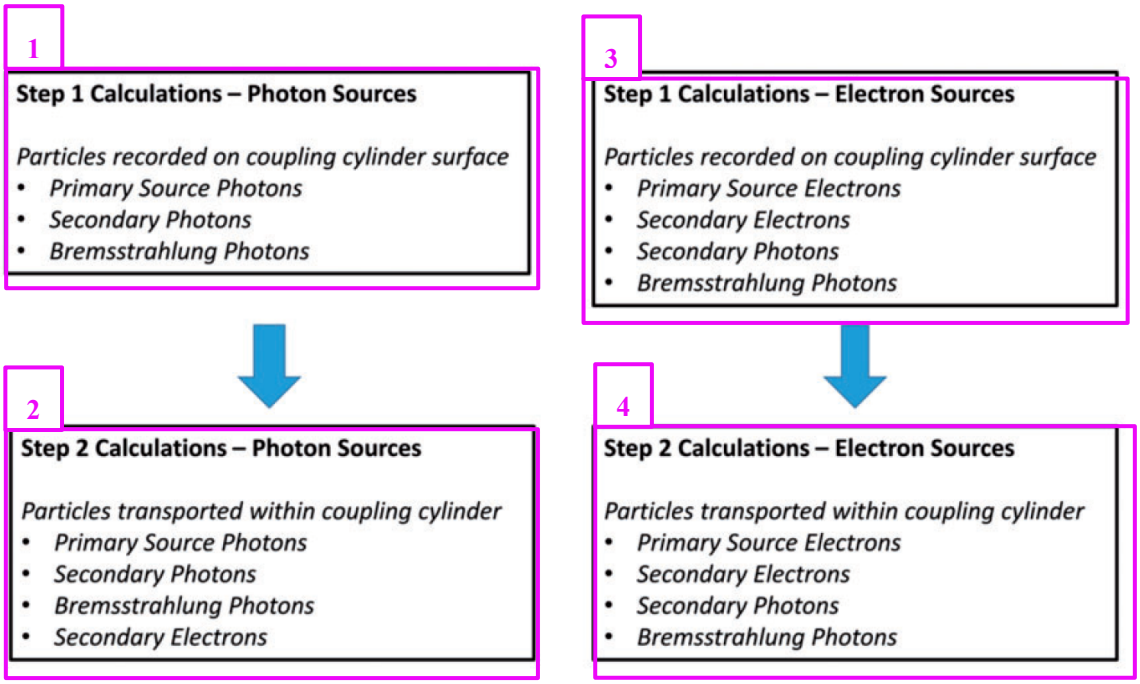


図5.1　ステップ1とステップ2の計算の間の粒子輸送の概略図

1.
ステップ1の計算：光子線源
結合円柱表面で記録された粒子
- 一次線源光子
- 二次光子
- 制動放射光子

2.
ステップ2の計算：光子線源
結合円柱内で輸送された粒子
- 一次線源光子
- 二次光子
- 制動放射光子
- 二次電子

3.
ステップ1の計算：電子線源
結合円柱表面で記録された粒子
- 一次線源電子
- 二次電子
- 二次光子
- 制動放射光子

4.
ステップ2の計算：電子線源
結合円柱内で輸送された粒子
- 一次線源電子
- 二次電子
- 二次光子
- 制動放射光子

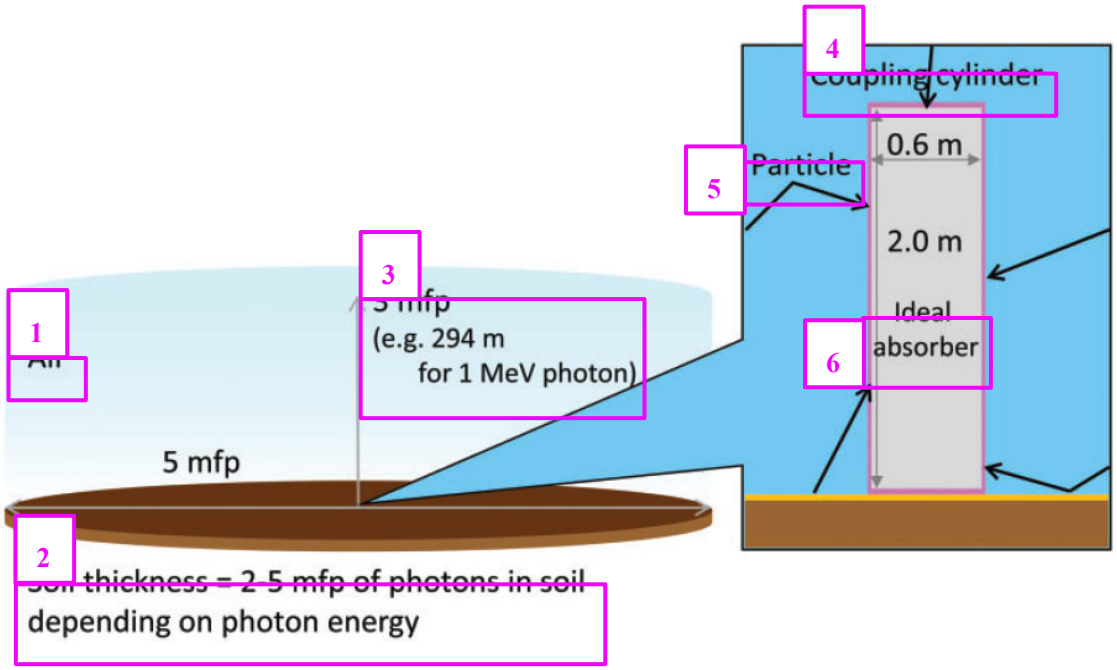


図5.2　土壌汚染による環境場の計算に用いるジオメトリーの概略図
mfpは平均自由行程を意味する。

1. 空気
2. 土壌の厚さ＝光子エネルギーに依存し、土壌中の光子の2～5mfp
3. 3 mfp（1 MeVの光子の場合は294 mなど）
4. 結合円柱
5. 粒子
6. 理想的な吸収体

表 5.1　空気（Berger et al., 2005）および土壌（ICRU, 1994）の密度と元素組成

物質	密度 ($g\ cm^{-3}$)	元素組成（wt%） H	C	N	O	Al	Si	Ar	Fe
空気	1.2×10^{-3}	–	1.0×10^{-2}	75.53	23.18	–	–	1.28	–
土壌	1.0	2.20	–	–	57.50	8.50	26.20	–	5.60

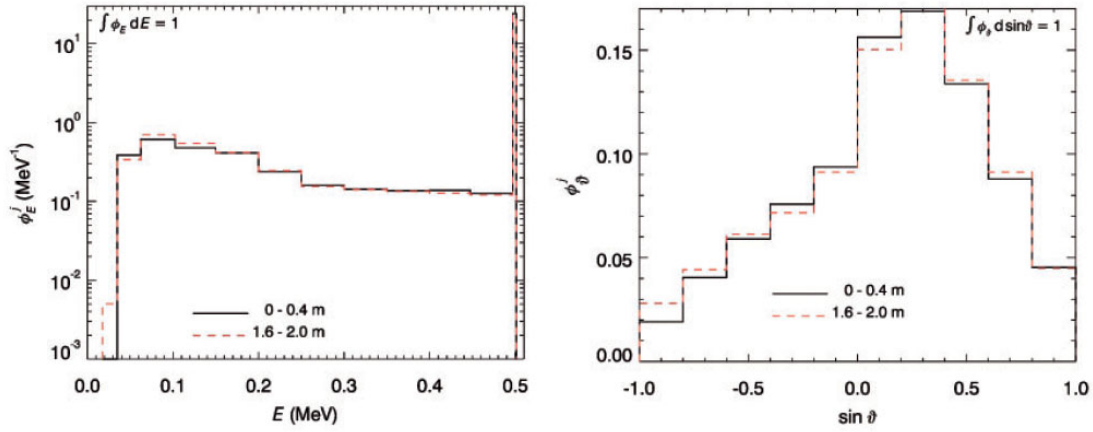


図 5.3　0.5 MeV の単一エネルギー光子による土壌中の深さ 0.2 mfp の等方無限線源に対する結合円柱の異なる高さ範囲でのエネルギー（左）と角度（右）分布
左：y 軸は，エネルギービンあたりの光子数を示し，スペクトル内の全光子数と各エネルギービンサイズ（単位は MeV）で割ったものである。
右：y 軸は，示された 2 つの高さ範囲での正弦角度あたりの光子数を示す。
それぞれの分布を結合円柱に記録された光子の総数に正規化した。これらの分布をそれぞれの総分布（Φ）と区別するために，上付き文字 *j* で示されている。

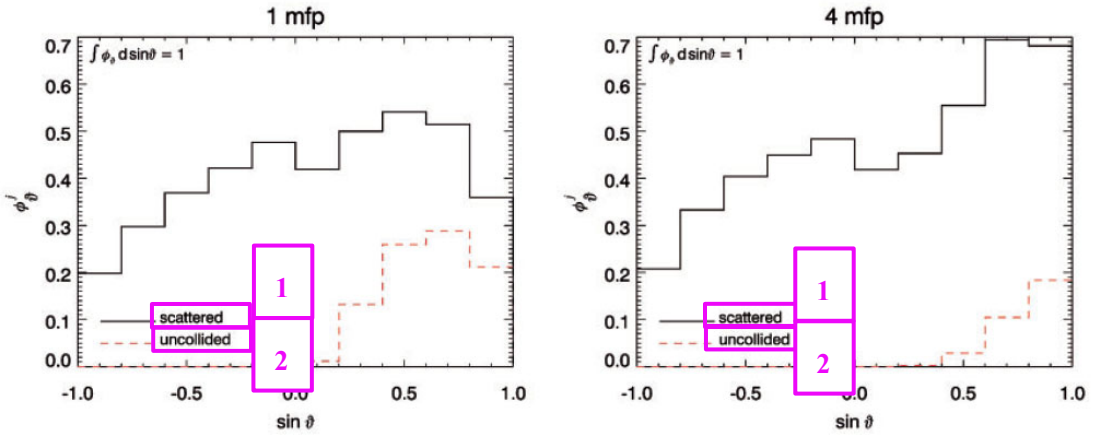


図 5.4　0.1 MeV の単一エネルギー光子を放射する，土壌中の深さ 1 mfp（左）と 4 mfp（右）の等方無限線源に対する結合円柱のすべての高さにわたってまとめた散乱光子と非衝突光子の角度分布

y 軸は，サイン角度あたりの光子数を示す。これらの分布をそれぞれの総分布（Φ）から区別するために，上付き文字 *j* で示される。分布は，光子の総数に対して正規化される。

1. 散乱
2. 非衝突

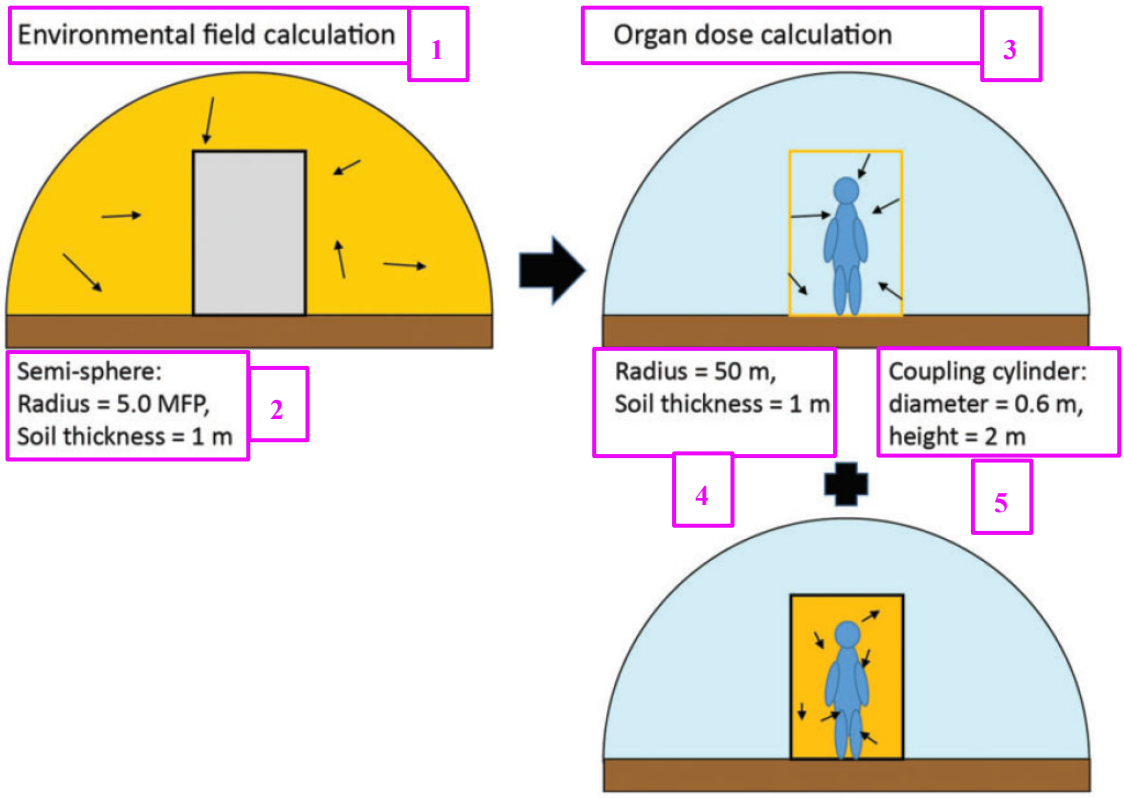


図 5.5　汚染空気中のサブマージョンを模擬したジオメトリーの概略図
黄色の部分は線源領域（左側）を示す。臓器等価線量の計算（右側）では，結合円柱内の媒体は空気である。電子被ばくでは，粒子は円柱の表面（右上）からだけでなく，円柱の内部（右下）からも生じる。光子については，大気中の光子の平均自由行程が長く，円柱内の線源が臓器等価線量の計算結果に大きく寄与しないため必要ない。

1. 環境場の計算
2. 半球：
   半径 = 5.0 mfp，土壌の厚さ = 1 m
3. 臓器線量の計算
4. 半径 = 50 m，土壌の厚さ = 1 m
5. 結合円柱：
   直径 = 0.6 m，高さ = 2 m

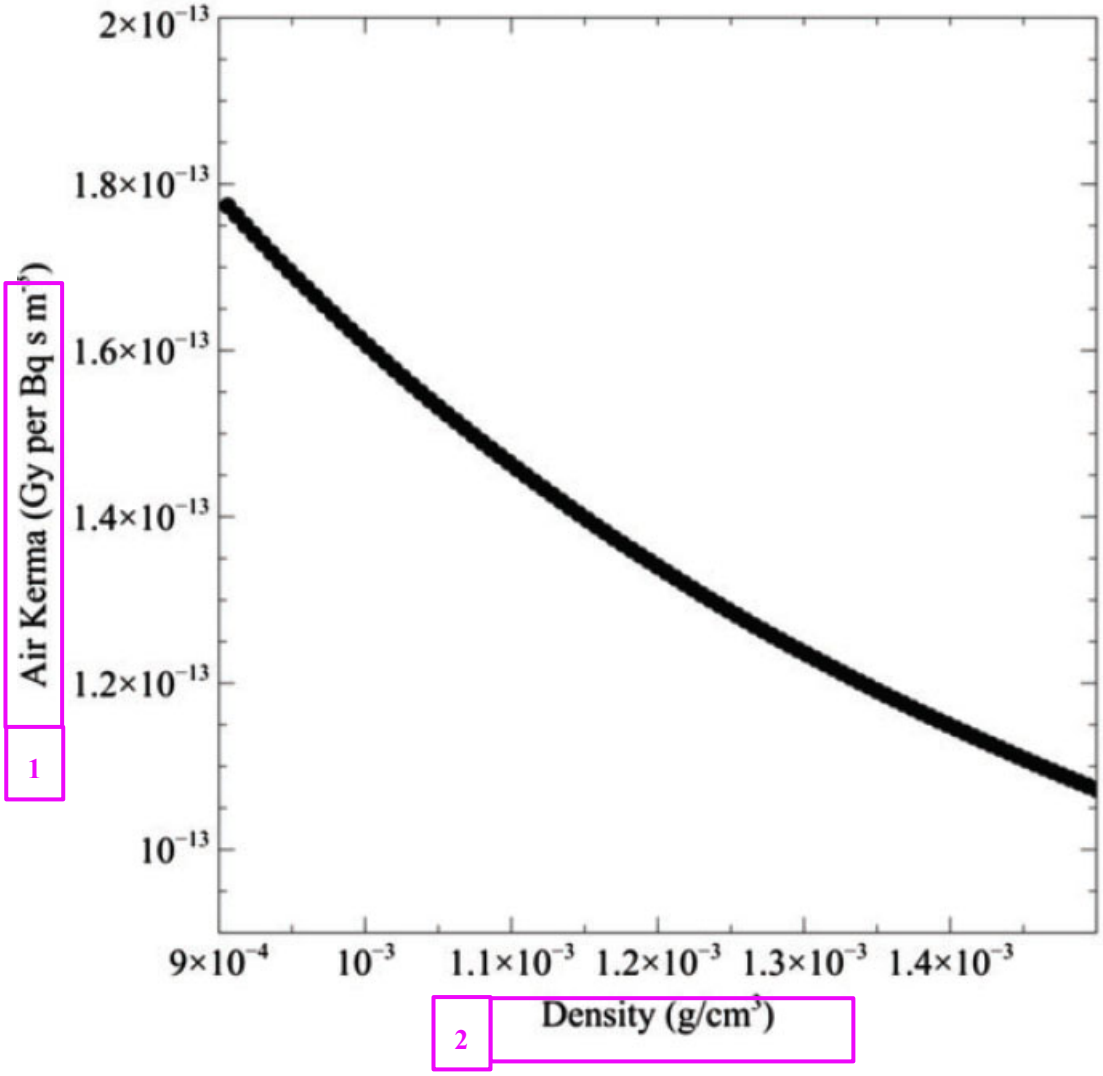


図 5.6　1 MeV の光子の空気密度に応じた空気カーマ（Bellamy et al., 2019）

1. 空気カーマ（Gy/(Bq s m^{-3})）
2. 密度（g/cm^3）

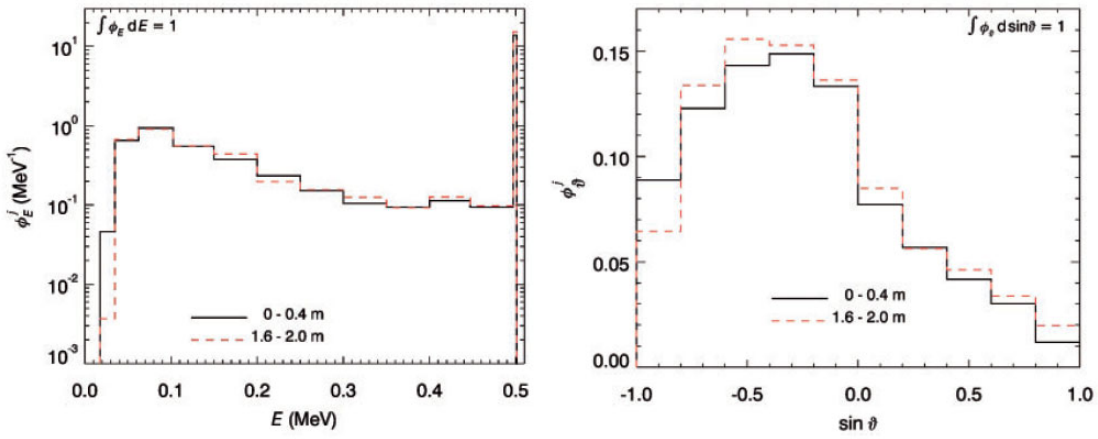


図 5.7　0.5 MeV の単一エネルギー光子を放射する空気中の半無限線源のエネルギー（左）と角度（右）分布

左：y 軸は，エネルギービンあたりの光子数を示し，スペクトル内の全光子数とエネルギービンサイズ（単位は MeV）で割ったものである。

右：y 軸は，示された高さ範囲でのサイン角度あたりの光子数を示す。これらの分布をすべての高さについてのスペクトル（Φ）から区別するために，上付き文字 *j* で示されている。

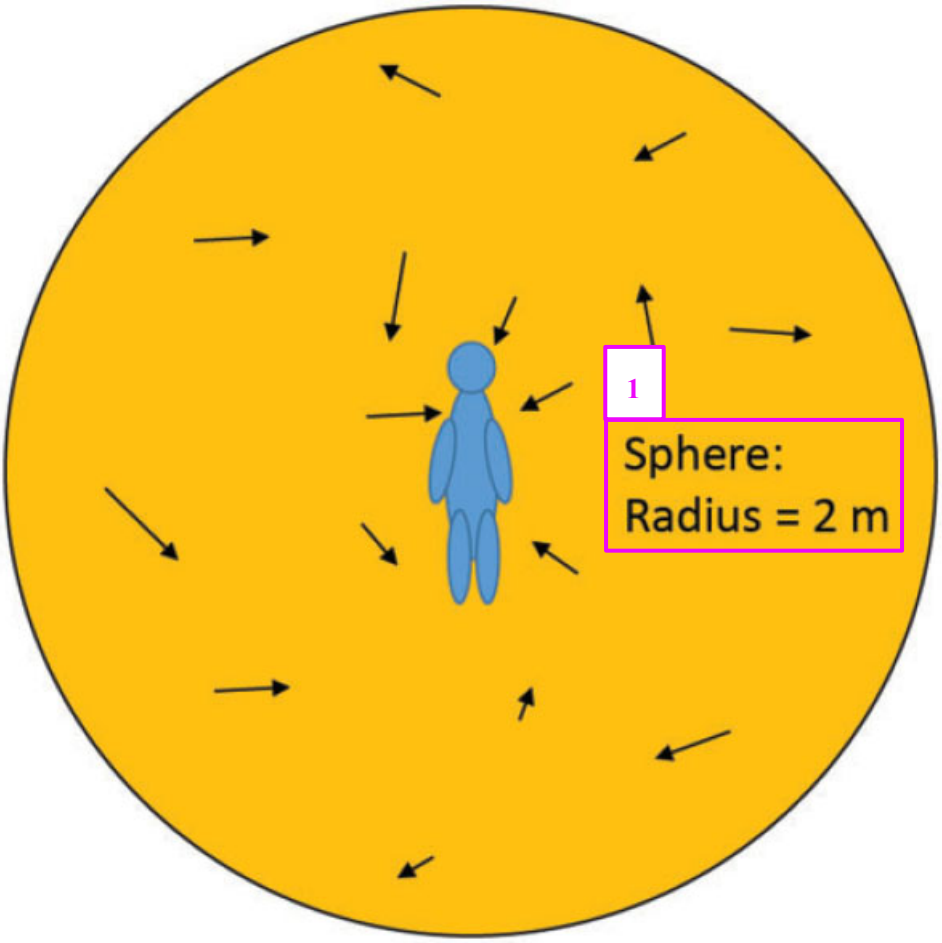


図 5.8　水中イマージョンの概略図
球体の中心は，ファントムを通る 3 つの軸の中心点と一致する。

1. 球体：半径 = 2 m

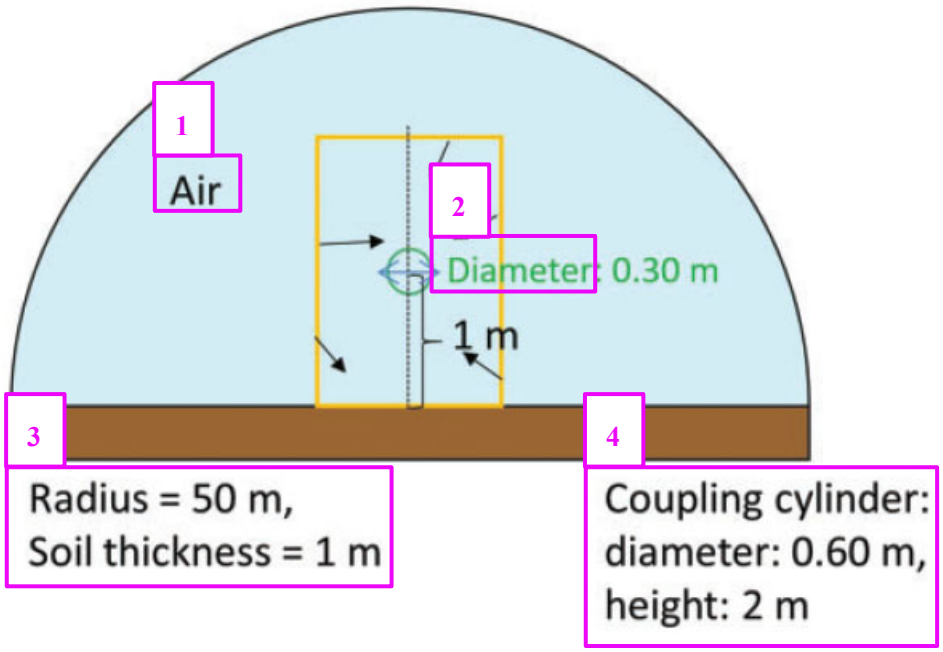


図 5.9　空気カーマと周辺線量当量の計算の概略図

1. 空気
2. 直径
3. 半径 = 50 m，土壌の厚さ = 1 m
4. 結合円柱：
   直径：0.60 m，高さ：2 m

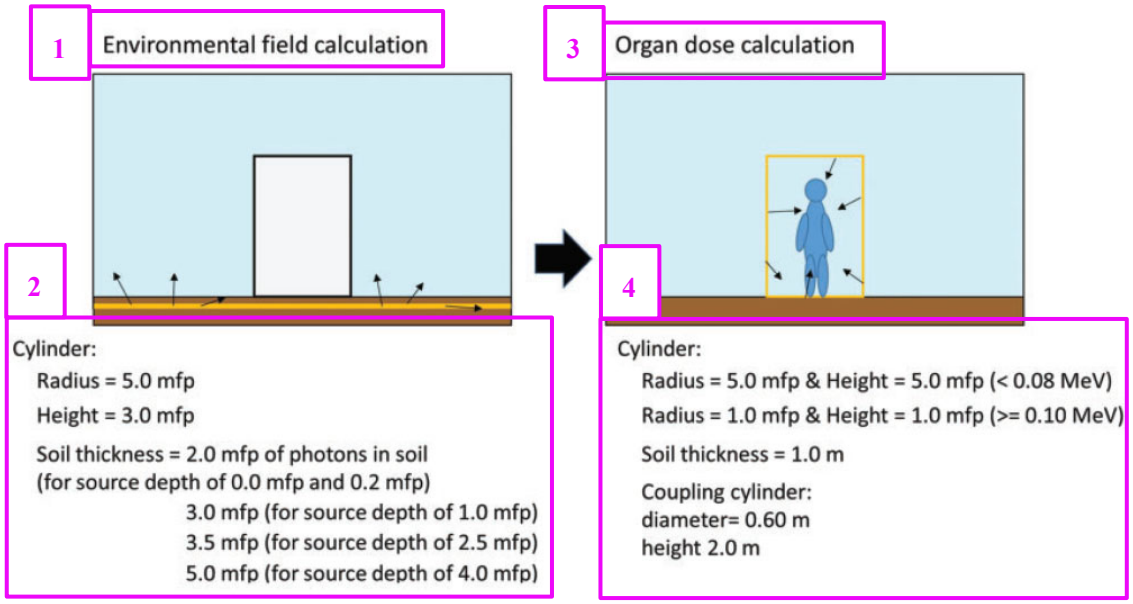


図 6.1.　土壌汚染を模擬したジオメトリーの概略図
左側の図は計算のステップ 1 を，右側の図はステップ 2 を表す。mfp は平均自由行程を意味する。

1. 環境場の計算
2. 円柱：
   半径 = 5.0 mfp
   高さ = 3.0 mfp
   土壌の厚さ=土壌中での光子の 2.0 mfp
   （0.0 mfp と 0.2 mfp の線源深さ）
   3.0 mfp（1.0 mfp の線源深さの場合）
   3.5 mfp（2.5 mfp の線源深さの場合）
   5.0 mfp（4.0 mfp の線源深さの場合）
3. 臓器線量の計算
4. 円柱：
   半径 = 5.0 mfp，高さ = 5.0 mfp（<0.08MeV）
   半径 = 1.0 mfp，高さ = 1.0 mfp（>=0.10MeV）
   土壌の厚さ = 1.0 m
   結合円柱：
   直径 = 0.60 m
   高さ 2.0 m

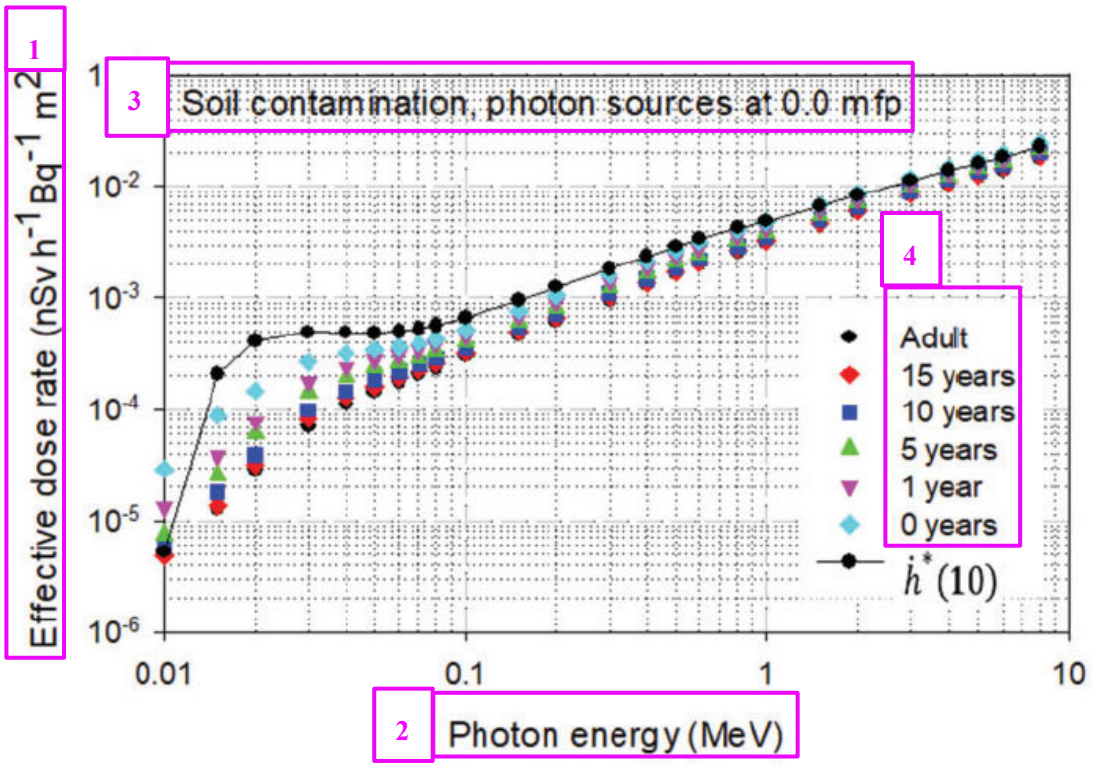


図 6.2　面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での対応する周辺線量当量率$\dot{h}^*(10)$
mfp は平均自由行程を意味する。

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

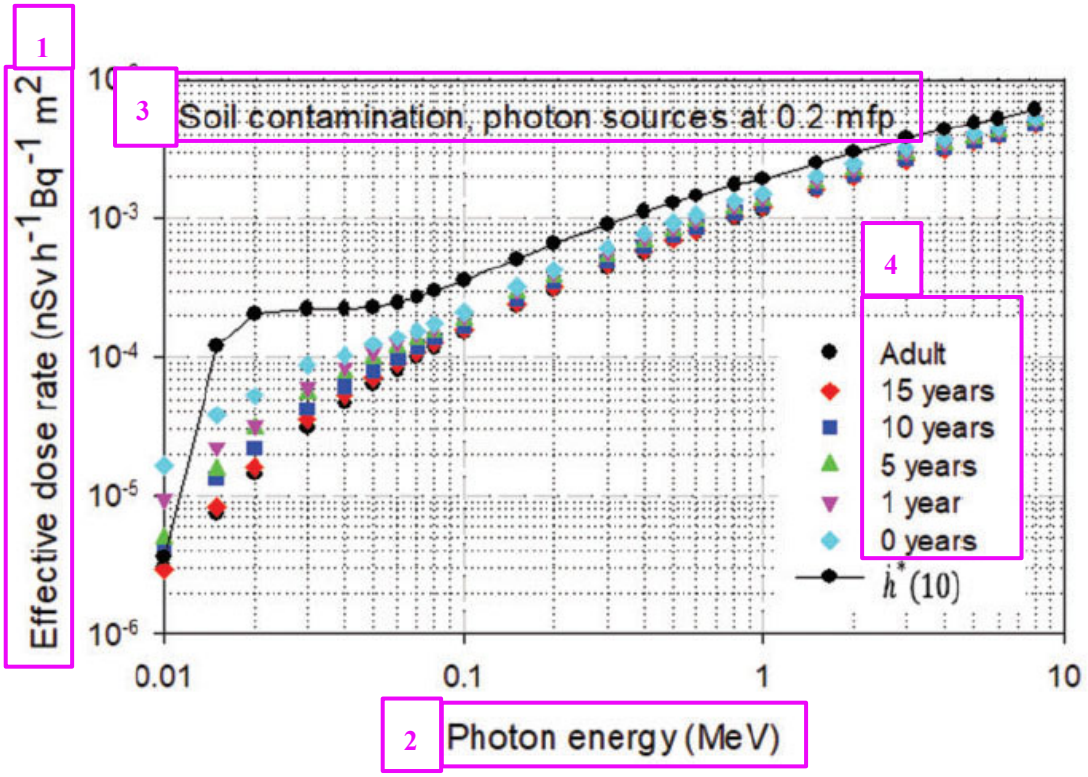


図 6.3　土壌中の 0.2 mfp（平均自由行程）の深さで分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での対応する周辺線量当量率*$\dot{h}$(10)

