

JAERI 1345



JP0350060

JAERI 1345

高エネルギー光子・電子・中性子・陽子に対する
線量換算係数

2003年1月

日本原子力研究所

Japan Atomic Energy Research Institute

日本原子力研究所研究成果編集委員会

委員長 加藤 義章 (理事)

委 員

岩本 昭 (東海研究所)	中山 真一 (燃料サイクル安全工学部)
横田 涉 (企画室)	中村 幸治 (炉心プラズマ研究部)
柴田 猛順 (先端基礎研究センター)	細金 延幸 (核融合装置試験部)
相川 裕史 (計算科学技術推進センター)	今井 剛 (核融合工学部)
齋藤 公明 (保健物理部)	南波 秀樹 (材料開発部)
笹本 宣雄 (大強度陽子加速器施設開発センター)	田中 淳 (イオンビーム生物応用研究部)
森 貴正 (エネルギーシステム研究部)	小原 祥裕 (放射線高度利用センター)
館盛 勝一 (物質科学研究部)	藤木 和男 (材料試験炉部)
安達 武雄 (環境科学研究部)	伊与久達夫 (高温工学試験研究炉開発部)
中島 照夫 (研究炉部)	小川 益郎 (核熱利用研究部)
中島 幹雄 (バックエンド技術部)	依田 修 (光量子科学研究センター)
天野 英俊 (ホット試験室)	原見 太幹 (放射光科学研究センター)
土尻 滋 (安全試験部)	成田 脩 (研究情報部)

Japan Atomic Energy Research Institute

Board of Editors

Yoshiaki KATOH (Chief Editor)

Akira IWAMOTO	Teruo NAKAJIMA	Atsushi TANAKA
Wataru YOKOTA	Mikio NAKASHIMA	Yoshihiro OHARA
Takemasa SHIBATA	Hidetoshi AMANO	Kazuo FUJIKI
Hiroshi AIKAWA	Shigeru DOJIRI	Tatsuo IYOKU
Kimiaki SAITOH	Shinichi NAKAYAMA	Masuro OGAWA
Nobuo SASAMOTO	Yukiharu NAKAMURA	Osamu YODA
Takamasa MORI	Nobuyuki HOSOGANE	Taikan HARAMI
Shoichi TACHIMORI	Tsuyoshi IMAI	Osamu NARITA
Takeo ADACHI	Hideki NAMBA	

JAERIレポートは、日本原子力研究所が研究成果編集委員会の審査を経て不定期に公開している研究報告書です。

入手の問い合わせは、日本原子力研究所研究情報部研究情報課（〒319-1195 茨城県那珂郡東海村）あて、お申し込み下さい。なお、このほかに財団法人原子力弘済会資料センター（〒319-1195 茨城県那珂郡東海村日本原子力研究所内）で複写による実費頒布をおこなっております。

JAERI reports are reviewed by the Board of Editors and issued irregularly.

Inquiries about availability of the reports should be addressed to Research Information Division, Department of Intellectual Resources, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken, 319-1195, Japan.

© Japan Atomic Energy Research Institute, 2003

編集兼発行 日本原子力研究所

高エネルギー光子・電子・中性子・陽子に対する線量換算係数

日本原子力研究所東海研究所保健物理部

坂本 幸夫・佐藤 理*・津田 修一・義澤 宣明*
岩井 敏*・田中 俊一+・山口 恭弘

(2002年 8月 5日受理)

要 旨

国際放射線防護委員会 (ICRP) 1990 年勧告 (ICRP Publication 60) において、従来の線質係数に代わる放射線荷重係数が導入されるとともに、人体臓器・組織の放射線に対する感受性を表す組織荷重係数の値が見直され、被ばく線量として実効線量及び各臓器・組織に対する等価線量が定義された。この勧告に沿った光子、電子及び中性子に対する実効線量への線量換算係数は、ICRP Publication 74 で公表されているが、そのエネルギー範囲は限られており、加速器施設で生じる高エネルギー放射線に対する実効線量への線量換算係数は未整備である。今後原研が開発する高エネルギーの加速器施設の設計に役立てるため、HERMES コードシステムを基にした高エネルギー放射線の被ばく線量評価システムを整備するとともに、10GeV までの光子、中性子及び陽子並びに 100GeV までの電子に対する実効線量への線量換算係数を評価した。さらに、高エネルギー放射線に対する放射線荷重係数と Q-L 関係の整合性を検討するため、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた線質係数を用いる実効線量当量を評価した。得られた実効線量への換算係数は、FLUKA コードシステムで最近評価された換算係数に比べて、光子及び電子並びに 500MeV 以下の中性子及び陽子で良く一致していた。1GeV 以上の中性子及び陽子の実効線量への換算係数には差違が見られたが、これは核反応モデルによる断面積データの違いと考えられる。中性子と陽子エネルギーを 100GeV まで線量換算係数を拡張するためには、ハドロンカスケードの核反応モデルを見直す必要があることが分かった。高エネルギー放射線に対する ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた実効線量当量への換算係数は、本研究でしか評価されていない。実効線量と実効線量当量の比較から、放射線荷重係数を用いる実効線量の過大傾向が見られ、高エネルギー中性子及び陽子に対する放射線荷重係数の見直しの必要があることが分かった。本報告では、高エネルギー放射線の被ばく線量評価法、光子・電子・中性子・陽子の線量換算係数の結果について述べる。

東海研究所：〒319-1195 茨城県那珂郡東海村白方白根 2 - 4

+ 東海研究所

* 三菱総合研究所

Dose Conversion Coefficients for High-energy Photons, Electrons, Neutrons and Protons

Yukio SAKAMOTO, Osamu SATO⁺, Shuichi TSUDA, Nobuaki YOSHIZAWA^{*}
Satoshi IWAI⁺, Shun-ichi TANAKA⁺ and Yasuhiro YAMAGUCHI

Department of Health Physics
Tokai Research Establishment
Japan Atomic Energy Research Institute
Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken

(Received August 5, 2002)

Abstract

In the International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1990 Recommendations, radiation weighting factors were introduced in the place of quality factors, the tissue weighting factors were revised, and effective doses and equivalent doses of each tissues and organs were defined as the protection quantities. Dose conversion coefficients for photons, electrons and neutrons based on new ICRP recommendations were cited in the ICRP Publication 74, but the energy ranges of these data were limited and there are no data for high energy radiations produced in accelerator facilities. For the purpose of designing the high intensity proton accelerator facilities at JAERI, the dose evaluation code system of high energy radiations based on the HERMES code was developed and the dose conversion coefficients of effective dose were evaluated for photons, neutrons and protons up to 10 GeV, and electrons up to 100 GeV. The dose conversion coefficients of effective dose equivalent were also evaluated using quality factors to consider the consistency between radiation weighting factors and Q-L relationship. The effective dose conversion coefficients obtained in this work were in good agreement with those recently evaluated by using FLUKA code for photons and electrons with all energies, and neutrons and protons below 500 MeV. There were some discrepancy between two data owing to the difference of cross sections in the nuclear reaction models. In order to evaluate the dose conversion coefficients of neutrons and protons up to 100 GeV, it is necessary that the nuclear models of hadron cascade should be revised. The dose conversion coefficients of effective dose equivalents for high energy radiations based on Q-L relation in ICRP Publication 60 were evaluated only in this work. The previous comparison between effective dose and effective dose equivalent made it clear that the radiation weighting factors for high energy neutrons and protons were overestimated and the modification was required. In this report, evaluation methods and calculation results of dose conversion coefficients for photons, electrons, neutrons and protons are described.

Keywords: Dose Conversion Coefficients, Effective Dose, Effective Dose Equivalent, Photon, Electron, Neutron, Proton, Quality Factor, Radiation Weighting Factor

+ Tokai Research Establishment

* Mitsubishi Research Institute, Inc.

目 次

1. はじめに	1
2. 線量換算係数の現状	4
2. 1 ICRP1990 年勧告以前の線量換算係数データ	4
2. 2 ICRP1990 年勧告に基づく線量体系	5
2. 3 新しい線量換算係数データ	6
3. 計算方法	12
3. 1 実効線量の定義と高エネルギー放射線に対する評価法	12
3. 1. 1 臓器・組織の等価線量と実効線量	12
3. 1. 2 荷電粒子による臓器・組織の平均吸収線量の計算法	13
3. 2 人体形状ファントム	13
3. 2. 1 食道の追加と胃のモデルの変更	13
3. 2. 2 両性具有ファントムに関する変更	14
3. 2. 3 人体組織の組成	15
3. 2. 4 照射条件	15
3. 3 被ばく線量評価コードシステム	16
3. 3. 1 改良版 HERMES コードシステム	16
3. 3. 2 HETC-3STEP コードでの沈着エネルギーの評価方法	17
3. 3. 3 EGS4 コードでの沈着エネルギーの評価方法	18
3. 3. 4 HETC-3STEP コード及び EGS4 コードによる平均吸収線量 及び等価線量の評価	19
3. 3. 5 低エネルギー中性子の平均吸収線量 及び等価線量の評価	19
3. 3. 6 実効線量の評価	20
3. 4 中性子及び光子の断面積データ及びカーマ係数	20
3. 4. 1 MORSE-CG/KFA コード用中性子・光子断面積データ	20
3. 4. 2 EGS4 コード用光子及び電子・陽電子断面積データ	21
3. 4. 3 中性子に対するカーマ係数	21
3. 4. 4 光子に対するカーマ係数	22
4. 光子に対する線量換算係数	30
4. 1 光子実効線量	30
4. 1. 1 実効線量の計算	30
4. 1. 2 実効線量の入射光子エネルギー依存性	30
4. 1. 3 各臓器・組織等価線量の実効線量への寄与	31
4. 1. 4 二次電子輸送の影響	32
4. 1. 5 最大の実効線量を示す照射条件	32
4. 2 ICRU 球ファントムによる光子周辺線量当量	33
4. 2. 1 光子の周辺線量当量の計算法	33
4. 2. 2 光子の周辺線量当量の計算結果	33
4. 2. 3 光子実効線量との比較	34
4. 3 光核反応による線量当量への寄与	34
4. 4 まとめ	35
5. 電子に対する線量換算係数	45
5. 1 電子の実効線量	45

5. 1. 1	実効線量の計算	45
5. 1. 2	実効線量の入射電子エネルギー依存性	45
5. 1. 3	最大の実効線量を示す照射条件	46
5. 1. 4	光核反応の寄与	46
5. 2	電子の実効線量当量	47
5. 2. 1	実効線量当量の計算	47
5. 2. 2	光核反応の寄与	47
5. 3	まとめ	48
6.	中性子に対する線量換算係数	54
6. 1	中性子の実効線量	54
6. 1. 1	実効線量の計算	54
6. 1. 2	実効線量の入射中性子エネルギー依存性	54
6. 1. 3	最大の実効線量を示す照射条件	55
6. 1. 4	中性子実効線量への粒子別の寄与	55
6. 2	中性子の実効線量当量	55
6. 2. 1	実効線量当量の計算	55
6. 2. 2	実効線量当量の入射中性子エネルギー依存性	56
6. 2. 3	中性子実効線量当量への粒子別の寄与	56
6. 2. 4	中性子実効線量との比較	56
6. 2. 5	周辺線量当量等との比較	57
6. 3	中性子の全身平均の線質係数	57
6. 3. 1	全身平均の線質係数の定義	57
6. 3. 2	全身平均の線質係数の計算結果	58
6. 3. 3	高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数	58
6. 4	まとめ	60
7.	陽子に対する線量換算係数	68
7. 1	陽子の実効線量	68
7. 1. 1	実効線量の計算	68
7. 1. 2	実効線量の入射陽子エネルギー依存性	68
7. 1. 3	陽子実効線量への粒子毎の寄与	69
7. 2	陽子の実効線量当量	69
7. 2. 1	実効線量当量の計算	69
7. 2. 2	実効線量当量の入射陽子エネルギー依存性	70
7. 2. 3	陽子実効線量当量への粒子毎の寄与	70
7. 2. 4	陽子実効線量との比較	70
7. 2. 5	周辺線量当量との比較	71
7. 3	陽子の全身平均の線質係数	71
7. 3. 1	全身平均の線質係数の計算結果	71
7. 3. 2	高エネルギー陽子に対する放射線荷重係数	72
7. 4	まとめ	72
8.	結 論	81
	参考文献	82
	付 録 実効線量当量の計算法	89
A. 1	実効線量当量の定義と高エネルギー放射線に対する評価法	89

A. 1. 1	臓器・組織の平均線量当量と実効線量当量	89
A. 1. 2	荷電粒子による臓器・組織の平均線量当量の計算法	89
A. 1. 3	HETC-3STEP コード及び EGS4 コードによる平均線量当量の評価	90
A. 1. 4	低エネルギー中性子の平均線量当量の評価	91
A. 1. 5	実効線量当量の評価	91
A. 2	荷電粒子の平均線質係数	92
A. 2. 1	平均線質係数の定義	92
A. 2. 2	平均線質係数の計算	93
A. 2. 3	平均線質係数の計算結果	94
A. 2. 4	平均線質係数で重み付けした中性子カーマ係数	94
A. 2. 5	15MeV 以下中性子の線量当量計算による各種データの妥当性検討	95
付録参考文献		96

Contents

1. Introduction	1
2. Status of Dose Conversion Coefficients	4
2. 1 Data of Dose Conversion Coefficients before ICRP 1990 Recommendations	4
2. 2 Dose System Based on ICRP 1990 Recommendations	5
2. 3 New Data of Dose Conversion Coefficients for High Energy Radiations	6
3. Calculation Method	12
3. 1 Definitions of Effective Dose and Calculation Methods for High Energy Radiations	12
3. 1. 1 Equivalent Dose in Organs or Tissues and Effective Dose	12
3. 1. 2 Averaged Dose Equivalent in Organs or Tissues	13
3. 2 Anthropomorphic Phantom Model	13
3. 2. 1 Addition of Oesophagus and Change of Stomach Model	13
3. 2. 2 Change of Hermaphrodite Phantom	14
3. 2. 3 Compositions of Human Tissues	15
3. 2. 4 Irradiation Geometries	15
3. 3 Calculation Code System for Dose Evaluation	16
3. 3. 1 Updated HERMES Code System	16
3. 3. 2 Evaluation Method of Energy Deposition in HETC-3STEP Code	17
3. 3. 3 Evaluation Method of Energy Deposition in EGS4 Code	18
3. 3. 4 Evaluation of Averaged Absorbed Dose and Equivalent Dose in HETC-3STEP Code and EGS4 Code	19
3. 3. 5 Evaluation of Averaged Absorbed Dose and Equivalent Dose for Low Energy Neutrons	19
3. 3. 6 Evaluation of Effective Dose	20
3. 4 Cross Section Data and Kerma Coefficients for Neutrons and Photons	20
3. 4. 1 Neutron and Photon Coupled Cross Section Data for MORSE-CG/KFA Code	20
3. 4. 2 Cross Section Data of Photons, Electrons and Positrons in EGS4 Code	21
3. 4. 3 Kerma Coefficients for Neutrons	21
3. 4. 4 Kerma Coefficients for Photons	22
4. Dose Conversion Coefficients for Photons	30
4. 1 Photon Effective Dose	30
4. 1. 1 Calculation of Effective Dose	30
4. 1. 2 Photon Energy Dependence of Effective Dose	30
4. 1. 3 Contribution of Equivalent Dose in Each Organ and Tissue to Effective Dose	31
4. 1. 4 Influence of Secondary Electron Transport	32
4. 1. 5 Irradiation Geometry Giving the Maximum Effective Dose	32
4. 2 Photon Ambient Dose Equivalent in ICRU Sphere Phantom	33
4. 2. 1 Calculation Method of Photon Ambient Dose Equivalent	33
4. 2. 2 Calculation Results of Photon Ambient Dose Equivalent	33