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.2 mfp での光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

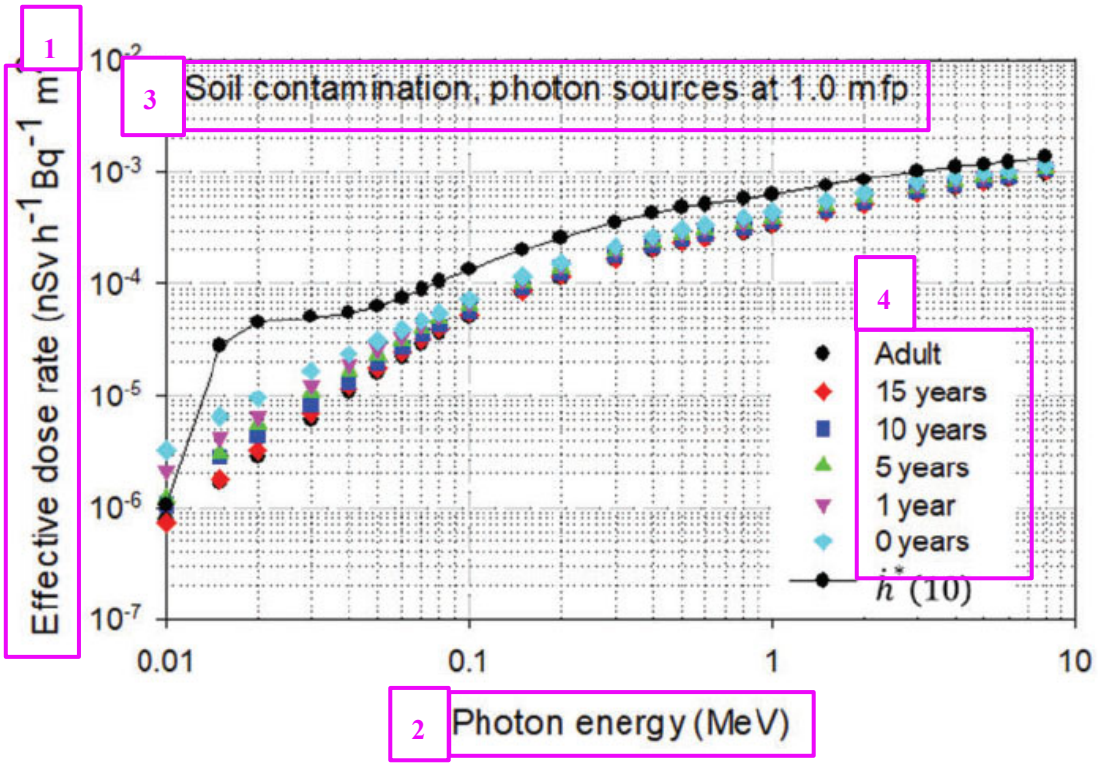


図 6.4　土壌中の深さ 1 mfp（平均自由行程）に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率$h^*(10)$

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，1.0 mfp での光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

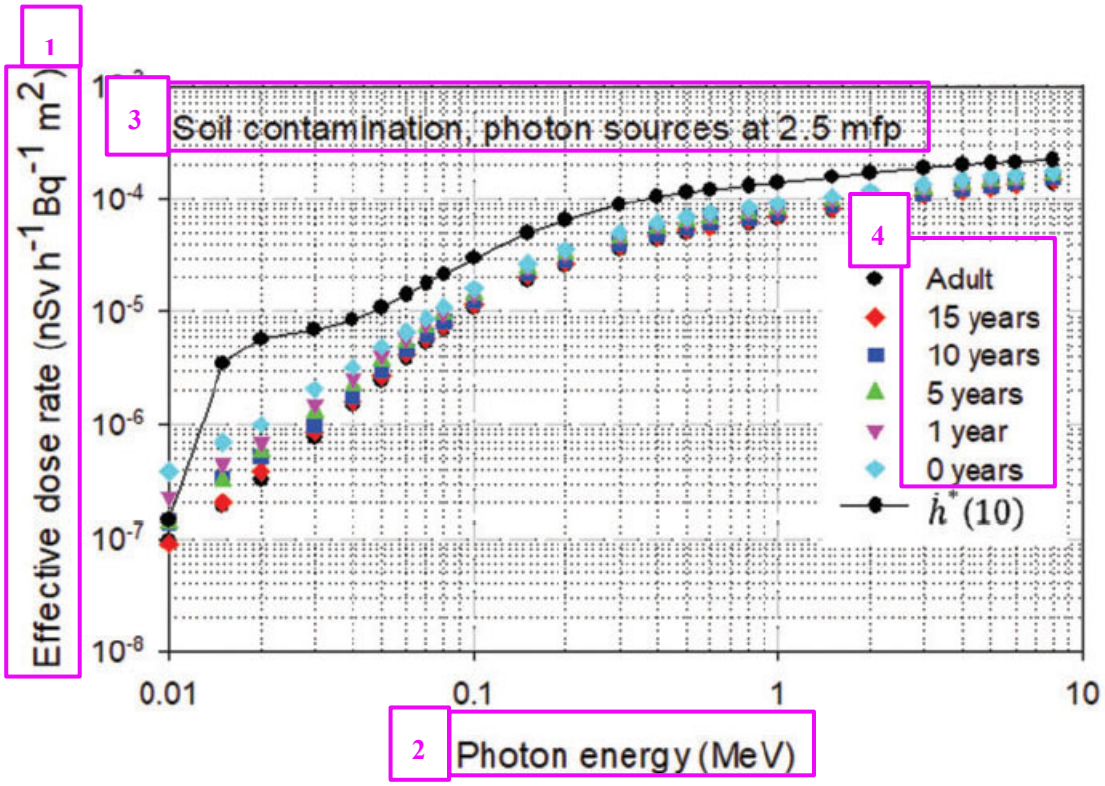


図 6.5　土壌中の深さ 2.5 mfp（平均自由行程）に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率$\dot{h}^*(10)$

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，2.5 mfp での光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

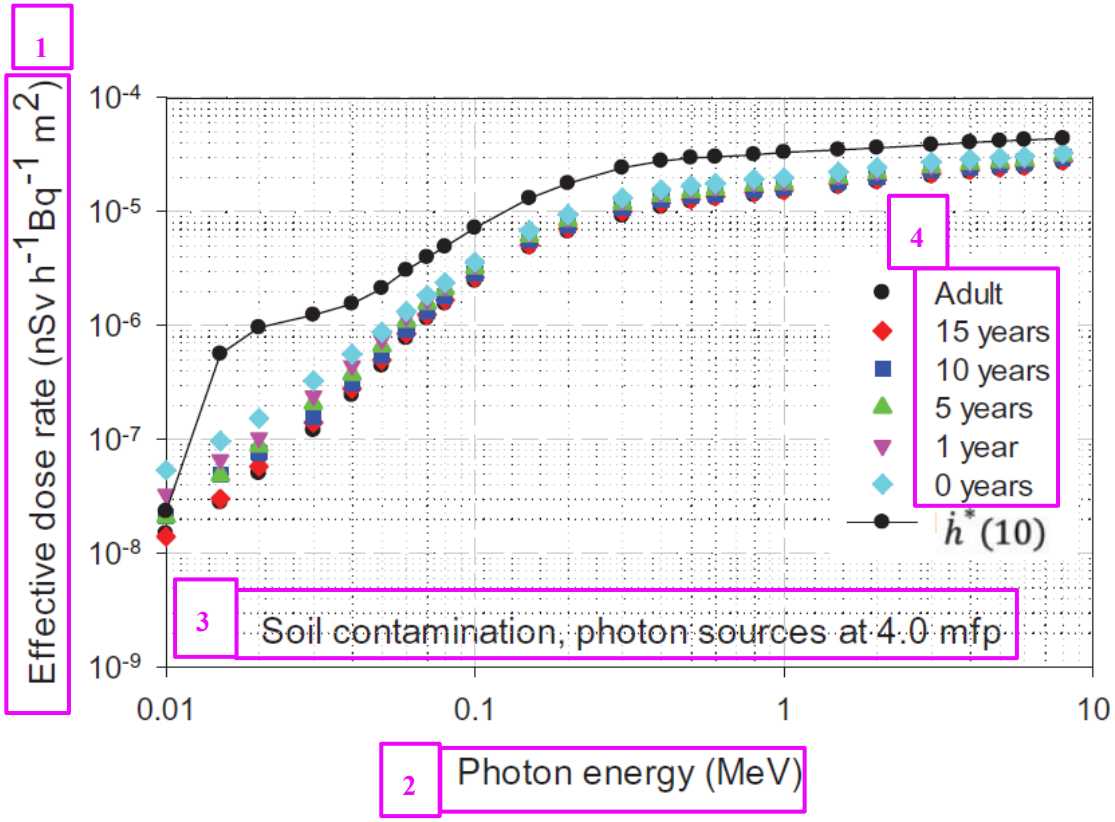


図 6.6　土壌中の深さ 4 mfp（平均自由行程）に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率$\dot{h}^*(10)$

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，4.0 mfp での光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

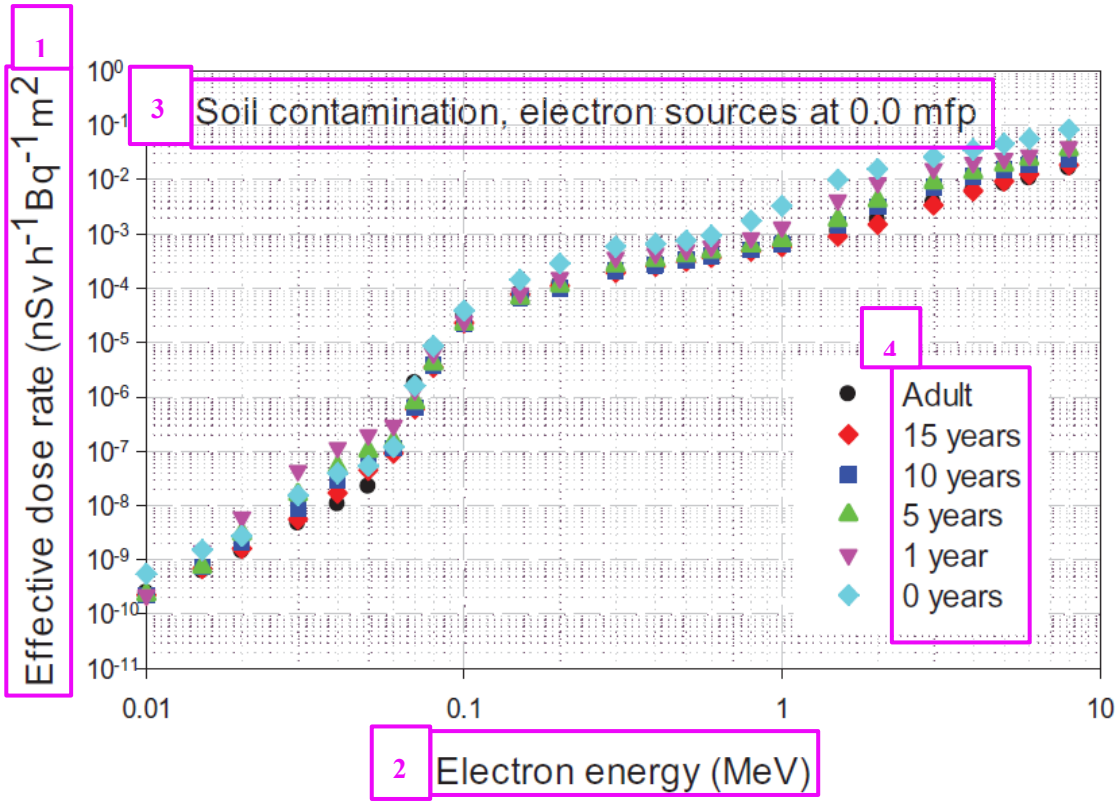


図 6.7　面線源として地表面に分布した単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数。mfp は平均自由行程を意味する

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での電子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

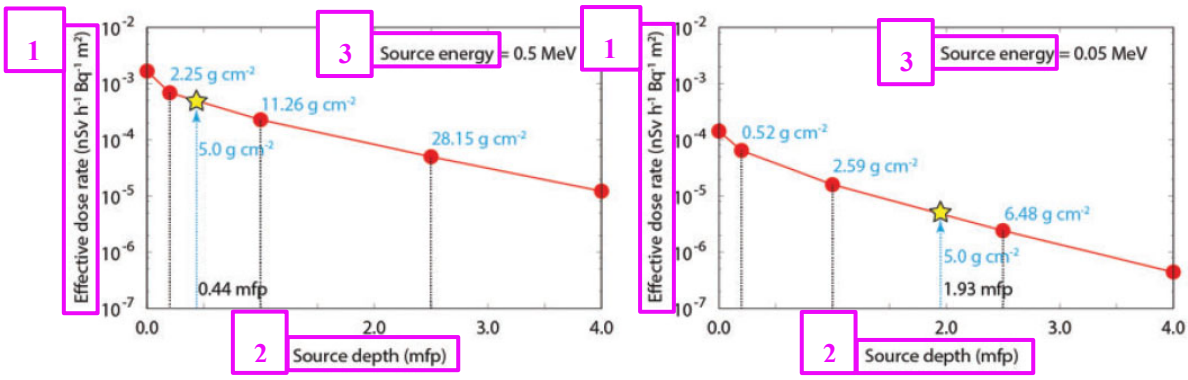


図 6.8　0.5 および 0.05 MeV の線源エネルギーを持つ光子の土壌中の平均自由行程（mfp）に応じた成人の実効線量率係数

丸印は明確に計算が行われた深さを示す。星印は，内挿によって評価された深さ 5 g cm^{-2} の実効線量率を示す。

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 線源深さ（mfp）
3. 線源エネルギー

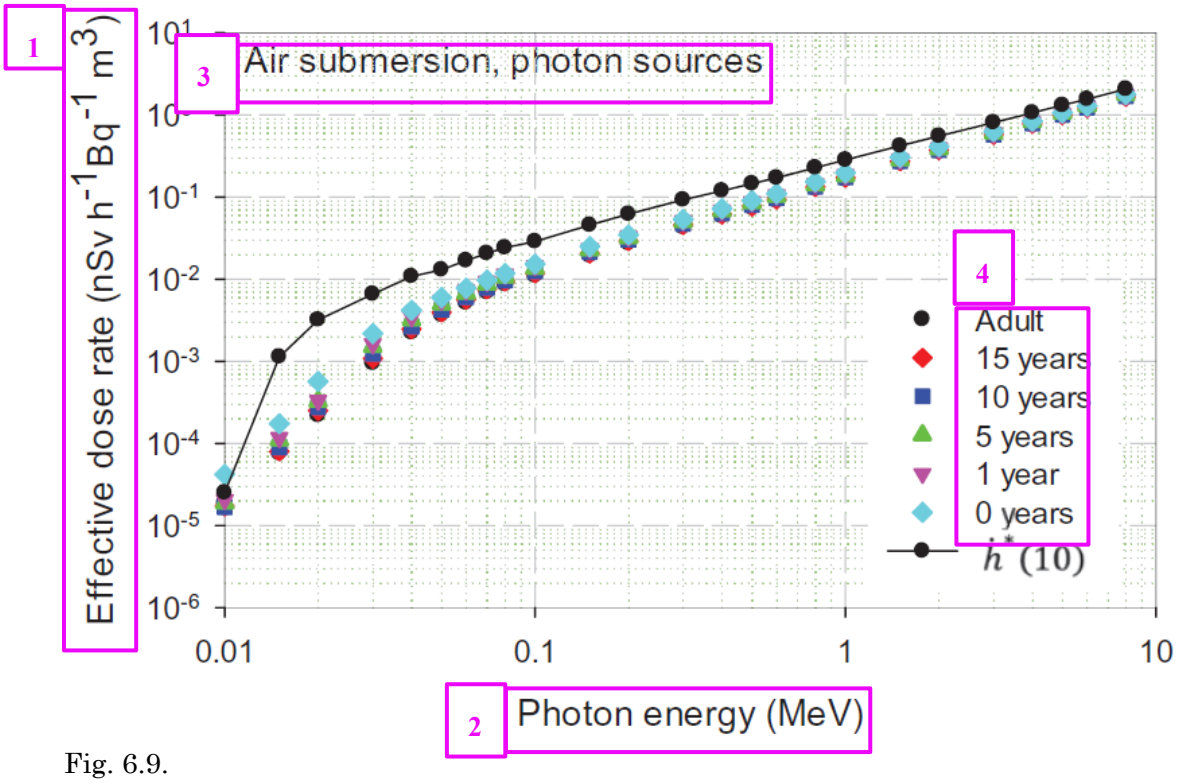


Fig. 6.9.

図 6.9　大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での周辺線量当量率係数$h^*(10)$

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

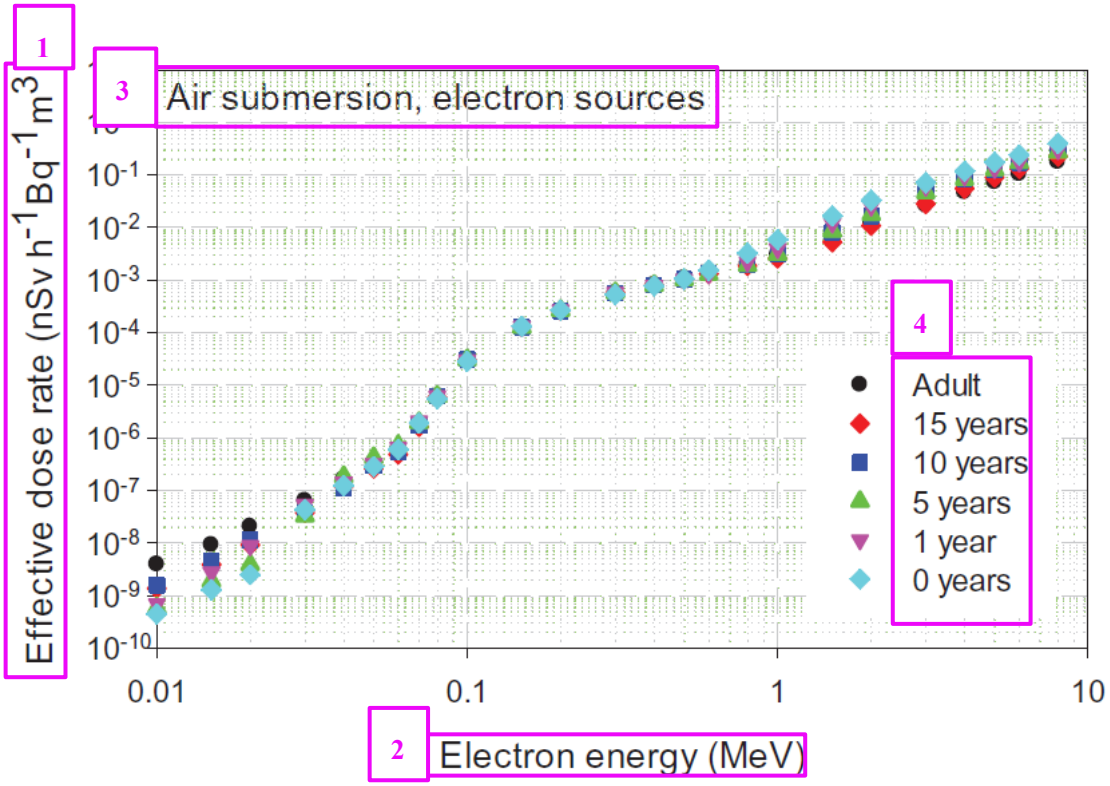


図 6.10　大気中に均一に分布した単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，電子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

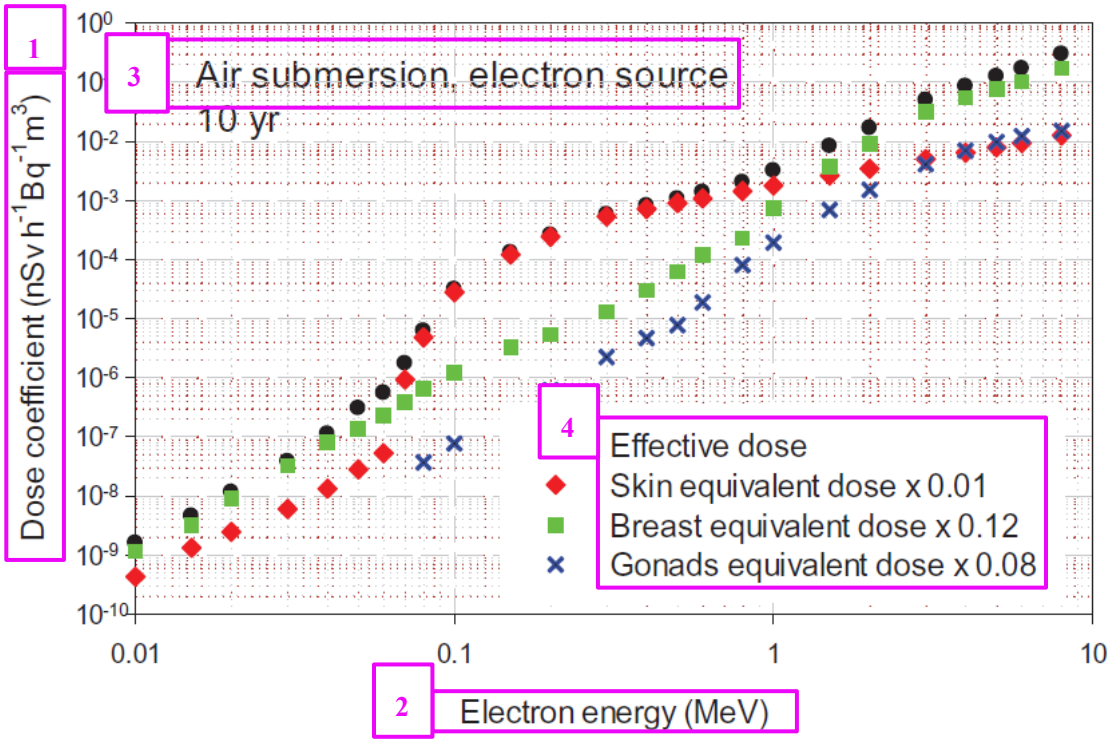


図 6.11　10 歳児ファントムにおける大気中に均一に分布した単一エネルギー電子に対する実効線量率係数，皮膚，乳房および生殖腺の等価線量率係数の比較
比較のため，皮膚，乳房，生殖腺の線量率にそれぞれの組織加重係数を乗じた。

1. 線量係数（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，電子線源
4. 実効線量
   皮膚等価線量×0.01
   乳房等価線量×0.12
   生殖腺等価線量×0.08

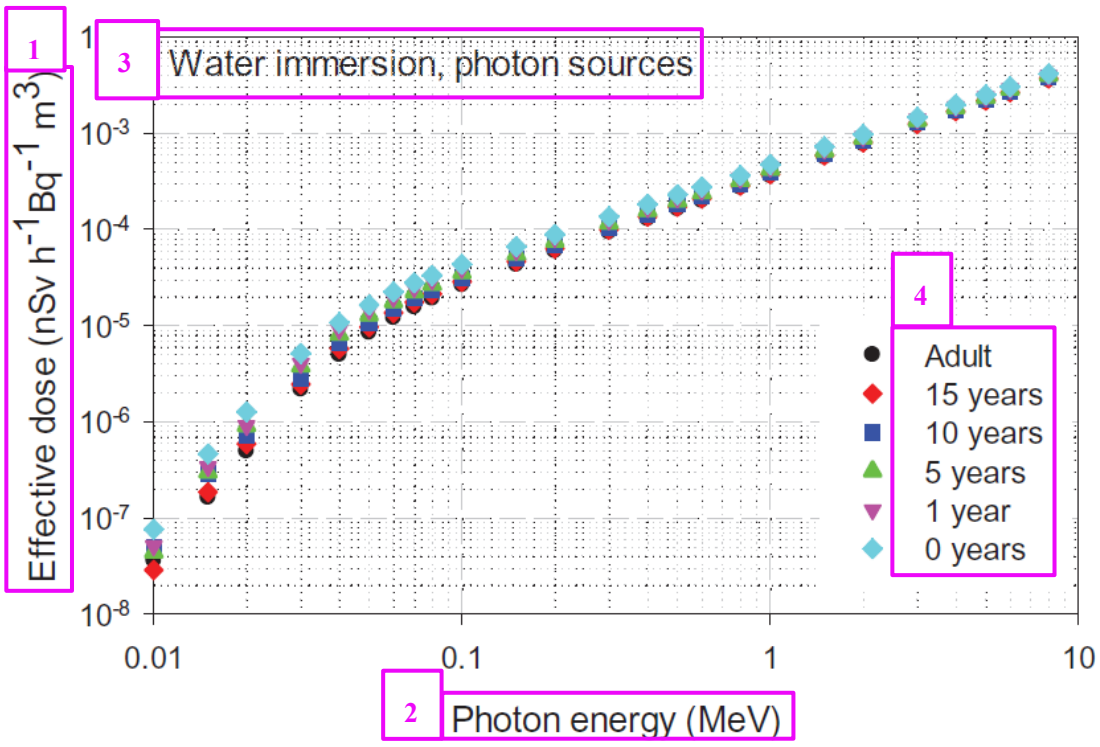


図 6.12　水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

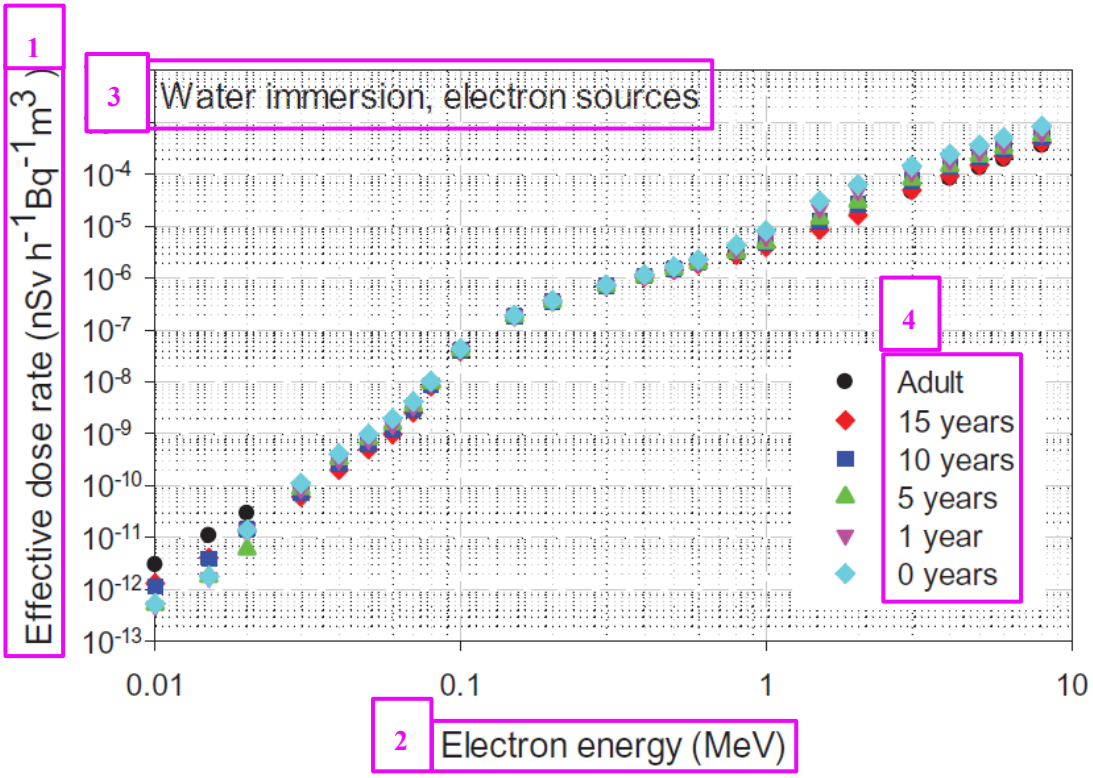


図 6.13　水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，電子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

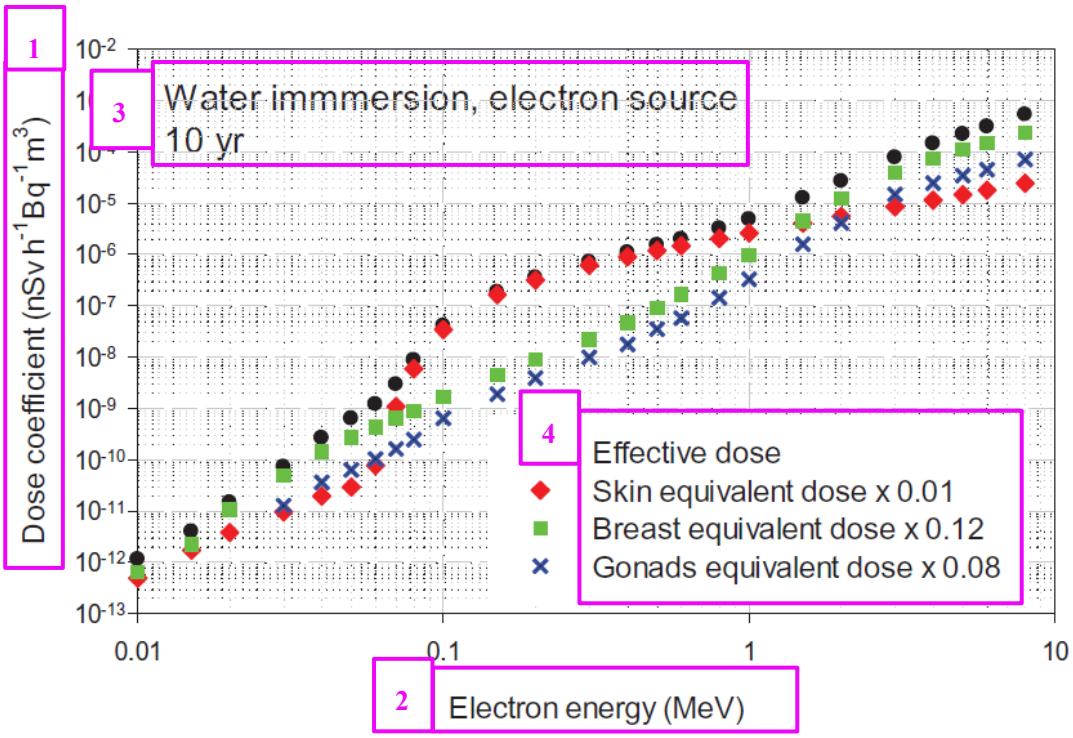


図 6.14　10 歳児ファントムにおける水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー電子に対する実効線量率係数，皮膚，乳房および生殖腺等価線量率係数の比較

比較のため，皮膚，乳房，生殖腺の線量率にそれぞれの組織加重係数を乗じた。

1. 線量係数（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，電子線源　10 歳児
4. 実効線量
   皮膚等価線量×0.01
   乳房等価線量×0.12
   生殖腺等価線量×0.08

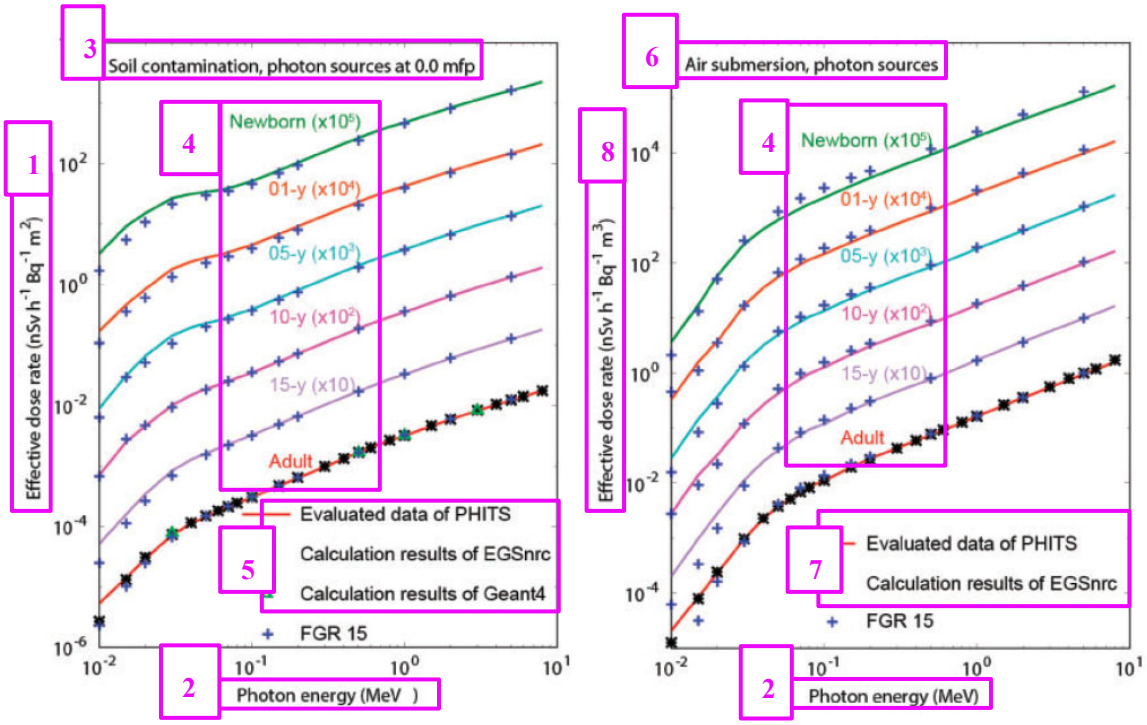


図 6.15　さまざまな計算者とコードによって推定された，光子による地面の面線源（左）と空気中サブマージョン（右）の実効線量率係数

PHITS データセットには，平滑化後のデータが表示される。見やすさのため，10～10^5 の倍数で乗じてプロットした。mfp は平均自由行程を意味する。

米国環境保護庁連邦指針レポート No.15（FGR 15）（Bellamy, et al., 2019）

1. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での光子線源
4. 新生児（×10^5）
   01 歳児（×10^4）
   05 歳児（×10^3）
   10 歳児（×10^2）
   15 歳児（×10）
   成人
5. PHITS の評価データ
   EGSnrc の計算結果
   Geant4 の計算結果
6. 空気中サブマージョン，光子線源
7. PHITS の評価データ
   EGSnrc の計算結果
8. 実効線量率（nSv h^{-1} Bq^{-}