4. 2. 3	Comparison with Photon Effective Dose	34
4. 3	Contribution of Photo-nuclear Reaction to Dose Equivalent	34
4. 4	Summary	35
5.	Dose Conversion Coefficients for Electrons	45
5. 1	Electron Effective Dose	45
5. 1. 1	Calculation of Effective Dose	45
5. 1. 2	Electron Energy Dependence of Effective Dose	45
5. 1. 3	Irradiation Geometry Giving the Maximum Effective Dose	46
5. 1. 4	Contribution of Photo-nuclear Reactions	46
5. 2	Electron Effective Dose Equivalent	47
5. 2. 1	Calculation of Effective Dose Equivalent	47
5. 2. 2	Contribution of Photo-nuclear Reactions	47
5. 3	Summary	48
6.	Dose Conversion Coefficients for Neutrons	54
6. 1	Neutron Effective Dose	54
6. 1. 1	Calculation of Effective Dose	54
6. 1. 2	Neutron Energy Dependence of Effective Dose	54
6. 1. 3	Irradiation Geometry Giving the Maximum Effective Dose	55
6. 1. 4	Contribution of Particles to Effective Dose	55
6. 2	Neutron Effective Dose Equivalent	55
6. 2. 1	Calculation of Effective Dose Equivalent	55
6. 2. 2	Neutron Energy Dependence of Effective Dose Equivalent	56
6. 2. 3	Contribution of Particles to Effective Dose Equivalent	56
6. 2. 4	Comparison with Neutron Effective Dose	56
6. 2. 5	Comparison with Neutron Ambient Dose Equivalent	57
6. 3	Body Averaged Quality Factors for Neutrons	57
6. 3. 1	Definition of Body Averaged Quality Factors	57
6. 3. 2	Calculation Results of Body Averaged Quality Factors	58
6. 3. 3	Radiation Weighting Factors for High Energy Neutrons	58
6. 4	Summary	60
7.	Dose Conversion Coefficients for Protons	68
7. 1	Proton Effective Dose	68
7. 1. 1	Calculation of Effective Dose	68
7. 1. 2	Proton Energy Dependence of Effective Dose	68
7. 1. 3	Contribution of Particles to Effective Dose	69
7. 2	Proton Effective Dose Equivalent	69
7. 2. 1	Calculation of Effective Dose Equivalent	69
7. 2. 2	Proton Energy Dependence of Effective Dose Equivalent	70
7. 2. 3	Contribution of Particles to Effective Dose Equivalent	70
7. 2. 4	Comparison with Proton Effective Dose	70
7. 2. 5	Comparison with Ambient Dose Equivalent	71
7. 3	Body Averaged Quality Factors for Protons	71
7. 3. 1	Calculation Results of Body Averaged Quality Factors	71
7. 3. 2	Radiation Weighting Factors for High Energy Protons	72

7. 4	Summary	72
8.	Conclusions	81
Reference	82
Appendix	Calculation Method of Effective Dose Equivalent	89
A. 1	Definitions of Effective Dose Equivalent and Calculation Methods for High Energy Radiations	89
A. 1. 1	Averaged Dose Equivalent in Organs or Tissues and Effective Dose Equivalent	89
A. 1. 2	Calculation Methods of Averaged Dose Equivalent in Organs or Tissues for Charged Particles	89
A. 1. 3	Evaluation of Averaged Dose Equivalent in HETC-3STEP Code and EGS4 Code	90
A. 1. 4	Evaluation of Averaged Dose Equivalent for Low Energy Neutrons	91
A. 1. 5	Evaluation of Effective Dose Equivalent	91
A. 2	Averaged Quality Factors for Charged Particles	92
A. 2. 1	Definition of Averaged Quality Factors	92
A. 2. 2	Calculations of Averaged Quality Factors	93
A. 2. 3	Calculation Results of Averaged Quality Factors	94
A. 2. 4	Neutron Kerma Coefficients Weighted by Using Averaged Quality Factors	94
A. 2. 5	Validation of Cross Section and Kerma Coefficients of Dose Equivalent Calculation for Neutrons Below 15 MeV	95
Reference of Appendix	96

List of Figures

3.1	Calculation method of absorbed dose and average dose equivalent in tissue or organ	28
3.2	Anthropomorphic phantom of MIRD-5 type	28
3.3	Components of HERMES code system	29
3.4	Neutron kerma factor of ICRU soft tissue	29
4.1a	Energy dependence of photon effective dose (1) – AP irradiation-	39
4.1b	Energy dependence of photon effective dose (2) – PA irradiation-	39
4.1c	Energy dependence of photon effective dose (3) – LAT irradiation-	39
4.1d	Energy dependence of photon effective dose (4) – ROT irradiation-	40
4.1e	Energy dependence of photon effective dose (5) – ISO irradiation-	40
4.2a	Contribution of equivalent dose to photon effective dose (1) – AP irradiation-	40
4.2b	Contribution of equivalent dose to photon effective dose (2) – PA irradiation-	41
4.2c	Contribution of equivalent dose to photon effective dose (3) – RLAT irradiation-	41
4.2d	Contribution of equivalent dose to photon effective dose (4) – LLAT irradiation-	41
4.2e	Contribution of equivalent dose to photon effective dose (5) – ROT irradiation-	42
4.2f	Contribution of equivalent dose to photon effective dose (6) – ISO irradiation-	42
4.3a	Comparison of photon effective doses considering electron transport (1) – AP irradiation-	42
4.3b	Comparison of photon effective doses considering electron transport (2) – PA irradiation-	43
4.4	Ambient dose equivalent on the principle axis of ICRU sphere	43
4.5	Comparison of photon ambient dose equivalents in consideration of electron transport	43
4.6	Comparison of photon ambient dose equivalents and maximum effective dose	44
4.7	Contribution of photo-nuclear reactions to absorbed dose	44
4.8	Contribution of photo-nuclear reactions to dose equivalent	44
5.1a	Energy dependence of electron effective dose (1) – AP irradiation-	51
5.1b	Energy dependence of electron effective dose (2) – PA irradiation-	51
5.1c	Energy dependence of electron effective dose (3) – LAT irradiation-	51
5.1d	Energy dependence of electron effective dose (4) – ROT irradiation-	52
5.1e	Energy dependence of electron effective dose (5) – ISO irradiation-	52
5.2	Energy dependence of electron effective dose for each irradiation	52
5.3	Contribution of photo-nuclear reactions for electron AP irradiation to absorbed dose	53
5.4	Contribution of photo-nuclear reactions for electron AP irradiation to dose equivalent	53
6.1a	Energy dependence of neutron effective dose, E (1) – AP irradiation-	63
6.1b	Energy dependence of neutron effective dose, E (2) – PA irradiation-	63
6.1c	Energy dependence of neutron effective dose, E (3) – ISO irradiation-	63
6.2	Energy dependence of neutron effective dose for each irradiation	64
6.3a	Contributions of particles to effective dose of neutrons (1) - AP irradiation-	64
6.3b	Contributions of particles to effective dose of neutrons (2) - PA irradiation-	64
6.4a	Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (1) – AP irradiation-	65
6.4b	Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (2) – PA irradiation-	65
6.4c	Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (3) – ISO irradiation-	65
6.5a	Contribution of particles to effective dose equivalent of neutrons (1) - AP irradiation-	66
6.5b	Contribution of particles to effective dose equivalent of neutrons (2) - PA irradiation-	66
6.6	Ratios of effective dose and effective dose equivalent for neutron incident	66

6.7	Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E , dose equivalent, $H(10)$ and ambient dose equivalent, $H^*(10)$ and H_{max}	67
6.8	Energy dependence of quality factors averaged over body (Q_{AP}, Q_{PA}, Q_{ISO}), average quality factors at 1 cm depth of ICRU sphere and radiation weighting factors of neutrons	67
7.1a	Energy dependence of proton effective dose, E (1) – AP irradiation-	76
7.1b	Energy dependence of proton effective dose, E (2) – PA irradiation-	76
7.1c	Energy dependence of proton effective dose, E (3) – ISO irradiation-	76
7.2a	Contributions of particles to effective dose of protons(1) - AP irradiation-	77
7.2b	Contributions of particles to effective dose of protons(2) - PA irradiation-	77
7.3a	Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (1) – AP irradiation-	78
7.3b	Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (2) – PA irradiation-	78
7.3c	Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (3) – ISO irradiation-	78
7.4a	Contributions of particles to effective dose equivalent of protons.(1) - AP irradiation-	79
7.4b	Contributions of particles to effective dose equivalent of protons.(2) - PA irradiation-	79
7.5	Ratios of effective dose and effective dose equivalent for proton incident	79
7.6	Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E , and ambient dose equivalent, $H^*(10)$ and H_{max}	80
7.7	Energy dependence of quality factors averaged over body (Q_{AP}, Q_{PA}, Q_{ISO}), average quality factors at 1 cm depth and maximum dose depth of ICRU sphere, ($Q(10), Q_{max}$), and radiation weighting factors, (w_R), for protons	80
A.1	Quality factor as a function of linear energy transfer	99
A.2	Stopping power of charged particles in water	99
A.3	Quality factors of charged particles	99
A.4	Averaged quality factors of charged particles	100
A.5a	Averaged quality factors based on two Q-L relations (1) –proton-	100
A.5b	Averaged quality factors based on two Q-L relations (2) – ^{56}Fe ion-	100
A.6	Averaged quality factors of neutrons in ICRU soft tissue	101
A.7a	Averaged quality factors of neutrons (1) –hydrogen-	101
A.7b	Averaged quality factors of neutrons (2) –carbon-	101
A.7c	Averaged quality factors of neutrons (3) –nitrogen-	102
A.7d	Averaged quality factors of neutrons (4) –oxygen-	102
A.8	Absorbed dose (D) and dose equivalent (H) at 1cm depth of 30cm-thick slab phantom	102
A.9	Absorbed dose (D) and dose equivalent (H) at 1cm depth of slab phantom and ICRU sphere	103
A.10	Total absorbed dose at 1cm depth of ICRU sphere	103
A.11	Mean quality factors of neutrons at 1cm depth of ICRU sphere	103

List of Tables

2.1	Quantities for radiological protection	9
2.2	Summary of dose conversion coefficients for high-energy radiations obtained by using anthropomorphic phantom	10
2.3	Summary of ambient dose equivalent and dose equivalent conversion coefficients for high-energy radiations	11
3.1	Values of radiation weighting factors (ICRP Publication 60)	23
3.2	Values of tissue weighting factors (w_T)	23
3.3	Volume and material of tissues and organs for anthropomorphic phantom	24
3.4	Densities of materials in each phantom	26
3.5	Atomic composition of materials in phantom	26
3.6	Radiation and particles treated in HERMES Code system, code names and energy ranges	27
4.1	Effective dose conversion coefficients of photons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries	36
4.2	Effective dose conversion coefficients of photons and their statistical uncertainty calculated with electron transport and kerma approximation	37
4.3	Ambient dose equivalents per unit fluence of photons and their statistical uncertainty calculated with electron transport and kerma approximation	38
4.4	Ambient dose equivalents, maximum effective dose per unit fluence of photons and their statistical uncertainty	38
5.1	Effective dose conversion coefficients of electrons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries	49
5.2	Comparison of dose conversion coefficients of electrons to effective dose and effective dose equivalent in different irradiation geometries	50
6.1	Effective dose and effective dose equivalent conversion coefficients of neutrons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries	61
6.2	Quality factors averaged over body of neutrons for AP, PA and ISO irradiations	62
7.1	Effective dose and effective dose equivalent conversion coefficients of protons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries	74
7.2	Quality factors of proton averaged over body for AP, PA and ISO irradiations	75
A.1	Objective charged particles for calculation of averaged quality factors	98

This is a blank page.

1. はじめに

従来、中高エネルギーの加速器は、主として素粒子物理をはじめとする基礎科学の分野で用いられてきたが、近年医療分野での診断・治療、生体分子等の構造・動力学分析、放射性同位元素の製造等の様々な分野において使われ、その利用の範囲はさらに拡大している。例えば、医療分野においては、70～250MeVの陽子線を用いるがん治療が放射線医学総合研究所（放医研）等で研究・治療・治験が行われるとともに、放医研 HIMAC 施設で炭素イオンを用いた重粒子線治療の臨床試験が行われている。また、素粒子物理、原子核物理、物質科学、生命科学及び原子力工学の分野における最先端の研究を行うため、日本原子力研究所（原研）の中性子科学研究計画（NSP）と高エネルギー加速器研究機構（KEK）の大型ハドロン計画（JHF 計画）を統合した「大強度陽子加速器計画（J-PARC）」では、両機関の統合プロジェクトとして 400MeV 陽子リニアック、3GeV シンクロトロン及び 50GeV シンクロトロンからなる陽子加速器施設群が検討されている¹⁾。さらに、電子加速器においても、放射光を利用できる大型の基礎研究施設として原研と理化学研究所（理研）が共同で 8GeV 電子の Spring-8 を建設し、物質の分析、反応、解析などの手段として利用されている他、理研ではこれまで軽い元素に限られていた RI ビームを全元素にわたって世界最大強度で発生させようとする「RI ビームファクトリー計画」が進められている。

このように、大強度加速器施設の建設、医療用加速器のように住宅地に接近した加速器施設の建設においては、加速器施設の管理区域に立ち入る放射線業務従事者、加速器施設の周りの一般区域に立ち入る一般人及び加速器施設を含む事業所境界の外側に居住する一般公衆の放射線被ばくを抑制するため、適切な遮へい設計に基づいて施設の建設を行うとともに、施設が出来た後は適切な運転管理を行わなければならない。遮へい設計では、遮へい体外側、管理区域内、管理区域外側及び敷地外側の各評価点での放射線の強度を評価し、それに基づいて線量率並びに運転時間を考慮した期間あたりの線量を評価することになる。

一方、宇宙放射線の影響を強く受ける宇宙環境若しくは大気上空に滞在する機会も今後増大するものと考えられる。現在建設中の国際宇宙ステーションには、地上から約 400km の上空を各国の研究者・技術者が長期間滞在することになり、火星への有人飛行では 1 年以上に渡り宇宙飛行士が宇宙空間及び火星に滞在することになる。さらに、航空機においても、地上から 18～24km の高さを超音速で飛行する輸送手段（High Speed Civil Transport）が検討されており、搭乗員以外の幼児、妊婦を含む多くの乗客が乗り合わせるようになる。従来の宇宙開発では宇宙での滞在が宇宙飛行士に限られ、その被ばく管理は個人線量計による被ばく線量の実績値によって行われてきた。今後、国際宇宙ステーションにおける多くの研究者・技術者の滞在及び火星の有人探索の長期飛行では、事前に被ばく線量を予測することが必要となる。さらに、高々度飛行時の被ばくでは、航空機の搭乗員以外にも、各個人としての搭乗の頻度は少ないが、幼児、妊婦を含む一般公衆の線量を事前に評価する必要がある。

物体が放射線の被ばくによって受ける影響の大きさを表す尺度が線量であり、放射線の単位フルエンス当たりの線量を線量換算係数と呼ぶ。人体に対する線量として、体内の各臓器・組織毎

の臓器線量及び身体全体に対する実効的な線量があるが、これらの線量に対する換算係数を実験的に求めることはほとんど不可能である。そこで、放射線が人体に入射したときの体内での放射線の挙動を数値シミュレーションにより調べ、臓器・組織毎の吸収線量を評価するとともに、放射線の線質の違いによる影響を考慮して評価すべき線量とする。

吸収線量は、放射線が物質に与える単位質量当たりのエネルギー量として定義され、線量の最も基本的な量である。一方、人体への放射線の影響は、吸収線量の大小だけでなく、同じ吸収線量でも放射線の種類とエネルギー（線質）によって生物学的効果が異なる。そこで、同じ吸収線量の放射線による生物学的影響の違いを表すのが、線質係数及び放射線荷重係数である。従来の線量評価では、荷電粒子の水中におけるエネルギー付与（L）の関数として定まる線質係数（Q）を吸収線量に乗じて、臓器・組織について平均することにより平均線量当量を算出していた。一方、新しい線量評価では、入射放射線によって定められた放射線荷重係数を用いて臓器・組織での等価線量を算出している。また、身体全体の実効的な線量は、臓器・組織毎の平均線量当量或いは等価線量に、各臓器・組織の放射線に対する感受性の違いを表す組織荷重係数で重み付けして実効線量当量或いは実効線量を算出する。

先に述べたように、臓器・組織の線量或いは身体全体の実効的な線量を測定することがほとんど不可能であることから、放射線管理基準或いは遮へい設計基準から定まる線量との比較に利用できる量として、測定可能な実用量が定義され、実用量の一例が周辺線量当量である。

臓器・組織の線量、身体全体の実効的な線量及び実用量に対する各種の線量換算係数の数値データとしては、線量の普遍性を保つ上で国際放射線単位・測定委員会（ICRU）や国際放射線防護委員会（ICRP）等によって国際的に評価されたものを共通に使うことが必要である。

従来の放射線に対する防護体系は、ICRPの1977年勧告（ICRP Publication 26²⁾）に基づいており、線量換算係数の推奨データがICRP Publication 51³⁾にまとめられている。一方、ICRPの1990年勧告（ICRP Publication 60⁴⁾）が出され、我が国でも「放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律（以下、「放射線障害防止法」と略す。）」をはじめとする放射線防護関係法令にも新しい防護体系が取り入れられ、平成13年4月から施行されている。この勧告に基づいた外部放射線に対する線量換算係数が、1996年にICRP Publication 74⁵⁾とICRU Report 57⁶⁾で公刊されている。しかし、10MeV以上の光子及び200MeV以上の中性子に対する高エネルギー領域の線量換算係数は述べられていない。

本研究は、ICRP Publication 60に基づく高エネルギー放射線に対する線量換算係数のデータライブラリーを整備することを目的に1991年に開始された。ICRP Publication 60では実効線量を放射線防護量としているので、放射線荷重係数と改訂された組織荷重係数を用いた線量計算を行う体制を整えた。また、新しいQ-L関係に基づく線質係数を用いた実効線量当量の計算を行うためにデータライブラリーを整備し、高エネルギー放射線に対する実効線量と実効線量当量の違いから、高エネルギー放射線に対する放射線荷重係数の妥当性を検討した。Q-Lの関係は、放射線の違いによるQの変化を大まかに示したにすぎないが、見かけ上精密なものとししばしば誤って解釈された。このため、新たに放射線荷重係数が導入された訳であるが、Q-Lの関係は吸収線量

の測定量から線量当量への変換には依然として用いられている。また、ICRP1990年勧告の前後において防護量の数値が急激に変化するの混乱を招くことになる。20MeV以下の中性子に関しては、放射線荷重係数とQ-L関係に基づく実効的な線質係数にはそれ程違和感はない。そこで、高エネルギー放射線に対して、放射線荷重係数とQ-L関係に基づく実効的な線質係数を比べることは被ばく評価体系の確立の上で意義がある。

最近イタリアのグループが高エネルギー放射線に対する線量換算係数を公開している。しかし、高エネルギー放射線の輸送に関する断面積等のデータは、20MeV以下の中性子のデータに比べて確定しておらず、従って線量換算係数に関しても精度は不明である。本研究結果はイタリアの線量換算係数を相補うものであり、ICRP等における高エネルギー放射線に対する線量換算係数の評価において、独立した参考データの一つになりうる。

本報告書は、ICRP Publication 60に基づく高エネルギー放射線に対する線量換算係数の計算法及びデータをまとめたものである。2章では、高エネルギー放射線に対する線量換算係数データの現状を述べる。3章では、高エネルギー放射線の実効線量の評価法、人体形状ファントム、被ばく線量評価コードシステム、低エネルギー中性子・光子に対する断面積・カーマ係数について述べる。4章では、光子に対する線量換算係数として、実効線量及びICRU球ファントムでの周辺線量当量を述べる。5章では、電子に対する線量換算係数として、実効線量を述べる。6章では、中性子に対する線量換算係数として、中性子の実効線量とICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量、中性子の全身の平均的な線質係数を述べる。7章では、陽子に対する線量換算係数として、陽子の実効線量とICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量、陽子の全身の平均的な線質係数を述べる。最後に、8章で本研究をまとめる。付録では、ICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の評価法及び関連するデータについて述べる。

2. 線量換算係数の現状

10MeV 以下の光子及び 20MeV 以下の中性子に対する遮へい計算等に用いるべき線量換算係数は、放射線障害防止法等の告示別表で与えられているが、10MeV を超える光子及び 20MeV を超える中性子に対する線量換算係数については告示等には明記されていない。そこで本章では、高エネルギー加速器施設の遮へい計算で使用している ICRP1990 年勧告以前の線量換算係数データ、ICRP1990 年勧告における線量体系、同勧告に基づく新しい高エネルギー放射線に対する線量換算係数について述べる。表 2. 1 に新旧の放射線防護で用いる線量に関する用語をまとめるとともに、本研究で評価する線量を示す。

2. 1 ICRP1990 年勧告以前の線量換算係数データ

ICRP1990 年勧告が放射線障害防止法等に導入される以前は、放射線取り扱い施設、原子力施設及び加速器施設の遮へい計算には、実用量 (Operational quantities) である ICRP Publication 51 の周辺線量当量 (Ambient dose equivalent) に対する線量換算係数データが用いられてきた。線量当量 (Dose equivalent) H は、吸収線量 D に線質係数 Q を乗じたものである。すなわち、

$$H = QD \quad (2.1)$$

線質係数は、基準となる γ 線の吸収線量による生物学的効果に対して、ある特定の放射線の同じ吸収線量による生物学的効果の相対的な効果を参考に放射線防護のために決められた係数であり、荷電粒子の水中における線エネルギー付与 (LET) と関係付けられている。

エネルギー 10MeV 以下の光子及び 20MeV 以下の中性子に対しては、密度 $1.0\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ の ICRU 4 元素軟組織等価物質⁷⁾ からなる直径 30cm の球 (ICRU 球ファントムと呼ばれている) の主軸に平行なビームが入射した際の主軸上 1cm 深さ位置での周辺線量当量 (2000 年以前の法令等では 1 センチメートル線量当量とも呼ばれている。現行法令等では 1 センチメートル線量当量は個人線量評価用の個人線量当量にも使われる。) が評価線量とされ、その線量換算係数として放射線障害防止法の告示別表⁸⁾において ICRP Publication 51 のデータが示された。これは、人体が放射線を全身に均等に照射を受けた場合に、次式で示された防護量 (Protection quantities) である実効線量当量 (Effective dose equivalent) H_E に比べて、周辺線量当量が合理的に過大側に評価することから実用量として採用されている。

$$H_E = \sum_T w_T \sum_R \hat{H}_{T,R} = \sum_T w_T \sum_R \hat{Q}_{T,R} D_{T,R} \quad (2.2)$$

ここで、 w_T は臓器・組織 T に対する組織荷重係数、 $\hat{H}_{T,R}$ は荷電粒子 R による臓器・組織 T の平均線量当量である。また、 $D_{T,R}$ は荷電粒子 R による臓器・組織 T の平均吸収線量であり、 $\hat{Q}_{T,R}$ は臓器・組織 T 内での平均した線質係数である。

エネルギーが 10MeV 以上の光子及び 20MeV 以上の中性子に対する線量換算係数については、放射線障害防止法の告示別表には示されていない。放射線のエネルギーが大きくなると ICRU 球ファントムの主軸上 1cm 深さ位置での線量当量に比べて実効線量当量の方が大きく、周辺線量当量は低エネルギー放射線のように保守的な線量指標とは必ずしもならない。そこで、高エネルギー放射線の遮へい計算では、ICRU 4 元素軟組織等価物質の厚さ 30cm の半無限平板ファントムに平行ビームとして放射線が入射した場合の線量当量の深度分布から最大線量当量を与える線量換算係数を通常用いてきた。ICRP Publication 51 では、10MeV~20GeV の光子、0.1MeV~20GeV の電子、2MeV~100GeV の中性子及び 60MeV~100GeV の陽子に対して最大線量当量を与える線量換算係数が掲載されている。

この結果、多くの遮へい計算では、高エネルギー領域では半無限平板ファントムにおける最大線量当量を採用し、低エネルギー領域では ICRU 球ファントムでの周辺線量当量への線量換算係数を採用していた。エネルギー領域によって異なるファントム形状に対する線量換算係数を用いたことにより、接続エネルギー部における線量換算係数の連続性が確保できなかった。また、放射線によって、最大線量当量を与える深さ位置が異なるため、人体での被ばく線量の指標として最大線量当量を用いることは適切でない。

さらに、ICRP の 1985 年パリ声明⁹⁾では、中性子の生物効果比 (Relative Biological Effectiveness, RBE) に関する新しい情報に応じて、中性子に対する線質係数を当量 2 倍にすることを勧告した。従来から用いてきた線量換算係数の表の中で、この勧告は、換算係数の数値を 2 倍にすることを示唆された。国内においても、RI 中性子源、放射線発生装置等の安全審査では、取り扱う中性子のエネルギーによらず、中性子に対する線質係数が例え 2 倍となっても安全な遮へい設計をすべきものと行政指導されていた。

2. 2 ICRP1990 年勧告に基づく線量体系

従来の線量当量の評価で用いていた線質係数は、元々大まかな指標にすぎないものであるが、見かけ上精密なものとししばしば間違っ て解釈されていた。そこで、ICRP1990 年勧告では、これらの解釈を排除するために、新たに放射線荷重係数が導入された。これを用いた臓器・組織の等価線量 (Organ equivalent dose) 並びに実効線量 (Effective dose) E が次式のように定義された。

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.3)$$

ここで、 w_T は臓器・組織 T に対する組織荷重係数、 H_T は荷電粒子 R による臓器・組織 T の等価線量である。また、 w_R は ICRP Publication 60 で新たに示された放射線荷重係数であり、 $D_{T,R}$ は荷電粒子 R による臓器・組織 T の平均吸収線量である。放射線荷重係数の値は、低線量における確率的影響の誘発に関するその放射線の生物効果比の値を代表するように ICRP で選ばれた。また、この際、臓器・組織に対する組織荷重係数も見直され、対象とする臓器・組織の種類が 7

種類から 13 種類に増加されるとともに、その値も一部変更された。

実効線量への線量換算係数は人体が照射される条件により異なる。人体が照射される場合に考えられる条件の数は事実上無限なので、線量換算係数の計算を実行する照射条件の数を制限するのがふつうになってきている。ICRP 等では、前方-後方照射条件(以下、「AP 照射条件」と記す。)、後方-前方照射条件、側方照射条件、回転照射条件及び等方照射条件の典型的な 5 種類の照射条件について規定している。

放射線荷重係数は、人体に入射する放射線の種類とエネルギーに対して一義的に与えられており、光子、電子及びミューオン、中性子(5 群のエネルギー別)、反跳陽子以外のエネルギーが 2MeV を超える陽子、 α 粒子、核分裂片、重原子核に対して数値が示されている。放射線荷重係数を用いた実効線量の評価では、ICRP1985 年のパリ声明による中性子の線質係数を 2 倍にするとの勧告は既に放射線荷重係数に考慮されており、算出された実効線量を更に 2 倍する必要はない。

一方、ICRP1990 年勧告以降でも測定で用いられる周辺線量当量の評価では線質係数を利用するが、線質係数と LET との関係が見直された。新しい Q-L 関係を用いて計算すれば、ICRU の実用量は実効線量を過小評価することはなさそうである、ということを示唆している⁵⁾。

2. 3 新しい線量換算係数データ

ICRP Publication 60 では実効線量の概念、放射線荷重係数、組織荷重係数及び Q-L 関係式の数値が示されているが、実効線量及び新しい Q-L 関係に基づく線量当量への線量換算係数自体は示されていない。ICRP Publication 60 の考え方に沿った低エネルギー放射線に対する実効線量への線量換算係数が多くの機関において計算され、その評価値が 1996 年に ICRP Publication 74 及び ICRU Report 57 として公刊された。その中で、0.01MeV~10MeV の光子及び 1meV~180MeV の中性子の各照射条件について、並びに 0.1MeV~10MeV の電子の AP 照射条件についての線量換算係数が示されている。しかし、ICRP Publication 74 では高エネルギーの光子、中性子及び電子に対する線量換算係数は示されておらず、さらに陽子に対するデータも全く示されていない。