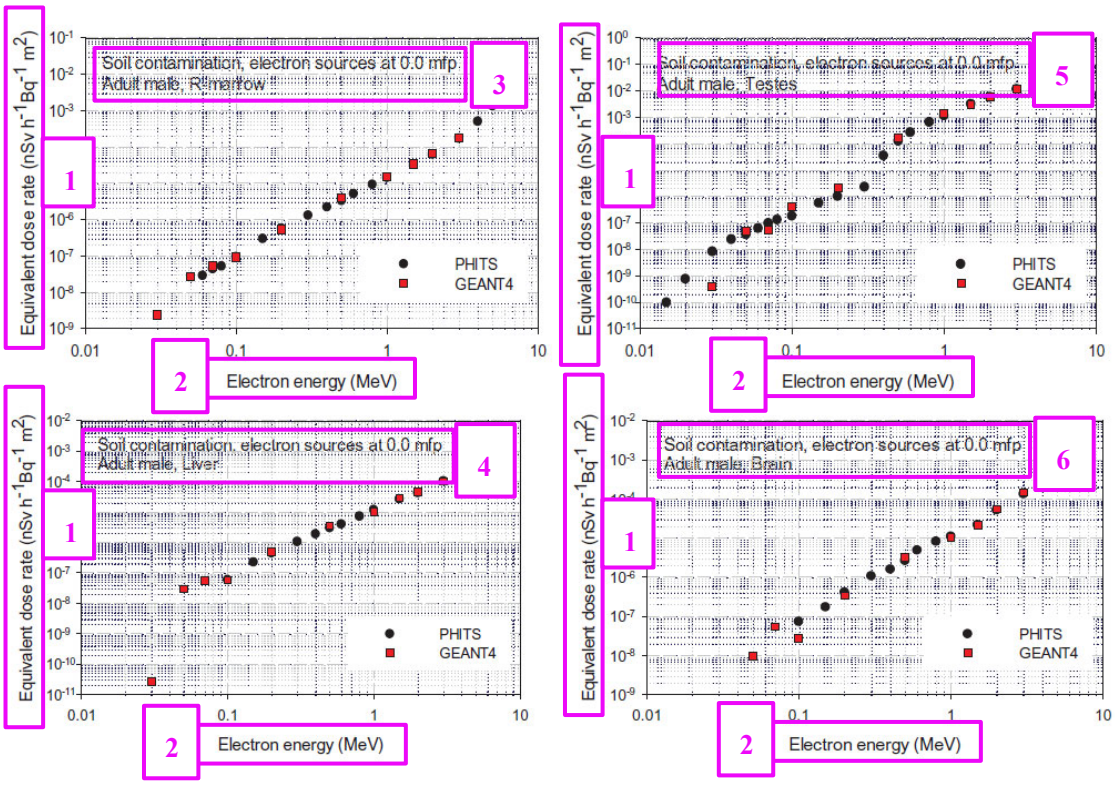


図 6.16　PHITS と GEANT4 コードで計算した，電子を放出する地面の面線源の成人男性ファントムの赤色骨髄，精巣，肝臓，脳の臓器等価線量率係数
mfp は平均自由行程を意味する。

1. 等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での電子線源
   成人男性，赤色骨髄
4. 土壌汚染，0.0 mfp での電子線源
   成人男性，肝臓
5. 土壌汚染，0.0 mfp での電子線源
   成人男性，精巣
6. 土壌汚染，0.0 mfp での電子線源
   成人男性，脳

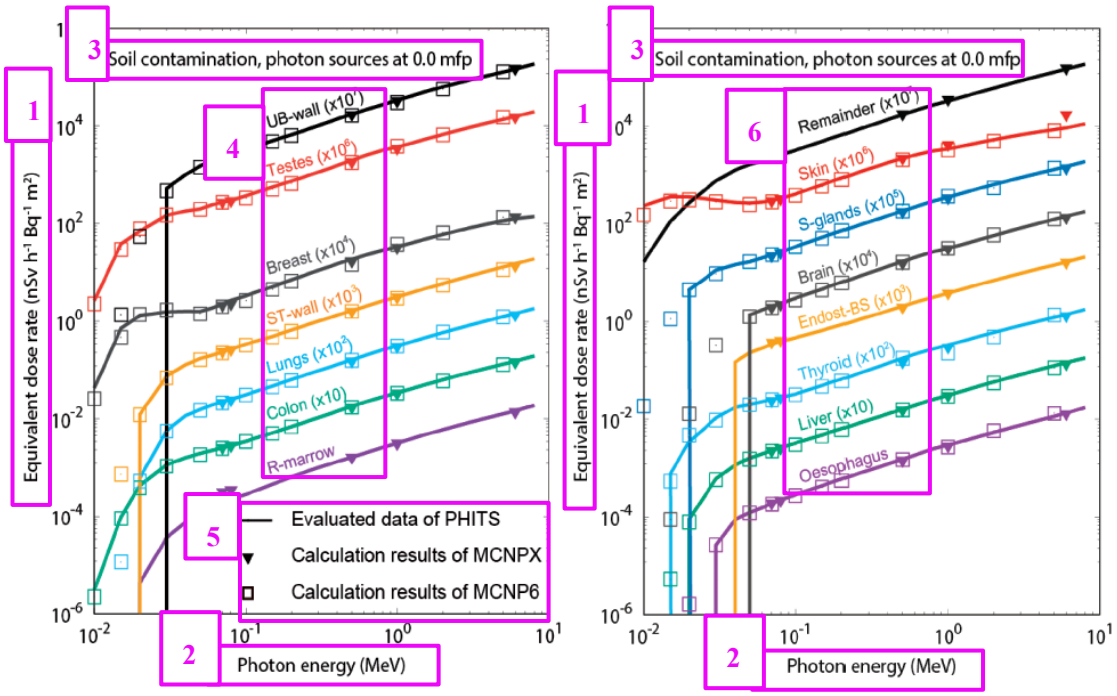


図 6.17　PHITS と MCNP コードで計算した，土壌の表面汚染（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

アスタリスクと四角は，それぞれ韓国原子力安全技術院と英国公衆衛生庁で行われた計算を示す。垂直線は，低エネルギー側のデータがゼロに設定されたことを示す。mfp は平均自由行程を意味する。

1. 等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での光子線源
4. 膀胱壁（×10^7）
   精巣（×10^6）
   乳房（×10^4）
   胃壁（×10^3）
   肺（×10^2）
   結腸（×10）
   赤色骨髄
5. PHITS の評価データ
   MCNPX の計算結果
   MCNP6 の計算結果
6. 残りの臓器（×10^7）
   皮膚（×10^6）
   唾液腺（×10^5）
   脳（×10^4）
   50 µm 骨内膜領域（×10^3）
   甲状腺（×10^2）
   肝臓（×10）
   食道

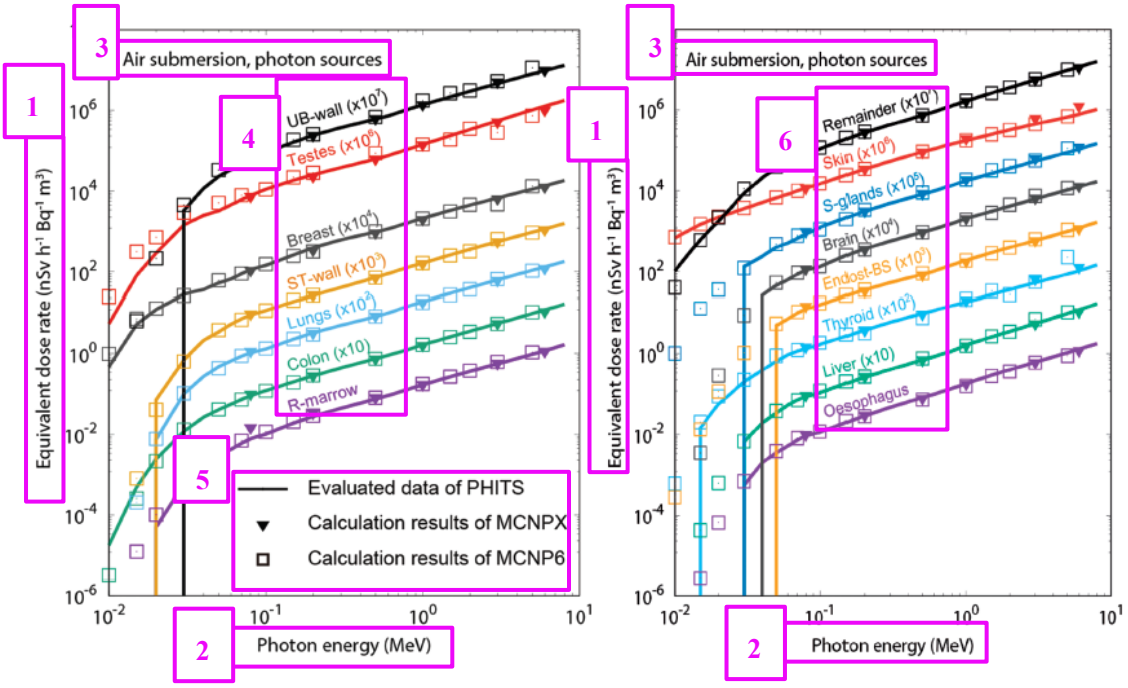


図 6.18　PHITS と MCNP コードで計算した，汚染した空気中のサブマージョン（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

アスタリスクと四角は，それぞれ韓国原子力安全技術院と英国公衆衛生庁で行われた計算を示す。垂直線は，低エネルギー側のデータがゼロに設定されたことを示す。

1. 等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，光子線源
4. 膀胱壁（×10^7）
   精巣（×10^6）
   乳房（×10^4）
   胃壁（×10^3）
   肺（×10^2）
   結腸（×10）
   赤色骨髄
5. PHITS の評価データ
   MCNPX の計算結果
   MCNP6 の計算結果
6. 残りの臓器（×10^7）
   皮膚（×10^6）
   唾液腺（×10^5）
   脳（×10^4）
   50 µm 骨内膜領域（×10^3）
   甲状腺（×10^2）
   肝臓（×10）
   食道

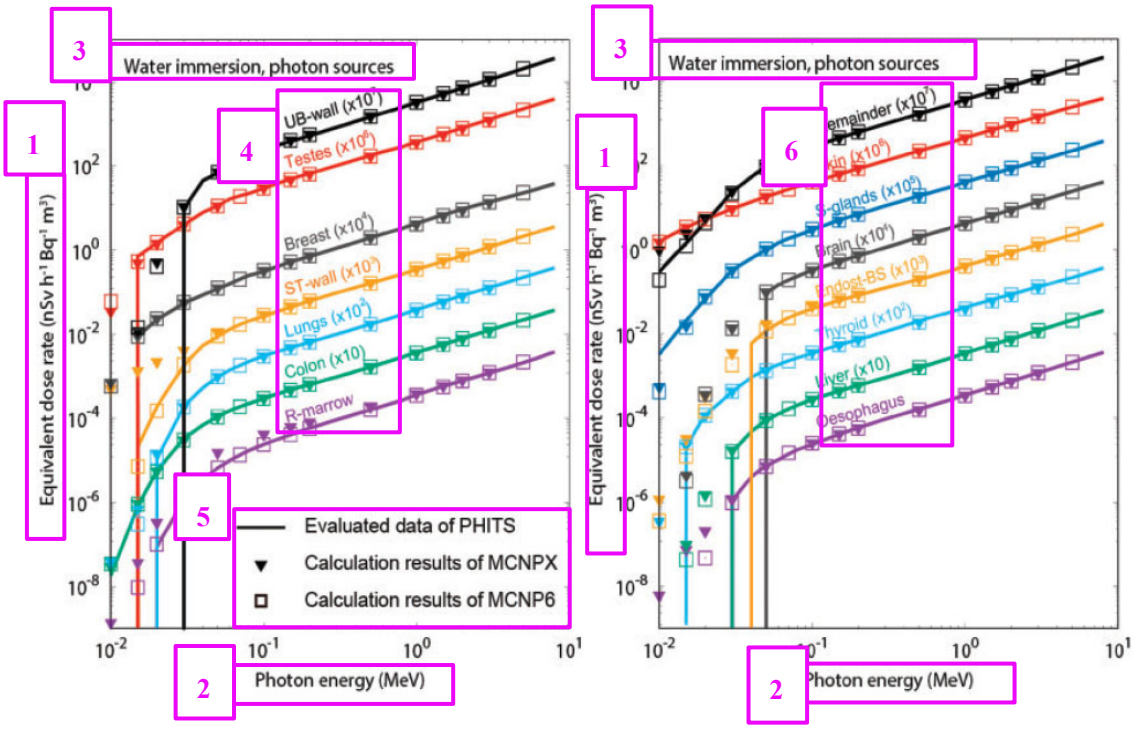


図 6.19　PHITS と MCNP コードで計算した，汚染した水中のイマージョン（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

アスタリスクと四角は，それぞれ韓国原子力安全技術院と英国公衆衛生庁で行われた計算を示す。垂直線は，低エネルギー側のデータがゼロに設定されたことを示す。

1. 等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，光子線源
4. 膀胱壁（×10^7）
   精巣（×10^6）
   乳房（×10^4）
   胃壁（×10^3）
   肺（×10^2）
   結腸（×10）
   赤色骨髄

5. PHITS の評価データ
   MCNPX の計算結果
   MCNP6 の計算結果
6. 残りの臓器
   皮膚（×10^6）
   唾液腺（×10^5）
   脳（×10^4）
   50 μm 骨内膜領域（×10^3）
   甲状腺（×10^2）
   肝臓（×10）
   食道

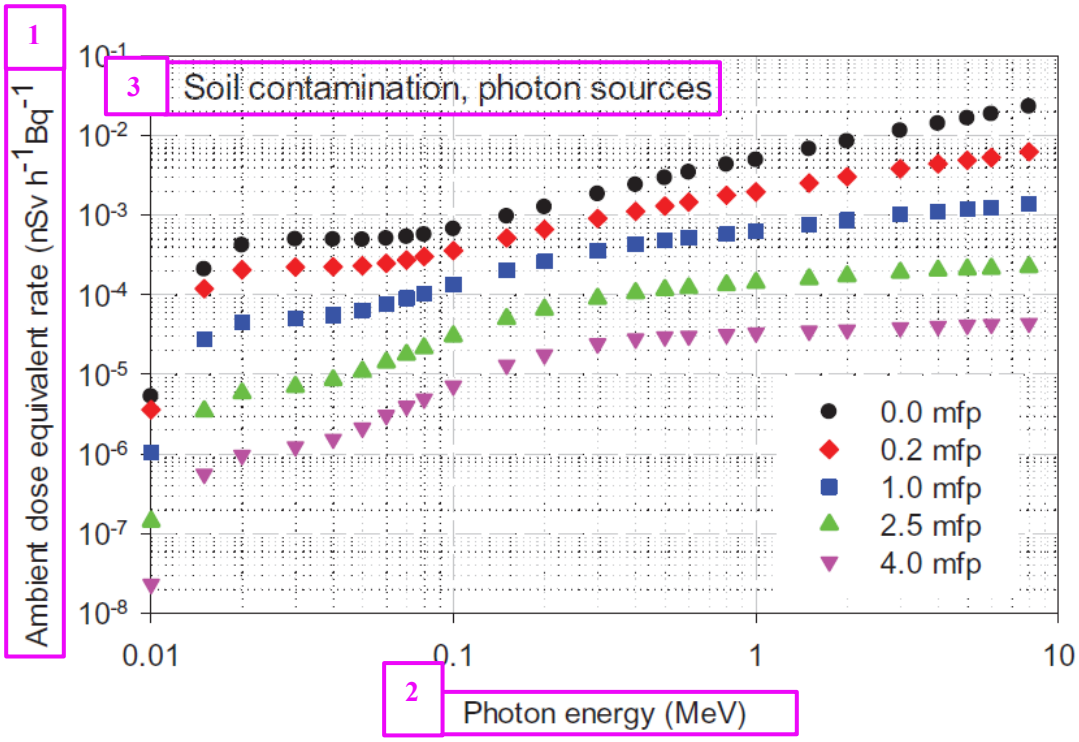


図 6.20　平均自由行程（mfp）として表される，土壌中の様々な深さに対する周辺線量当量率

1. 周辺線量当量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，光子線源

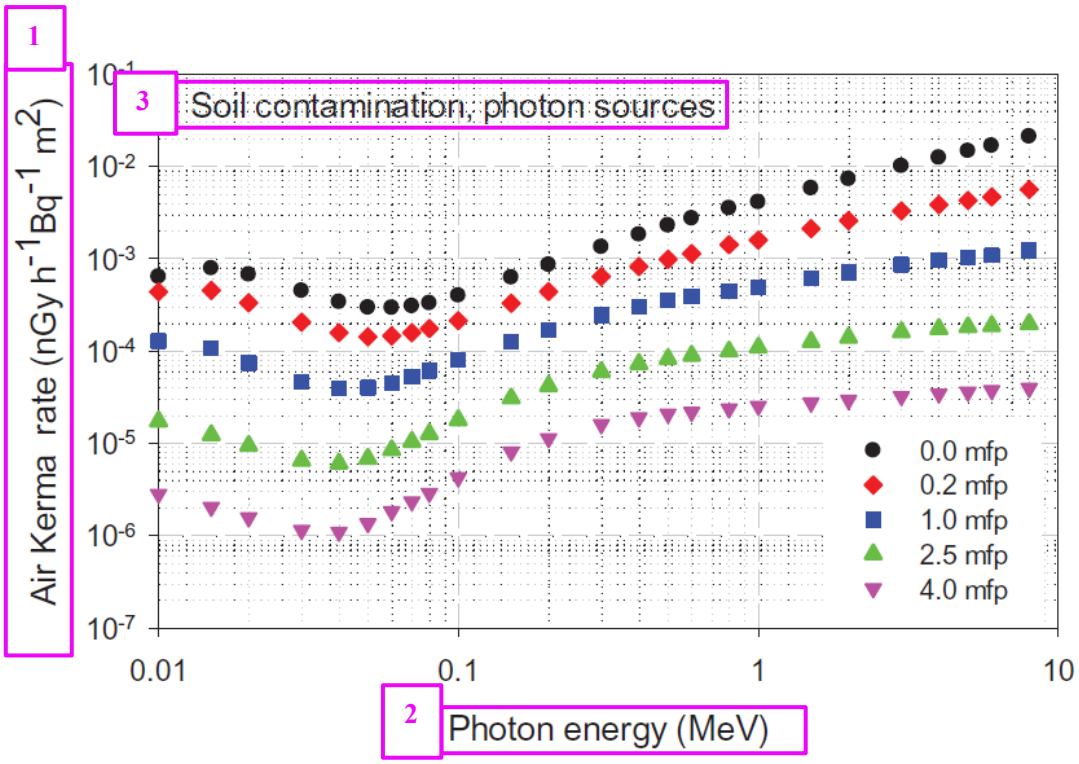


図 6.21　平均自由行程（mfp）として表される，土壌中の様々な深さに対する地上 1 m での空気カーマ率

1. 空気カーマ率（nSv h^{-1} Bq^{-2} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，光子線源

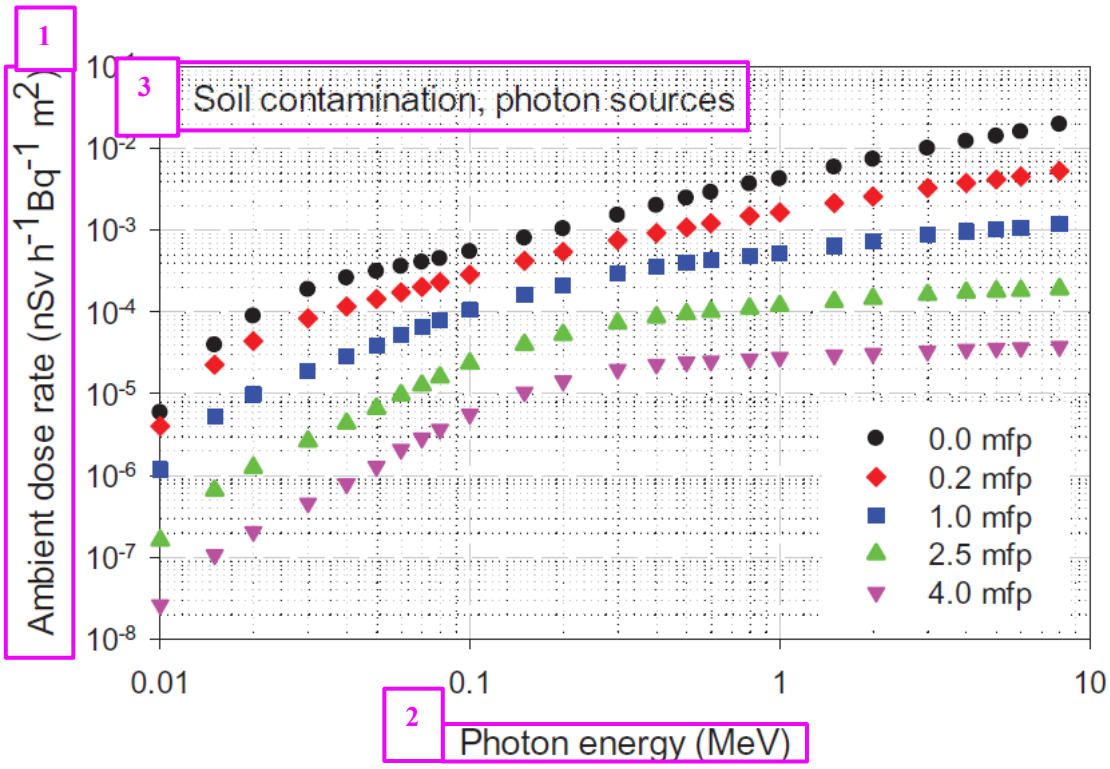


図 6.22　平均自由行程（mfp）として表される，土壌中の様々な深さに対する，国際放射線単位測定委員会（ICRU, 2020）によって新たに提案された量である周辺線量率

1. 周辺線量率（nSv h^{-1} Bq^{-2} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，光子線源

表 A.1　土壌中の 0.5g cm^{-2} の深さに分布する核種の実効線量率，周辺線量当量率，および空気カーマ率の係数

周辺線量当量率と空気カーマ率係数は地上 1 m で推定した。

実効線量率 (nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2)								
核種	成人	15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児	$\dot{h}^*(10)$	$\dot{k}_a$ (nGy h^{-1} Bq^{-1} m$^{2)}$

（次ページに続く）

表 A.1　土壌中の 0.5g cm^{-2} の深さに分布する核種の実効線量率，周辺線量当量率，および空気カーマ率の係数（続き）

表 A.2　空気中サブマージョンにおける実効線量，周辺線量当量，空気カーマ率の係数（空気中の体積線源）

周辺線量当量率と空気カーマ率係数は地上 1 m で推定した。

実効線量率 (nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3)								
核種	成人	15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児	$\dot{h}^*(10)$	$\dot{k}_a$ (nGy h^{-1} Bq^{-1} m$^{3)}$

（次ページに続く）

表 A.2　空気中サブマージョンにおける実効線量，周辺線量当量，空気カーマ率の係数（空気中の体積線源）（続き）

表 A.3　水中に均一に分布する放射性核種の実効線量率係数（水中イマージョン）

実効線量率係数（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）						
核種	成人	15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児

（次ページに続く）

表 A.3　水中に均一に分布する放射性核種の実効線量率係数（水中イマージョン）（続き）

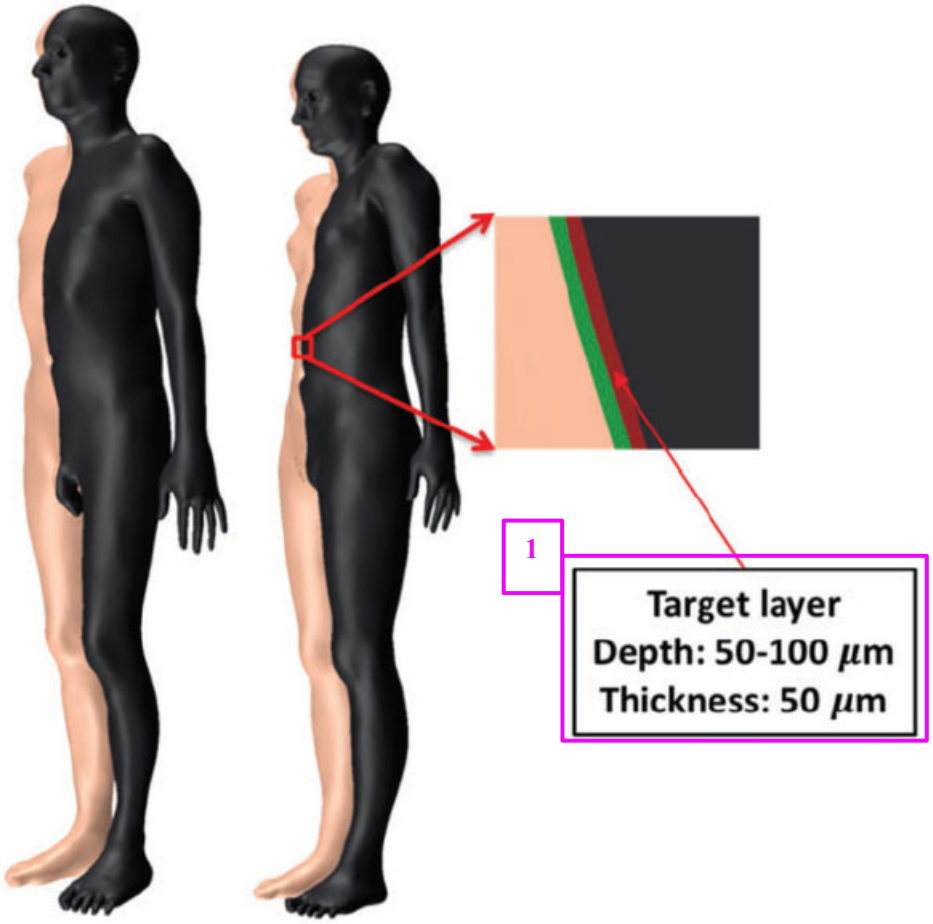


図 C.1　成人男性と女性のポリゴンメッシュ型皮膚モデル。
赤は皮膚の標的感受性層を示し，ベージュは外部皮膚表面を示し，黒は最も内側の皮膚表面を示す。外部表面と標的層との間の角質層は，左から見て緑色で表されている。

1. 標的層
深さ: 50～100 μm
厚さ: 50 μm

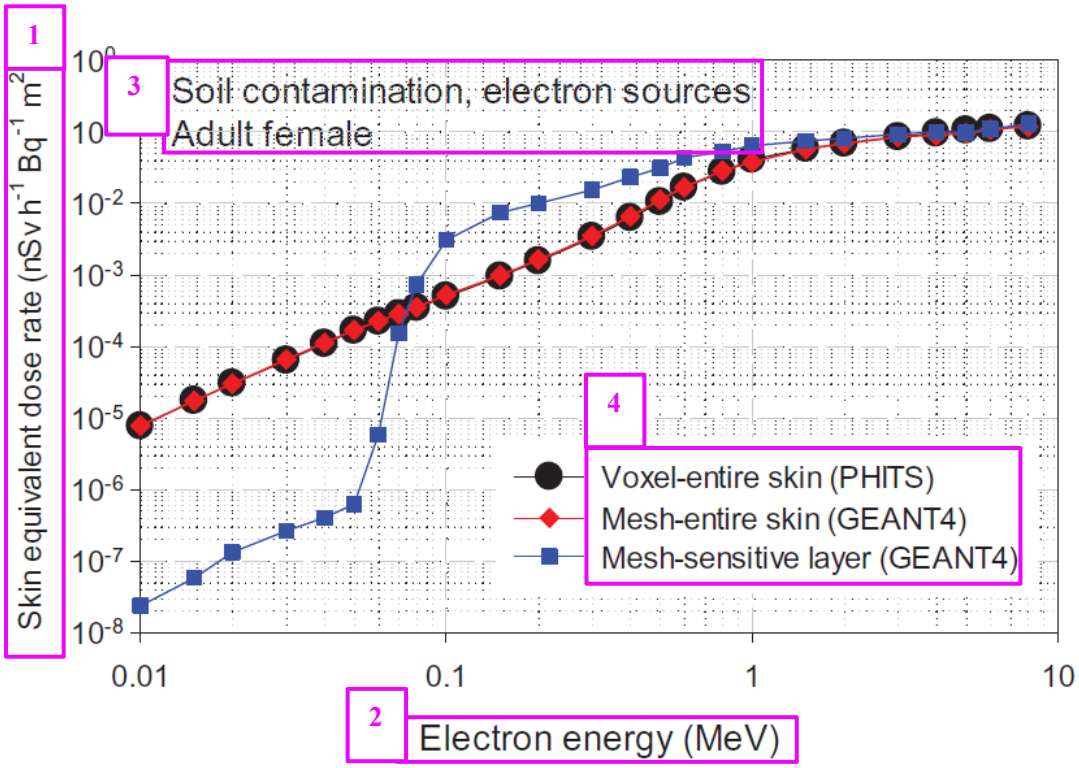


図 C.2　オリジナルの成人ボクセル型ファントムと PHITS コード，および成人ポリゴンメッシュ型ファントムと GEANT4 コードを用いて計算した，成人女性ファントムの土壌表面汚染に対する皮膚の線量係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h $^{-1}$ Bq $^{-1}$ m^{2}）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，電子線源
   成人女性
4. ボクセル型－皮膚全体（PHITS）
   メッシュ型－皮膚全体（GEANT4）
   メッシュ型－感受性層（GEANT4）

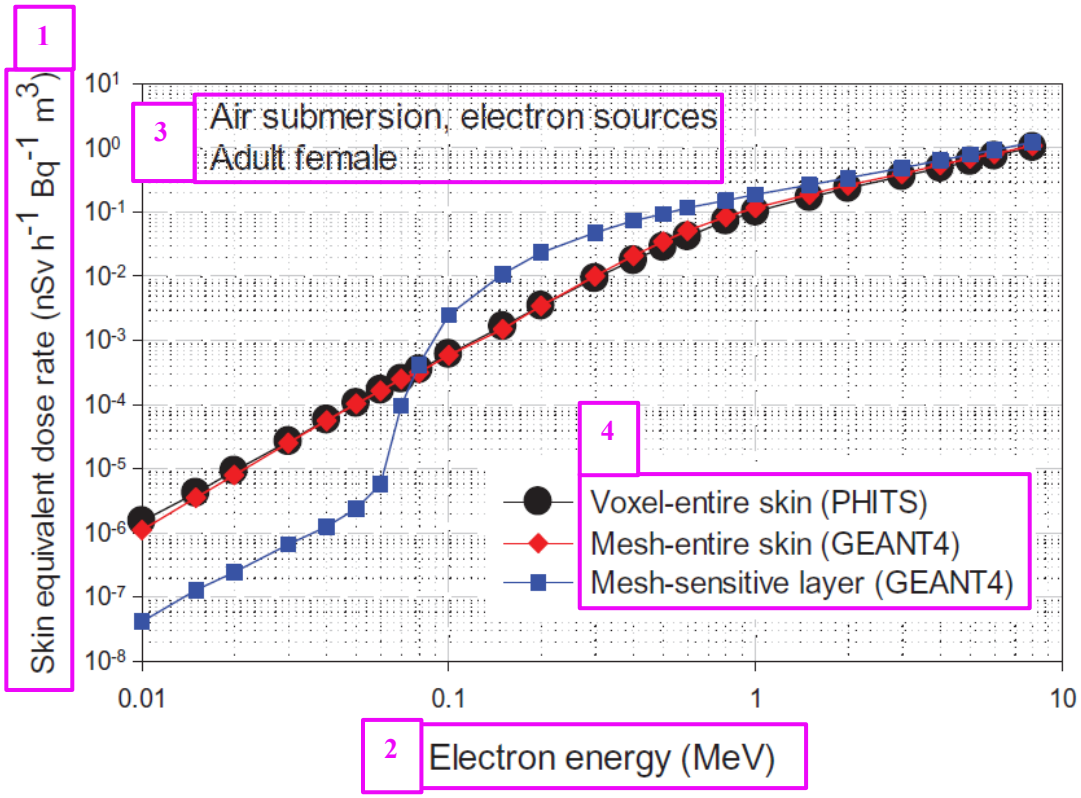


図 C.3　オリジナルの成人ボクセル型ファントムと PHITS コード，および成人のポリゴンメッシュ型ファントムと GEANT4 コードを用いて計算した，成人女性ファントムの空気中サブマージョンに対する皮膚の線量係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h $^{-1}$ Bq^{-1} m^{3}）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，電子線源
   成人女性
4. ボクセル型－皮膚全体（PHITS）
   メッシュ型－皮膚全体（GEANT4）
   メッシュ型－感受性層（GEANT4）

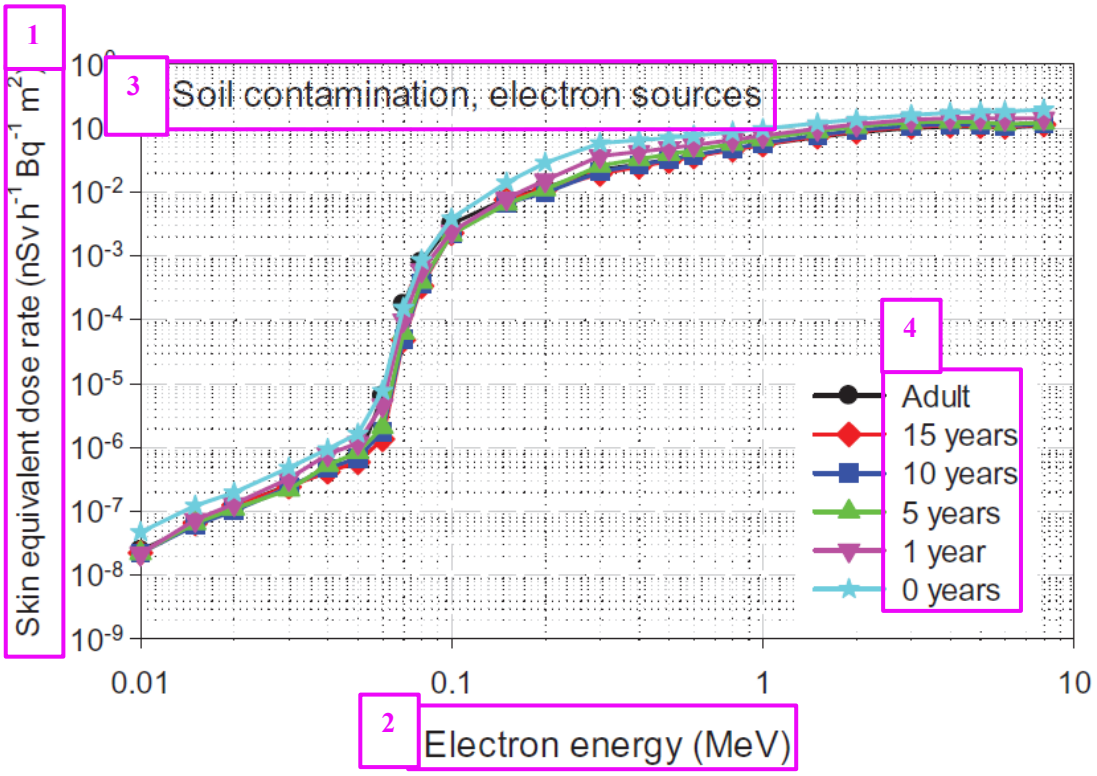


図 C.4　面線源として地表に分布した単一エネルギー電子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，電子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

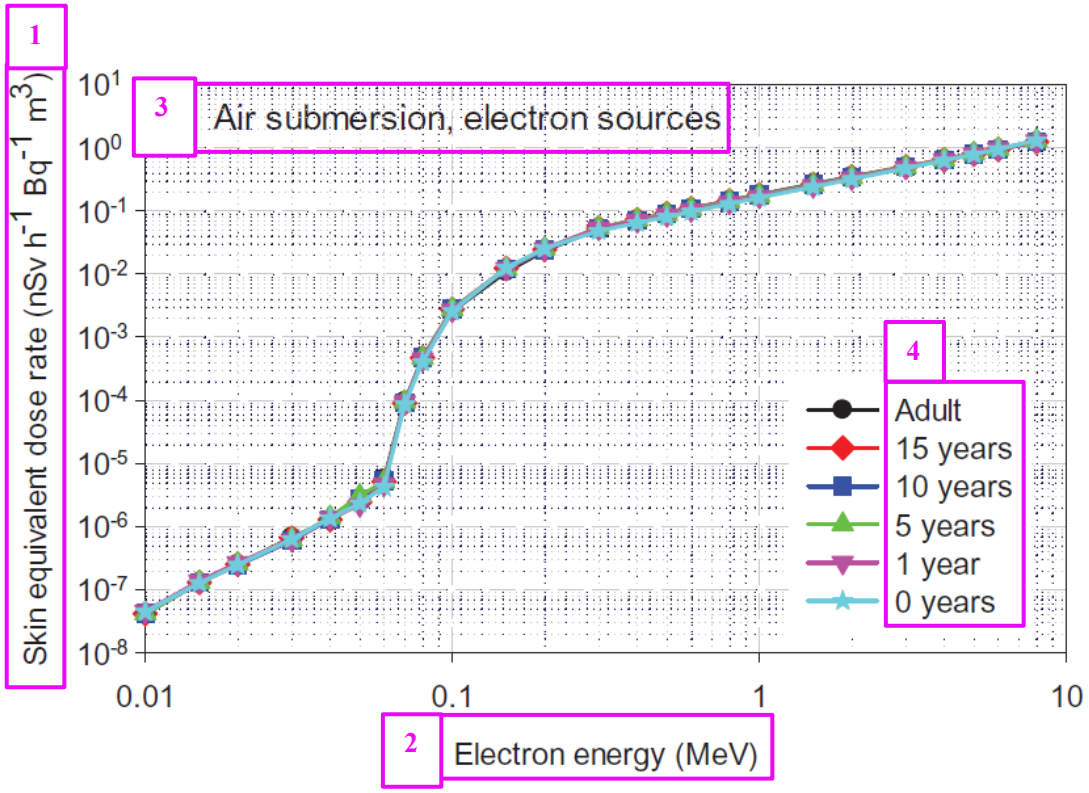


図 C.5　大気中に均一に分布した単一エネルギー電子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，電子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

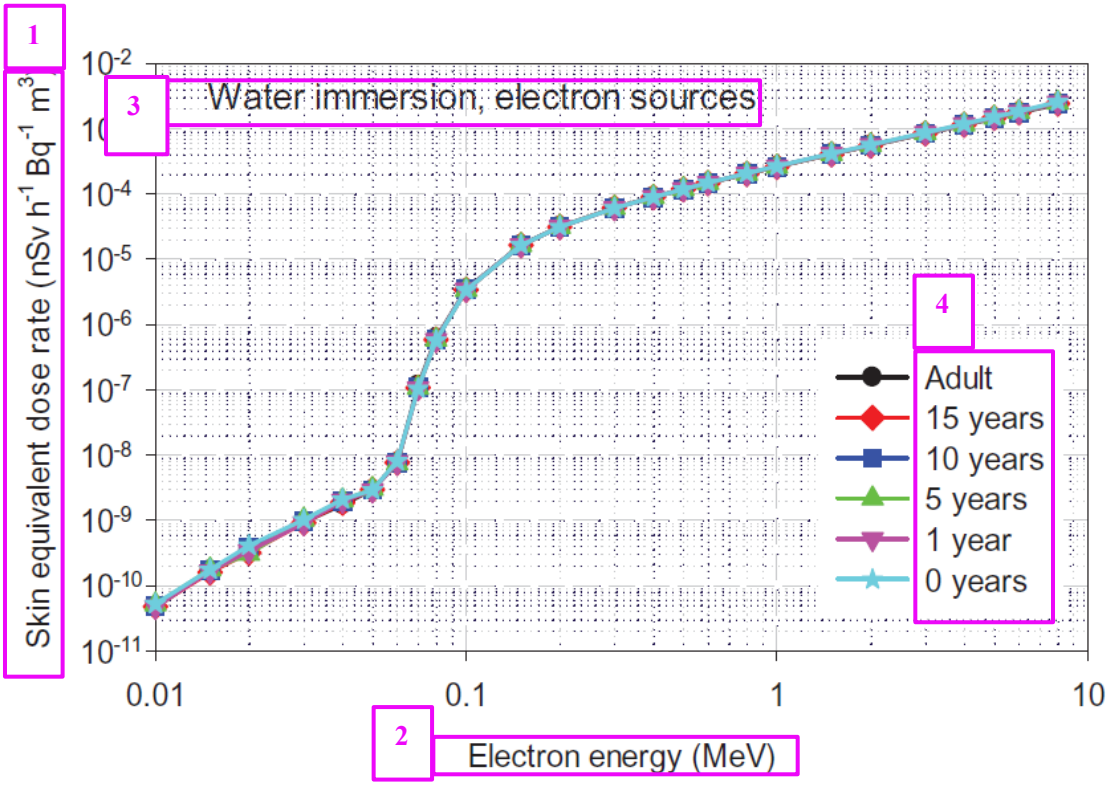


図 C.6　水中に均一に分布した単一エネルギー電子線源（すなわち水中イマージョン）に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 電子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，電子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

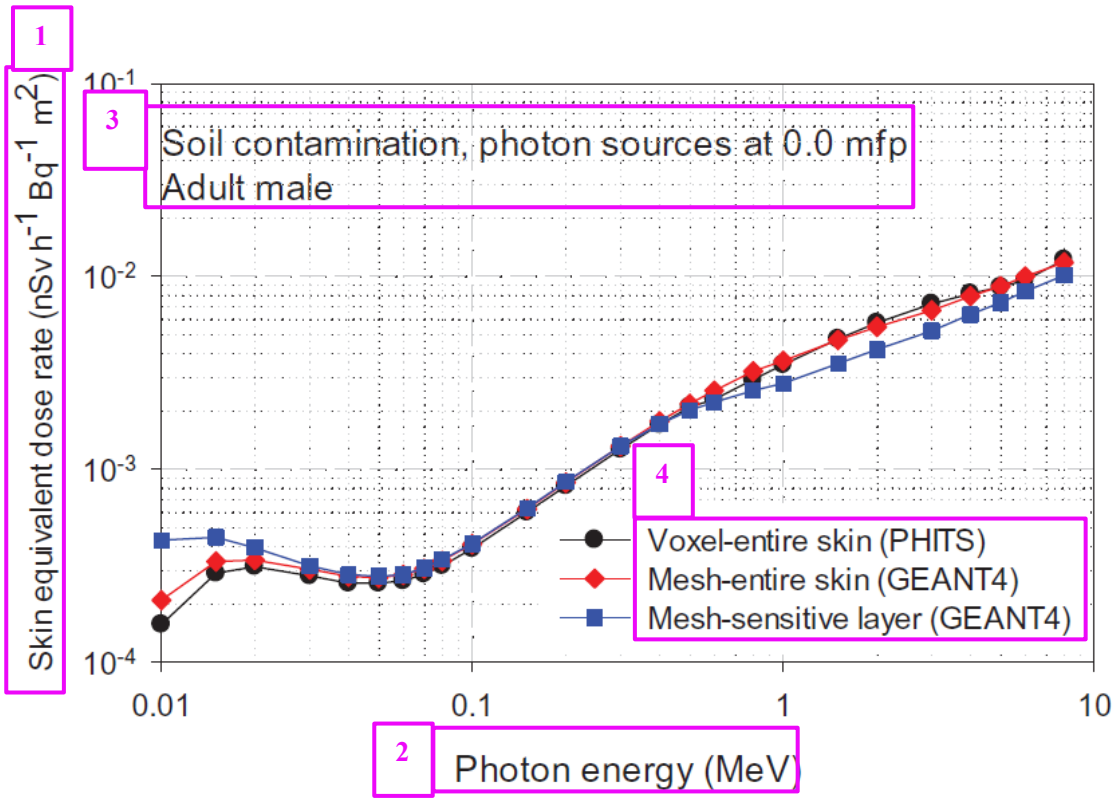


図 C.7　面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

mfp は平均自由行程を意味する。

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での光子線源
   成人男性
4. ボクセル型－皮膚全体（PHITS）
   メッシュ型－皮膚全体（GEANT4）
   メッシュ型－感受性層（GEANT4）

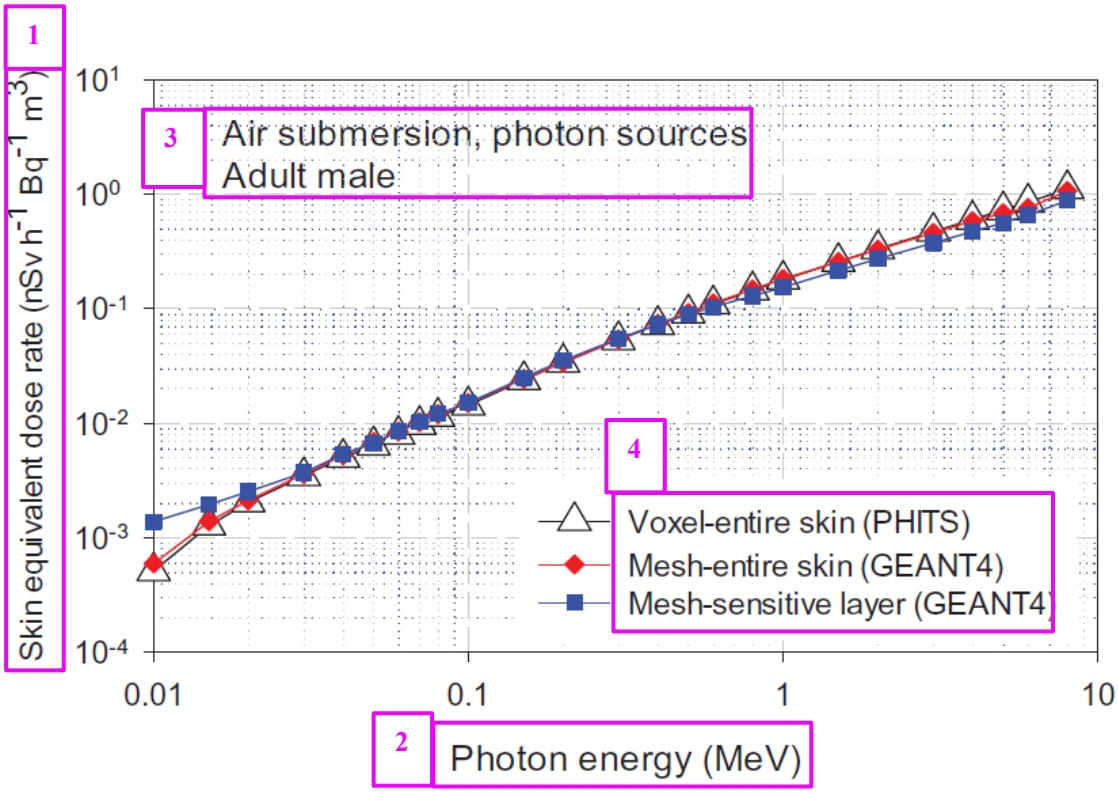


図 C.8　大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，光子線源
   成人男性
4. ボクセル型－皮膚全体（PHITS）
   メッシュ型－皮膚全体（GEANT4）
   メッシュ型－感受性層（GEANT4）

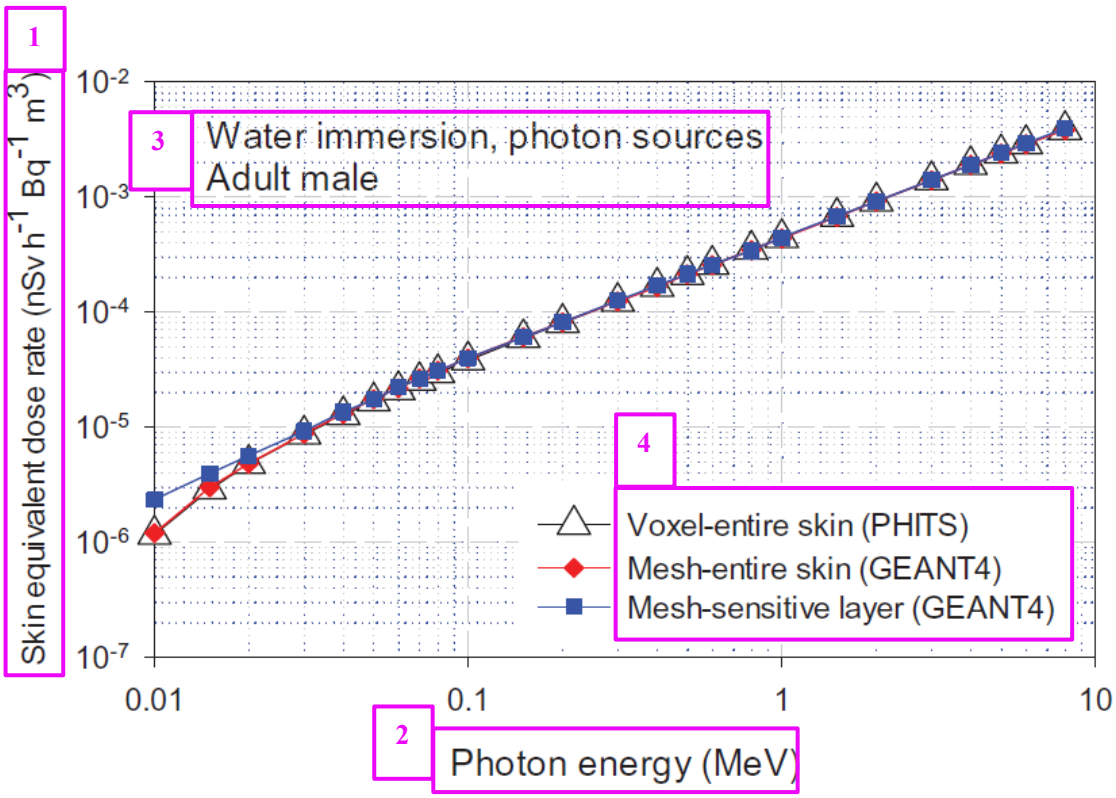


図 C.9　水中イマージョンでの単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，光子線源
   成人男性
4. ボクセル型－皮膚全体（PHITS）
   メッシュ型－皮膚全体（GEANT4）
   メッシュ型－感受性層（GEANT4）

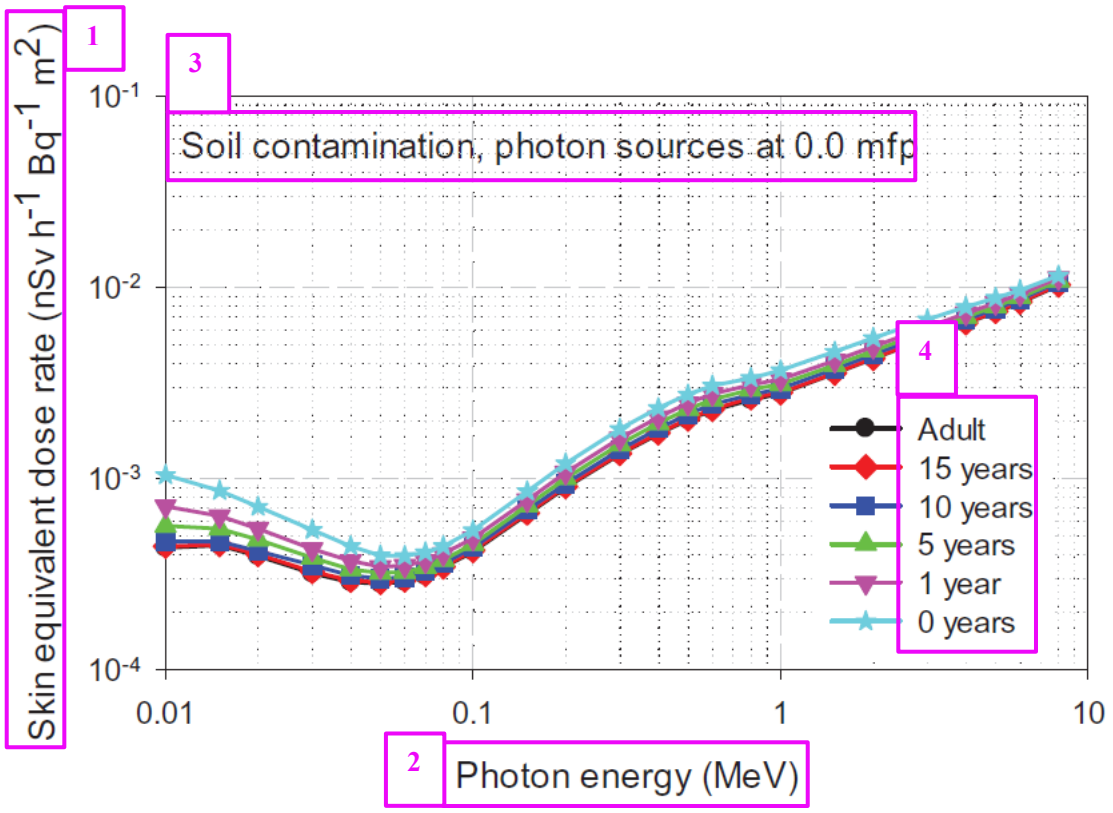


図 C.10　面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

mfp は平均自由行程を意味する。

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 土壌汚染，0.0 mfp での光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

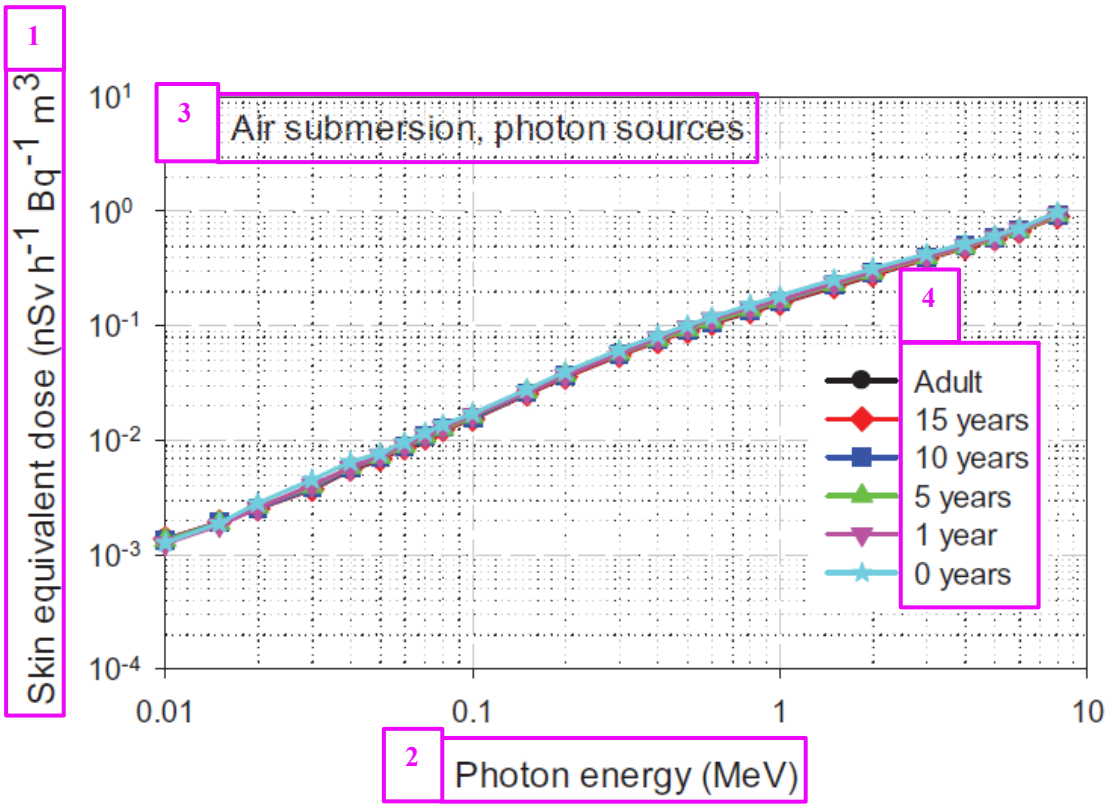


図 C.11　大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 空気中サブマージョン，光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

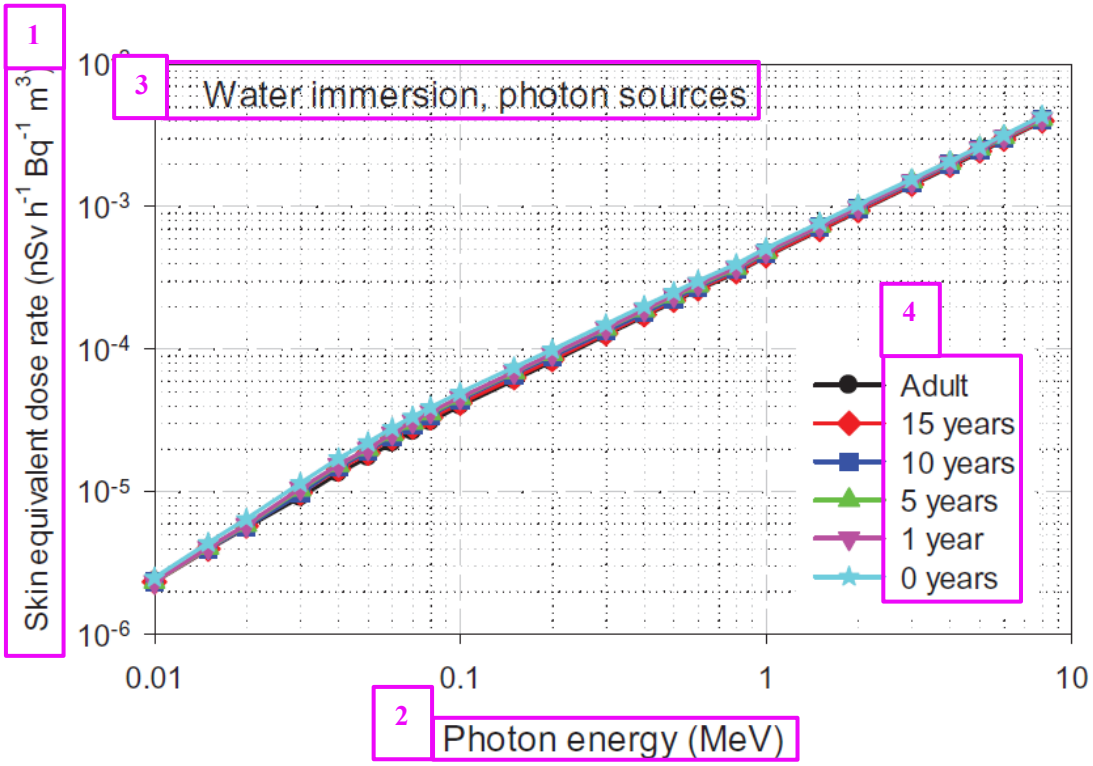


図 C.12　水中に均一に分布した単一エネルギー光子線源（すなわち水中イマージョン）に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率（nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 水中イマージョン，光子線源
4. 成人
   15 歳
   10 歳
   5 歳
   1 歳
   0 歳

3.1.5 Publ. 133: The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions（校閲版）

論説
比吸収割合：内部線量の計算における重要なステップ
カナダ，オンタリオ州ハミルトンにあるマクマスター大学院の医学物理学での研究で，内部被ばくによる線量を計算する方法を学んだことを思い出している。吸入または摂取された放射性核種の運命をたどるために用いられた体内動態モデルや，比吸収割合の概念に魅了されたことを思い出す。これは，記憶が曖昧であってもである。教室，黒板に書かれた練習問題（当時 iPads はなかった！），そして一番に，人体の臓器と組織のそれぞれへの線量を評価するために用いられる，賢く，洗練された，しかし概念としては簡潔な考え方に驚きの感覚があったことを覚えている。先週の記憶，あるいは昨日の記憶でさえもこんなに早く失われるのにもかかわらず，どうして何十年も前に習ったことは記憶にはっきりと刻まれているのだろう。
当時，（私にとって）謎につつまれた国際放射線防護委員会（ICRP）について私はほとんど知らず，この組織にいる著名な人々については更に知らなかった。私は放射線防護を理解していたと思っていたが，今ではわずかにかじった程度であったということが分かったのである。
内部線量の計算は，放射線防護の最も洗練された側面の一つである。臓器や組織への等価線量は，直接測定することはできず，その代わりとなる実用量（測定可能な物理量）は存在しない。むしろ，作業者と公衆の被ばくを考慮する場合には，主には吸入または経口摂取による（ならびに水の形態のトリチウムについては経皮吸収による）が，医療の実践において使用される直接注射も含む，摂取される放射性核種の放射能の推定に基づき，数学的評価が必要である。体内に取り込まれた放射性核種の放射能は多くの場合よく知られておらず，したがってバイオアッセイの結果（例えば，尿分析）に基づいて逆算される。放射性核種の経路は時間を経て体内で追跡され，これらのモデリングの仮定に基づいて各臓器および組織の放射線量が計算される。
内部線量は常に預託線量であることは特筆すべきである。預託線量は，体内に放射性核種が存在した結果，ある期間にわたって受ける線量である。放射性核種の物理的半減期（いかに速く壊変するか），および特定の化学形態の生物学的半減期（いかに速く身体を通過するか）次第で，線量の大部分が数時間以内に送達される場合もあれば，何十年もかかる場合もある。防護目的のため，線量限度，参考レベル，および拘束値との比較では，預託線量は放射性核種が体内に取り込まれた時点から計算される。成人では，被ばく後 50 年の期間にわたって線量が計算されるが，小児では 70 歳まで計算される。
これは，体外近傍に位置した放射線源による被ばくとして臓器線量を受ける外部放射線場との 1 つの重要な違いである。線源が取り除かれると，被ばくをしなくなる。内部被ばくの場合，線源は体内に取り込まれているため，同じ意味で「取り除く」ことができず，したがって被ばくは継続する。
これらが少し複雑なように聞こえるかもしれないが、それは後述するような理由からである。しかし，ICRP は，さまざまな化学形態と粒径を有する多様な種類の放射性核種の吸入と経口による摂取に関し，単位摂取量当たりの預託線量を計算するという，「困難な仕事」を行っている。
結果は実効線量係数（$Sv \cdot Bq^{-1}$）としてまとめられ，これに放射能の摂取量（Bq）を乗じると，預託実効線量（Sv）が得られる。より詳細な情報が必要とされる場合，ICRP が提供する同様の係数を使用して，異なる期間にわたる個々の臓器および組織に対する預託等価線量を計算することができる。
しかし，これらの実効線量係数はどこから来るものなのだろうか？核壊変データ（*Publication 107*（ICRP, 2008）），体内動態モデル（例えば，*Publication 130*

（ICRP, 2015）），解剖学的および物理学的データ（*Publication 89*（ICRP, 2002）），ならびにコンピュータファントム（例えば，*Publication 110*（ICRP, 2009））を含む多くの材料が必要である。

体内動態モデルは、吸入または経口摂取された放射性核種の臓器および組織における経時的分布を計算するために使用される。。核壊変データは，これらの放射性核種が放出する放射線に関する情報を提供する。しかし，臓器内の放射性核種から放出される放射線は，必ずしもその「線源」臓器によって完全に吸収されるわけではない。

吸収割合，すなわち，線源臓器から放出された放射線エネルギーのうち標的臓器に吸収される割合の計算には，コンピュータファントムならびに解剖学的および物理学的データが用いられる。これには，コンピュータファントムの複雑なジオメトリ，多数の放射線タイプとエネルギー，ならびに線源と標的臓器の多数の組合せを有するモンテカルロ放射線輸送コードを使用して，非常に多くの専門知識，時間，および計算能力が必要となる。

比吸収割合（SAF）は，吸収割合を標的組織の質量で除したものあり，kg^{-1} の単位で表される。例えば，男性の肝臓から放出された 1 MeV の光子の場合，放出されたエネルギーの約 0.79%が左右の腎臓で吸収される。**表 A.1** に示す男性の左右の腎臓の質量は 0.422 kg であるため，比吸収割合は 0.0079/0.422 kg=0.019 kg^{-1} である。

さまざまなエネルギーのアルファ粒子，ベータ粒子，光子，中性子についても同様の計算を行う。それらの放出とその後のエネルギー吸収は，標準人の実効線量の計算において必要とされるため，男性と女性ファントムの両方における線源領域と標的組織のすべての組合せにおいてモデル化されている。

放射性核種が体内のどこにあり，それらが放出している放射線が分かれば，すべての臓器や組織に対する吸収線量の計算は SAF によって比較的容易に行うことができる。ただし，数十年前，コンピュータが一般的に使用されていなかった時代には，この計算さえ難しかったのである。

この時点で，標準人の吸収線量を求めるために，男性と女性の成人標準ファントムの臓器の吸収線量が平均される。臓器等価線量は，臓器吸収線量に放射線加重係数を乗じて計算し，実効線量は，臓器等価線量に組織加重係数を乗じたのち，加算して計算される。

本刊行物は，SAFs を計算する方法に関する情報，ならびに男性と女性の成人標準ファントムの結果を提供する。放射性核種の職業上の摂取（OIR）シリーズの報告書は，*Publication 130*（ICRP, 2015）が最初の報告書であり，さらに一歩進み，多数の放射性核種の線量係数を提示する。

上記で要約した計算の結果は，それらを得るために費やされた努力と同じぐらい膨大である。1979 年から 1988 年の間に 9 部公表された以前の一連の OIR 報告書（*Publication 30* シリーズ（ICRP, 1979a,b, 1980, 1981a,b, 1982a,b,c, 1988））は，印刷された文書として約 4000 ページに達し，その大部分は数字の表であった。過去数十年間，これらの表や大量のデータセットを含むその他の ICRP 刊行物のため CDs が作成された。これらの CDs は，関連する刊行物に含まれるものもあれば，別々に配布されるものもあった。

しかし，CDs には限界がある。それらは，作成するのに比較的高価であり，更新が困難であり，近年多くのパソコンには CD ドライブすら取り付けられていない。したがって，インターネット時代に入り，ICRP は現在，大きなデータセットと，場合によってはそれを使用するソフトウェアを，インターネット経由で配布している。これらは，ICRP のウェブサイト，ならびに *Annals of the ICRP* の発行元である SAGE UK 社のウェブサイトを介して入手可能であり，いずれの場合でもファイルは関連する刊行物と同

じページにある。簡単にアクセスできるよう，データセットは，出版物自体は購入する必要がある場合であっても，無料でダウンロードすることができる。

本刊行物においては，付属書 B で電子ファイルについて説明し，それらが www.icrp.org からダウンロード可能であるという注釈が記載されている。我々は，関連するデータファイルが付随する各刊行物は，それらのファイルを説明するとともに，読者にファイルの場所を示した同様の付属書を付けることを意図している。