高エネルギー放射線に対する ICRP Publication 60 の考え方に沿った新しい線量換算係数の整備・評価作業に 1991 年着手した。対象とする放射線は、遮へい体において透過力が大きい中性子及び光子、並びに加速器における加速粒子としての電子及び陽子である。評価する線量は、新しく導入された放射線荷重係数を用いる実効線量及び ICRP Publication 60 の Q-L 関係式に基づく実効線量当量である。さらに、半無限平板ファントムによる線量当量及び ICRU 球ファントムによる周辺線量当量も一部評価した。遮へい設計計算における評価線量は今後実効線量となるが、高エネルギー放射線に対する放射線荷重係数はよく検討されていない。ICRP Publication 60 によれば、放射線荷重係数が示されていない放射線及びエネルギーについては ICRU 球ファントムの深さ 1cm 位置における平均線質係数 \bar{Q} を次式によって計算することによって放射線荷重係数の近似値を得ることができるとしている⁴⁾。

$$\bar{Q} = \frac{1}{D_0} \int_0^{\infty} Q(L)D(L)dL \quad (2.1)$$

ここで、 $D(L)dL$ は深さ l cm、線エネルギー付与が L と $L+dL$ の間の吸収線量、 $Q(L)$ は深さ l cm における L の線質係数である。この式を約 10MeV の光子と中性子に適用した場合、放射線荷重係数の勧告値と矛盾しない値をしている⁴⁾。本研究では、高エネルギーの中性子及び陽子に関して身体全体で平均化した線質係数を導出して、高エネルギーの中性子及び陽子の放射線荷重係数との比較検討を行った。

ICRP Publication 60 以降に行われた本グループ以外の高エネルギー放射線に対する線量換算係数計算の現状を Table 2.2 及び 2.3 に示す。

Table 2.2 は人体形状ファントムを用いた線量換算係数の現状である。光子に関しては、イタリアの Istituto Nazionale di Fisica Nucleare(以下、「INFN」と略す。)グループが FLUKA コードシステム¹⁰⁻¹⁴⁾と修正された ADAM ファントム¹⁵⁻¹⁷⁾を用いて最大 100GeV までの実効線量、実効線量当量及び臓器線量への線量換算係数を計算している^{15,18)}。また、最近米国の Georgia Institute of Technology グループが MCNPX コード¹⁹⁾と修正された PNL ファントム²⁰⁾を用いて 2GeV までの実効線量への線量換算係数を計算している²¹⁾。電子に関しては、イタリアの INFN グループが FLUKA コードシステムを用いて最大 100GeV までの実効線量及び実効線量当量への線量換算係数を計算するとともに^{18,22)}、日本の北大グループが EGS4 コード²³⁾と修正された Christy ファントム^{24,25)}を用いて 100MeV までの実効線量への線量換算係数を計算している^{26,27)}。中性子に関しては、米国の University of Texas at Austin グループが LAHET コードシステム²⁸⁾と修正された PNL ファントムを用いて 180MeV までの実効線量への線量換算係数を^{29,30)}、ドイツの放射線防護研究所 (GSF) グループが MCNP コード³¹⁾と ADAM ファントム^{16,32)}で 100MeV までの実効線量への線量換算係数を³³⁾、イタリアの INFN グループが FLUKA コードシステムを用いて最大 10TeV までの実効線量への線量換算係数を³⁴⁾、米国の Georgia Institute of Technology グループが MCNPX コードを用いて 2GeV までの実効線量への線量換算係数²¹⁾を計算している。University of Texas at Austin グループによる線量換算係数の値は、高エネルギー領域のデータとして ICRP Publication 74 に採用されている。さらに、陽子に関しては、イタリアの INFN グループが FLUKA コードシステムを用いて最大 10TeV までの実効線量への線量換算係数を計算している³⁵⁾。

Table 2.3 は ICRU 球ファントムによる周辺線量当量或いは半無限平板ファントムによる線量当量への線量換算係数計算の現状である。光子及び電子に関しては、イタリアの INFN グループが FLUKA コードシステムと ICRU 球ファントムを用いて最大 10GeV までの周辺線量当量への線量換算係数³⁶⁻³⁸⁾を計算している。中性子に関しては、ロシアの Institute for High Energy Physics, Moscow (以下、IHEP と略す。)グループが HADRON コード^{39,40)}を用いて 5GeV までの線量当量への線量換算係数を⁴¹⁾、イタリアの INFN グループが FLUKA コードシステムと ICRU 球ファントムを用いて 0.025eV から 10TeV までの周辺線量当量への線量換算係数⁴²⁾を計算している。さらに、陽子に関しては、イタリアの INFN グループが FLUKA コードシステムと ICRU 球ファントムを用いて最

大 10TeV までの周辺線量当量への線量換算係数を計算している⁴³⁾。このように、本研究が扱っているすべての放射線に対して、10GeV (電子のみ 100GeV) まで実効線量等への線量換算係数を計算しているのはイタリアの INFN グループだけである。このため、本研究による計算結果の妥当性を検討する一手段として INFN グループとの計算値の系統的な比較を行った。

ICRP1990 年勧告の取り入れに伴う放射線障害防止法等の改正の審議において、0.01MeV~10MeV の光子及び 1meV~20MeV の中性子に対して AP 照射条件における実効線量への線量換算係数を用いることが具申され^{44,45)}、放射線障害防止法等の告示別表にその数値が示されている⁴⁶⁾。これは、許認可等に係る遮へい計算においては、当該施設における放射線業務従事者及び公衆への照射条件の違いを正確に把握することが困難であると考えられること等から、安全側の評価値となる AP 照射条件での実効線量への換算係数が採用された⁴⁵⁾。一方、20~180MeV の中性子及び電子に対する実効線量への線量換算係数については放射線障害防止法等の告示別表に記載されていない。高エネルギー放射線に対する実効線量は、AP 照射条件が必ずしも最大の実効線量を示すことはなく、照射条件によって実効線量への換算係数は異なる。このため、種々の照射条件に対する線量換算係数の評価が必要となる。

Table 2.1 Quantities for radiological protection.

Radiations	Protection quantities		Operational quantities	Q-L relationship
	Organs and tissues	Whole body		
Former dose evaluation system	Organ absorbed dose ($D_{T,R}$)	Effective dose equivalent (H_E)	Ambient dose equivalent	Recommended in ICRP Publication 9
	Average dose equivalent ($\hat{H}_{T,R}$)		Directional dose equivalent	
			Personal dose equivalent	
New dose evaluation system	Organ absorbed dose ($D_{T,R}$)	Effective dose (E)	Ambient dose equivalent	Recommended in ICRP Publication 60
	Organ equivalent dose (H_T)		Directional dose equivalent	
			Personal dose equivalent	
This work	Organ absorbed dose ($D_{T,R}$)	Effective dose (E)	Ambient dose equivalent	Recommended in ICRP Publication 60
	Organ equivalent dose (H_T)	Effective dose Equivalent (H_E)		
	Average dose equivalent ($\hat{H}_{T,R}$)			

Table 2.2 Summary of dose conversion coefficients for high-energy radiations
obtained by using anthropomorphic phantom.

(E: effective dose, H_E: effective dose equivalent, D_T: organ absorbed dose)

Radiations	Authors (Group)	Code	Phantom	Quantity	Irradiation geometries	Energy range
Photons	Ferrari et al. ¹⁵⁾ (INFN)	FLUKA	Modified ADAM phantom ^{15,16)} (hermaphrodite)	E, H _E	AP, PA, LAT, ISO	50 keV – 10 GeV
	Pelliccioni et al. ¹⁸⁾ (INFN)	FLUKA /MCNP	Modified ADAM phantom ^{16,17)} (male)	D _T	AP	0.122 MeV – 90 MeV
	Pelliccioni et al. ¹⁸⁾ (INFN)	FLUKA	Modified ADAM phantom (hermaphrodite)	E	AP, PA, LAT, ISO	50 keV – 100 GeV
	Sutton et al. ²¹⁾ (Georgia Institute of Technology)	MCNPX	modified PNL phantom ²⁰⁾ (male, female)	E	AP, PA, LAT	0.05 MeV – 2 GeV
Electrons	Ferrari et al. ²²⁾ (INFN)	FLUKA	Modified ADAM phantom (hermaphrodite)	E, H _E	AP, PA, LAT, ISO	5 MeV – 10 GeV
	Pelliccioni et al. ¹⁷⁾ (INFN)	FLUKA		E	AP, PA, LAT, ISO	5 MeV – 100 GeV
	Katagiri et al. ²⁶⁾ (Hokkaido University)	EGS4	Modified Christy adult phantom ^{24,25)} (hermaphrodite)	E, H _E , D _T	AP, PA	0.1 MeV – 100 MeV
	Katagiri et al. ²⁷⁾ (Hokkaido University)			E, H _E , D _T	LAT	0.1 MeV – 200 MeV
Neutrons	Nabelssi et al. ^{29,30)} (University of Texas at Austin)	LAHET	modified PNL phantom (male, female)	E, H _E	AP, PA, LAT, ROT	30 MeV – 180 MeV
	Mares et al. ³³⁾ (GSF)	MCNP	ADAM phantom ^{16,32)} (male)	E	AP	20 MeV – 100 MeV
	Ferrari et al. ³⁴⁾ (INFN)	FLUKA	Modified ADAM phantom (hermaphrodite)		AP, PA, LAT, ISO	0.025 eV – 10 TeV
	Sutton et al. ²¹⁾ (Georgia Institute of Technology)	MCNPX	modified PNL phantom (male, female)		AP, PA, LAT	10 MeV – 2 GeV
Protons	Ferrari et al. ³⁵⁾ (INFN)	FLUKA	modified ADAM phantom (hermaphrodite)		E, D _T	AP, PA, LAT, ISO

Table 2.3 Summary of ambient dose equivalent and dose equivalent conversion coefficients
for high-energy radiations

Radiations	Authors (Group)	Code	Phantom	Quantity	Energy range
Photons	Ferrari et al. ^{36,37)} (INFN)	FLUKA	ICRU Sphere	ambient dose equivalent	0.5 MeV – 10 GeV
Electrons	Ferrari et al. ³⁸⁾ (INFN)	FLUKA			70 keV – 10 GeV
Neutrons	Sannikov et al. ⁴¹⁾ (IHEP)	HADRON	ICRU Sphere or Slab	ambient dose equivalent and dose equivalent	Thermal – 5 GeV
	Ferrari et al. ⁴²⁾ (INFN)	FLUKA	ICRU Sphere	ambient dose equivalent	0.025eV, 1keV–10TeV
Protons	Pelliccioni et al. ³⁶⁾ (INFN)	FLUKA			50 MeV, – 10 TeV

3. 計算方法

本レポートでは、高エネルギー放射線に対する線量換算係数として、実効線量及びICRPの1990年勧告のQ-L関係に基づいた実効線量当量への換算係数を評価することになるので、本章では高エネルギー放射線に対する線量換算係数を評価するための計算法として、実効線量の評価法、人体形状ファントム、被ばく線量評価コードシステム、中性子及び光子の断面積データ及びカーマ係数について述べる。Q-L関係に基づく実効線量当量の定義と評価法、荷電粒子の平均線質係数については付録で述べる。

3. 1 実効線量の定義と高エネルギー放射線に対する評価法

放射線を取り扱う施設の放射線防護では、ICRPが定義する防護量とICRUが定義する実用量の2種類の量が用いられる。防護量は、人体中に特定された線量であり、直接には測定できないが、照射条件が規定できれば放射線の人体内での挙動を計算することにより評価できる⁵⁾。従来のICRP 1977年勧告で勧告された防護量は実効線量当量と臓器・組織の平均線量当量であり、ICRP Publication 60で勧告された防護量は実効線量と臓器・組織の等価線量である。臓器・組織の等価線量は、人体内の各臓器・組織に対する防護量であり、実効線量は身体全体に対する防護量である。一方、実用量は、場所や個人の外部被ばくモニタリングのための量であり、放射線に対する管理を行うためにこれらを測定する。本節では、防護量としての実効線量の定義と高エネルギー放射線に対する評価法を述べる。

3. 1. 1 臓器・組織の等価線量と実効線量

放射線防護の観点で関心があるのは、人体内の臓器・組織の1点における吸収線量ではなく、臓器・組織にわたって平均化し、放射線の線質について荷重した吸収線量である⁴⁾。そこで、ICRP Publication 60では、臓器または組織Tの等価線量 H_T を、次式で定義している。

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

ここで、 $D_{T,R}$ は臓器または組織T中での放射線Rに対する平均吸収線量であり、 w_R はICRP Publication 60で新たに示された放射線荷重係数である。放射線荷重係数の値は、低線量における確率的影響の誘発に関するその放射線の生物効果比の値を代表するようにICRPで選ばれ、Table 3.1に示すように人体に入射する放射線の種類とそのエネルギーに対して与えられている。

また、身体全体での被ばくの指標としての実効線量は次式で示される。

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

ここで、 w_T は臓器または組織Tの組織荷重係数である。組織荷重係数は、放射線が全身に均等に

照射された結果生じる影響による損害の総計に対する、各臓器・組織の相対的寄与を表す量であり、ICRP Publication 60 で示された組織荷重係数を Table 3.2 に ICRP Publication 26 での値とともに示す。

3. 1. 2 荷電粒子による臓器・組織の平均吸収線量の計算法

エネルギー E_0 の荷電粒子Rが臓器・組織Tに入射し、Fig. 3.1に示すように電離による連続的な減速を続けてエネルギーを損失し、エネルギー E_1 で臓器・組織Tから出ていく場合、荷電粒子Rによる臓器・組織Tの平均吸収線量 $D_{T,R}$ は次式で与えられる。

$$D_{T,R} = \frac{E_0 - E_1}{m_T} \quad (3.3)$$

ここで、 m_T は臓器・組織Tの質量である。臓器・組織T中において、全ての荷電粒子について(3.3)式より得られる値を合計すると、平均吸収線量 D_T を求めることができる。

3. 2 人体形状ファントム

人体臓器・組織の等価線量あるいは平均線量当量を計算するためには、詳細放射線輸送計算コードに人体の各臓器・組織の形状を数式で導入することが必要である。本研究では、Cristyによって作成されたMIRD-5型の成人男性ファントム^{47,48)}に対して、山口による①眼・水晶体のモデルの追加、②顔面の骨格の追加、及び③楕円球に単純化した甲状腺形状の改良したもの⁴⁹⁾を用いた。さらに、本研究では食道の追加と胃のモデルの変更、両性具有ファントムに関する変更を行った。Fig. 3.2に人体形状ファントムを示す。