内部被ばくの SAFs とすべての線量係数を計算（およびダブルチェックとトリプルチェック）するために膨大な量の専門知識と時間がかけられることを知ると，この報告書の著者らの作業に感銘を受けずにはいられないであろう。

さらに，これらの SAFs と OIR 報告書シリーズは完成からは程遠い。公衆への線量についても同様の取り組みがなされている最中である。これは，標準ファントムが成人に限られないため，職業被ばくよりもより複雑である。男性と女性両方の小児標準ファントムのセットが採用され，同様に妊娠中の女性と異なる発達段階の胎児用の標準ファントムも採用されている。これらのファントムについて SAFs を計算する作業が行われており，最終的には公衆の線量係数の計算も行われる予定である。これらの情報はすべて，将来の ICRP 刊行物に掲載されるであろう。

CHRISTOPHER H. CLEMENT
ICRP 科学秘書官
編集長

標準成人の内部線量評価のための ICRP の計算の枠組み：比吸収割合

2016 年 5 月主委員会により承認

抄録―放射性核種に対する内部被ばく評価のための線量係数は，経口または吸入による放射性核種の単位摂取量当たりの臓器等価線量または実効線量のいずれかを与える放射線防護量である。国際放射線防護委員会（ICRP）の放射性核種の職業上の摂取（OIR）の刊行物シリーズでは，沈着臓器（線源領域）における時間積分した放射能を確立するために必要なものとして，人体に内在する放射性核種の分布に関する新しい体内動態モデルが示されている。この一連の刊行物は，*Publications 30* と *68*（ICRP, 1979, 1980, 1981, 1988, 1994b）に置き換わるものである。さらに，線量係数の計算に必要とされる他の基本的なデータは，*Publication 107*（ICRP, 2008）で示されている放射性核種壊変データ（放出された放射線のエネルギーと収率），ならびに標的組織の質量当たりの標的組織領域に沈着する，線源組織領域で放出される粒子エネルギーの割合として定義される比吸収割合（SAF）の値である。本刊行物では，*Publications 89* と *110*（ICRP, 2002, 2009）に定義されている標準成人男性と標準成人女性の臓器に内在する放射性核種の放射能に関連する SAFs の技術的根拠を示す。SAF は，単一エネルギーの光子，電子，アルファ粒子，および核分裂スペクトル中性子の均一な分布に対して，関連するエネルギー範囲にわたって与えられている。電子の SAFs には，エネルギー沈着の衝突と放射の成分の両方が含まれる。SAFs データは，OIR 報告書シリーズ，ならびに *Publication 100*（ICRP, 2006）のヒト消化管モデルおよび *Publication 130*（ICRP, 2015）で改訂された *Publication 66*（ICRP, 1994a）のヒト呼吸気道モデルの体内動態モデルの線源と標的臓器と整合している。本刊行物ではさらに，核医学の応用に用いられるものと一致した方法で，内部線量の評価のための計算方法と専門用語について概説する。粒子固有の SAF およびエネルギー依存の SAFs の数値データは，OIR 報告書シリーズの呼吸気道，消化管，および全身の体内動態モデルとの数値の統合のため，電子媒体で提供される。

キーワード：コンピュータファントム、吸収割合、比吸収割合、放射線輸送、内部線量評価

ICRP を代表する著者
W.E. BOLCH, D. JOKISCH, M. ZANKL,

K.F. ECKERMAN, T. FELL, R. MANGER, A. ENDO,
J. HUNT, K.P. KIM, N. PETOUSSI-HENSS

序文

本刊行物の完成時時点におけるコンピュータファントムと放射線輸送に関するタスクグループ 96 のメンバーは，以下のとおりであった。

W.E. Bolch（議長）	D. Jokisch	N. Petoussi-Henss
A. Endo	C.H. Kim	M. Zankl
J.G.S. Hunt	C. Lee	

通信メンバーは以下のとおりであった。

K.F. Eckerman	J. Li
K.P. Kim	H. Schlattl

本刊行物の完成時時点における内部線量係数に関するタスクグループ 95 のメンバーは，以下のとおりであった。

F. Paquet（議長）	E.J.A. Blanchardon	A. Giussani
M.R. Bailey	G. Etherington	R.W. Leggett
V. Berkovskyy	T. Fell	

通信メンバーは以下の通りであった。

E. Ansoborlo	J. Marsh	G. Ratia
L. Bertelli	D. Melo	T. Smith
E. Davesne	D. Nosske	
D. Gregoratto	M. Puncher	

本刊行物の作成期間中の第 2 専門委員会のメンバーは，以下のとおりであった。

（2009～2013 年）

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

（2013～2017 年）

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

謝辞

主委員会のメンバーである H-G. Menzel と J-K. Lee からの有益なコメント，および元副編集者の N. Hamada の継続的な支援に感謝する。

要点

- 吸入および経口摂取後の放射性核種への内部被ばく評価のための線量係数は，体内動態モデル（*Publication 130*（ICRP, 2015））, 放射性核種壊変図式データ（*Publication 107*（ICRP, 2008）），およびコンピュータファントムにおける比吸収割合（SAF）の値の使用を必要とする。
- SAFs は，標的組織の質量当たりの標的領域に沈着する，線源領域において放出される粒子エネルギーの割合として定義され，kg^{-1} の単位で表される。
- 本刊行物は，体内で放出された光子，電子，およびアルファ粒子，ならびに自然分裂によって壊変する放射性核種に関連する核分裂スペクトル中性子に対する SAFs の

標準値を示す。

- 本刊行物に記載されている SAF 値の大部分は，*Publication 110*（ICRP, 2009）に定義されている標準成人男性と標準成人女性のコンピュータファントムにおけるモンテカルロ放射線輸送シミュレーションにより導出されたものである。
- 電子とアルファ粒子についての追加の SAF 値は，ヒト呼吸気道モデル（HRTM）に関する *Publication 66*（ICRP, 1994a）と *Publication 130*（ICRP, 2015）で示された改訂 HRTM に一貫性のある変更点を踏まえて得られている。
- 本刊行物において，電子とアルファ粒子についての新しい SAF 値は，ヒト消化管モデル（HATM）について示されており，*Publication 100*（ICRP, 2006）で示されたものに置き換わるものである。
- 本刊行物に示される標準 SAFs は，組織別の等価線量と実効線量の両方についての標準線量係数の計算において，HRTM，HATM のコンパートメントモデル，および *Publication 130*（ICRP, 2015）の全身体内動態モデルと数値的に統合されている。

用語解説

吸収線量 *(D)*　[Absorbed dose (*D*)]

吸収線量は，以下の式によって求められる。

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m}$$

ここで，$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$は物質の質量 $\mathrm{d}m$ 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。

吸収割合 $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$　[Absorbed fraction]

線源領域 r_S 内で放出される放射線タイプ R の i 次放射線のエネルギー $E_{R,i}$ のうち，標的領域 r_T において吸収される割合。これらの標的領域は，組織（例えば，肝臓）の場合もあれば，臓器内の細胞層（例えば，胃壁の幹細胞）の場合もある（「標的領域」と「標的組織」の定義を参照）。

活性骨髄*　[Active (bone) marrow]

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

*訳注)　造血の活発さに着目して命名された，ICRP 独自の用語。解剖学の用語では「赤色骨髄」を指す。

放射能　[Activity]

微小の時間間隔における放射性物質の核変換数をその持続時間（s）で除した値。放射能の SI 単位は s^{-1} で，その固有の名称はベクレル（Bq）である。

生物学的半減期　[Biological half-life]

生体系のコンパートメントが（さらなる取り込みと放射性壊変がない場合に）その放射性核種内容量の半分を除くために要する時間。

骨髄（「活性骨髄」および「不活性骨髄」を参照）[Bone marrow]

骨髄は，長骨の円筒形の空洞や体軸および付随肢骨格の骨梁の中の空洞に存在する軟組織であり，細胞性の高い組織である。骨髄全体は，「ストローマ」と呼ばれるスポンジ

状・細網状の結合組織構造，骨髄（血球形成）組織，脂肪細胞（アディポウサイト），リンパ組織の小さな蓄積，および多数の血管と類洞から構成される。骨髄には活性（赤色）と不活性（黄色）の 2 種類があり，これらの形容詞は骨髄の血球成分生産（造血）能力を指す。
⇒ 活性骨髄，不活性骨髄

預託実効線量 $E(\tau)$ （「実効線量」を参照） [Committed effective dose, $E(\tau)$]

放射性核種の職業上の摂取の刊行物シリーズでは，摂取した後の積算時間 τ は 50 年とする。預託実効線量 $E(50)$は，以下の式にしたがって，個々の標的臓器または標的組織 T に対する男性および女性の預託等価線量を用いて計算される。

$$E(50) = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M(50) + H_T^F(50)}{2} \right].$$

預託実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じキログラム当たりのジュール（J・kg^{-1}）であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。
⇒ 実効線量

預託等価線量（$H_T(50)$） （「等価線量」を参照） [Committed equivalent dose ($H_T(50)$)]

放射性核種の職業上の摂取の刊行物シリーズでは，臓器領域または組織領域の等価線量は 50 年の預託期間を用いて計算される。これは，標準成人男性または標準成人女性の標的臓器または標的組織 T における等価線量率の時間積分とみなされる。これらはまた，体内への放射性物質の摂取後の標準体内動態モデルと線量評価モデルによって予測される。したがって，積算期間は以下のように摂取後 50 年である。

$$H_T(50) = \int_0^{50} \dot{H}(r_T, t) dt.$$

いずれの性別についても，急性摂取後の時間 t における標的領域 r_T における等価線量率 $\dot{H}(r_T, t)$は以下のように表される。

$$\dot{H}(r_T, t) = \sum_{r_S} A(r_S, t)\, S_w(r_T \leftarrow r_S).$$

ここで，$A(r_S, t)$は，標準成人の場合の標準体内動態モデルによって予測される，摂取後の時間 t における線源領域 r_S における放射性核種の放射能である。$S_w(r_T \leftarrow r_S)$は，放射線加重 S 係数（すなわち，標準成人男性と標準成人女性の場合の線源領域 r_S における核変換当たりの標的領域 r_T の等価線量（単位：Sv (Bq・s)$^{-1}$）） である。

預託等価線量の SI 単位は吸収線量と同じキログラム当たりのジュール（J・kg^{-1}）であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。
⇒ 等価線量

線量係数 [Dose coefficient]

成人の場合，線量係数は，組織 T における放射能の単位摂取量当たりの預託等価線量 $h_T(50)$または放射能の単位摂取量当たりの預託実効線量 $e(50)$のいずれかとして定義され，ここで 50 は，その期間にわたって線量が計算される，年数で表された線量預託期間である。他所では線量係数の代わりに「単位摂取量当たりの線量係数」という用語が用いられる場合もあることに注意。

実効線量（E） [Effective dose (E)]

Publication 103（ICRP, 2007）における実効線量の一般定義にしたがって，実効線量は以下のように計算される。

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

ここで H_T^M および H_T^F はそれぞれ，標準成人男性と標準成人女性の組織または臓器 r_T に対する等価線量，w_T は標的組織 T に関する組織加重係数であって，$\Sigma_T\ w_T = 1$ である。これは，確率的影響の誘発に対して感受性が高いとみなされる，人体のあらゆる臓器および組織にわたって総和される。w_R および w_T は無次元量であるため，実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ $J \cdot kg^{-1}$ であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。

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

骨梁海綿質領域の骨梁表面と長骨の骨幹部内の髄腔の皮質表面を覆う厚さ 50 µm の層。これは放射線誘発骨がんにかかわる標的領域と見なされている。骨内膜の質量は，成人標準男性と女性でそれぞれ 0.58 kg と 0.43 kg である。この標的領域は，質量が 0.12 kg の 10 µm の層であると定義された *Publication 26* および *30*（1977, 1979, 1980, 1981, 1988）の骨表面標的に置き換わるものである。

等価線量（H_T）　[Equivalent dose（H_T）]

ある組織または臓器に対する等価線量は，以下のように定義される。

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

ここで，w_R は放射線タイプ R の放射線加重係数であり，$D_{R,T}$ は標準成人男性または標準成人女性の組織または臓器 r_T における放射線タイプ R に起因する臓器吸収線量である。w_R は無次元量であるため，等価線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ，キログラム当たりのジュール（$J \cdot kg^{-1}$）であり，その固有の名称はシーベルト（Sv）である。

グレイ（Gy）　[Gray (Gy)]

吸収線量の SI 単位に対する固有の名称。

不活性骨髄　[Inactive (bone) marrow]

活性骨髄とは対照的に，不活性骨髄は造血機能を有さない（すなわち，造血を直接担うものではない）。不活性骨髄は，骨髄構造の大部分の空間を占有する脂肪細胞（アディポウサイト）によって黄色を呈する。

骨髄細胞密度　[Marrow cellularity]

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

平均吸収線量，D_T　[Mean absorbed dose, D_T]

特定の標的臓器または組織 T における平均吸収線量は，以下の式によって求められる。

$$D_T = 1/m_T \int D\, dm$$

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 における吸収線量である。平均吸収線量の SI 単位はキログラム当たりのジュール（$J \cdot kg^{-1}$）であり，その固有の名称はグレイ（Gy）である。
その他の組織　[Other tissues] 体内動態モデルで明示されていない組織を全体として表すために体内動態モデルで使用される用語。
放射線加重係数（w_R）　[Radiation weighting factor（w_R）] 放射線タイプ R の生物学的効果比を反映させるために当該放射線の臓器または組織吸収線量成分に乗じられる無次元の係数。これは，ある臓器または組織における平均吸収線量から臓器等価線量を導き出すために用いられる。
赤色骨髄　[Red (bone) marrow] ⇒活性骨髄
標準男性および標準女性　[Reference Male and Reference Female] 標準男性および標準女性は，成人または 0，1，5，10，15 歳の小児のいずれかとして定義される。
標準パラメータ値　[Reference parameter value] 線量評価計算において用いるのが妥当とみなされる，ICRP によって勧告されたパラメータ，係数または量の値。これらの値は固定されており，不確かさを有していない。
標準人　[Reference Person] 標準男性の線量と標準女性の線量を平均化することによって，臓器または組織の等価線量を計算するための，理想化されたヒト。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）において定義された標準男性と標準女性の解剖学的および生理学的特性を有する，*Publication 110*（ICRP, 2009）の中で定義された人体のコンピュータファントム（医学画像データに基づく男性または女性のボクセルファントム）。
シーベルト（Sv）　[Sievert（Sv）] 等価線量および実効線量の SI 単位（$J \cdot kg^{-1}$）の固有の名称。
線源領域（r_S）　[Source region（r_S）] 放射性核種を含有する人体の領域。この領域は，臓器，組織，消化管内容物または膀胱内容物，あるいは骨格や呼吸気道などのような組織の表面などである。
比吸収割合（SAF），$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$　[Specific absorbed fraction （SAF）] 線源領域 r_S 内で放出される放射線 R のエネルギー $E_{R,i}$ のうち，標的領域 r_T の質量当たりで吸収される割合。
海綿質　[Spongiosa]

体軸および付随肢骨格にわたる皮質骨皮質内にある骨梁と髄組織（活性，不活性の両方）を合わせた組織を指す用語。海綿質は *Publication 110*（ICRP, 2009）の標準ファントムで定義されている 3 つの骨領域の 1 つである。残り 2 つは，長骨幹の骨髄髄質と皮質骨である。骨梁骨，活性骨髄と不活性骨髄の相対的割合は骨格部位によって変わるので，海綿質の元素組成と質量密度は一定でなく，骨格部位によって変わる（*Publication 110* の付属書 B を参照）。

（放射線加重）S 係数（$S_w(r_T \leftarrow r_S)$）　[S coefficient (radiation-weighted), $S_w(r_T \leftarrow r_S)$]

標準成人男性および標準成人女性の場合の，線源領域 r_S における放射性核種の核変換当たりの標的領域 r_T の等価線量（Sv (Bq･s)$^{-1}$）。

$$S_w(r_T \leftarrow r_S) = \sum_R w_R \sum_i E_{R,i} Y_{R,i} \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$$

ここで，$E_{R,i}$ は，その放射性核種の核変換において放出される放射線タイプ R の i 次放射線のエネルギー（J）である。$Y_{R,i}$ は，核変換当たりの放射線タイプ R の i 次放射線の放出率（(Bq･s)$^{-1}$）である。w_R は，放射線タイプ R の放射線加重係数（**表 2.1**）である。$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$は比吸収割合であり，線源領域 r_S 内で放出される放射線タイプ R のエネルギー$E_{R,i}$ のうち，標的領域 r_T の質量当たり（kg^{-1}）で吸収される割合として定義される。

成人の場合，時間（年齢）に伴う解剖学的パラメータのいかなる変化も考慮されない。そのため，S_w は時間に関して不変であり，その値は線源領域における放射能（Bq）当たりの標的組織における等価線量率（Sv・s^{-1}），または，核変換（Bq･s）当たりの等価線量（Sv）のいずれかを表す。

標的領域（r_T）　[Target region（r_T）]

放射線による吸収線量または等価線量を受ける人体の組織領域。

標的組織（T）　[Target tissue（T）]

実効線量において組織加重係数が割り当てられる，体内の臓器または組織（**表 2.2** を参照）。多くの場合，それぞれの標的組織 T は単一の標的領域 r_T に対応する。しかし，胸郭外気道，肺，結腸およびリンパ節の場合，1 つ以上の標的領域 r_T の分割加重が標的組織 T を定義する（**表 2.3**）。

組織加重係数（w_T）（「実効線量」を参照）　[Tissue weighting factor（w_T）]

確率的影響に起因する放射線デトリメント全体に対する当該臓器または組織の相対的寄与を表現するために，臓器または組織 r_T の等価線量に加重される係数。（*Publication 103*（ICRP, 2007）参照）。

1　はじめに

(1)　国際放射線防護委員会（ICRP）によって勧告される放射線防護体系は，世界中の基準および労働慣行における規範である（ICRP, 1991, 2007; IAEA, 2014）。ICRP 勧告の適用の基礎は，ICRP によって定義された防護量，すなわち等価線量と実効線量である。これらの量の定義は，最も新しい勧告（ICRP, 2007）では変更されていないが，放射線被ばく当たりの計算値に影響を及ぼす重要な変更があった。ICRP の第 2 専門委員会は，標準体内動態モデルと線量評価モデルならびに成人と公衆の構成員に関する標準データを用いて計算される，内部放射線被ばくの評価のためのこれらの標準線量係数を提示する責任を負う。2007 年勧告（ICRP, 2007）以来，第 2 専門委員会とそのタス

クグループは，放射線被ばくのさまざまな状況に対応する新たな線量係数を提示するためのかなりの作業プログラムに取り組んできた。

(2) 内部被ばくに関する放射性核種の線量係数の基礎には，いくつかの標準パラメータとモデルが含まれる。これらには，とりわけ，（i）標準成人男性と標準成人女性における臓器と組織の質量；(ii)放射性核種の壊変の情報；(iii)吸入，経口摂取，および全身における体内分布に関する体内動態モデル；ならびに（iv）比吸収割合（SAF）値が含まれる。*Publications 89* と *107*（ICRP, 2002, 2008）では，内部線量係数の計算のために必要とされる，標準臓器質量と放射性核種壊変データをそれぞれ提供している。*Publications 66* と *100*（ICRP, 1994a, 2006）は，それぞれ放射性核種の吸入と経口摂取に関するモデルを提供している。現在，内部線量係数に関する ICRP のタスクグループは，職業上の放射性核種の摂取（OIR）刊行物シリーズにおいて，その前身の体内動態モデルに対する広範な一連の改訂を完了させているところである。コンピュータファントムと放射線輸送に関する ICRP のタスクグループによって策定された本刊行物の目的は，線源と標的組織のすべての関連する組合せについて，広い範囲の体内放出放射線（光子，電子，アルファ粒子，および放射性核種が自発核分裂する場合は中性子）に関する SAFs についてのデータの準備の文書化とデータ提供を行うことである。SAF は，標的領域において質量当たりで吸収される，線源領域内で放出される放射線エネルギーの割合として定義されている。これらの組織領域は，臓器全体，臓器の小領域，各細胞層，または組織間の表面がある。本刊行物に記載されている値は，標準成人男性と標準成人女性の値であり，*Publication 103*（ICRP, 2007）に定義されており，OIR 報告書シリーズの中で，吸入と経口摂取の ICRP 標準線量係数の計算に使用されている。さらなる情報は，OIR 第 1 部（ICRP, 2015）に記載されている。

2 ICRP の内部線量評価の方法

(3) 以下では，放射性核種の摂取後の組織に特化した等価線量と実効線量の評価に適用される ICRP 線量評価法を示す。この体系は，さまざまな線源組織における時間依存の核変換数を与える，標準体内動態モデルの数値解法を含む。これらの解法は，核壊変情報，標的組織の質量，そして *Publication 110*（ICRP, 2009）における標準ファントム内に定義される標的領域に沈着する，線源領域から放出される放出エネルギーの割合に関する標準データと結合される。以下に，*Publication 103*（ICRP, 2007）に定義されている防護量と整合する，線量評価法論を提示する。

(4) *Publication 103*（ICRP, 2007）（および本刊行物の用語集）に定義されるように，実効線量は，2 種の加重係数を使用する。1 つ目は，組織吸収線量の計算値が与えられた場合の組織等価線量の計算に使用される放射線加重係数 w_R である。w_R の値を**表 2.1** に示す。2 つ目は，性別平均臓器等価線量の計算値が与えられた場合の実効線量の計算に使用される組織加重係数 w_T である。w_T の値を**表 2.2** に示す。

2.1. ICRP 標準体内動態モデルの計算解法

(5) ヒト呼吸気道モデル（HRTM）（ICRP, 1994a），ヒト消化管モデ（HATM）（ICRP, 2006）および OIR 報告書シリーズの全身体内動態モデルは，体内における放射性核種の動的挙動を記述するものである。摂取経路が与えられると，これらのモデルは，その後の全身性循環への取り込み，体内組織間の分布，そして人体からの排泄経路を予測する。これらの動態に重ね合わされるのは，その場における放射性壊変と放射性子孫核種の生成である。その結果として，親核種の取り込み，分布および排泄に加え，あらゆる壊変生成物の取り込み，分布および排泄が予測される。

(6) 全身体内動態のコンパートメントモデルと結合された呼吸気道と消化管のコンパートメントモデルは，連立一階微分方程式で定式化できる。この一連の方程式の解は，体内の解剖学的領域と関連づけられる数学的コンパートメント（プール）における，放射性核種と，もし存在するならばその放射性子孫核種の時間依存分布である。$A_{i,j}(t)$を，時

間 t におけるコンパートメント j 内の放射性核種 i の放射能を表すものとする。コンパートメント j 内の，壊変系列の構成核種 i（i=1、2, . . . ,N であり，i=1 は親核種である）の放射能の変化率は，以下のように記述できる。

$$\frac{dA_{i,j}(t)}{dt} = \sum_{\substack{k=1 \\ k\neq j}}^{M} A_{i,k}\lambda_{i,k,j} - A_{i,j}\left[\sum_{\substack{k=1 \\ k\neq j}}^{M} \lambda_{i,j,k} + \lambda_i^P\right] + \sum_{k=1}^{i-1} A_{k,j}\beta_{k,i}\lambda_i^P \qquad (2.1)$$

ここで

M : 動態を描写するコンパートメントの数

$\lambda_{i,j,k}$: 体内動態モデルにおける，コンパートメント j（ドナーコンパートメント）からコンパートメント k（レシーバーコンパートメント）への，系列構成核種 i の移行速度の割合

λ_{P_i} : 系列構成核種 i の物理的壊変定数

$\beta_{k,i}$: 構成核種 i を生成する系列構成核種 k の壊変の割合

である。

(7) これらのコンパートメントについて指定される初期条件 $A_{i,j}(0)$が与えられると，式（2.1）によって，体内の放射性核種とその子孫核種の動的挙動が決まる。式（2.1）の右辺の第 1 項は，あらゆるドナーコンパートメントからコンパートメント j への，系列構成核種 i の流入速度を表す。第 2 項は，レシーバーコンパートメントへの移行と物理的壊変の両方による，コンパートメント j からの構成核種 i の消失速度を表す。第 3 項は，コンパートメント内の前駆核種 k の存在による，コンパートメント j 内の構成核種 i の生成を扱う。この壊変系列の構成核種は，構成核種 i の前駆核種が i 未満のインデックスを有するような順序であることに注意が必要である。順序づけられた系列構成核種のリストは，*Publication 107*（ICRP, 2008）とともに配布されている DECDATA ソフトウェアを用いれば得ることができる。

(8) $N\times M$ 連立一階常微分方程式は，適切な数値方法を用いて解かなければならない。この連立微分方程式は一般に，非ゼロ初期条件が親核種のみに適用される摂取コンパートメント（すなわち，i=1）以外のあらゆるコンパートメントに対して $A_{i,j}(0)$=0 という初期条件で解かれる。ラドンとその子孫核種の吸入の場合、非ゼロ初期条件を呼吸気道のコンパートメント内の子孫核種（すなわち、吸気中の短寿命のラドン子孫核種の吸入）に割り当てることができる。

(9) 線量係数の数値を計算するには，式（2.1）の体内動態コンパートメントを r_S によって示される線源領域として解剖学的領域と関連づけることが必要である。線源領域は生体組織である場合もそうでない場合もあり，例えば，消化管の内容物は生体組織ではなく，1 つ以上の動態コンパートメントからなる場合もある。線源領域 r_S において生じる，系列構成核種 i の核変換の数~$A_i(r_S, \tau)$（Bq・s）は，以下の式によって求められる。

$$\tilde{A}_i(r_S,\tau) = \sum_j \int_0^{\tau} A_{i,j}(t)\,dt \qquad (2.2)$$

ここで，τ は預託期間（成人については 50 年）である。式（2.2）における総和は，線源領域 r_S と関連するあらゆる動態コンパートメント j にわたるものであり，放射能 $A_{i,j}(t)$は式（2.1）を解くことによって得られる。$\tilde{a}_i(r_S, \tau)$（s）として表される，線源領域 r_S における放射能摂取量当たりの核変換の数は，以下の式によって求められる。

$$\tilde{a}_i(r_S,\tau) = \frac{\tilde{A}_i(r_S,\tau)}{\sum_j A_{1,j}(0)} \qquad (2.3)$$

ここで，分母の総和は，$t=0$ におけるコンパートメントの内容物にわたるものである。粒子状物質とガス状物質の吸入摂取の場合，呼気中の放射能はこの分母に含めている。なぜなら，HRTM のコンパートメントに沈着するのは放射能摂取量のうちわずかな割合に過ぎないからである。

2.2. 等価線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法

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

$$h^M(r_T, \tau) = \sum_i \sum_{r_S} \tilde{a}_i(r_S, \tau)\, S_w^M(r_T \leftarrow r_S)_i \qquad (2.4)$$

$$h^F(r_T, \tau) = \sum_i \sum_{r_S} \tilde{a}_i(r_S, \tau)\, S_w^F(r_T \leftarrow r_S)_i \qquad (2.5)$$

ここで S 係数，$S_w^M(r_T \leftarrow r_S)_i$ と $S_w^F(r_T \leftarrow r_S)_i$ とは，それぞれ成人男性と成人女性の，線源領域 r_T における系列構成核種 i の核変換当たりの標的領域 r_T における放射線加重等価線量 r_S [Sv (Bq・s)$^{-1}$]である。外側の総和は親核種とその子孫核種にわたることに注意が必要である。

(11) 実効線量の計算に用いる，**表 2.2** に挙げられている多数の組織は，単一の標的領域 r_T で代表させる。複数の組織領域で標的組織を定める場合には，等価線量の分割加重を行わなければならない。したがって，組織 T に対する，標準成人男性の預託等価線量係数 $h_T^M(\tau)$と標準成人女性の預託等価線量係数 $h_T^F(\tau)$は，以下のように与えられる。

$$h_T^M(\tau) = \sum_{r_T} f(r_T, T)\, h^M(r_T, \tau) \qquad (2.6)$$

$$h_T^F(\tau) = \sum_{r_T} f(r_T, T)\, h^F(r_T, \tau) \qquad (2.7)$$

ここで，標的領域の分割加重 $f(r_T, T)$は，標的領域 r_T と関連する組織 T における等価線量の割合である。**表 2.3** の組織を除いて，**表 2.2** の組織は単一の標的領域によって代表されるため，これらの組織の場合は $f(r_T, T) = 1$ である。**表 2.3** において，胸郭外と胸郭内（肺）領域に対する $f(r_T, T)$の値は，改訂 HRTM で割り合てられたリスク按分係数と同等である。結腸の場合，$f(r_T, T)$の値は，*Publication 100*（ICRP, 2006）の消化管壁内の幹細胞層の概算の質量割合である。リンパ節の場合，$f(r_T, T)$の値は，胸郭外，胸郭内および非呼吸気道領域内のリンパ節（リンパ組織ではなく）の質量割合であり，これは *Publication 66*（ICRP, 1994）の中で以前に示されたデータと一致する。

2.3 実効線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法

(12) *Publication 103*（ICRP, 2007）に定義されているように，預託実効線量係数 $e(\tau)$は以下のとおりである。

$$e(\tau) = \sum_T w_T \left[\frac{h_T^M(\tau) + h_T^F(\tau)}{2} \right] \qquad (2.8)$$

ここで，w_T は標的組織 T の組織加重係数であり，$h_T^M(\tau)$と $h_T^F(\tau)$は，それぞれ標準成人男性と標準成人女性の同じ組織に対する預託等価線量係数である。

2.4 ICRP 体系における比吸収割合の導入

(13) ある放射性核種の放射線加重 S 係数は，以下のように計算される。

$$S_w(r_T \leftarrow r_S) = \sum_R w_R \sum_i E_{R,i} Y_{R,i} \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i}) \qquad (2.9)$$

ここで，$E_{R,i}$ は、その放射性核種の核変換において放出される放射線タイプ R の i 次放射線のエネルギー（J），$Y_{R,i}$ は、核変換当たりの放射線タイプ R の i 次放射線の放出率［$(Bq \cdot s)^{-1}$］，w_R は、放射線タイプ R に対する放射線加重係数（**表 2.1**），そして，$\phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$は，線源組織 r_S 内で放出される放射線タイプ R のエネルギー $E_{R,i}$ のうち，標的組織 r_T において質量当たり吸収される割合（kg^{-1}）として定義される SAF である。

(14)　放出される放射線のエネルギーと放出率，すなわち $E_{R,i}$ と $Y_{R,i}$ は，*Publication 107*（ICRP, 2008）のデータを用いる。ベータ粒子放出については，平均値ではなく，スペクトルデータが S_w の計算に用いられる［すなわち，式（2.9）における内側の総和はそのベータ粒子のエネルギースペクトルの積分によって置き換えられる］。

(15)　本刊行物で示されている SAF 値は，吸収割合と標的組織の質量との商として計算される。吸収割合の値は，3－6 章でさらに概説される通り，ボクセル化または様式化（数学的に定義された）したジオメトリのいずれかを使用する放射線輸送シミュレーションによって計算される。SAF 計算で使用した標的組織の標準質量値を付属書 A の**表 A.1** と**表 A.2** に示す。血液を含む組織では，組織の全体積のエネルギー吸収が計算されるため，吸収割合は血液を含む標的組織の質量で除する必要がある。**表 A.1** と**表 A.2** は，血液の質量が各標的組織にどのように追加されているかを詳細に示す。しかし，線源領域の質量を考慮する場合，血液は最新の体内動態モデルにおいて明示的に考慮される別の線源領域であるため，一般的には血液を除く実質組織質量のみを考慮することが望ましい。**表 A.3** は，標準成人男性と標準成人女性両方についての線源領域の定義および関連する質量を記載する。

2.5　分布線源臓器の比吸収割合の導出

(16)　全身体内動態モデルは，動態モデルにおいてそれぞれ個別のコンパートメントの記述を有する，血液から特定されたさまざまな線源領域 r_S への放射性核種沈着を示す。多くの場合，血液からの放射性核種沈着のバランスは，人体の「他の組織」に割り当てられるであろう。これは，他のすべての軟組織が線源臓器として明確に同定されていないことを意味する。一般的に特定の放射性核種の体内動態モデルに固有であるこの線源領域に対応するためには，関連する標的組織 r_T の SAF を算出しなければならない。この SAF は，いわゆる加法的アプローチを用いて以下のように計算される。

$$\Phi(r_T \leftarrow Other) = \frac{1}{M_{Other}} \sum_{r_S} M_{r_S} \Phi(r_T \leftarrow r_S) \qquad (2.10)$$

ここで，全身体内動態モデルには明確に含まれていない線源領域にわたり合計される。体内動態モデルで特に記載されない限り，他の組織への沈着は，その皮質骨および骨梁のいずれの形態においてもミネラル骨に割り当てられない。標準成人男性と標準成人女性における線源領域の質量を**表 A.3** にまとめている。

3　全身臓器の計算方法

3.1　ICRP/ICRU 標準コンピュータファントム

(17)　本刊行物では，臓器吸収線量の計算のため，成人の標準男性と標準女性を表す男性と女性の標準コンピュータファントム（ICRP, 2007）を使用した。これらのファントムは，ICRP の標準線量係数の計算のためのファントムとして，ICRP と国際放射線単位測定委員会（ICRU）によって採用され，*ICRP Publication 110*（ICRP, 2009）で詳しく記述されている。

この標準コンピュータファントムは，人体構造のデジタル化された三次元（3D）表現で，ヒトのコンピュータ断層撮影（CT）データに基づいている。これらのファントムは，成人男性と成人女性のそれぞれに対する標準の解剖学的パラメータについて，

ICRP Publication 89（ICRP, 2002）に示されている情報と一致している。標準コンピュータファントム（もしくはモデル）は，身長と体重が標準データと同じような 2 人の個人（男性 Golem と女性 Laura）のボクセルモデル（Zankl and Wittmann, 2001; Zankl et al., 2005）を修正することにより作られた。いずれのファントムの臓器質量も，ファントムの実際の解剖学的構造を大きく変えることなく，高い精度で標準男性と標準女性に関する ICRP のデータに合うように調整された。これらのファントムは，放射線防護の目的のために，電離放射線によるヒトの被ばくの評価に関連するすべての標的領域，すなわち，実効線量に寄与するすべての臓器と組織（ICRP, 2007）を含んでいる。

(18) 各ファントムは，立方体ボクセルの 3D 配列の形状で表される。各ボクセルは体積要素であり，ボクセルは列，行，およびスライスで配列される。配列内の各ボクセルは，それが表す臓器または組織を示している。男性標準コンピュータファントムは，約 195 万個の組織ボクセル（周囲の真空を表すボクセルを除く）からなり，各々が 36.54 mm^3 のボクセル体積に相当する 8.0 mm の厚さのスライス（ボクセルの高さに相当する）と 2.137 mm の面内空間分解能（すなわち，ボクセル幅と深さ）を有する。スライスの数は 220 であり，その結果身長は 1.76 m，体重は 73 kg となる。女性標準コンピュータファントムは，各々が 15.25 mm^3 のボクセル体積に相当する 4.84 mm の厚さのスライスと 1.775 mm の面内空間分解能を有する。スライスの数は 346 であり，身長は 1.63 m であり，体重は 60 kg である。個々にセグメント化された構造の数は，各ファントムにおいて 136 であり，53 の異なる組織組成が割り当てられている。さまざまな組織組成は，実質組織の要素組成（ICRU, 1992）および各臓器の血液含有量（ICRP, 2002）の両方を反映する（すなわち，血液を含む臓器組成）。**図 3.1** は，男性（左）と女性（右）のコンピュータファントムの正面（冠状）図を示す。

(19) これらのファントムの基礎となる断層撮影データの空間分解能が限られていること，および線源と標的領域のいくつかの寸法が非常に小さいことにより，すべての組織を明示的に表すことができなかった。例えば骨格では，着目する標的組織は，海綿質の骨髄腔中の赤色骨髄と，これらの腔の内側に沿う骨内膜層（現在，厚さ 50 µm と想定されている）である。その小さな寸法のために，これら 2 つの標的組織は，標準ファントム内の海綿質の均一な成分として組み込まれなければならなかった。これらの組織領域において，光子と中性子のより低いエネルギーでは，二次荷電粒子平衡は特定のエネルギー範囲にわたり完全に確立されない。骨格線量評価におけるこれらの影響を考慮するためのより高度な技術については 4 章に記載されている

(20) 同様に，ヒトの呼吸気道とヒトの消化管における標的領域のいくつかの微細構造は，標準ファントムのボクセルジオメトリで表すことができず，したがって，気道と消化管の個々のセグメントの様式化されたモデルが，呼吸気道と消化管における電子とアルファ粒子に対し使用された。しかし，ヒト呼吸気道とヒト消化管の外側の線源と標的領域から，およびこれらの領域への光子 SAFs と電子クロス照射 SAFs については，標準コンピュータファントムで表される通り，これらの 2 つの臓器系で代表されるものが使用された。

(21) コンピュータファントムにおける標的組織の質量（*Publication 110* の付属書 A（ICRP, 2009）に記載）と本刊行物の**表 A.1**（男性）と**表 A.2**（女性）に記載されている質量には，後者は標的組織の血液含有量が含まれるため，小～中程度の違いが存在する。クロスファイアジオメトリについて，Petoussi-Henss ら（2007）は，MIRD Pamphlet No.5 改訂版（Snyder et al., 1978）および MIRD Pamphlet No.11（Snyder et al., 1975）において示されている，SAF が標的質量から独立しているという原則を証明した。その結果，すべてのクロスファイア SAFs は，*Publication 110*（ICRP, 2009）の付属書 C（線源領域）および付属書 D（標的領域）に示される線源と標的領域

の仕様にしたがって，コンピュータファントム（Zankl et al., 2012）を用いて計算された。線源組織質量のまとめは，本刊行物の**表 A.3** に対応して示されている。

(22) すべての放射線タイプの自己照射 SAFs は，コンピュータファントムからの自己照射吸収割合を，本刊行物の**表 A.1** と**表 A.2** に示されている標的質量で除することによって計算された。自己照射ジオメトリについて，Snyder（1970）は，光子吸収割合が標的質量の立方根に比例して変化することを説明した。この比例性は，コンプトン散乱が支配的な相互作用である光子エネルギーと媒質に対して成立する。コンピュータファントムの臓器質量と標準標的質量との差は小さいため，導出された吸収割合を標準標的質量で単純に除することで，SAF のわずかな絶対差が生じるが低エネルギー光子に対する SAF の改善を可能にする。

(23) 血液の線源は，標的中の血液が標的組織におけるエネルギー沈着に大きく寄与するため，上記のクロスファイアの説明に対しては例外となる。したがって，すべての放射線に関する血液の線源の標的組織 SAF は，クロスファイア照射の吸収割合を用いて，本刊行物の**表 A.1** と**表 A.2** に与えられる標的質量で除することによって計算した。

(24) HATM と HRTM の上皮標的については深部の組織層に関して特定されているので，この説明はそれらには適用されない。

3.2 吸収割合の計算に使用される放射線輸送コード

3.2.1 光子と電子輸送の計算

(25) 対応する SAFs の報告のため，本刊行物においては，電子－ガンマ－シャワーコードシステム EGSnrc バージョン v4-2-3-0 が光子および電子の吸収割合の計算に使用されている（Kawrakow et al., 2009）。このコードは，EGS4（Nelson et al., 1985）の拡張および改良版であり，カナダ国立研究機構によって維持されている。本研究で行ったシミュレーションは 10 keV から 10 MeV のエネルギー範囲にわたって行われたが，光子と電子の輸送を，数 keV から数百 GeV までの粒子運動エネルギーに対してシミュレーションすることができる。10 keV 未満の SAF 値は，付属書 B に記載されるように，極限値への内挿により求められた。

(26) 光子輸送に対しては，束縛電子のコンプトン散乱と K 殻，L 殻および M 殻からの光電子をすべてのエネルギーについて考慮する。いずれの場合も，結果として生じる蛍光またはオージェ遷移やコスター-クローニッヒ遷移による電子を追跡する。光子断面積の入力データは Seuntjens ら（2002）により更新されており，彼らは光電効果，レイリー散乱および電子対生成の断面積を改良するために XCOM データベース（Berger and Hubbell, 1987）を用いた。Brown と Feynman の式（1952）に基づく 1 ループ近似におけるコンプトン散乱の放射補正が適用された。しかし，大角散乱に対する断面積を減少させる効果は，二重コンプトン事象の組み入れによって一部相殺される。電子対生成断面積については，EGS4 の断面を，Øverbø ら（1973）の手法にしたがって計算された。本刊行物では，光子エネルギーが 2 keV 未満に低下した時点で光子輸送を終了する。

(27) 電子の輸送計算は，ある特定のエネルギー以上で生成される二次粒子を輸送するクラスⅡ圧縮ヒストリー（condensed history）法（Berger, 1963）によって行う。制動放射断面積は，米国国立標準技術研究所（National Institute of Standards and Technology）のデータベース（Seltzer and Berger, 1985, 1986）の値と一致している。そして，この NIST データベースは，ICRU（1984）が推奨する放射阻止能の基礎になっている。電子衝撃電離は，デフォルト断面積を用いてモデル化される（Kawrakow, 2002）。弾性散乱の場合，スピン効果を考慮に入れる。電子対生成は，EGS4（Nelson et al., 1985）と同様にシミュレーションする。すべての粒子に対して，3 電子生成過程を無視している。本刊行物では，電子の輸送ヒストリーは，運動エネルギーが 20 keV を下回った時点で通常終了する。例外として，初期運動エネルギーが 50

keV 未満の電子に対しては，2 keV までヒストリーを追跡する。体内臓器の線量換算係数の相対的な統計不確かさを低減するため，「制動放射スプリッティング」と呼ばれる分散低減手法を使用した（Kawrakow et al., 2009）。

(28) 光子と電子 SAF の代表的なプロットを**図 3.2－図 3.6** に示す。各線源と標的領域の組合せについて，光子 SAF は各図の上側のパネルに，電子 SAF は下側のパネルに示されている。

3.2.2 中性子輸送計算

(29) ロスアラモス国立研究所モンテカルロ放射線輸送コード，モンテカルロ N-粒子 eXtended（MCNPX）バージョン 2.6.0 は中性子吸収割合（Pelowitz, 2008）の計算に使用されてきた。MCNPX は，広いエネルギー範囲にわたって多くの粒子タイプを追跡することができる。

(30) 20 MeV 以下の中性子，光子，電子の輸送は MCNP4C3 コードと同じであり，連続エネルギー中性子，光原子，電子データライブラリを用いてシミュレートした。中性子，光子，電子に用いるデータライブラリはそれぞれ，ENDF/B - VI，mcplib04 および el03 である。熱中性子の散乱は水素の分子結合エネルギーに強く依存する。この効果は，水中の水素についての S（α, β）データを使用することによって考慮される。

(31) 本刊行物では，Watt 型スペクトル（ICRP, 2008）で表されるように，自発核分裂に伴う中性子のスペクトルについて中性子吸収割合を計算した。現在の計算（＜20 MeV）で考慮されているエネルギー範囲では，中性子がヒトの組織と相互作用する 4 つの主要な方法，すなわち，中性子捕獲，弾性散乱，非弾性散乱，核反応がある。断面積は通常中性子エネルギーの逆平方根で減少するが，低エネルギー領域では中性子捕獲が支配的である。$^{1}H(n,\gamma)^{2}H$ 反応を介して水素中の熱化した中性子の捕獲によって放出される 2.2 MeV の光子は，ヒトの身体内のエネルギー沈着において重要な役割を担う。600 keV までの陽子を生成する $^{14}N(n,p)^{14}C$ 反応も吸収線量に寄与する。エネルギーが約 1 keV を超えると，水素原子による弾性散乱で生じる反跳陽子によって沈着するエネルギーが重要になる。非弾性散乱とは，中性子がエネルギーを失い，荷電粒子を放出せずに原子核を励起して光子を放出するエネルギーしきい値を有する反応である。非弾性散乱は，最大でも，身体の組織における全吸収線量の割合はわずかである。数 MeV を超えるエネルギーでは，核反応による荷電粒子の生成がエネルギー沈着のより重要なメカニズムとなる。

3.3 分布した臓器および組織のサンプリングアルゴリズム

(32) 異なる線源領域におけるサンプリング点について，考慮されるべきいくつかのケースがある。

3.3.1 サンプリングアルゴリズム A

(33) 最も単純な状況は，脳，肝臓，膵臓，または脾臓などの身体の特定の位置にある単一の臓器である。最も簡単なサンプリング方法を**図 3.7** に示す。

3.3.2 サンプリングアルゴリズム B

(34) 筋肉のように線源領域が身体全体に分布している場合，サンプリングアルゴリズム A は，拒絶点の割合が多くなる可能性がある。この場合，サンプリングアルゴリズム B（**図 3.8** を参照）を使用した方が良い場合がある。

(35) Nを問題の領域に属するボクセルの数とする。これらのボクセルは，別の（N,3）次元配列 NPOS に収集される。NPOS（m,1）に格納される数値は列であり，NPOS（m,2）は行であり，NPOS（m,3）は，線源領域の m^{th} ボクセルが位置するスライスである。ボクセルを選択するためには，区間（0,1）からの乱数を Nに乗じる。この積より上の最も近い整数が，NPOS 配列内の線源ボクセルを識別するために使用される。x, yおよび z 座標は，選択されたボクセル内で独立してサンプリングされる。すべてのサンプリングされた座標点を使用することができる。

(36) 線源領域のボクセル数 Nが非常に大きい場合，無駄な計算時間（サンプリングアルゴリズム A の場合）と大きな保管要件（サンプリングアルゴリズム B）の間でトレードオフがある。これらのアルゴリズムの間の選択は使用者の裁量で行われる。

3.3.3 サンプリングアルゴリズム C

(37) さらに一般的な状況は，両臓器が小さい臓器対で，副腎のようにお互いから比較的遠く離れている場合である。その場合，効率的なサンプリングアルゴリズムは，サンプリングアルゴリズム A と B の組合せである，サンプリングアルゴリズム C（**図 3.9** を参照）である可能性がある。

(38) N_lを臓器対の左の臓器に属するボクセルの数とし，N_rを右の臓器に属するボクセルの数とし，両者の和を $N = N_l + N_r$とし，$n_l = N_l/N$を両臓器のボクセル数に対する左臓器のボクセル数の比とする。サンプリングされた乱数 rが n_lより小さい場合，線源点は，左の臓器のサンプリングアルゴリズム A にしたがってサンプリングされ，そうでない場合は右の臓器でサンプリングされる。このサンプリングアルゴリズムは，2 つ以上の部分からなる臓器群に拡張することができる。

3.3.4 サンプリングアルゴリズム D

(39) 上記のサンプリングアルゴリズムは，臓器または臓器群の体積中に均質に分布した線源に関するものである。しかし，不均一な線源分布を考慮しなければならない状況がある。例えば，特別確認されていないが海綿質内に含まれる，骨梁骨内に均一に分布する線源を考える。同じアルゴリズムは，骨髄線源にも等しく適用可能である。2 つの主な推奨されるアプローチがある。

(40) サンプリングアルゴリズム D では，すべての骨のうちセグメント化された海綿質ボクセルの全体が，（サンプリングアルゴリズム A，B，または C を使用して）粒子放出の線源点をサンプリングする体積となる。しかし，海綿質中の骨梁骨の相対量は，個々の骨と骨群との間で変化するため，線源は体積において均一に分布していると仮定することはできない。したがって，各特定の骨または骨群のセグメント化された海綿質の体積中の骨梁骨の相対量は，線源点を受け入れるための拒絶基準として使用される。$n_{t,b}$を骨（群）bの海綿質中の骨梁骨の相対量とする［それぞれのデータは Zankl et al.（2005）の表 3 と表 4 から得られた。**表 3.1** 参照］。サンプリングされた乱数 rが $n_{t,b}$, より小さい場合，線源点が受け入れられ，それ以外の場合は拒否される。

(41) 骨の各成分と各海綿質領域についてサンプリングされた線源点を拒絶する確率がゼロではないため，サンプリングアルゴリズム D は最適ではない。したがって，これらのデータは，**表 3.2** のすべての海綿質領域中の各成分の最大値に正規化される。それぞれの骨成分の最も高い割合を有する海綿質領域については，すべてのサンプリングされた線源点が受け入れられ，他のすべての海綿質領域については，拒絶の確率が低減する。

3.3.5 サンプリングアルゴリズム E

(42) サンプリングアルゴリズム D と同様に，海綿質全体は，線源点がサンプリングできる体積として取られる。サンプリングアルゴリズム D とは対照的に，骨（群）bの海綿質中の骨梁骨の相対量 $n_{t,b}$は，線源点を受け入れるかまたは拒絶するための基準として使用されないが，海綿質体積中で始まるそれぞれの粒子は，その最初の「統計的重み」としてこの値を割り当てられる。

(43) 線源が全身である場合，サンプリングアルゴリズム E も推奨される。全身の均一な線源は，（体積ではなく）質量で均一に分布していると考えられるべきであり，線源点は，全身の体積で均一にサンプリングすることができ，次いで，線源点が位置する臓器／組織の密度には，粒子ヒストリーの開始に統計的重みを割り当てることができる。

(44) 別の不均一な線源分布は，線源が血液である場合に生じる。より大きな血管は直接セグメント化されており，ここでは，体積全体が血液線源である。しかし，臓器内の

血液分布は，各臓器の組織組成における血液のそれぞれの割合を含めることによって考慮されてきた。したがって，血液の線源をサンプリングしなければならない場合，各臓器は，血液による質量の割合で寄与する。異なる組織の血液の割合は，付属書 A に記載されているデータから得ることができる。この場合は，サンプリングアルゴリズム D またはサンプリングアルゴリズム E のいずれかが推奨される。

4 骨格組織の計算方法

(45) 放射線防護の目的のため，委員会は，確率論的な生物学的影響に関連する線量評価の対象となる 2 つの骨格細胞群を定義している：(i)放射線誘発白血病のリスクに関連する造血幹細胞，および（ii）放射線誘発骨ガンのリスクに関連する骨前駆細胞。現在，造血幹細胞が骨格海綿質内の骨梁の表面近くに優先的に見られることがデータによって示されているが（Watchman et al., 2007; Bourke et al., 2009），放射線防護のための現在のモデルは，これらの細胞が，造血活性骨髄の骨髄腔内に均一に分布すると仮定している。骨前駆細胞について，委員会は，厚さ 10 μ m の海綿骨内および皮質骨内における単一細胞層として位置し，かつ，骨梁とハバース管の表面に沿って位置すると，それぞれ定義していた（ICRP, 1977）。*Publication 110*（ICRP, 2009）において，骨前駆細胞の代替の標的組織は，厚さが 50 µm の骨格海綿質の骨梁表面を覆うものと，すべての長骨の骨幹部内の髄腔の内部表面を覆うものと再定義された。その結果，皮質骨とハバース管内の細胞は，もはや線量評価の標的組織とは考えられていない。本刊行物において，改訂された 50 µm の骨前駆細胞の代替標的組織は「骨内膜」と呼ばれ，TM_{50}（骨表面の 50 µm の厚さ内の総骨髄）という記号が与えられている。「骨表面」という用語はもはや，放射線誘発骨がんに関連する標的細胞層を表すためには用いられていない。

(46) 放射線リスクのあるこれらの骨格標的組織のいずれも，ICRP 標準ファントムのボクセル構造内で幾何学的に表すことはできない。上述したように，男性と女性の標準コンピュータファントムにおける骨格は，皮質骨，骨髄髄質，または骨梁海綿質のいずれかを定義するボクセルによって表されている。後者は，骨梁，活性骨髄，および不活性骨髄といった，その微視的な組織の構成要素の均一な混合物であり，したがって，各標準ファントムにおいて，骨格の異なる骨により要素組成および質量密度の両方が異なる。そのため，海綿質と骨髄髄質への吸収線量と，活性骨髄または骨内膜への吸収線量とを関連付けるためには，計算アルゴリズムを適用しなければならない。骨梁海綿質の構成組織の要素組成は，*Publication 116*（ICRP, 2010）の**表 3.1** に示されている。さらに，骨内膜の要素組成は，*Publication 70*（ICRP, 1995）に記載される標準骨髄細胞性によって決定されるように，特定の骨格部位における活性骨髄／不活性骨髄の混合物の元素組成と等しいことに留意されたい。

4.1 電子輸送モデル

(47) 骨格組織内で発生する荷電粒子の SAF の計算には，以下の両方に関する詳細なジオメトリデータが必要である：（i）骨のマクロ構造（すなわち，海綿質，皮質骨，および骨髄髄質の領域）；および（ii）骨のミクロ構造（すなわち，骨梁骨，活性骨髄，および不活性骨髄の領域）。前者は，*Publication 110*（ICRP, 2009）標準コンピュータファントムの構造を用いて適切にモデル化することができるが，後者は，骨梁海綿質内の放射線輸送の追加的なジオメトリデータを必要とする。本刊行物では，Hough ら（2011）のマイクロ CT 画像データを，30 µm の等方空間分解能で撮影された 38 の骨梁海綿質コア試料における放射線輸送シミュレーションに使用した。放射線輸送コード EGSnrc を対画像放射線輸送下で使用して，採取した骨部位の体外 CT 画像の 3D ジオメトリ，および海綿質のセグメント化されたミクロ CT 画像の 3D ジオメトリの両方を通じて，各電子を同時に追跡した（Hough et al., 2011）。後者の骨髄ボクセルは，各骨部位の標準細胞性を得るために，活性または不活性のいずれかの骨髄として無作為にタグ付けされた。放射線輸送の結果は，1 keV～10 MeV のエネルギー範囲にわたる電子の

吸収割合として報告された。線源領域は，骨髄（活性と不活性の両方），骨梁骨（体積と表面の両方），および皮質骨（体積と表面の両方）が含まれた。Hough ら（2011）で用いられた方法は，（i）海綿質からの電子漏出を明確に説明し，（ii）皮質骨からの海綿質クロスファイアの明確な考慮を含み，（iii）骨がんのリスクに対する骨内膜標的の 50 μm 厚さへの修正を採用する。本刊行物に報告されている SAF 値は，Hough ら（2011）において計算された吸収割合および *Publication 110*（ICRP, 2009）に定義されている標準成人男性と標準成人女性の標準骨格組織の質量の比である。

4.2　中性子相互作用後の反跳陽子輸送モデル

(48)　骨格で生じた反跳陽子のエネルギー吸収割合の計算は，直線行路長技術（linear pathlength techniques）を用いて行われてきた。これらの技術は，最初に Spiers のグループによって開発および記述（Spiers, 1968; Darley, 1972; Whitwell, 1973; Beddoe et al., 1976; Whitwell and Spiers, 1976; Spiers and Beddoe, 1977; Spiers et al., 1978a,b, 1981; Beddoe and Spiers, 1979）され，続いて Eckerman と Stabin（2000）および Bouchet ら（1999）によって改良され，そして最近には Jokisch ら（2011a,b）によって再検討された。また，この方法は，*Publication 116*（ICRP, 2010）の付属書 E に要約されるように，中性子線量応答関数において使用される反跳陽子吸収割合の基礎でもあった。骨梁骨と骨髄（すべての軟組織成分を含む）を横切る直線行路長セグメントの分布は，Rajon と Bolch（2003）および Rajon ら（2002）に記載され，40 歳の男性の遺体について公表（Jokisch et al., 2011b）されたデジタル測定技術を通じて，高空間分解能マイクロ CT 画像から得られた。

(49)　特定の骨格部位のこれらの 2 つの行路長分布を，目的の荷電粒子の連続減速近似（CSDA）範囲を使用して種々の骨格組織におけるエネルギー沈着の割合を計算するアルゴリズム（Jokisch et al., 2011a,b）において使用した。このアルゴリズムは，典型的な大きさの骨格脂肪に基づいて，総骨髄腔（TMS）を活性と不活性成分に分割するための基礎を含んでいる（Reverter et al., 1993）。TMS 行路長の骨内膜（TM_{50}）部は，Jokisch ら（2011a）によって開発されたアルゴリズムによって求められる。

(50)　CSDA を用いた陽子の飛程／エネルギーデータは，ICRU Report 49（1993）から得られた。Tsoulfanidis（1983）に記載されている ブラッグ-クレーマンスケーリング技術を用いて，ICRU Report 49 の水を ICRU Report 46（1992）の成人の赤色骨髄（活性骨髄に使用）と成人の黄色骨髄（不活性骨髄に使用）に変換した。ICRU Report 49 の緻密骨をスケーリングし，ICRU Report 46 の成人の皮質骨のデータを得た。

(51) 複数の骨梁コアが一つの骨格部位を構成する場合，成分試料 x の線源の質量加重平均吸収割合は，以下のように計算された：

$$\phi_{site}(r_T \leftarrow r_S) = \sum_x \frac{m_{x,S}}{m_{site,S}} \phi_x(r_T \leftarrow r_S) \qquad (4.1)$$

ここで，$\frac{mx,S}{msite,S}$は，試料 x 中の全部位の質量割合である。また，この方法はすべての骨格部位からの結果を用いて骨格平均吸収割合を計算する際にも利用されたことに留意されたい。

4.3　アルファ粒子輸送のモデル

(52)　骨格から生じるアルファ粒子（2.0－12.0 MeV）からのエネルギーの SAFs の計算は，（1）49 項と 50 項に記載されている行路長に基づく CSDA モデルでアルファ粒子に適用したもの，（2）ボクセル化画像における CSDA 飛程に基づく輸送を実行するモデル，および（3）ボクセル化画像における MCNPX（Waters, 2002; Pelowitz, 2008）アルファ粒子輸送を用いるモデル，の 3 つのモデルを用いて行った。

(53)　最初の 2 つのモデルには，同一の CSDA 飛程／エネルギーデータが使用されたが，それらの入力ジオメトリがわずかに異なっていた。両モデルには同じ 40 歳の男性の遺体からのデータが使用されたが，2 つ目のモデルには輸送ジオメトリに 3D ボクセ

ル化画像が使用されたのに対し，1 つ目モデルはこれらの画像から得られた行路長分布が使用された。2 つ目と 3 つ目のモデルには，同一の輸送ジオメトリ（ボクセル画像）が使用されたが，放射線輸送が異なっていた（CSDA 対 MCNPX）。ジオメトリの入力の違いにより，行路長モデルは，骨内膜標的（TM_{50}）のモデリング，不活性骨髄成分，および骨梁骨表面（TBS）から生じる放射線をモデル化するためのアルゴリズムにおいてボクセルモデルとわずかに異なった。

(54) これらの違いは，いずれかのモデルをもう一方より優先的に使用したり，特定の線源／標的の組合せに対して 2 つのモデルの結果を平均化したりする際の基礎となる。活性骨髄（AM）から生じ活性骨髄に照射するアルファ粒子（AM←AM）については，不活骨髄成分のより現実的なモデルであると考えられている行路長モデルが使用された。活性骨髄を照射する表面線源（AM←TBS）については，総骨髄腔の細胞性と一致する表面近傍の骨髄細胞性を有する CSDA ボクセルモデルを使用した。同じ理由で，CSDA ボクセルモデルは，骨内膜を照射する活性骨髄（TM_{50}←AM）から発生するアルファ粒子にも使用された。残りの骨内膜（TM_{50}）標的ジオメトリについては，違いが見られたもののいずれかが優先的に選ばれる根拠が見出されず，行路長とボクセルモデルの結果の平均が用いられた。最後に，残りの活性骨髄標的ジオメトリについては，モデル間で有意な差は観察されなかった。

4.4 骨格組織への光子および中性子線量に対する応答関数

(55) 上述したように，放射線リスクを有し，それゆえ組織加重係数 w_T が割り当てられている骨格組織は，ICRP 標準コンピュータファントムにおいて幾何学的に表すことができない。これらの組織へのエネルギー沈着は，近傍にある異なる密度と元素組成をもつ組織によって影響を受ける。しかし，このエネルギー沈着は，光子輸送のモンテカルロ計算時に，骨格領域（海綿質または髄腔）ごとの光子フルエンスの計算値を，光子フルエンス当たり，または中性子フルエンス当たり（Bahadori et al., 2011）の標的組織の吸収線量を表す関数（Eckerman, 1985; Eckerman et al., 2008; Johnson et al., 2011）によってスケーリングすることで導出できる。「応答関数 R」と呼ばれるこれらの関数は，さまざまな骨格領域の骨のジオメトリの微細構造モデルと，それらのジオメトリによる二次電離放射線の輸送モデルを使って導出される。光子の場合，これらの二次放射線は電子と陽電子であり，その骨格組織内の吸収割合は Hough ら（2011）において展開された。中性子の場合，いくつかの二次放射線があり，そのうちの最も重要なものは反跳陽子であり，その線エネルギー付与はより低く，骨梁海綿質での飛程がより長い（Jokisch et al., 2011a）。本研究では，骨格中の標的領域に対するすべての光子 SAFs を，*Publication 116*（ICRP, 2010）の付属書 D に示されたエネルギー依存光子フルエンスおよび光子骨格線量応答関数の EGSnrc 表を用いて導出した。同様に，骨格中の標的領域に対するすべての中性子 SAFs は，*Publication 116*（ICRP, 2010）の付属書 E に示されたエネルギー依存中性子フルエンスおよび中性子骨格線量応答関数の MCNPX 表を用いて導出された。

5 呼吸気道に関する計算方法

(56) *Publication 66*（ICRP, 1994a）の付属書 H にまとめられた呼吸気道に関する電子とアルファ粒子の吸収割合の多くは，以下の例外を除いて，本刊行物で直接採用された。

(i) 呼吸気道粒子輸送モデル（ICRP, 2015）の改訂には，気管支および細気管支領域に関する線量評価の仮定変更を必要とした。

(ii) *Publication 66* の電子 SAFs は，吸収割合が以前に 1 または 0 のいずれかであると仮定されていた場合は，標準コンピュータファントムを用いて選定された値で補完された。

(57) HRTM の構造の改訂，特に気管支（BB）および細気管支（bb）領域における粒子輸送モデルの改訂は，これらの線源の線量評価モデルを再考しなければならないこと

を意味した。改訂前の HRTM には，粒子サイズ依存の低速クリアランスコンパートメント，BB_2（気管支）および bb_2（細気管支）が含まれていた。これらの領域から速やかにクリアランスされた物質は，対応するコンパートメント BB_1 と bb_1 で表された。低速コンパートメントに関連する放射能は，気道壁に隣接する繊毛ゾル層内に分布していると仮定され，高速コンパートメントにおける放射能は，ゾルを覆う粘液ゲル全体に分散しているとみなされた（ICRP, 1994a）。サイズに依存する低速クリアランスコンパートメントは，改訂された HRTM（ICRP, 2015）において削除され，両方の領域において単一相のクリアランスが残された。（1）気道壁内の標的細胞に対して粘液中でクリアランスされる放射能の場所，および（2）2 つの粘液層の厚さ平均の値，の両方における不確かさのために，改訂された BB と bb コンパートメントにおける放射能は，ゲル層とゾル層の両方にわたって均一に分布すると解釈される。クリアランスの新しい単一相の吸収割合は，改訂前の高速（ゲル）コンパートメントと低速（ゾル）コンパートメントの吸収割合の加重平均である。ゲル層とゾル層の相対的な厚さの加重は，気管支領域 BB についてはそれぞれ 5/11 と 6/11 であり，細気管領域 bb についてはそれぞれ 2/6 と 4/6 である（ICRP, 1994a）。したがって，細気管支と細気管支表面線源についての修正された電子およびアルファ粒子吸収割合は，次のように求められる。

$$\phi(r_T \leftarrow BB) = \left(\frac{5}{11}\right)\phi(r_T \leftarrow BB_1) + \left(\frac{6}{11}\right)\phi(r_T \leftarrow BB_2) \qquad (5.1)$$

$$\phi(r_T \leftarrow bb) = \left(\frac{2}{6}\right)\phi(r_T \leftarrow bb_1) + \left(\frac{4}{6}\right)\phi(r_T \leftarrow bb_2) \qquad (5.2)$$

ここで，r_T は適切な標的組織を示す。

(58) *Publication 66*（ICRP, 1994a）の電子 SAFs は，男性と女性の標準コンピュータファントムにおける電子輸送計算から得られた，余分なクロスファイア項（吸収割合=0 の場合）または改善された自己線量値（吸収割合=1 の場合）で補足された。標準ファントムにおける多くの臓器について，自己照射について計算された SAFs は，質量にほぼ反比例し，質量スケーリングからのわずかなまたは中程度の偏差のみを伴った。これは，標的細胞がファントム内に正確に位置するが，SAFs を基準質量で補正することによって不十分なボクセル空間分解能を有する HRTM における自己照射の場合に利用することができる。これは，肺胞ー間質および胸郭外リンパ節の線源に適用され，これらの場合について吸収割合=1 であるという最初のデフォルト仮定を置き換えるとともに，エネルギー依存性を示す電子漏出を反映した。

(59) 多くの線源と標的の組合せに対する電子クロスファイア SAFs は広いエネルギー範囲で相反性を示し，クロスファイア SAFs は線源または標的質量に依存せず，質量補正を必要としないことを意味した。その結果，選択された値は，クロスファイア吸収割合がすべてのエネルギーでゼロであると以前に仮定されていた HRTM SAF 行列中の空白を埋めるために直接使用することが可能になった。

(60) アルファ粒子 SAFs は，この方法で補完されていない。*Publication 66*（ICRP, 1994a）から採用された電子およびアルファ粒子吸収割合は，性別に依存しないと仮定されたが，それらから導出された SAFs は，男性または女性の標的質量を適宜用いた。一貫性を確保するため，導出された値は標準ファントム放射線輸送計算に使用されたエネルギーグリッドにマッピングされた。

6 消化管に関する計算方法

(61) *Publication 100*（ICRP, 2006）では，放射性核種沈着の線源領域および放射線感受性幹細胞の標的領域を含む，消化管の形態計測モデルおよび線量評価モデルが定義されている。消化管における電子線源については，*Publication 100* の付属書 F に，幾何学モデルにおけるモンテカルロ放射線輸送シミュレーションに基づく暫定的な SAF 値が示された。アルファ粒子輸送は，*Publication 100* では考慮されておらず，したがっ

て，アルファ粒子放出の SAF 値は，線源領域における完全なエネルギー沈着を前提とした。

(62) 本刊行物では，*Publication 100*（ICRP, 2006）の 7.2 項に記載されている幾何学モデルを用いて，電子とアルファ粒子線源の両方に対して，新しい放射線輸送シミュレーションを行った。1 つの例外は小腸壁のそれであった。*Publication 100* では，単一の管状構造が採用されたが，本刊行物では，壁セグメントクロスファイアを考慮するために管状構造の六角形配列が採用された（**図 6.1** 参照）。すべての放射線輸送シミュレーションは，MCNPX バージョン 2.6（Pelowitz, 2008）を用いて行った。検討された最大粒子エネルギーは，電子で 10 MeV，アルファ粒子で 12 MeV であった。