3. 2. 1 食道の追加と胃のモデルの変更

ICRP Publication 60では、被ばく線量に寄与する臓器・組織として食道が追加された。そこで、食道を含むように次の2点の変更を行った。以下で示す座標 (x, y, z) は胴体下端の人体中心軸を原点とする。

①食道に対する数学モデルの追加

次式で表されるLewisらの数学モデル⁵⁰⁾を用いて食道を追加した。

(胸部食道)

$$x^2 + (y-1.7)^2 \leq 0.7^2 \quad \text{かつ} \quad x^2 + (y-1.7)^2 \geq 0.3^2 \quad \text{但し} \quad 44 \leq z \leq 70 \quad (3.4)$$

(腹部食道)

$$y_1^2 + z_1^2 \leq 0.7^2 \quad (0 \leq x_1 \leq 10) \quad (3.5)$$

$$x_1 = 0.7980x - 0.5686(y - 1.7) - 0.1995(z - 44)$$

$$y_1 = 0.5803x - 0.8144(y - 1.7)$$

$$z_1 = 0.1625x - 0.1588(y - 1.7) + 0.9799(z - 44)$$

②胃のモデルの変更

胃モデルは、楕円体で表され、MIRD-5 ファントムモデルは胃モデルの主軸が z 軸と平行であるが、Lewis らはこれを解剖学的知見に基づき以下のように回転させ、食道と接合するようにした⁵⁰⁾。

$$\left(\frac{x_1}{4}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{3}\right)^2 + \left(\frac{z}{8}\right)^2 < 1 \quad (3.6)$$

但し、 $x_1 = 0.866(x - 4) - 0.5(z - 36)$

$$y_1 = 0.5(x - 4) + 0.866(z - 36)$$

なお、胃と食道の重複部分は胃とした。

3. 2. 2 両性具有ファントムに関する変更

本研究に使用した人体形状ファントムは、Cristy らによる身長 170cm の成人男性ファントムに、男性生殖器（睾丸）、女性生殖器（卵巣）及び子宮を有する両性具有ファントムである。乳房の高さを Cristy らの成人女性ファントムの約半分とし、肺などへの乳房による遮へい効果の影響について、1つのファントムで男女の平均化した値を計算できるようにした。

乳房のモデルは、Cristy らのファントムにおいては次式の楕円体で表される。

$$\left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad \text{かつ} \quad \left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 > 1 \quad (3.7)$$

ここで、後者の式は楕円柱形状の胴体を表し、定数 A_T 及び B_T としては成人男性の値 20.0 及び 10.0 を用いる。また、 $x_0 = \pm 10.0$ の時には、 $y_0 = -B_T \sqrt{1 - (x_0/A_T)^2} = 8.66$ 、 $z_0 = 52.0$ となる。なお、 x_0 の正の値は左の乳房を、負の値は右の乳房を表す。

両性具有性を表すために、楕円体の x 、 y 、 z 方向の寸法を表すパラメータ a 、 b 、 c を Cristy モデルに比べて以下のように小さくした。特に y 方向に付いては、約 1/2 とした。

Cristy のパラメータ： $a=4.95$ 、 $b=4.35$ 、 $c=4.15$

本研究のパラメータ： $a=4.86$ 、 $b=2.00$ 、 $c=4.06$

3. 2. 3 人体組織の組成

Fig. 3.2 に示す人体形状ファントムは、61 個の臓器または組織からなっており、各臓器または組織の名称、材質及び体積を Table 3.3 に示す。また、MIRD-5 人体形状ファントム⁴⁸⁾及び Christy 人体形状ファントム⁴⁷⁾における 3 種類の人体組織等価物質の密度を Table 3.4 に示す。MIRD-5 と Christy の人体形状ファントムは、3 つの組成すなわち軟組織、肺組織及び骨組織（無機質骨と骨髄、骨表面組織の混合物）から成る。

人体の大半を占める軟組織の密度を比較すると、Christy 人体形状ファントムは MIRD-5 人体形状ファントムに比べて、5%程度高密度である。この原因としては、隣接する器官による領域の重複（二重定義）を避けるため、密度を上げることにより各器官の大きさを小さくしたためと考えられる。本研究では、外部被ばくの線量換算係数評価の対象として MIRD-5 人体形状ファントムを採用した。軟組織、肺組織、骨組織及び赤色骨髄組織の 17 元素からなる組成を Table 3.5 に示す。また、同表には、ICRU の 4 元素からなる軟組織等価物質の元素組成も示す。赤色骨髄組織では、盛んに血液細胞を作っているため、生殖腺に次いで組織荷重係数の大きな組織グループに属しており、そこでの吸収線量等の評価は大変重要である。骨髄は骨の内部のすきまに入っているため、被ばく線量計算において骨組織内に分布する赤色骨髄組織を他の骨組織と分離して吸収線量等を計算することは困難である。吸収線量の評価では、後述するように HETC-3STEP と MORSE-CG を結合し、それぞれ高エネルギー領域及び低エネルギー領域を分担して計算している。そこで、HETC-3STEP コードの計算では、骨組織の組成による吸収線量を赤色骨髄組織の吸収線量とみなした。また、MORSE-CG コードによる 15MeV 以下の中性子の計算では、骨組織の組成データを用いた断面積により、骨組織中での中性子及び二次光子のフルエンスを計算するとともに、赤色骨髄組織のカーマ係数を骨組織中でのフルエンスに乗ずることにより、吸収線量を計算した。

3. 2. 4 照射条件

ICRP 等では人体形状ファントムに対して、下記の 5 種類の照射条件を規定している^{5,48)}。これらの計算では、広い単一方向又は面平行ビームによる全身照射を仮定している。

前方-後方照射条件 (Anteroposterior、以下「AP 照射条件」と記す。)：身体の長軸に直角の方向から、放射線が身体の前面から後面に向かった照射。

後方-前方照射条件 (Posteroanterior、以下「PA 照射条件」と記す。)：身体の長軸に直角の方向から、放射線が身体の後面から前面に向かった照射。

側方照射条件 (Lateral、以下「LAT 照射条件」と記す。)：身体の長軸に直角の方向から、放射線が身体の左側面又は右側面からの照射。さらに方向を特定する必要がある場合には、身体の右側面からの照射は RLAT、身体の左側面から照射は LLAT とする。

回転照射条件 (Rotational、以下「ROT 照射条件」と記す。)：身体の長軸に直角な方向から放射線の平行ビームに身体が照射される放射線場の中で、長軸の周りに一様な速度で人体を回転させる照射条件。

等方照射条件 (ISO)：単位立体角当たりの粒子フルエンスが方向に依存しない様な放射線場に

おける照射条件。

AP 照射条件、PA 照射条件及び LAT 照射条件は、線源の位置に対して向きが固定された人体への照射を近似し、ROT 照射条件は広く広がった面線源からの照射又は単一線源場の中でランダムに動く人への照射を近似する。また、ISO 照射条件は放射性ガスのような線源中の身体への照射を近似できる。

本研究では、光子及び電子に対しては上記 5 種類の照射条件に対する線量換算係数を評価するとともに、中性子及び陽子に対しては AP、PA 及び ISO の 3 種類の照射条件に対する線量換算係数を評価する。

3. 3 被ばく線量評価コードシステム

高エネルギー放射線が人体組織に入射すると、多様な核反応により多種類の二次粒子が発生し、しかもその飛程は臓器・組織の大きさに比べて大きくなることもある。このため、高エネルギー放射線の線量換算係数を評価するためには、中性子や陽子入射ではハドロンカスケードと媒質中での輸送、光子・電子では電磁カスケードを取り扱うことのできる計算コードが必要である。そこで、本研究では高エネルギー放射線による被ばく線量評価にドイツのユーリッヒ研究所 (Forschungszentrum Jülich) で開発された HERMES (High Energy Radiation Monte Carlo Elaborate System) コードシステム⁵¹⁾を改良したものをを用いた。本節では、改良版 HERMES コードシステムの概要、臓器・組織内での沈着エネルギー、吸収線量、等価線量の計算方法を述べる。

3. 3. 1 改良版 HERMES コードシステム

改良版 HERMES コードシステムは、放射線の輸送及び相互作用のシミュレーションを行うために種々の物理過程に対応するいくつかの 3次元モンテカルロ計算コードから構成されるコードシステムであり、その構成を Fig. 3.3 に示す。HERMES コードシステムでは、数 GeV の高エネルギーから eV 以下の熱エネルギーまでの広いエネルギー範囲の粒子の挙動を解析することができる。HERMES コードシステムで取り扱う放射線・粒子の種類、それらを扱うモンテカルロ計算コードとエネルギー範囲を Table. 3.6 に示す。

15MeV 以上のエネルギーをもつ中性子、陽子、重イオン等の挙動、エネルギー沈着量及び平均吸収線量の評価は HETC-3STEP コード⁵²⁾で行い、臓器・組織内における荷電粒子の線質係数を乗じたエネルギーの差から平均線量当量を算出する。従来の HERMES コードシステムでは HETC-KFA2 コード⁵³⁾を用いていたが、本研究では中性子スペクトルをより正確に評価できる前平衡過程を組み込んだ HETC-3STEP コードを用いた。また、15MeV 以下のエネルギーの中性子及び二次光子の線束は MORSE-CG/KFA コード⁵⁴⁾で評価する。このエネルギー領域で発生する二次荷電粒子の飛程は、人体の臓器・組織の大きさに比べて小さいことから、発生した荷電粒子がその場でエネルギーを物質に与えるという“カーマ近似”を適用した。これにより、臓器・組織での中性子及び光子の線束に人体形状ファントムの各臓器・組織のカーマ係数を乗じることにより平均吸収線量を評価する。さらに、光子及び電子・陽電子の挙動、エネルギー沈着量及び平均吸収線量の評価には EGS4

コードを用いる。

3. 3. 2 HETC-3STEP コードでの沈着エネルギーの評価方法

HETC-3STEP コードには、着目した体系の指定された領域ごとに、荷電粒子による沈着エネルギー (deposition energy) を算出する機能がある。そこで、陽子、パイオン、ミューオン及び質量が 20 以下の重イオンによる沈着エネルギーの計算方法を、①核反応が起こった場所でのエネルギー沈着、②媒質中の輸送に伴うエネルギー沈着及び③反跳された原子核によるエネルギー沈着に分けて示す。

①核反応が起こった場所でのエネルギー沈着

核反応が起こった場所では、蒸発過程により発生する荷電粒子や反跳核の飛程は臓器・組織の大きさに比べて無視できるほど小さいと考えられるので、運動エネルギーが反応の起こった場所に沈着するものとする。したがって、蒸発過程で生成する重陽子(d)、三重陽子(t)、He-3、He-4 (α) 及び反跳核の重イオンによる沈着エネルギーは次式で表せる。

$$Ed_{prt} = E_{prt} \times WT_{prt} \quad (3.8)$$

ここで、prt は粒子の種類 (d, t, He-3, He-4, 反跳核) を表し、 Ed_{prt} は粒子 prt の沈着エネルギー (MeV) 及び E_{prt} は粒子 prt の運動エネルギー (MeV) である。また、 WT_{prt} はモンテカルロ計算においてスプリットング等の分散低減法を用いた場合の粒子 prt の重みである。

核反応により陽子、中性子、パイオン及びミューオンの運動エネルギーがカットオフエネルギー以下になった場合、及び生成する粒子の運動エネルギーがカットオフエネルギー以下の場合においては、各粒子の沈着エネルギーは次式で表せる。

$$\text{陽子: } Ed_p = E_p \times WT_p \quad (3.9)$$

$$\text{中性子: } Ed_n = E_n \times WT_n \quad (3.10)$$

但し、中性子入射時の沈着エネルギーは、媒質中で発生する荷電粒子による沈着エネルギーの総和と定義するので、個々の中性子の沈着エネルギーは全沈着エネルギーには加えない。

$$\text{パイオン} (\pi^-) : Ed_{\pi^-} = (E_{\pi^-} - 1.0) \times WT_{\pi^-} \quad (3.11)$$

ここで、1.0 (MeV) は結合エネルギーを表す。

$$\text{パイオン} (\pi^+) : Ed_{\pi^+} = E_{\pi^+} \times WT_{\pi^+} \quad (3.12)$$

$$\text{ミューオン} (\mu^-) : Ed_{\mu^-} = \left\{ \frac{E_{\mu^-} + 106.0}{106.0} \times 33.328 - 0.511 \right\} \times WT_{\mu^-} \quad (3.13)$$

$$\text{ミューオン} (\mu^+) : Ed_{\mu^+} = \frac{E_{\mu^+} + 106.0}{106.0} \times 33.328 \times WT_{\mu^+} \quad (3.14)$$

②媒質中の輸送に伴うエネルギー沈着

荷電粒子の媒質中の輸送に伴い、媒質中での電離、弾性散乱及び励起によりエネルギーを沈着する。しかし、HETC-3STEP コードでは励起の過程を取り扱わないので、電離及び弾性散乱のみを述べる。

媒質中での電離に伴う沈着エネルギーを電離エネルギー損失とすると、次式で表せられる。

$$Ed_{prt} = (E_1 - E_2) \times WT_{prt} \quad (3.15)$$

ここで、prt は粒子の種類 (p, パイオン (π^\pm), ミューオン (μ^\pm)) を表し、 Ed_{prt} は粒子 prt の沈着エネルギー (MeV)、 E_1 及び E_2 は粒子 prt の着目体積領域における入射及び出射の運動エネルギー (MeV)、 WT_{prt} は粒子 prt の重みである。

弾性散乱は、HETC-3STEP コードでは標的核中の陽子と中性子の散乱の際に考慮することができる。弾性散乱による反跳核の運動エネルギーは、散乱が起こった位置に沈着するものとする。但し、衝突の標的核が水素原子の場合には、カスケードと蒸発過程の核反応モデルは使用せず、核子・核子の非弾性散乱を記述するアイソバーモデルが用いられている。

③反跳された原子核によるエネルギー沈着

高エネルギーの非荷電粒子により原子核が反跳された場合には、HETC-3STEP コードでは反跳原子核の飛跡を追跡することはせず、反跳核のもつ運動エネルギーは反応が起こった位置で沈着することにしている。