7 電子，光子，およびアルファ粒子の比吸収割合に関する極限値

(63) 単一エネルギー電子，光子，およびアルファ粒子の SAF データを，モンテカルロ法を用いて，電子と光子では 0.01～10MeV，アルファ粒子では 2.0～12.0MeV の範囲のエネルギーの粒子について計算した。線量計算において得られる SAF 表を使用するには，表中のより低い値未満のエネルギーの粒子に対処することが必要である。例えば，*Publication 107*（ICRP, 2008）の表にまとめられたベータ粒子のエネルギースペクトルは，0.01 MeV 未満のエネルギー放出を含む。Re-187 の全ベータ粒子のエネルギースペクトルは，0.01 MeV 未満である。トリチウム（H-3）のベータ粒子放出の 67 パーセントは 0.01 MeV 未満であり，スペクトルの平均エネルギーは 5.68 keV であり，エンドポイントエネルギーは 18.59 keV である。多くの放射性核種が壊変すると，オージェ電子，内部転換電子，0.01 MeV 以下のエネルギーの光子が放出される。モンテカルロ計算に基づく SAF をより低いエネルギー放出に外挿するのではなく，ゼロエネルギーでの極限 SAF が定義され，これにより内挿手順の使用が可能になった。

7.1 固体の線源－標的領域の比吸収割合に関する極限値

(64) 固体の標的領域（臓器）については，自己線量の場合は極限 SAF はゼロではなく，2 つの領域が別である場合にはゼロである。標的領域と線源領域をそれぞれ r_T と r_S とみなすと，極限 SAF は次のようになる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(r_T \leftarrow r_S; E) = \begin{cases} \dfrac{1}{M_{r_T}}, & \text{if } r_S = r_T \\ 0, & \text{if } r_S \neq r_T \end{cases} \qquad (7.1)$$

この手順は，ソフトウェアにおいて一般的に使用されているが，これまで SAF 表には含まれていなかった。この手順は，HRTM と HATM の線源－標的領域に拡張される。

7.2 HRTM 線源－標的領域の比吸収割合に関する極限値

(65) HRTM 気道の基底細胞と分泌細胞は，線量評価上着目する標的領域である。気道の潜在的な線源領域は，気道の内腔表面上，結合および隔離された領域内，および気道壁全体に均一に分布する放射能を含む。線源領域に標的領域組織が存在しないため，これらの標的領域，および線源領域としての気道の内腔表面または隔離された領域のいずれかに対する極限 SAF はゼロである。ET_2 気道壁内で均一に放出される放射線の場合，気道の基底細胞の標的領域に対する極限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(\mathrm{ET2-bas} \leftarrow \mathrm{ET2-wall}; E) = \frac{1}{M_{\mathrm{ET2-wall}}} \qquad (7.2)$$

また，肺組織線源と気管支および細気管支気道内の基底および分泌標的領域は次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(X-\mathrm{bas} \leftarrow \mathrm{Lung-Tis}; E) = \frac{1}{M_{\mathrm{Lung-Tis}}} \qquad (7.3.a)$$

$$\lim_{E\to 0} SAF(X-\mathrm{sec} \leftarrow \mathrm{Lung-Tis}; E) = \frac{1}{M_{\mathrm{Lung-Tis}}} \qquad (7.3.b)$$

ここで，X は，**表 A.1** と**表 A.2** にそれぞれの質量値とともに定義された頭字語 Bronch と Bchiol を表す。

(66) ET_2 気道の基底細胞は，気道の結合した線源領域内にある。したがって，この線源－標的対に対する極限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(\mathrm{ET2-bas} \leftarrow \mathrm{ET2-bnd};\, E) = \frac{1}{M_{\mathrm{ET2-bnd}}} \qquad (7.4)$$

気管支と細気管支気道の基底細胞と分泌細胞も，これらの気道の結合線源領域内に存在する。したがって，これらの標的領域および結合した線源領域の極限 SAFs は次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(X-\mathrm{bas} \leftarrow X-\mathrm{b};\, E) = \frac{1}{M_{X-\mathrm{b}}} \qquad (7.5.a)$$

$$\lim_{E\to 0} SAF(X-\mathrm{sec} \leftarrow X-\mathrm{b};\, E) = \frac{1}{M_{X-\mathrm{b}}} \qquad (7.5.b)$$

ここで，X は，**表 A.1** と**表 A.2** にそれぞれの質量値とともに定義された頭字語 Bronch と Bchiol を表す。

7.3 HATM 線源－標的領域の比吸収割合に関する極限値

(67) HATM の標的領域は，消化管の各セグメントの壁の中で特定される。食道に加えて，セグメントには胃，小腸，右結腸，左結腸，直腸 S 状結腸が含まれ，それぞれ St, SI，RC，LC，RS で表される（追加情報は**表 A.1** または**表 A.2** を参照）。セグメントの線源領域には，内容物，粘膜領域，絨毛（小腸セグメントのみ），壁などがある。各セグメントに，線源領域が管腔内容物（すべての消化管セグメント）または絨毛（小腸のみ）のいずれかである場合，ゼロの極限 SAF が割り当てられる。線源領域が壁と粘膜の場合，極限値はゼロ以外になる。非ゼロ極限 SAFs は，次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(X-stem \leftarrow X-wall;\, E) = \frac{1}{M_{X-wall}} \qquad (7.6a)$$

$$\lim_{E\to 0} SAF(Oesophagus \leftarrow Oesophag-w;\, E) = \frac{1}{M_{Oesophag-w}} \qquad (7.6b)$$

ここで，X は食道以外のセグメントを表す。セグメント壁の質量を表 7.1 に示す。食道以外のセグメントの粘膜層内の線源については，極限 SAFs は次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(X-stem \leftarrow X-mucosa;\, E) = \frac{1}{M_{X-\mathrm{mucosa}}} \qquad (7.7)$$

ここで，X は，St，SI，RC，LC，および RS を表す。これらのセグメントの粘膜層の質量を**表 A.3** に示す。

7.4 標的領域を照射する血液線源領域の比吸収割合に関する極限値

(68) 血液中線源のモンテカルロ計算は，標的領域内を含む体内の血液分布を考察したものである。血液線源による標的領域 r_T の極限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E\to 0} SAF(r_T \leftarrow Blood;\, E) = \frac{f_{r_T}}{M_{r_T}} \qquad (7.8)$$

ここで，f_{rT} は，*Publication 89*（ICRP, 2002）に記載されているように，標的 r_T における身体の血液の質量分率である（本刊行物の**表 A.1** と**表 A.2** を参照）。

7.5 極限比吸収割合に基づく低エネルギー比吸収割合の値

(69) SAF ファイルの線源－標的対の記録には，ゼロエネルギーでの極限 SAF と 2 つの追加の低エネルギー（すなわち，電子と光子の場合には 0.001 MeV および 0.005 MeV）に対する SAF が含まれる。アルファ粒子の場合，追加の低エネルギーは 1 および 1.5 MeV である。モンテカルロ計算の最低エネルギーに対する SAF がゼロでない場

合，2 つの追加のエネルギーに対する SAF は，極限 SAF の両対数補間とモンテカルロ計算の最低エネルギーにおける SAF によって導出した。

(70)　両対数補間のために，線源－標的対の極限 SAF がゼロでない場合，10^{-6} MeV のエネルギー値が仮定される。同様に，極限 SAF はゼロであるが，モンテカルロ計算に基づく SAF が最低エネルギーでゼロでない場合，両対数補間は 10^{-6} MeV で 10^{-12}kg^{-1} の極限 SAF が仮定された。

付属書 A　標準成人男性と標準成人女性の臓器と組織の質量

付属書 B　電子ファイルの説明

(72)　成人男性と成人女性のアルファ粒子，電子，光子，中性子 SAF ファイルは，www.icrp.org からダウンロードできる。ファイルは共通の構造をしており，直接アクセスファイルとして使用できるようなフォーマットになっている。インデックスファイルと呼ばれる 2 つの追加ファイルは，**表 A.1－A.3** で定義されている頭字語を使用して，標的領域と線源領域を順序立てたリストを提供する。インデックスファイルは SAF ファイル内の関心のある線源－標的対の記録を確認することができる。この簡単な付録では，ファイルとその構造を要約する。

B.1　アルファ粒子，電子，光子の比吸収割合ファイル

(73)　SAF ファイルは次のとおりである。

rcp-af_alpha_2016-08-12.SAF
rcp-af_electron_2016-08-12.SAF
rcp-af_photon_2016-08-12.SAF
rcp-am_alpha_2016-08-12.SAF
rcp-am_electron_2016-08-12.SAF
rcp-am_photon_2016-08-12.SAF

ここで，AF と AM は，それぞれ，標準成人女性と標準成人男性を示す。各ファイルには 5 つのヘッダー記録があり，6 番目の記録が線源－標的対の最初の SAF 記録である。ファイルは，79 の線源領域における放射によって照射される 43 の標的領域に対応し，記録の総数は，43×79+5 件または 3402 件である。ファイル内のすべての記録の長さは同じである。電子と光子の記録の長さは 315 であり，アルファ粒子 SAF 記録の長さは 270 である。付随するキャリッジリターンとラインフィード（CrLf）は，これらの値に含まれない。SAF 記録のデータフィールドは次のとおりである。

電子と光子 SAF ファイルで示されるエネルギーn の数は 28 であり，アルファ粒子 SAF ファイルは 24 のエネルギーを示す。上述のように，アルファ粒子 SAF ファイルでは，Ecut パラメータの長さは 5（F5.0）である。

(74)　各ファイルの 4 つ目の記録は，SAF 値に対応する放射線のエネルギーのリストである。この記録は，上記の構造を想定して読むことができる。エネルギー値の単位は MeV である。

(75)　Icut フィールドには，線源－標的対に対する非ゼロ SAF（T←S）を持つ最低エネルギー値のインデックスが含まれる。すべての SAFs がゼロである場合，Icut は 0 に設定されている。Icut が j である場合，記録は，E(j)から E(n)までの範囲のエネルギーの非ゼロ SAF 値を含み，ここで，n は，電子／光子 SAF ファイルでは 28，アルファ粒子 SAF ファイルでは 24，すなわち，線源－標的対記録の非ゼロ SAF 値の数は $n-j+1$ である。

B.2　中性子 SAF ファイル

(76)　中性子 SAF ファイルは次のとおりである:

rcp-af_neutron_2016-08-12.SAF
rcp-am_neutron_2016-08-12.SAF

ここで，AF と AM は，それぞれ標準成人女性と標準成人男性を示す。中性子 SAF ファイルは，自発核分裂が壊変モードである *Publication 107*（ICRP, 2008）における核種に関し，43 の標的領域および 79 の線源領域の核分裂中性子スペクトルの平均エネルギーに対して正規化されたスペクトル平均 SAF を表にしている。28 種の放射性核種は，U-238，Pu-236，Pu-238，Pu-240，Pu-242，Pu-244，Cm-240，Cm-242，Cm-244，Cm-245，Cm-246，Cm-248，Cm-250，Cf-246，Cf-248，Cf-249，Cf-250，Cf-252，Cf-254，Es-253，Es-254，Es-254m，Es-255，Fm-252，Fm-254，Fm-255，Fm-255，Fm-256，Fm-257 である。

(77) これらのファイルの 4 つ目の記録は，*Publication 103*（ICRP, 2007）に定義されている，放射性核種ごとのスペクトル平均中性子放射線加重係数 w_R を表にしている。SAF 記録の長さは 302 であり，データ形式は，次のとおりである。

B.3 アルファ反跳と核分裂片 SAF

(78) アルファ遷移の利用可能な運動エネルギーは，アルファ粒子と反跳核との間で共有される。同様に，自発核分裂における運動エネルギーは分裂片の間で共有されている。これらの放射線の収率および運動エネルギーは，*Publication 107*（ICRP, 2008）の壊変データ表に含まれる。アルファ反跳核の飛程および核分裂片の飛程は限定され，標的組織における吸収線量へのそれらの寄与は，2.0 MeV アルファ粒子の SAF を使用して評価される。

B.4 標的および線源のインデックスファイル

(79) torgans_2016-08-12.NDX および sregions_2016-08-12.NDX ファイルには，SAF ファイル内で示された順に，それぞれ標的組織と線源領域がリスト化されている。SAF ファイルは，79 の線源領域によって照射されている 43 の標的組織に対応している。i 番目の標的領域と j 番目の線源領域の SAF ファイルの記録は次のとおりである。

$$irec = 43(j-1) + i + 5$$

ここで，43 は，これらのファイルで対応している標的組織の総数である。たとえば，脳は torgans_2016-08-12.NDX ファイルの 18 番目の標的領域である。胃の内容物は，sregions_2016-08-12.NDX ファイルの 10 番目の線源領域であるため，SAF（Brain←St-cont）の記録番号は 43×9+23 または 410 番目の記録である。sregions_2016-08-12.NDX ファイルの記録は，線源領域の実質量（**表 A.3** 参照）と，他の組織の線源領域の一部であり得る領域を識別するためのフィールド（1 はイエス，0 はノー）とを含む。torgans_2016-08-12.NDX ファイルには，さまざまな標的領域の質量が含まれている（**表 A.1** と**表 A.2** を参照）。ただし，これらの値は情報提供のみを目的としている。

(80) SAF ファイルに付随する readme.txt ファイルは更新情報について参照されるものである。配布されたファイルの名前には，ファイルの最初の記録にも含まれているファイルバージョンの日付が含まれる。

表 2.1　国際放射線防護委員会の放射線加重係数

放射線タイプ	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
アルファ粒子，核分裂片，重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数 *Publication 103**の式（4.3）を参照。

**Publication 103*（ICRP, 2007）。

表 2.2　国際放射線防護委員会の組織加重係数

組織	w_T	$\Sigma\, w_T$
活性骨髄，乳房，結腸，肺，胃，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
骨内膜，脳，唾液腺，皮膚	0.01	0.04

*残りの組織：副腎，呼吸気道の胸郭外領域，胆嚢，心臓，腎臓，リンパ節，筋肉，口腔粘膜，膵臓，前立腺（男性），小腸，脾臓，胸腺，子宮／子宮頸部（女性）。

表 2.3　標的領域の分割加重，$f(r_T, T)$

組織，T	r_T	頭字語	$f(r_T, T)$
胸郭外領域	ET_1 基底細胞	ET1-bas	0.001
	ET_2 基底細胞	ET2-bas	0.999
肺	気管支基底細胞	Bronch-bas	1/6
	気管支分泌細胞	Bronch-sec	1/6
	細気管支分泌細胞	Bchiol-sec	1/3
	肺胞-間質領域	AI	1/3
結腸	右結腸	RC-stem	0.4
	左結腸	LC-stem	0.4
	直腸 S 状結腸	RS-stem	0.2
リンパ節	胸郭外リンパ節	LN-ET	0.08
	胸部リンパ節	LN-Th	0.08
	全身リンパ節	LN-Sys	0.84

図 3.1　成人男性（左）と成人女性（右）のコンピュータファントムの画像
さまざまな表面の色によって，乳房，骨，結腸，眼，肺，肝臓，膵臓，小腸，胃，歯，甲状腺，膀胱などの器官を識別できる。筋肉および脂肪組織は半透明である。図解化のためボクセル化された表面が平滑化されている。

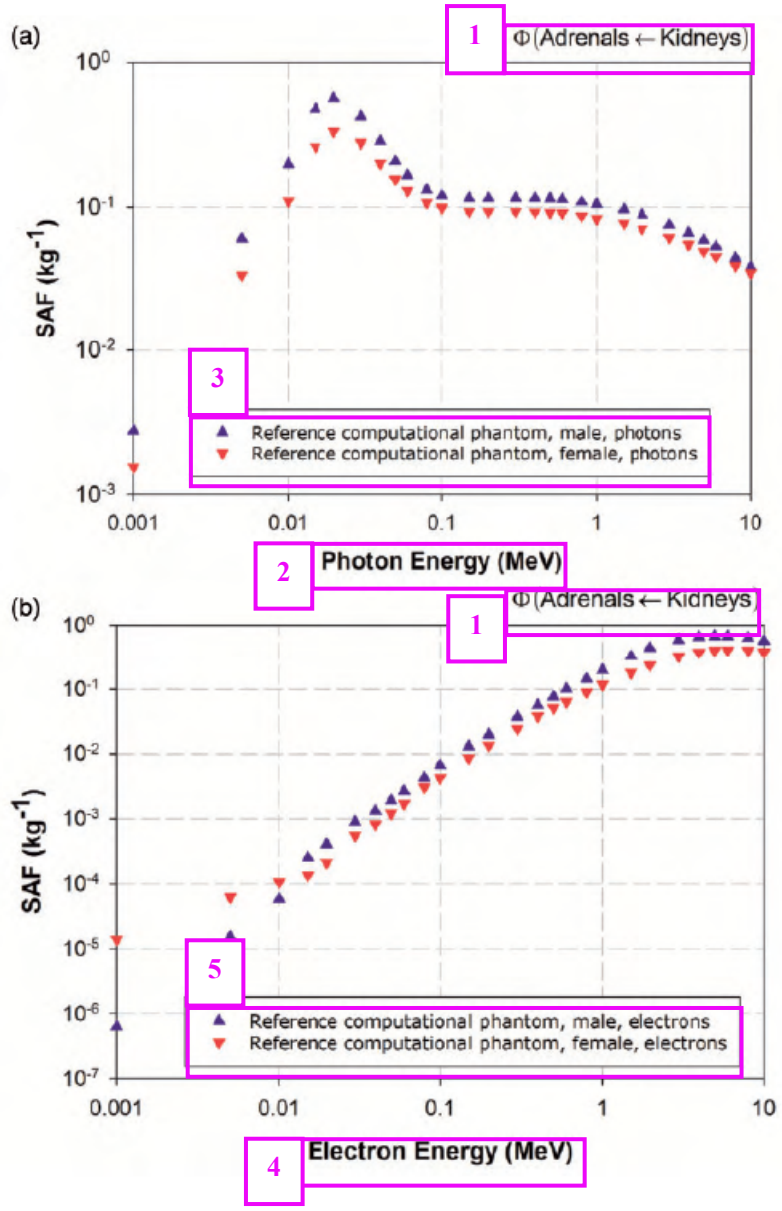


図 3.2　腎臓に均一に分布した単一エネルギー光子（a）および電子（b）線源に対応する，標準成人男性および標準成人女性の副腎の比吸収割合（SAF）

1. Φ（副腎臓←腎臓）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 標準コンピュータファントム，男性，光子
   標準コンピュータファントム，女性，光子
4. 電子エネルギー（MeV）
5. 標準コンピュータファントム，男性，電子
   標準コンピュータファントム，女性，電子

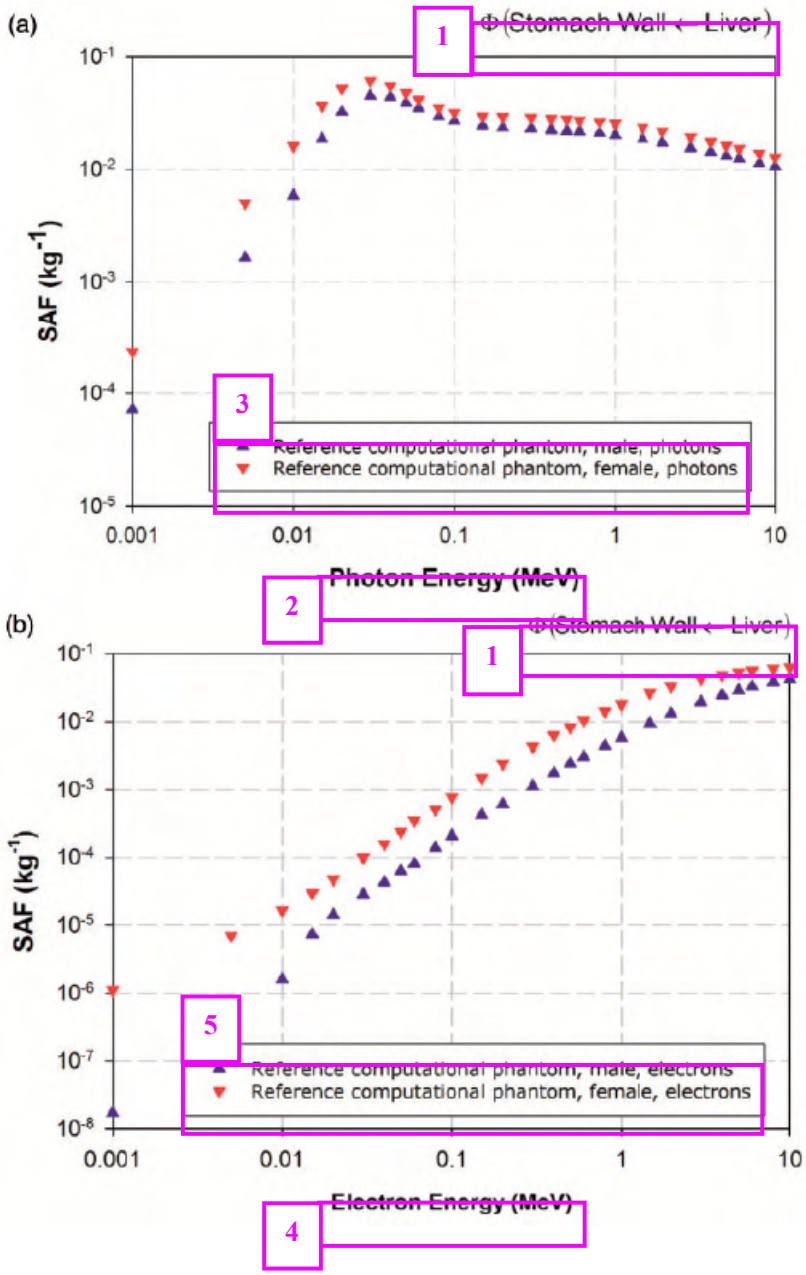


図 3.3　肝臓に均一に分布した単一エネルギー光子（a）および電子（b）線源に対応する，標準成人男性および標準成人女性の胃壁の比吸収割合（SAF）。

1. Φ（胃壁←肝臓）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 標準コンピュータファントム，男性，光子
   標準コンピュータファントム，女性，光子
4. 電子エネルギー（MeV）
5. 標準コンピュータファントム，男性，電子
   標準コンピュータファントム，女性，電子

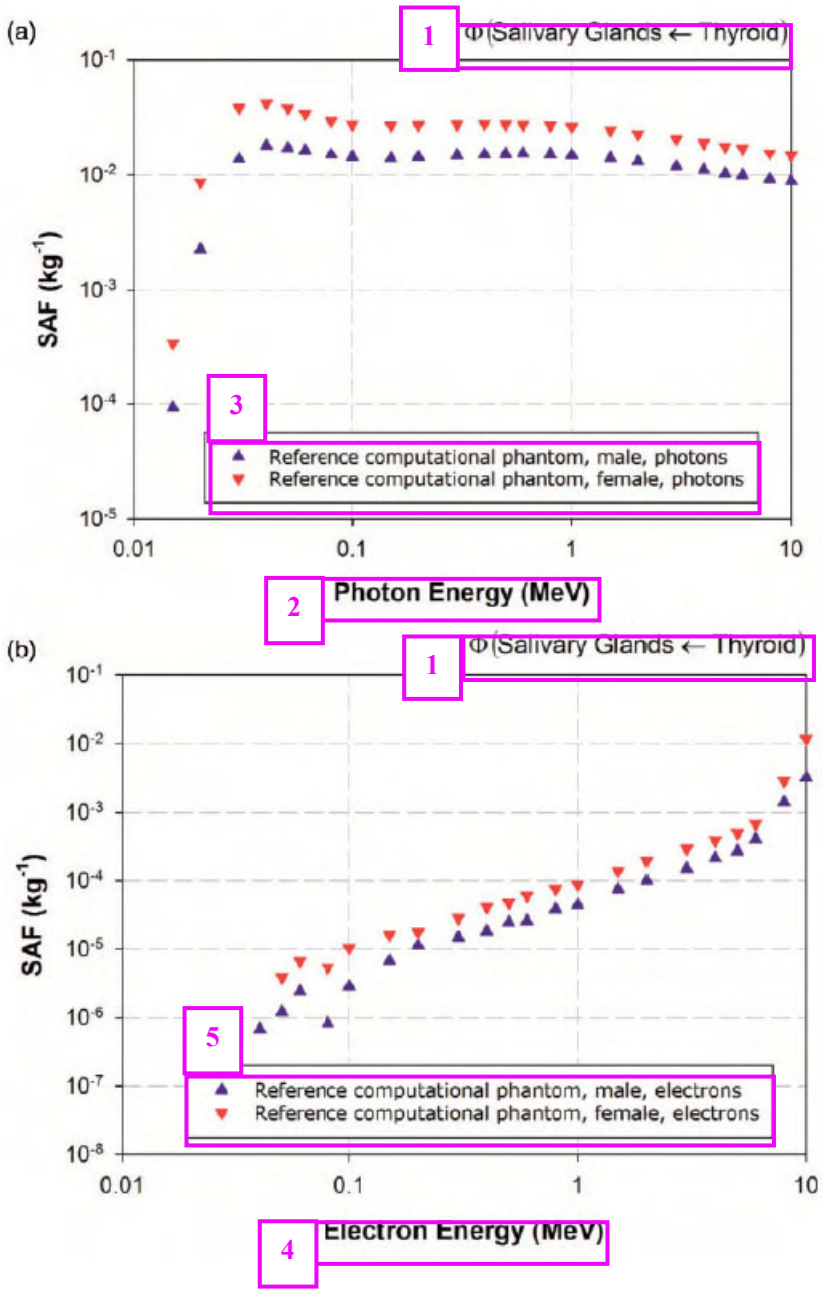


図 3.4　甲状腺に均一に分布した単一エネルギー光子（a）および電子（b）線源に対応する，標準成人男性および標準成人女性の唾液腺の比吸収割合（SAF）

1. Φ（唾液腺←甲状腺）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 標準コンピュータファントム，男性，光子
   標準コンピュータファントム，女性，光子
4. 電子エネルギー（MeV）
5. 標準コンピュータファントム，男性，電子
   標準コンピュータファントム，女性，電子

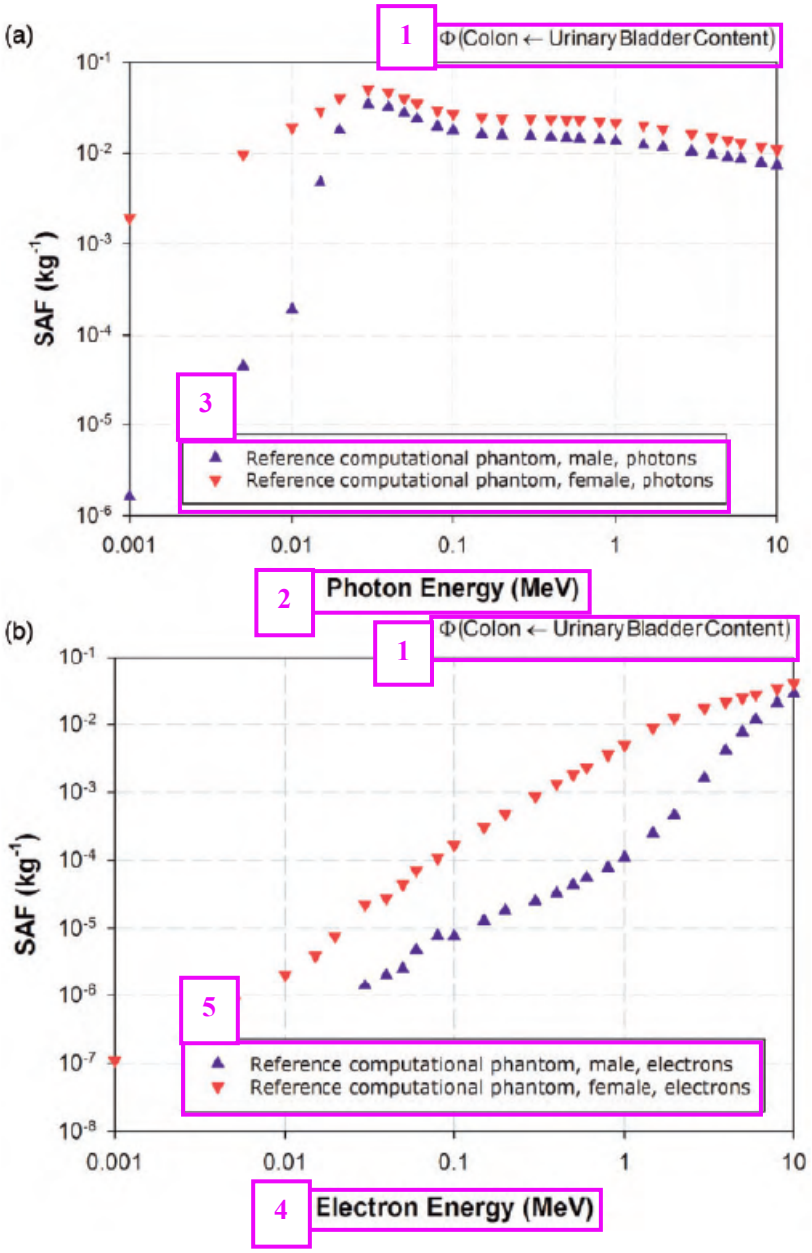


図 3.5　膀胱内容物中に均一に分布した単一エネルギー光子（a）および電子（b）線源に対応する，標準成人男性および標準成人女性の結腸壁の比吸収割合（SAF）

1. Φ（結腸←膀胱内容物）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 標準コンピュータファントム，男性，光子
   標準コンピュータファントム，女性，光子
4. 電子エネルギー（MeV）
5. 標準コンピュータファントム，男性，電子
   標準コンピュータファントム，女性，電子

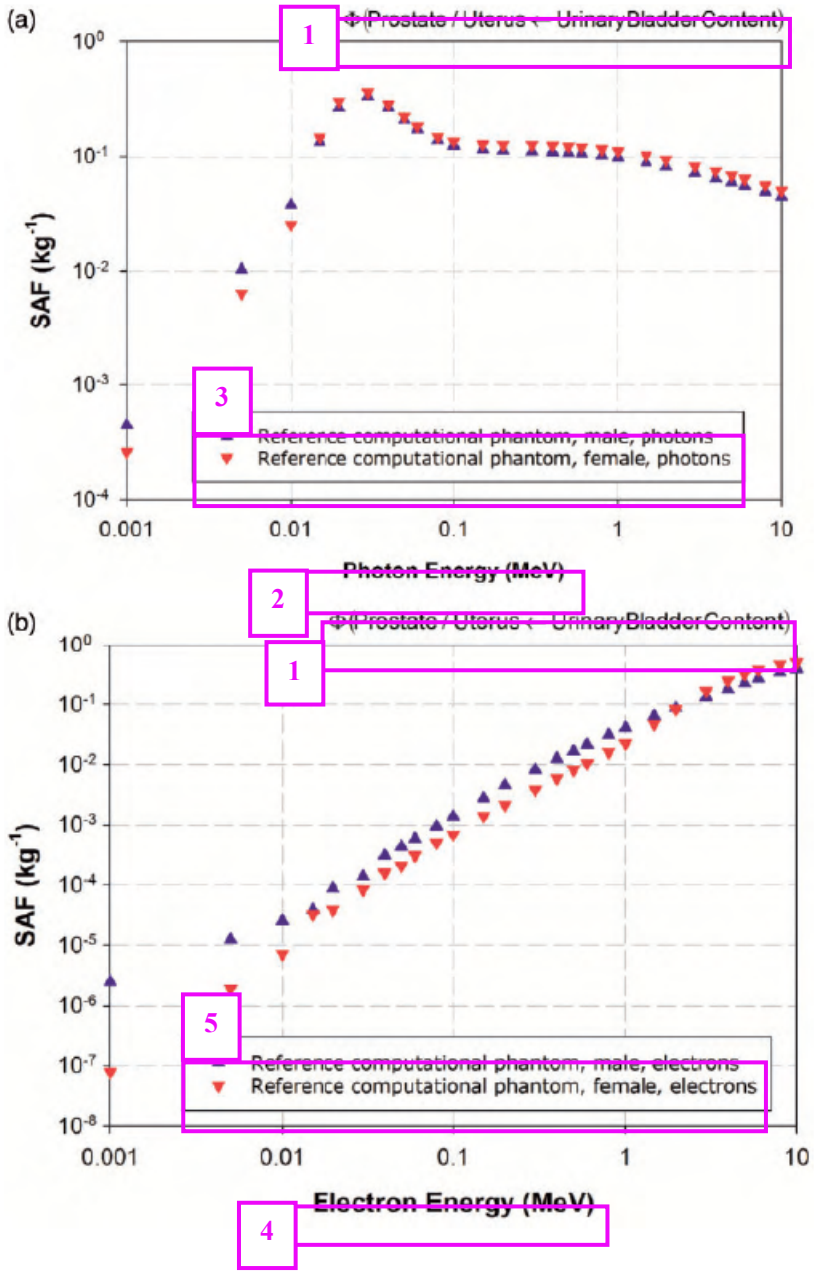


図 3.6　膀胱内容物中に均一に分布した単一エネルギー光子（a）および電子（b）線源に対応する，標準成人男性の前立腺および標準成人女性の子宮の比吸収割合（SAF）

1. Φ（前立腺／子宮←膀胱内容物）
2. 光子エネルギー（MeV）
3. 標準コンピュータファントム，男性，光子
   標準コンピュータファントム，女性，光子
4. 電子エネルギー（MeV）
5. 標準コンピュータファントム，男性，電子
   標準コンピュータファントム，女性，電子