3. 3. 3 EGS4 コードでの沈着エネルギーの評価方法

改良版 HERMES コードシステムにおいて、電子、陽電子、光子及び中性パイオン (π^0) のエネルギー沈着量は電磁カスケードモンテカルロ計算コード EGS4 で計算する。このうち中性パイオンは、EGS4 コードでは即座に電子及び陽電子に崩壊するものとして、電子・陽電子の輸送を追跡する。また、光子についても、電子対生成、コンプトン散乱及び光電効果で生成される電子・陽電子の輸送を追跡することにより、エネルギー沈着量を計算する。したがって、EGS4 コードで算出されるエネルギー沈着量は、最終的には電子及び陽電子によるものである。以下に、EGS4 コードにおける、電子・陽電子の沈着エネルギーの計算法を記す。

EGS4 コードで考慮する電子・陽電子と物質の相互作用のうち、制動放射、Möller ($e^- e^-$) 散乱、Bhabha ($e^- e^+$) 散乱の各反応で生じたカットオフエネルギー以上の粒子 (制動放射の場合は X 線、Möller 散乱の場合は δ 線) は、独立した粒子として輸送過程が追跡され、カットオフエネルギー以下の粒子についてはその場所でエネルギー沈着したものとみなす。電子・陽電子と物質との相互作用である多重散乱は、電子または陽電子の輸送の過程で、多数の原子核との弾性衝突による散乱であり、電子のエネルギー損失に与える影響は小さいが、粒子の進行方向に大きな影響を与えるため、Moliere の多重散乱近似を用いて取り扱われる。

EGS4 コードでの電子及び陽電子のエネルギー沈着は、以下の2通りの方法で計算される。

① カットオフエネルギー以上の電子・陽電子によるエネルギー沈着

媒質中においてカットオフエネルギー以上のエネルギーをもつ電子・陽電子のエネルギー沈着は、入射粒子の連続的なエネルギー損失過程として Berger と Seltzer によって提案された “restricted stopping power”⁵⁵⁾ の考え方により取り扱われる。高エネルギーの電子により発生した二次電子が、さらに電離を起こすのに十分なエネルギーをもって放出された場合（δ線という）、これらの電子は着目している領域を逃れ、その領域にエネルギーを沈着しないことになる。そこで、あるカットオフの値Δよりも小さい衝突のみのエネルギー損失を考慮した阻止能が “restricted stopping power” である。ここで、Δは、投影飛程が着目領域の大きさにほぼ近いような電子がもっているエネルギーのことである。エネルギー損失に対する式は、Bethe-Bloch の式⁵⁶⁻⁵⁸⁾に基づいている。

② カットオフエネルギー以下の電子、陽電子及び光子によるエネルギー沈着

媒質中でカットオフエネルギー以下の電子、陽電子及び光子に関しては、そのエネルギーがカットオフエネルギー以下になった点においてエネルギー沈着したものとみなす。

3. 3. 4 HETC-3STEP コード及び EGS4 コードによる平均吸収線量及び等価線量の評価

HETC-3STEP コード及び EGS4 コードで評価された指定領域の臓器・組織 T に沈着したエネルギー ϵ_T をその臓器・組織の質量 m_T で除することにより平均吸収線量 D_T を求めることができる。

$$D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T} \quad (3.16)$$

また、入射放射線 R による臓器・組織の等価線量 $H_{T,R}$ は平均吸収線量 D_T に該当する放射線荷重係数 w_R を乗じたものである。

$$H_{T,R} = w_R \times D_T \quad (3.17)$$

3. 3. 5 低エネルギー中性子の平均吸収線量及び等価線量の評価

改良版 HERMES コードシステムにおいては、中性子核反応のデータライブラリーが整備されている 15MeV 以下の中性子についての臓器・組織の平均吸収線量、等価線量及び平均線量当量を MORSE-CG/KFA コードで行う。15MeV 以下の中性子と人体構成元素との相互作用は、弾性/非弾性散乱の散乱反応及び光子/荷電粒子の放出を伴う吸収反応であり、核破砕反応等の多粒子放出を伴う複雑な反応はない。改良版 HERMES コードシステム中の MORSE-CG/KFA コードを用いて(3.18)及び(3.19)式に示す方法で、臓器・組織 T における平均吸収線量 D_T 及び等価線量 $H_{T,R}$ を評価する。

$$D_T = \sum_i K_T(E_i) \phi_T(E_i) \quad (3.18)$$

$$H_{T,R} = w_R \times D_T = w_R \sum_i K_T(E_i) \phi_T(E_i) \quad (3.19)$$

ここで、 $\phi_T(E_i)$ はエネルギー i 群の中性子エネルギー E_i での臓器・組織 T 中の平均中性子フルエンス、 $K_T(E_i)$ は臓器・組織 T のカーマ係数、 w_R は放射線荷重係数である。

3. 3. 6 実効線量の評価

前節で得られた臓器・組織の平均吸収線量及び等価線量から組織荷重係数を用いて、実効線量及び実効吸収線量を評価する。

ICRP Publication 60 では、生殖腺、赤色骨髄、結腸、肺、胃、膀胱、乳房、肝臓、食道、甲状腺、皮膚及び骨表面の12の臓器・組織に関しては組織荷重係数がそれぞれ与えられているが、副腎、脳、大腸上部、小腸、腎臓、筋肉、脾臓、胸腺及び子宮の10臓器・組織は残りの臓器・組織としてまとめられ、組織荷重係数として0.05が割り振られている。一方、1995年に出された公衆の内部被ばくに関するICRP Publication 69⁵⁹⁾では、結腸の等価線量を大腸上部と大腸下部の等価線量を平均したもので表し結腸に大腸上部が含まれているため、本研究でも残りの臓器・組織としては大腸上部を除く9臓器とした。

また、ICRP Publication 74 では、男女別の人体形状ファントムで計算された臓器・組織の等価線量から男女で平均化した実効線量を評価している。本研究では、両性具有の人体形状ファントムを用いているため、男女双方の臓器の等価線量を計算し、照射条件・入射エネルギー毎に男女で異なる臓器の等価線量の大きい値を採用した。この結果、本研究で用いた実効線量の計算式を次式で表される。

$$E = w_{\text{gonads}} \max(H_{\text{testes}}, H_{\text{ovaries}}) + \sum_{T \neq \text{gonads}} w_T H_{T, \text{hermaphrodite}} \quad (3.20)$$

ここで、 H_{testes} 、 H_{ovaries} は精巣、卵巣の等価線量、 $H_{T, \text{hermaphrodite}}$ は臓器・組織 T の等価線量であり、いずれも両性具有人体形状ファントムを用いて計算したものである。 w_{gonads} は生殖腺の組織荷重係数 (=0.20) である。

3. 4 中性子及び光子の断面積データ及びカーマ係数

15MeV 以下の中性子及び人体構成元素との相互作用により発生する二次光子に関しては、MORSE-CG/KFA コードと中性子・光子の結合群定数を利用して、人体内の臓器・組織の平均吸収線量、等価線量及び平均線量当量の評価を行う。本節では、15MeV 以下の低エネルギー中性子と二次光子に対する断面積データ、平均吸収線量・等価線量を評価するためのカーマ係数の評価について述べる。さらに、EGS4 コードで用いる光子・電子の断面積データを述べる。

3. 4. 1 MORSE-CG/KFA コード用中性子・光子断面積データ

15MeV 以下の中性子及び中性子との反応で発生する二次光子の輸送計算に用いるため、中性子

100 群及び光子 36 群の結合断面積（群定数）のデータを人体形状ファントムの 3 種類の組織（軟組織、肺組織、骨組織）及び 4 元素からなる ICRU 軟組織について整備した。第 1 群（エネルギー範囲：13.499MeV～14.918MeV）から第 100 群（熱群、エネルギー範囲： 1.0×10^{-4} eV～0.414eV）までの中性子断面積データは、塩素原子（Cl）以外の核種・元素（ ^1H 、 ^{12}C 、 ^{14}N 、 ^{16}O 、 ^{23}Na 、Mg、 ^{31}P 、S、K、Ca、Fe）については原研核データセンターが評価・作成した JENDL3.1 データライブラリー⁶⁰⁾に基づいており、Cl については米国 Brookhaven National Laboratory が中心となって評価・作成した ENDF/B-IV データライブラリー⁶¹⁾に基づいている。また、第 1 群（エネルギー範囲：12.0MeV～14.0MeV）から第 36 群（エネルギー範囲：0.01MeV～0.02MeV）までの光子断面積データは、米国 National Institute of Standards and Technology (NIST) の Hubbell 等が 1989 年に整備した PHOTX データベース⁶²⁾に基づいている。なお、群定数作成には原研で整備した汎用多群遮へい計算定数ライブラリー JSSTDL のユーティリティプログラム⁶³⁾を用いた。

3. 4. 2 EGS4 コード用光子及び電子・陽電子断面積データ

EGS4 コードの光子断面積データとして、PHOTX データベースから新たに EGS4 コード用に整備したデータ⁶⁴⁾を用いた。従来の EGS4 コードでは、University of California の Storm と Israel が 1970 年に公開したデータライブラリー⁶⁵⁾が用いられていた。PHOTX データベースと Storm と Israel のデータライブラリーとの光子断面積データの違いは、高エネルギー領域ではほとんどなく、低エネルギー領域での光電吸収に見られる。ICRU 軟組織を対象としたときの両者の光子断面積データは、10keV 以下で全断面積に僅かな差がある程度である。本研究では最新の知見が反映された PHOTX データベースに基づく光子断面積データを用いた。

EGS4 コードの電子・陽電子の断面積データとしては、ICRU Report 37⁶⁶⁾での電子・陽電子の阻止能データに採用されている NIST の Berger と Seltzer のデータライブラリー⁶⁷⁾を用いた。

3. 4. 3 中性子に対するカーマ係数

カーマ係数は、単位フルエンスの間接電離粒子によって与えられた、物質のある体積要素内で作り出された全荷電粒子の初期運動エネルギーの総和を、その体積要素の質量で割ったものとして定義される。ICRU Report 26⁶⁸⁾には Caswell らによる 30MeV までの中性子に対するカーマ係数データライブラリー⁶⁹⁾が収録されている。しかし、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく荷電粒子の線質係数データを導入して、線質係数で重み付けした中性子カーマ係数を整備するためには、積分量としてのカーマ係数ではなく、荷電粒子生成反応毎の部分カーマ係数が必要である。

そこで、核融合炉の設計研究用に真木らが開発した KERMA コード⁷⁰⁾を用いて、 ^1H から Fe 原子までの 12 原子の中性子カーマ係数を MORSE-CG/KFA コード用に整備した。この際、3. 4. 1 節で述べた群定数作成用中間ファイルとしての中性子断面積群平均データ、及び飯島らの PEGASUS コード⁷¹⁻⁷³⁾による二次荷電粒子のエネルギー分布データを用いた。そして、原子毎のカーマ係数から人体形状ファントムを構成する 3 種類の組織（軟組織、肺組織、骨組織）及び ICRU 軟組織における中性子カーマ係数を次式で算出した。

$$K_T(E_n) = \sum_i a_i \sum_j \sum_r K_i(E_n, E_j^r) \quad (3.21)$$

ここで、

$K_T(E_n)$: エネルギー E_n の中性子の臓器・組織 T におけるカーマ係数

a_i : 臓器・組織 T 中の原子 i の重量割合

$K_i(E_n, E_j^r)$: エネルギー E_n の中性子が原子 i と核反応 r を起こしたときに生成される荷電粒子 j の部分カーマ係数

である。Fig. 3.4 に ICRU 軟組織における中性子に対するカーマ係数と重量比率で重み付けした各元素の寄与を示す。中性子エネルギーが 100eV 以上の場合には水素原子の寄与が支配的であり、10eV 以下では窒素原子の (n, p) 反応の寄与が支配的になる。また、ICRU Report 26 のデータから算出したカーマ係数と比較すると、本研究でのデータは、低エネルギー領域で過小評価、10MeV 以上では酸素原子及び炭素原子で過小評価、軟組織全体としても過小評価となっている。10MeV 以上での中性子カーマ係数の過小評価は、荷電粒子生成の反応別断面積の差ではなく、生成した荷電粒子の平均エネルギーの差に起因するものと考えられる。10MeV 以上の中性子入射時に生成する荷電粒子のエネルギースペクトル (PKA スペクトル) の評価データは少なく、研究の進展が待たれる。本研究のように 15MeV 以上の中性子入射時の被ばく評価において線量に寄与する中性子は、入射エネルギーの中性子とその減速中性子及び標的核から蒸発過程で発生した中性子とその減速中性子と考えられる。中性子カーマ係数を用いて平均吸収係数等を評価するのは、15MeV 以下の中性子に対してであるが、蒸発過程で発生する中性子のエネルギーは数 MeV 以下であり、そのエネルギー領域での中性子カーマ係数の差は小さいことから、高エネルギー中性子入射に伴う線量への中性子カーマ係数の差の影響は大きくないものと考えられる。

3. 4. 4 光子に対するカーマ係数

15MeV 以下の中性子との反応で発生する二次光子の MORSE-CG/KFA コード用のカーマ係数については、NIST の Hubbell による NBS29 データライブラリー⁷⁴⁾ から、質量エネルギー遷移係数 (μ_k/ρ) を用いた。光子エネルギーが 10MeV までのデータしか存在しないので、光子断面積 36 群構造の第 1 群及び第 2 群に相当する 10~14MeV までのデータについては 10MeV のデータで代用した。15MeV 以下の中性子との反応で生成する二次光子のエネルギーが数 MeV 以下であるので、この近似による影響は小さいものと考えられる。

Table 3.1 Values of radiation weighting factors (ICRP Publication 60)

Types and energy range of radiation	w_R
Photons, all energies	1
Electrons and muons, all energies ^a	1
Neutrons, energy ^b	
< 10 keV	1
10 ~ 100 keV	5
100 keV ~ 2 MeV	10
2 ~ 20 MeV	20
< 20 MeV	10
Protons, other than recoil protons, energy > 2MeV	5
Alpha particles, fission fragments, heavy nuclei	20

^a Excluding Auger electrons emitted from nuclei bound to DNA, for which special microdosimetric considerations are needed.

^b Weighting factors for neutron as a continuous function are approximated by the following formula.

$$w_R = 5 + 17 \exp\left\{-\frac{(\ln 2E_n)^2}{6}\right\}$$

where E_n is the neutron energy in MeV.

Table 3.2 Values of tissue weighting factors (w_T)

Tissue or organ	ICRP Publication 60	ICRP Publication 26
Gonads	0.20	0.25
Bone marrow (red)	0.12	0.12
Colon	0.12	
Lung	0.12	0.12
Stomach	0.12	
Bladder	0.05	
Breast	0.05	0.15
Liver	0.05	
Oesophagus	0.05	
Thyroid	0.05	0.03
Skin	0.01	
Bone surface	0.01	0.03
Remainder ^a	0.05	0.30

^a The remainder is composed of the following additional tissues and organs: adrenals, brain, upper large intestine, small intestine, kidney, muscle, pancreas, spleen, thymus and uterus.