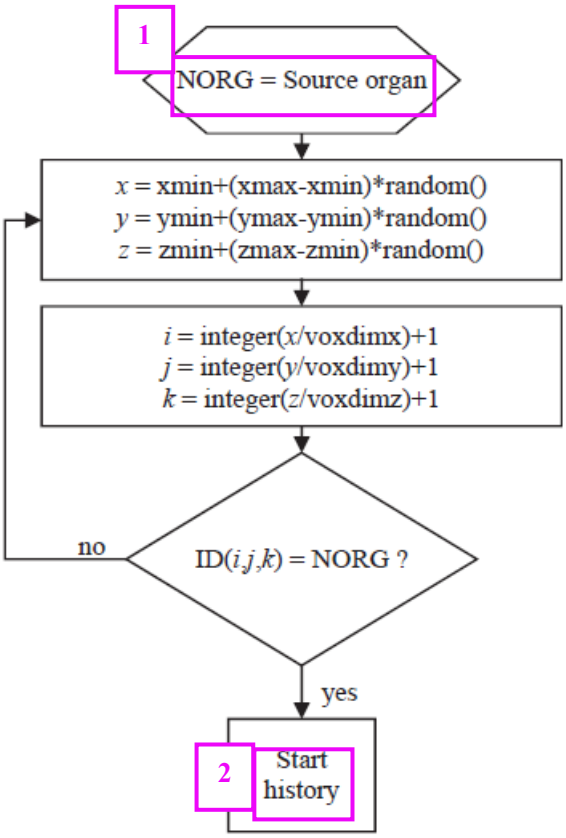


図 3.7　サンプリングアルゴリズム A の概略図

1. NORG = 線源臓器
2. ヒストリーの開始

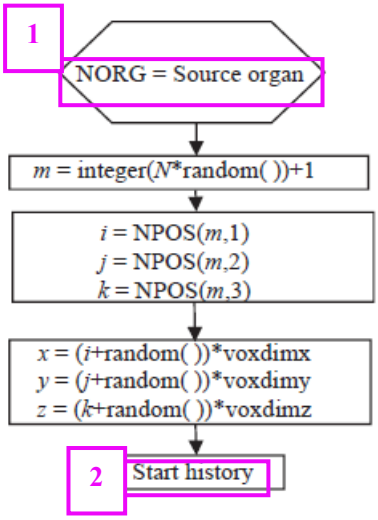


図 3.8　サンプリングアルゴリズム B の概略図

1. NORG = 線源臓器
2. ヒストリーの開始

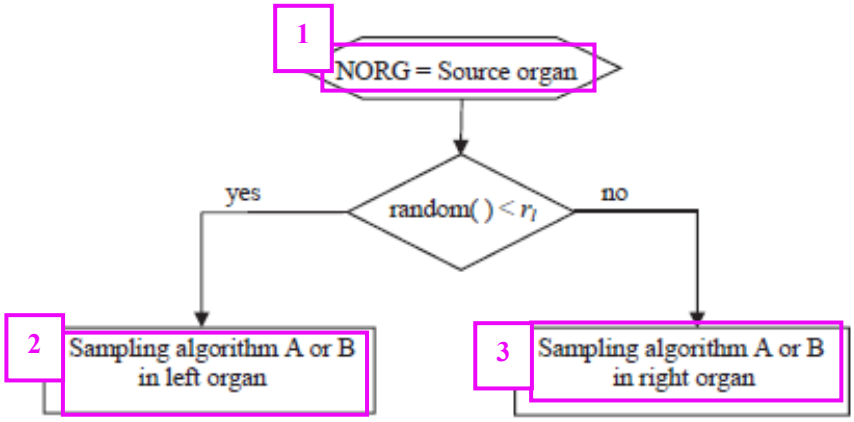


図 3.9　サンプリングアルゴリズム C の概略図

1. NORG = 線源臓器
2. 左臓器におけるサンプリングアルゴリズム A または B
3. 右臓器におけるサンプリングアルゴリズム A または B

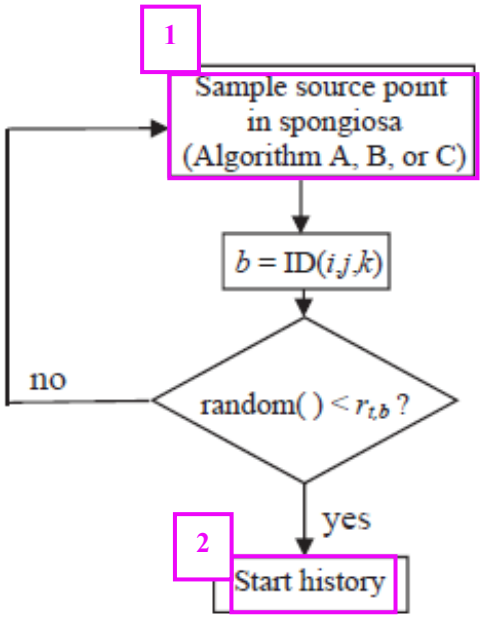


図 3.10　サンプリングアルゴリズム D の概略図

1. 海綿質における線源点のサンプリング（アルゴリズム A，B，または C）
2. ヒストリーの開始

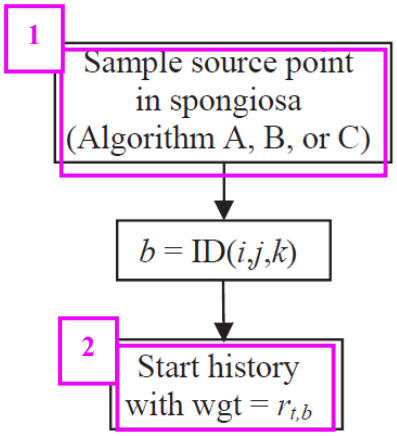


図 3.11　サンプリングアルゴリズム E の概略図

1. 海綿質の線源点のサンプリング（アルゴリズム A，B，または C）
2. wgt = $r_{t,b}$におけるヒストリーの開始

表 3.1.　標準コンピュータファントムの海綿質領域における骨の構成成分［骨梁骨，赤色骨髄（RBM），黄色骨髄（YBM）］の質量比

	男性			女性		
海綿質領域	骨梁骨	RBM	YBM	骨梁骨	RBM	YBM
上腕骨，上半分	0.303	0.146	0.234	0.307	0.185	0.350
上腕骨，下半分	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
尺骨，橈骨（下腕骨）	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
手の骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
鎖骨	0.236	0.176	0.341	0.316	0.178	0.344
頭蓋骨	0.242	0.197	0.306	0.385	0.164	0.255
大腿骨，上半分	0.202	0.166	0.419	0.094	0.268	0.589
大腿骨，下半分	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
脛骨，腓骨，膝蓋骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
足の骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
下顎（顔面骨格）	0.330	0.127	0.197	0.311	0.208	0.322
骨盤（股関節骨）	0.189	0.301	0.311	0.186	0.354	0.365
肋骨	0.239	0.363	0.148	0.141	0.559	0.228
肩甲骨	0.276	0.170	0.265	0.222	0.260	0.404
頚椎	0.062	0.620	0.253	0.213	0.482	0.197
胸椎	0.101	0.563	0.229	0.127	0.574	0.234
腰椎	0.161	0.476	0.194	0.267	0.424	0.173
仙骨	0.029	0.668	0.272	0.071	0.634	0.259
胸骨	0.046	0.644	0.263	0.114	0.588	0.240

表 3.2.　海綿質領域における骨の構成成分［骨梁骨，赤色骨髄（RBM），黄色骨髄（YBM）］の正規化した質量比。表 3.1 のデータと比較すると，各列の数字は，それぞれの列の最大値で除算されている。

	男性			女性		
海綿質領域	骨梁骨	RBM	YBM	骨梁骨	RBM	YBM
上腕骨，上半分	0.916	0.218	0.391	0.799	0.292	0.538
上腕骨，下半分	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
尺骨，橈骨（下腕骨）	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
手の骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
鎖骨	0.713	0.264	0.568	0.822	0.281	0.528
頭蓋骨	0.734	0.295	0.510	1.000	0.258	0.391
大腿骨，上半分	0.613	0.249	0.699	0.246	0.422	0.904
大腿骨，下半分	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
脛骨，腓骨，膝蓋骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
足の骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
下顎（顔面骨格）	1.000	0.190	0.328	0.808	0.327	0.495
骨盤（股関節骨）	0.574	0.451	0.518	0.484	0.558	0.560
肋骨	0.723	0.544	0.247	0.366	0.882	0.350
肩甲骨	0.835	0.255	0.441	0.578	0.410	0.620
頚椎	0.187	0.929	0.422	0.553	0.760	0.302
胸椎	0.307	0.843	0.383	0.331	0.904	0.359
腰椎	0.487	0.714	0.324	0.694	0.668	0.265
仙骨	0.089	1.000	0.454	0.184	1.000	0.397
胸骨	0.138	0.965	0.438	0.295	0.928	0.368

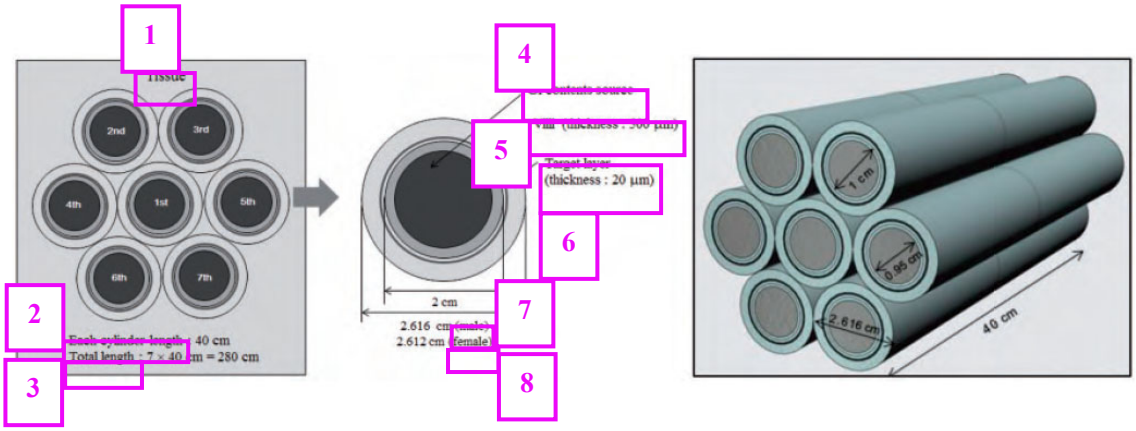


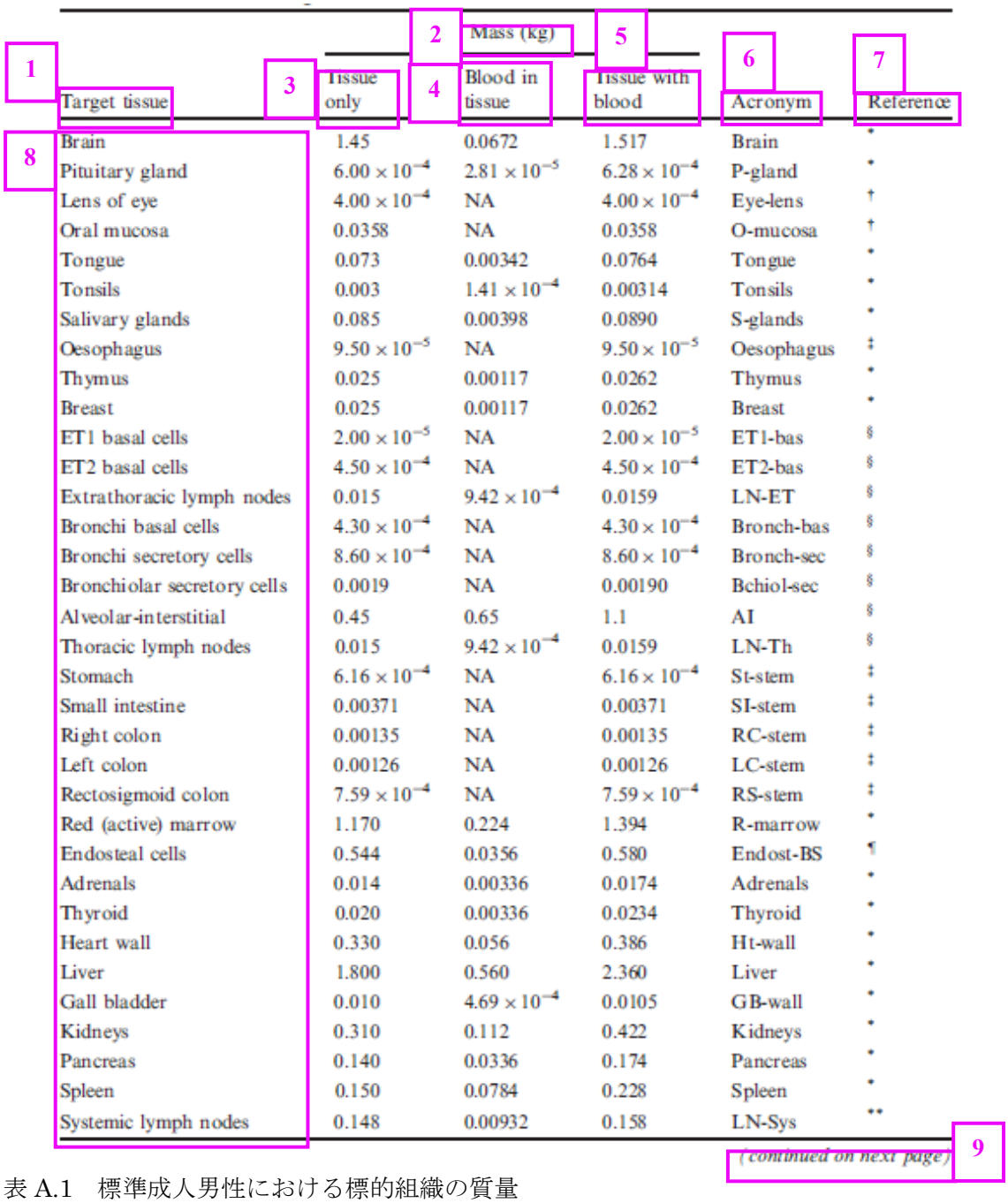
図 6.1　電子クロスファイアを可能にするために使用される折り畳まれた小腸モデルの概略図。GI は消化器を指す。

1. 組織
2. 各シリンダの長さ
3. 全長
4. 消化管内容物線源
5. 絨毛（厚さ：500 µm）
6. ターゲット層（厚さ：20 µm）
7. 男性
8. 女性

表 7.1　ヒト消化管モデルのセグメント壁の質量*

	質量（kg）	
セグメント	男性	女性
食道	0.0518	0.0432
胃	0.1942	0.1728
小腸	0.8628	0.7558
右結腸	0.2000	0.1813
左結腸	0.2000	0.1813
直腸 S 状結腸	0.0933	0.0875

*血液を含む質量値



Target tissue	Mass (kg)			Acronym	Reference
	Tissue only	Blood in tissue	Tissue with blood		
Brain	1.45	0.0672	1.517	Brain	*
Pituitary gland	6.00×10^{-4}	2.81×10^{-5}	6.28×10^{-4}	P-gland	*
Lens of eye	4.00×10^{-4}	NA	4.00×10^{-4}	Eye-lens	†
Oral mucosa	0.0358	NA	0.0358	O-mucosa	†
Tongue	0.073	0.00342	0.0764	Tongue	*
Tonsils	0.003	1.41×10^{-4}	0.00314	Tonsils	*
Salivary glands	0.085	0.00398	0.0890	S-glands	*
Oesophagus	9.50×10^{-5}	NA	9.50×10^{-5}	Oesophagus	‡
Thymus	0.025	0.00117	0.0262	Thymus	*
Breast	0.025	0.00117	0.0262	Breast	*
ET1 basal cells	2.00×10^{-5}	NA	2.00×10^{-5}	ET1-bas	§
ET2 basal cells	4.50×10^{-4}	NA	4.50×10^{-4}	ET2-bas	§
Extrathoracic lymph nodes	0.015	9.42×10^{-4}	0.0159	LN-ET	§
Bronchi basal cells	4.30×10^{-4}	NA	4.30×10^{-4}	Bronch-bas	§
Bronchi secretory cells	8.60×10^{-4}	NA	8.60×10^{-4}	Bronch-sec	§
Bronchiolar secretory cells	0.0019	NA	0.00190	Bchiol-sec	§
Alveolar-interstitial	0.45	0.65	1.1	AI	§
Thoracic lymph nodes	0.015	9.42×10^{-4}	0.0159	LN-Th	§
Stomach	6.16×10^{-4}	NA	6.16×10^{-4}	St-stem	‡
Small intestine	0.00371	NA	0.00371	SI-stem	‡
Right colon	0.00135	NA	0.00135	RC-stem	‡
Left colon	0.00126	NA	0.00126	LC-stem	‡
Rectosigmoid colon	7.59×10^{-4}	NA	7.59×10^{-4}	RS-stem	‡
Red (active) marrow	1.170	0.224	1.394	R-marrow	*
Endosteal cells	0.544	0.0356	0.580	Endost-BS	¶
Adrenals	0.014	0.00336	0.0174	Adrenals	*
Thyroid	0.020	0.00336	0.0234	Thyroid	*
Heart wall	0.330	0.056	0.386	Ht-wall	*
Liver	1.800	0.560	2.360	Liver	*
Gall bladder	0.010	4.69×10^{-4}	0.0105	GB-wall	*
Kidneys	0.310	0.112	0.422	Kidneys	*
Pancreas	0.140	0.0336	0.174	Pancreas	*
Spleen	0.150	0.0784	0.228	Spleen	*
Systemic lymph nodes	0.148	0.00932	0.158	LN-Sys	**

(continued on next page)

表 A.1　標準成人男性における標的組織の質量

1. 標的組織
2. 質量（kg）
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 頭字語
7. 参照
8. 脳
   下垂体

眼の水晶体
口腔粘膜
舌
扁桃腺
唾液腺
食道
胸腺
乳房
ET1 基底細胞
ET2 基底細胞
胸郭外リンパ節
気管支基底細胞
気管支分泌細胞
細気管支分泌細胞
肺胞間質性
胸部リンパ節
胃
小腸
右結腸
左結腸
直腸 S 状結腸
赤色（活性）骨髄
骨内膜細胞
副腎
甲状腺
心臓壁
肝臓
胆嚢
腎臓
膵臓
脾臓
全身のリンパ節

9. 次のページに続く

1 Target tissue	3 Mass (kg) Tissue only	2 Mass (kg) Blood in tissue	5 Mass (kg) Tissue with blood	6 Acronym	7 Reference
8 Ureters	0.016	7.50×10^{-4}	0.0167	Ureters	*
Prostate	0.017	7.97×10^{-4}	0.0178	Prostate	*
Urinary bladder	0.050	0.00112	0.0511	UB-wall	*
Testes	0.035	0.00224	0.0372	Testes	*
Muscle	29	0.784	29.784	Muscle	*
Adipose tissue	17.23	0.280	17.51	Adipose	††
Skin	3.3	0.168	3.468	Skin	*

表 A.1.（続き）

1. 標的組織
2. 質量（kg）
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 頭字語
7. 参照
8. 尿管

前立腺
膀胱
精巣
筋肉
脂肪組織
皮膚

*_Publication 89_（ICRP, 2002）の表 2.8，_Publication 89_の表 2.14 による血液含有量を加えたものに基づく。

†_Publication 89_，p.219 と _Publication 23_，p.224（ICRP，1975）に基づく。

‡ 1.03 g・cm^{-3} の組織密度を仮定した，_Publication 100_（ICRP, 2006）のジオメトリモデルに基づく。

§_Publication 89_の表 5.3 に基づく。

¶ _Publication 116_（ICRP, 2010）の表 3.2 に基づく。

**すべてのリンパ節の質量を男性と女性でそれぞれ 178 g と 143 g とした。

††_Publication 89_の表 2.8 に基づき，現行の作業の一部として修正した。

Target tissue	Mass (kg)			Acronym	Reference
	Tissue only	Blood in tissue	Tissue with blood		
Brain	1.30	0.0492	1.35	Brain	*
Pituitary gland	6.00×10^{-4}	1.85×10^{-5}	6.18×10^{-4}	P-gland	*
Lens of eye	4.00×10^{-4}	NA	4.00×10^{-4}	Eye-lens	†
Oral mucosa	0.0225	NA	0.0225	O-mucosa	†
Tongue	0.060	0.00185	0.0618	Tongue	*
Tonsils	0.003	9.23×10^{-5}	0.00309	Tonsils	*
Salivary glands	0.070	0.00215	0.0722	S-glands	*
Oesophagus	8.80×10^{-5}	NA	8.80×10^{-5}	Oesophagus	‡
Thymus	0.020	6.15×10^{-4}	0.0206	Thymus	*
Breast	0.500	0.0154	0.515	Breast	*
ET1 basal cells	1.70×10^{-5}	NA	1.70×10^{-5}	ET1-bas	§
ET2 basal cells	3.90×10^{-4}	NA	3.90×10^{-4}	ET2-bas	§
Extrathoracic lymph nodes	0.012	6.90×10^{-4}	0.0127	LN-ET	§
Bronchi basal cells	3.90×10^{-4}	NA	3.90×10^{-4}	Bronch-bas	§
Bronchi secretary cells	7.80×10^{-4}	NA	7.80×10^{-4}	Bronch-sec	§
Bronchiolar secretary cells	0.0019	NA	0.0019	Bchiol-sec	§
Alveolar-interstitial	0.40	0.50	0.90	AI	§
Thoracic lymph nodes	0.012	6.90×10^{-4}	0.0127	LN-Th	§
Stomach	6.16×10^{-4}	NA	6.16×10^{-4}	St-stem	‡
Small intestine	0.003446	NA	0.00345	SI-stem	‡
Right colon	0.001188	NA	0.00119	RC-stem	‡
Left colon	0.001157	NA	0.00116	LC-stem	‡
Rectosigmoid colon	6.99×10^{-4}	NA	6.99×10^{-4}	RS-stem	‡
Red (active) marrow	0.900	0.164	1.064	R-marrow	*
Endosteal cells	0.407	0.0253	0.433	Endost-BS	¶
Adrenals	0.013	0.00246	0.0155	Adrenals	*
Thyroid	0.017	0.00246	0.0195	Thyroid	*
Heart wall	0.250	0.041	0.291	Ht-wall	*
Liver	1.400	0.41	1.810	Liver	*
Gall bladder	0.008	2.46×10^{-4}	0.0082	GB-wall	*
Kidneys	0.275	0.082	0.357	Kidneys	*
Pancreas	0.120	0.0246	0.145	Pancreas	*
Spleen	0.130	0.0574	0.187	Spleen	*
Systemic lymph nodes	0.119	6.82×10^{-3}	0.126	LN-Sys	**
Ureters	0.015	4.62×10^{-4}	0.0155	Ureters	*
Uterus	0.080	2.46×10^{-3}	0.0825	Uterus	*
Urinary bladder	0.040	8.20×10^{-4}	0.0408	UB-wall	*

(continued on next page)

表 A.2.　標準成人女性の標的組織の質量

1. 標的組織
2. 質量（kg）
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織

6. 頭字語
7. 参照
8. 脳
   下垂体
   眼の水晶体
   口腔粘膜
   舌
   扁桃腺
   唾液腺
   食道
   胸腺
   乳房
   ET1 基底細胞
   ET2 基底細胞
   胸郭外リンパ節
   気管支基底細胞
   気管支分泌細胞
   細気管支分泌細胞
   肺胞間質性
   胸部リンパ節
   胃
   小腸
   右結腸
   左結腸
   直腸 S 状結腸
   赤色（活性）の骨髄
   骨内膜細胞
   副腎
   甲状腺
   心臓壁
   肝臓
   胆嚢
   腎臓
   膵臓
   脾臓
   全身のリンパ節
   尿管
   子宮
   膀胱

9. 次のページに続く

Target tissue	Mass (kg)				
	Tissue only	Blood in tissue	...ue with blood	...onym	...erence
Ovaries	0.011	1.64×10^{-3}	0.0126	Ovaries	*
Muscle	17.500	0.4305	17.931	Muscle	*
Adipose tissue	21.410	0.3485	21.759	Adipose	††
Skin	2.30	0.123	2.42	Skin	*

表 A.2（続き）
1. 標的組織
2. 質量（kg）
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 頭字語
7. 参照
8. 卵巣
   筋肉
   脂肪組織
   皮膚

*_Publication 89_（ICRP, 2002）の表 2.8 に，_Publication 89_の表 2.14 による血液含有量を加えたものに基づく。
†_Publication 89_, p. 219 と _Publication 23_, p. 224（ICRP, 1975）に基づく。
‡1.03 g・cm^{-3} の組織密度を仮定した，_Publication 100_（ICRP, 2006）のジオメトリモデルに基づく。
§_Publication 89_の表 5.3 に基づく。
¶_Publication 116_（ICRP, 2010）の表 3.2 に基づく。
**すべてのリンパ節の質量を男性と女性でそれぞれ 178 g と 143 g とした。
††_Publication 89_の表 2.8 に基づき，現行の作業の一部として修正した。

Source region	Mass (kg)		Acronym	Reference
	Male	Female		
Brain	1.45	1.30	Brain	*Publication 89*, Table 2.8
Pituitary gland	6×10^{-4}	6.0×10^{-4}	P-gland	*Publication 89*, Table 2.8
Lens of eye	4.0×10^{-4}	4.0×10^{-4}	Eye-lens	*Publication 23*, p. 224‡
Oral cavity	–	–	O-cavity	
Oral mucosa	0.0358	0.0225	O-mucosa	*Publication 110*, Table A.1
Salivary glands	0.085	0.070	S-glands	*Publication 89*, Table 2.8
Teeth surface	–	–	Teeth-S	
Teeth volume	0.050	0.040	Teeth-V	*Publication 89*, Table 2.8
Tongue	0.073	0.060	Tongue	*Publication 89*, Table 2.8
Tonsils	0.003	0.003	Tonsils	*Publication 89*, Table 2.8
Oesophagus – slow	–	–	Oesophag-s	
Oesophagus – fast	–	–	Oesophag-f	
Oesophagus	0.040	0.035	Oesophag-w	*Publication 89*, Table 2.8
Breast	0.025	0.50	Breast	*Publication 89*, Table 2.8
Stomach contents	0.25	0.23	St-cont	*Publication 89*, Table 2.8
Stomach wall	0.15	0.14	St-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Stomach mucosa	4.64×10^{-3}	4.64×10^{-3}	St-mucosa	*Publication 100*, Section 7
Small intestine contents	0.35	0.28	SI-cont	*Publication 89*, Table 2.8
Small intestine villi	0.0125	0.0125	SI-villi	*Publication 100*, Section 7
Small intestine wall	0.65	0.60	SI-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Small intestine mucosa	0.037	0.034	SI-mucosa	*Publication 100*, Section 7
Right colon content	0.15	0.16	RC-cont	*Publication 89*, Table 2.8
Right colon wall	0.15	0.145	RC-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Right colon mucosa	0.020	0.018	RC-mucosa	*Publication 100*, Section 7
Left colon content	0.075	0.080	LC-cont	*Publication 89*, Table 2.8
Left colon wall	0.15	0.145	LC-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Left colon mucosa	0.019	0.017	LC-mucosa	*Publication 100*, Section 7
Rectosigmoid colon content	0.075	0.080	RS-cont	*Publication 89*, Table 2.8
Rectosigmoid colon wall	0.070	0.070	RS-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Rectosigmoid colon mucosa	0.011	0.010	RS-mucosa	*Publication 100*, Section 7
ET1 surface	–	–	ET1-sur	
ET2 surface	–	–	ET2-sur	
ET2 bound region	2.47×10^{-3}	2.14×10^{-3}	ET2-bnd	*
ET2 sequestered region	4.50×10^{-4}	3.89×10^{-4}	ET2-seq	*
Extrathoracic lymph nodes	0.015	0.012	LN-ET	*Publication 66*, Table 5
Bronchial surface	–	–	Bronchi	
Bronchial bound region	1.73×10^{-3}	1.55×10^{-3}	Bronchi-b	*
Bronchial sequestered region	2.92×10^{-4}	2.62×10^{-4}	Bronchi-q	*

(continued on next page)

A.3. 標準成人男性と標準成人女性における線源領域の質量

1. 線源領域
2. 質量（kg）
3. 男性
4. 女性
5. 頭字語
6. 参照

7. 脳
   下垂体
   眼の水晶体
   口腔
   口腔粘膜
   唾液腺
   歯の表面
   歯の体積
   舌
   扁桃腺
   食道-遅い
   食道-速い
   食道
   乳房
   胃内容物
   胃壁
   胃粘膜
   小腸内容物
   小腸絨毛
   小腸壁
   小腸粘膜
   右結腸内容物
   右結腸壁
   右側結腸粘膜
   左結腸内容物
   左結腸壁
   左側結腸粘膜
   直腸 S 状結腸内容物
   直腸 S 状結腸壁
   直腸 S 状結腸粘膜
   ET1 表面
   ET2 表面
   ET2 結合領域
   ET2 隔離領域
   胸郭外リンパ節
   気管支表面
   気管支結合領域
   気管支隔離領域
8. 次のページに続く

Source region	Mass (kg)		Symbol	Reference
	Male	Female		
Bronchiolar surface	–	–	Bronchiole	
Bronchiolar bound region	4.89×10^{-3}	4.70×10^{-3}	Brchiole-b	*
Bronchiolar sequestered region	1.25×10^{-3}	1.20×10^{-3}	Brchiole-q	*
Alveolar-interstitial	1.10	0.90	AI	*
Thoracic lymph nodes	0.015	0.012	LN-Th	*Publication 66*, Table 5
Lungs	1.20	0.950	Lungs	*Publication 89*, Table 2.8
Cortical bone surface	–	–	C-bone-S	
Cortical bone	4.40	3.20	C-bone-V	*Publication 89*, Table 2.8
Trabecular bone surface	–	–	T-bone-S	
Trabecular bone	1.10	0.80	T-bone-V	*Publication 89*, Table 2.8
Cortical bone marrow	0.279	0.258	C-marrow	
Trabecular bone marrow	3.37	2.44	T-marrow	
Red (active) marrow	1.17	0.90	R-marrow	*Publication 89*, Table 2.8
Yellow (inactive) marrow	2.48	1.80	Y-marrow	*Publication 89*, Table 2.8
Blood	5.60	4.10	Blood	*Publication 89*, Table 2.8
Thyroid	0.020	0.017	Thyroid	*Publication 89*, Table 2.8
Thymus	0.025	0.020	Thymus	*Publication 89*, Table 2.8
Heart	0.33	0.25	Ht-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Adrenals	0.014	0.013	Adrenals	*Publication 89*, Table 2.8
Gall bladder content	0.058	0.048	GB-cont	*Publication 89*, Table 2.8
Gall bladder	0.010	0.008	GB-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Kidneys	0.310	0.275	Kidneys	*Publication 89*, Table 2.8
Liver	1.80	1.40	Liver	*Publication 89*, Table 2.8
Systemic lymph nodes	0.148	0.119	LN-Sys	*
Pancreas	0.14	0.12	Pancreas	*Publication 89*, Table 2.8
Spleen	0.15	0.13	Spleen	*Publication 89*, Table 2.8
Testes	0.035	–	Testes	*Publication 89*, Table 2.8
Ovaries	–	0.011	Ovaries	*Publication 89*, Table 2.8
Ureters	0.016	0.015	Ureters	*Publication 89*, Table 2.8
Urinary bladder	0.050	0.040	UB-wall	*Publication 89*, Table 2.8
Urinary bladder content	0.20	0.20	UB-cont	
Uterus	–	0.080	Uterus	*Publication 89*, Table 2.8
Prostate	0.017	–	Prostate	*Publication 89*, Table 2.8
Muscle	29.0	17.5	Muscle	*Publication 89*, Table 2.8
Adipose	17.23	21.41	Adipose	†
Cartilage	1.10	0.90	Cartilage	*Publication 89*, Table 2.8
Skin	3.30	2.30	Skin	*Publication 89*, Table 2.8
ET1 wall	2.92×10^{-3}	2.53×10^{-3}	ET1-wall	
ET2 wall	2.92×10^{-3}	2.53×10^{-3}	ET2-wall	

(continued on next page)

表 A.3（続き）

1. 線源領域
2. 質量（kg）
3. 男性
4. 女性
5. 頭字語
6. 参照

7. 気管支表面
   細気管支結合領域
   細気管支隔離領域
   肺胞間質性
   胸部リンパ節
   肺
   皮質骨表面
   皮質骨
   骨梁表面
   骨梁
   皮質性骨髄
   骨梁骨髄
   赤色（活性）の骨髄
   黄色（不活性）の骨髄
   血液
   甲状腺
   胸腺
   心臓
   副腎
   胆嚢内容物
   胆嚢
   腎臓
   肝臓
   全身のリンパ節
   膵臓
   脾臓
   精巣
   卵巣
   尿管
   膀胱
   膀胱内容物
   子宮
   前立腺
   筋肉
   脂肪
   軟骨
   皮膚
   ET1 壁
   ET2 壁
8. 次のページに続く

Source region	Mass (kg)		Acronym	Reference
	Male	Female		
Lung tissue	0.50	0.42	Lung-Tis	*Publication 89*, Table 2.8
Respiratory tract air	–	–	RT-air	

表 A.3（続き）
1. 線源領域
2. 質量（kg）
3. 男性
4. 女性
5. 頭字語
6. 参照
7. 肺組織
   呼吸気道内の空気

*_Publications 66_ 及び _89_（ICRP, 1994a, 2002）の情報に基づく。全リンパ節の質量は男性と女性でそれぞれ 178 g と 143 g である。
†残存組織質量の合計は，_Publication 110_，表 A.1（ICRP, 2009）に記載されている。
‡_Publication 23_（ICRP, 1975）。

付属書 B の表

フィールド	フォーマット	内容
標的領域	10 文字	標的の頭字語（例：UB-wall）
ダミー	2 文字	文字 ‘<-’
線源領域	10 文字	線源の頭字語（例：UB-cont）
SAF（1 から *n*）	E10.0	*n* SAF 値（kg^{-1}）
Ecut	E10.0	非ゼロ SAF の最低エネルギー
Icut	I3	Ecut のエネルギーインデックス
CrLf	2 文字	キャリッジリターンとラインフィード

フィールド	フォーマット	内容
標的領域	10 文字	標的の頭字語（例：UB-wall）
ダミー	2 文字	文字 ‘<-’
線源領域	10 文字	線源の頭字語（例：UB-cont）
SAF（1 から *n*）	E10.0	*n* SAF 値（kg^{-1}）
CrLf	2 文字	キャリッジリターンとラインフィード