Table 3.3 Volume and material of tissues and organs for anthropomorphic phantom.

Region number	Organ name	Material	Volume[cm ³]
1	Oesophagus	Soft	47.122
2	Brain	Soft	1345.941
3	Left adrenal	Soft	7.856
4	Right adrenal	Soft	7.856
5	Gall bladder	Soft	10.137
6	Gall contents	Soft	53.551
7	Urinary bladder	Soft	45.709
8	Urinary bladder contents	Soft	202.620
9	Stomach	Soft	69.853
10	Upper large intestine	Soft	211.872
11	Lower large intestine	Soft	161.002
12	Stomach & large intestine contents	Soft	587.117
13	Small intestine + contents	Soft	1057.470
14	Heart + contents	Soft	734.294
15	Left kidney	Soft	143.986
16	Right kidney	Soft	143.986
17	Liver	Soft	1838.023
18	Left lung	Lung	1564.500
19	Right lung	Lung	1815.593
20	Pancreas	Soft	174.140
21	Spleen	Soft	60.607
22	Thymus	Soft	20.103
23	Thyroid	Soft	19.888
24	Left eye lense	Soft	0.918
25	Right eye lense	Soft	0.918
26	Front eye region	Soft	10.903
27	Rear eye region	Soft	21.121
28	Cranium	Bone	617.827
29	Facial skeleton	Bone	209.447
30	Upper spine	Bone	165.164
31	Middle spine	Bone	548.386

Table 3.3 Volume and material of tissues and organs for anthropomorphic phantom.(continued)

Region number	Organ name	Material	Volume[cm ³]
32	Lower spine	Bone	126.568
33	Clavicles	Bone	54.366
34	Scapulae	Bone	202.002
35	Upper left arm bone	Bone	180.450
36	Middle left arm bone	Bone	135.594
37	Lower left arm bone	Bone	162.260
38	Upper right arm bone	Bone	180.435
39	Middle right arm bone	Bone	135.595
40	Lower right arm bone	Bone	162.261
41	Upper left leg bone	Bone	387.468
42	Middle left leg bone	Bone	568.466
43	Lower left leg bone	Bone	443.658
44	Upper right leg bone	Bone	387.468
45	Middle right leg bone	Bone	568.466
46	Lower right leg bone	Bone	443.658
47	Pelvis	Bone	605.871
48	Ribs	Bone	709.763
49	Head	Soft	2628.203
50	Trunk	Soft	30402.652
51	Legs	Soft	16820.303
52	Head skin	Soft	263.073
53	Trunk skin	Soft	1454.667
54	Leg skin	Soft	1236.072
55	Left breast	Soft	70.836
56	Right breast	Soft	70.836
57	Left testis	Soft	18.786
58	Right testis	Soft	18.786
59	Left ovary	Soft	4.188
60	Right ovary	Soft	4.188
61	Uterus	Soft	66.306
	Total		78321.477

Table 3.4 Densities of materials in each phantom.

Material	Density ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)	
	MIRD-5 phantom	Christy's phantom
Soft tissue	0.9869	1.04
Skeletal tissue	1.4682	1.4
Lung tissue	0.2958	0.296

Table 3.5 Atomic composition of materials in phantom.

(unit : $\times 10^{24}$ atoms $\cdot\text{cm}^{-3}$)

Element	Skeletal tissue	Lung tissue	Soft tissue	Red bone marrow	ICRU soft tissue
H	6.178E-2*	1.804E-2	6.172E-2	6.462E-2	6.035E-2
C	1.678E-2	1.485E-3	1.139E-2	2.138E-2	5.566E-3
N	2.433E-3	3.561E-4	9.927E-4	1.506E-3	1.118E-3
O	2.684E-2	8.487E-3	2.348E-2	1.702E-2	2.868E-2
Na	1.231E-4	1.472E-5	3.361E-5		
Mg	4.001E-5	5.423E-7	3.668E-6		
P	1.981E-3	4.658E-6	4.606E-5	2.003E-5	
S	4.687E-5	1.278E-5	4.077E-5	3.869E-5	
Cl	3.491E-5	1.357E-5	2.347E-5	3.499E-5	
K	3.392E-5	9.112E-6	3.192E-5	3.173E-5	
Ca	2.186E-3	3.112E-7			
Fe	1.267E-6	1.180E-6	6.704E-7	1.111E-5	
Zn	6.490E-7	2.997E-8	2.908E-7		
Rb		7.708E-9	3.963E-8		
Sr	3.229E-7	1.199E-10	2.306E-9		
Zr			5.212E-8		
Pb	4.694E-8	3.525E-10	4.589E-10		

*6.178 $\times 10^{-2}$

Table 3.6 Radiation and particles treated in HERMES Code system,
code names and energy ranges.

Type of radiations and particles	Monte Carlo code name	Energy range
Protons (p)	HETC-3STEP	$\leq 20\text{GeV}$
Neutrons (n)	HETC-3STEP MORSE-CG/KFA	$\leq 20\text{GeV}$ $\leq 15\text{MeV}$
Pions (π^+ , π^-)	HETC-3STEP	$\leq 2.5\text{GeV}$
Muons (μ^+ , μ^-)	HETC-3STEP	$\leq 2.5\text{GeV}$
Electrons, Positrons (e^- , e^+)	EGS4	Several 10keV ~ Several TeV
Photons (photon)	EGS4	Several 10keV ~ Several TeV
Heavy ions ($A \leq 20$)	HETC-3STEP	$\leq 1.0\text{GeV}$

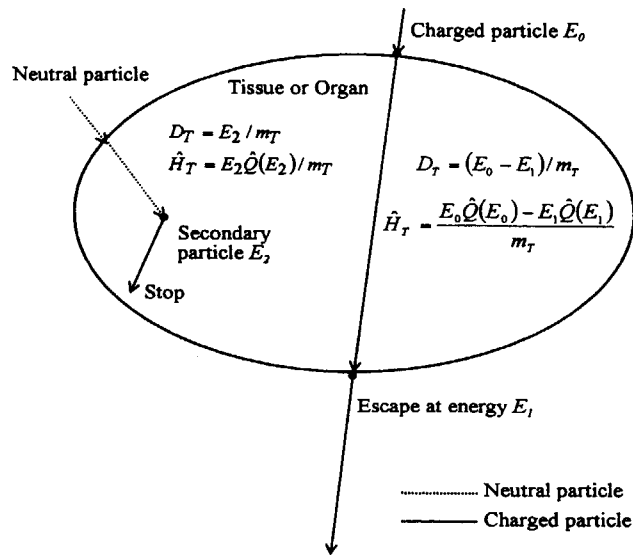


Fig.3.1 Calculation method of absorbed dose and average dose equivalent in tissue or organ. (D_T : Absorbed dose in tissue or organ T, \hat{H}_T : Average dose equivalent in tissue or organ T, \hat{Q} : Average quality factor, m_T : mass of tissue or organ T)

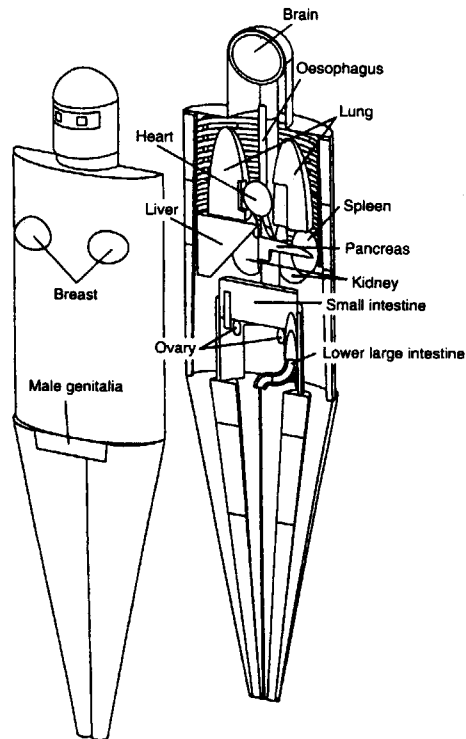


Fig. 3.2 Anthropomorphic phantom of MIRD-5 type.

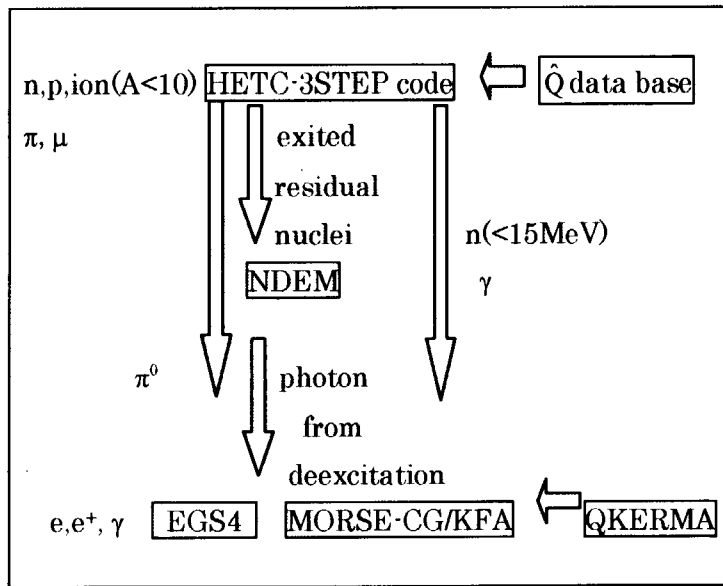


Fig. 3.3 Components of HERMES code system.

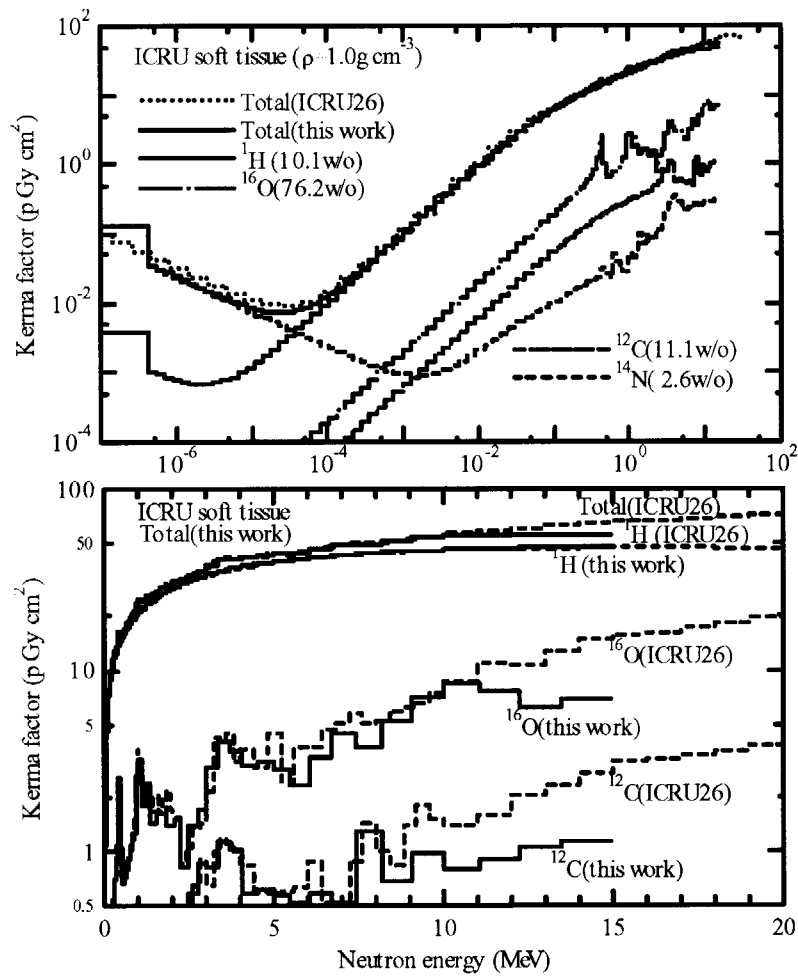


Fig. 3.4 Neutron kerma factor of ICRU soft tissue.

4. 光子に対する線量換算係数

本章では高エネルギー光子に対する実効線量及び周辺線量当量の線量換算係数の評価結果について述べる。光子の放射線荷重係数が1と定義されることから、光子入射による吸収線量と等価線量の値は等しい。また、光子及び電子・陽電子の線質係数が1であることから、光核反応で発生するハドロンの寄与が小さい時は、光子入射による線量当量は吸収線量とほぼ等しくなる。また、光子エネルギーが増加したときの光核反応による ICRP1990 年勧告の Q-L 関係に基づく線量当量への寄与を 4. 2 節で検討する。

4. 1 光子実効線量

4. 1. 1 実効線量の計算

3. 2 節に示した成人に対する人体形状ファントムを用いて、AP、PA、LAT (RLAT 及び LLAT)、ROT、ISO の各照射条件における各臓器・組織の等価線量 (平均吸収線量と同じ値) を EGS4 コードで計算するとともに、各臓器・組織の等価線量を臓器荷重係数で重み付けして実効線量を評価した^{75,76)}。単位フルエンスの入射光子当たりの実効線量を Table 4.1 に示す。入射光子のエネルギーは、1MeV、3MeV、5MeV、10MeV、15MeV、20MeV、50MeV、100MeV、500MeV、1GeV 及び 10GeV である。1~10MeV のデータは、ICRP Publication 74 に記載された値と比較するために評価した。光子及び電子のカットオフエネルギーは、それぞれ 0.1MeV 及び 0.5MeV とした。なお、運動エネルギー 0.5MeV 電子の飛程は、水中で約 0.2cm であり⁶⁶⁾、発生した場所で運動エネルギーを沈着するとみなせる。

また、今回の照射条件では、真空中に人体形状ファントムを設定した。線量換算係数は人体形状ファントムに入射する単色エネルギーの単位放射線当たりの線量と規定されるので、空気中に人体形状ファントムを設定してもファントム入射面での単色エネルギーの単位光子当たりの線量はほとんど変わらない。ただし、実際の光子の被ばくでは、空気層で二次電子が発生し、それらも人体に入射することになる。特に、高エネルギー光子入射では、人体形状ファントムの前の空気層で多量の電子シャワーが発生するため、その影響が無視できなくなる。そのような場合には、遮へい計算によって遮へい体後方等の人体位置における光子束とともに空気層で発生する二次電子束を評価し、それぞれ光子及び電子に対する線量換算係数を乗じて全体の線量を評価すべきである。

4. 1. 2 実効線量の入射光子エネルギー依存性

単位フルエンスの 1MeV~10GeV 入射光子に対する AP、PA、LAT (RLAT 及び LLAT)、ROT、ISO の各照射条件に対する実効線量の計算結果を Fig. 4.1 に示す。また、同図に FLUKA コードによる Ferrari 及び Pelliccioni 等の計算結果^{15,18,77)} 及び ICRP Publication 74 に記載された 10MeV までの実効線量の値を示す。

AP 照射条件を除き、EGS4 コードで計算した単位フルエンス当たりの光子の実効線量は、Ferrari

及び Pelliccioni 等の計算結果と統計誤差内で一致する。AP 照射条件では、高エネルギーになるほど本計算結果は、Ferrari 及び Pelliccioni 等の計算結果に比べて僅かに小さい。この差異は、人体形状ファントムにおける乳房のモデルの相違に起因すると考えられる。本研究で用いた両性具有の人体形状ファントムでは、乳房の高さを女性の人体形状ファントムの約 1/2 としている。一方、Ferrari 及び Pelliccioni 等は男性ファントム ADAM に乳房、卵巣及び子宮の女性臓器を組み込んだ両性具有の人体形状ファントムを使用している。具体的には、片方の胸にのみフルサイズの乳房をつけている⁷⁸⁾。

ICRP Publication 74 に記載された単位フルエンス当たりの光子の実効線量と比較すると、AP 照射条件の場合を除いて、3MeV までの光子エネルギーで本研究の結果と良く一致する。AP 照射条件では 1MeV 光子で 2% 程度、ICRP Publication 74 の値よりも小さい。この相違は、Ferrari 及び Pelliccioni 等の計算値との相違と同じく、用いた人体形状ファントムにおける乳房の高さの相違によるものと考えられる。10MeV 光子では、全ての照射条件で、ICRP Publication 74 の値よりも、今回の計算結果が 3~14% 小さい。この原因は、後述するように二次電子輸送の考慮の有無によるものと推定できる。

4. 1. 3 各臓器・組織等価線量の実効線量への寄与

各臓器・組織等価線量の実効線量への寄与 ($w_T H_T / \sum_T w_T H_T$) と入射光子エネルギーとの関係を照射条件毎に Fig. 4.2 に示す。全ての照射条件及び入射光子エネルギーで最も大きい寄与を示す臓器・組織は、組織荷重係数の最も大きい生殖腺（精巣または卵巣）である。一般に低エネルギー光子入射では、生成する二次電子の飛程は短く、生成点近傍にエネルギーを沈着するため、光子フルエンスの大きい入射面付近で最も吸収線量が大きくなる。一方、高エネルギー光子入射では、コンプトン散乱と電子対生成により生成する二次電子の前方性が強く、電子によるエネルギー沈着が光子入射方向の深い位置で起きるため、入射面からの透過距離が大きい位置で吸収線量が大きくなる。このため、20~50MeV 以上の高エネルギー光子では、体の内部にある卵巣の方が体表面にある精巣よりも二次電子輸送により大きな等価線量を示す。

AP 照射条件では、入射光子エネルギーの増加とともに、入射表面近傍に位置する乳房、胃、甲状腺、膀胱の寄与が減り、骨盤、肋骨、背骨等に位置する赤色骨髄の寄与が増える。一方、PA 照射条件では、AP 照射条件と全く逆の傾向を示す。高エネルギーになるほど胃などの寄与が増加するのに伴い、相対的に肺の寄与が減少していく。実効線量への寄与が大きい臓器または組織は、体の前方に位置するものが多いため、5MeV 以下の低エネルギーでは AP 照射条件の方が高い実効線量を示し、それ以上の高エネルギーでは PA 照射条件の方が高い実効線量を示し、10GeV での PA 照射条件の実効線量は AP 照射条件の実効線量の約 1.5 倍となる。

RLAT と LLAT の LAT 照射条件では、入射光子エネルギーと肝臓及び胃の寄与との関係が逆転する。右側から入射する RLAT 条件では、体の右側に位置する肝臓の寄与は、エネルギーが高くなるほど小さくなり、逆に左側から入射する LLAT 条件では大きくなる。一方、胃は体の左側に位置するため、肝臓と逆の傾向を示す。1GeV 以上の高エネルギー光子による RLAT や LLAT の側方からの照射では、真円形の断面形状をもつ首に位置する甲状腺や食道の以外の胴体部にあるほとんどの臓器または組織の等価線量は、側方からの照射の方が大きな透過距離となるため AP 照射条件や

PA 照射条件の場合よりも等価線量が増加する。

2次元あるいは3次的に等方的に照射される ROT 照射条件及び ISO 照射条件では、入射光子エネルギーと臓器または組織の寄与に特に強い相関は見られない。頭頂方向や足裏方向からの照射が加わる ISO 照射条件では、その他の照射条件に比べて透過距離が大きくなるため、入射光子エネルギー10GeV では、PA 照射条件での甲状腺を除き、全ての臓器または組織の等価線量が他の照射条件に比べて大きくなる。

4. 1. 4 二次電子輸送の影響

ICRP Publication 74 では、人体と周りの空気との荷電平衡が成立していることを仮定するとともに、光子から発生した電子・陽電子はその場で全てのエネルギーを沈着すると近似（カーマ近似）した実効線量を計算している。しかし、入射光子のエネルギーが大きくなると発生した電子・陽電子のエネルギーも高くなり、人体中での飛程が長くなるため、電子・陽電子が発生したその場ですべてのエネルギーを沈着するというカーマ近似は成り立たなくなる。EGS4 コードによる実効線量の計算では基本的に二次電子の輸送を考慮しており、カーマ近似の影響を二次電子の輸送を無視した実効線量を計算することで調べた。EGS4 コードにおけるカーマ近似の計算は、電子のカットオフエネルギーを入射光子エネルギーと同じにすることにより、発生した電子がその場で全エネルギーを沈着するようにした。入射位置に近い臓器・組織と遠い臓器・組織では、二次電子輸送の影響は逆に現れると考えられるため、AP 照射条件及び PA 照射条件において、1MeV ~ 10GeV のエネルギー範囲で比較計算を行った。

二次電子輸送を考慮して計算した場合とカーマ近似を用いた場合の単位フルエンス当たりの光子実効線量を Table 4.2 及び Fig. 4.3 に示す。AP 照射条件では、入射光子エネルギーが5MeV で約7%、10MeV で約13%程度、カーマ近似を用いた場合の方が大きい実効線量を示すが、PA 照射条件では、10MeV までの範囲で実効線量に統計誤差以上の差異は見られない。これは主に人体の前面に位置する男性の生殖腺（精巣）の等価線量の相違によるためで、AP 照射条件ではカーマ近似を用いると精巣でのエネルギー沈着が最も大きくなるのに対し、二次電子輸送を考慮した場合には、これより奥にエネルギー沈着のピークが現れる。この結果、10MeV の光子が AP 照射条件での精巣のカーマ近似を用いた場合の等価線量は、二次電子輸送を考慮した場合の約2.3倍となる。

また、ICRP Publication 74 に記載された AP 照射条件及び PA 照射条件の実効線量は、今回のカーマ近似を用いた計算値と3%以内の差で良く一致する。10MeV 以上の光子では、AP 照射条件、PA 照射条件ともに、カーマ近似を用いた場合の実効線量は、二次電子輸送を考慮した場合に比べて、入射エネルギーが高くなるほど大きくなり、10GeV では AP 照射条件で約290倍、PA 照射条件で約190倍と、その相違は非常に大きくなる。

4. 1. 5 最大の実効線量を示す照射条件

6種類の照射条件のうち、単位フルエンス当たりの光子実効線量が最大となる照射条件は、入射光子のエネルギーにより異なる。1~3MeV では AP 照射条件、5~15MeV では PA 照射条件、20MeV では ROT 照射条件、50MeV~1GeV では LLAT あるいは RLAT 照射条件、10GeV では LLAT 及び ISO 照射条件において、最大の実効線量となる。

ICRP Publication 74 の記載値は、50keV~10MeV のエネルギーにおいて AP 照射条件で最大の光子実効線量を示しているが、二次電子輸送を考慮した今回の計算では、5~10MeV で PA 照射条件の光子実効線量が AP 照射条件による光子実効線量を上回っている。

20MeV では ROT 照射条件で実効線量は最大となるが、PA 照射条件との差は統計誤差程度である。光子エネルギーが大きくなるにつれ PA 照射条件から RLAT または LLAT 照射条件へと最大の実効線量を示す照射条件が変化するが、過渡的にこれらの照射条件の中間的な条件である ROT 条件で最大となったものと考えられる。

側方からの照射 (RLAT, LLAT) が最大になる 50MeV~1GeV では、体の内部にあつて組織荷重係数の大きな胃、赤色骨髄、結腸などの等価線量が、入射光子エネルギーの増大とともに増したものである。10GeV ではこれらの臓器までの透過距離が最も大きくなる ISO 照射条件で最大となっている。

4. 2 ICRU 球ファントムによる光子周辺線量当量

4. 2. 1 光子の周辺線量当量の計算法

周辺線量当量 $H^*(d)$ の計算に用いた ICRU 球ファントムは、水素、炭素、窒素及び酸素の 4 元素からなる密度 $1.0\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ の軟組織等価物質からなる直径 30cm の均質球である^{79,80)}。本研究では、半径 0.4cm の小球領域を主軸上に 1cm 間隔で配置して、この小球領域内に沈着される単位光子フルエンス当たりのエネルギー (吸収線量) を EGS4 コードで計算した。光子及び電子・陽電子の線質係数は 1 であるため、得られた吸収線量は線量当量と等しくなる。高エネルギー光子については空気との荷電粒子平衡を現実的に取り扱うことは難しいため、球の周りは真空とし、光子は ICRU 球の全面に平行・一様入射するものとした。

半径 0.4cm の線量当量計算領域の光子ビーム照射面への投影面積は、ICRU 球全体の投影面積に比べて非常に小さいため、ICRU 球の主軸上の小領域に入射する二次電子の数は非常に少ない。そこで計算の効率化を計るため、線源バイアス、スプリットティング及び電子のエネルギーカットオフの分散低減法を適用して、これらの小領域に入射する二次電子の数を多くした⁸¹⁾。

4. 2. 2 光子の周辺線量当量の計算結果

ICRU 球ファントム主軸上の単位光子フルエンス当たりの線量当量分布 $H^*(d)$ ⁷⁶⁾ を Fig. 4.4 に入射光子エネルギー毎に示す。3MeV 以下の光子では、入射表面に最も近い位置で線量当量の最大値が見られる。3MeV~50MeV の光子では線量当量の最大値が ICRU 球ファントム内に現れ、100MeV 以上の光子では線量当量は深さとともに単調に増加し、線量当量の最大値は入射面と反対側の表面付近に現れる。

Table 4.3 には、単位光子フルエンス当たりの主軸上深さ 1cm 位置での線量当量 $H^*(10)$ と ICRU 球ファントム内での線量当量の最大値 H^*_{max} を示す。比較のために、二次電子の輸送を無視した場合 (カーマ近似) の $H^*(10)$ の値も示した。カーマ近似の $H^*(10)$ の値は、10MeV 以下の光子で ICRP Publication 74 の値と良く一致するとともに、3MeV 以下の光子で電子輸送を考慮した場合の値と

も良く一致する。Fig. 4.5 に示すようにカーマ近似では、どのエネルギーでも表面に最も近いところに線量当量の最大値が現れるため、3MeV 以上の光子で電子輸送を考慮した場合に比べて大きな値を示す。

4. 2. 3 光子実効線量との比較

Table 4.4 と Fig. 4.6 に、電子輸送を考慮して計算した周辺線量当量 $H^*(d)$ ($d=1, 5, 10, 15, 20\text{cm}$) を、4. 1 節で示した様々な照射条件 (AP, PA, LLAT, RLAT, ROT, ISO) での実効線量計算結果のうち最大のもので比較して示す。5MeV 未満の光子については $H^*(10)$ は実効線量を上回っているが、5MeV 以上の光子では $H^*(10)$ はもはや実効線量を上回っていない。光子実効線量をわずかに上回る周辺線量当量の深さ d はエネルギーによって異なり、50MeV 以上の光子では、20cm すなわち $H^*(200)$ が実効線量を上回る。両者の差は 1GeV 以上の光子について一定で約 33% である。人体の中心までの最大の深さは上下方向を除く前・後面及び側面では約 20cm である。したがって、実効線量を近似的に表せる周辺線量当量の深さ d は 20cm 以内にあると考えられる。

4. 3 光核反応による線量当量への寄与

前節で述べてきた光子入射による実効線量あるいは周辺線量当量の計算においては、光子と原子または原子核との電磁カスケード過程で生じる電子・陽電子による人体臓器・組織でのエネルギー沈着のみを考慮してきた。しかし、20MeV 以上の光子は原子核を励起することにより光核反応を起こし、中性子や荷電粒子を発生する。人体を主として構成する酸素、炭素及び窒素等の光核反応の断面積は、コンプトン散乱や電子対生成の電磁カスケード過程の断面積に比べればはるかに小さいが、光核反応で生じる粒子と反跳核の線質係数 Q は 1 よりも大きい。このため、吸収線量的には光核反応で生じる二次粒子と反跳核の寄与は小さくても、線量当量でみれば電子・陽電子に比べて無視できない可能性がある。そこで、半無限平板ファントムを用いて、光核反応で生成する粒子及び反跳核による吸収線量及び ICRP Publication 60 の Q - L 関係に基づく線量当量を計算し、電子・陽電子による吸収線量及び線量当量と比較することにより、被ばく線量に及ぼす光核反応の影響を評価した。

ICRU 軟組織からなる厚さ 30cm の半無限平板ファントムにおいて、光子入射に伴う電磁カスケードによる電子・陽電子の線量及び平板内での平均光子エネルギースペクトルを EGS4 コードで計算した。この光子スペクトルに 140MeV までの光子に対する光核反応の断面積⁸²⁾を乗ずるとともに、放出粒子のスペクトルから二次荷電粒子によるエネルギー沈着量 (吸収線量) を計算した。考慮した光核反応は、 (γ, n) 、 (γ, p) 、 (γ, d) 、 (γ, t) 、 $(\gamma, {}^3\text{He})$ 、 (γ, α) 反応である。放出粒子のエネルギースペクトル及びそれからエネルギー保存則により算出した反跳核のエネルギーから吸収線量を計算するとともに、荷電粒子のエネルギー依存の平均線質係数 $\bar{Q}(E)$ を用いて、平板中に与えられる ICRP Publication 60 の Q - L 関係に基づく線量当量を計算した。中性子に関しては、EGS4 コードで計算された光子フルエンス分布から発生光中性子の強度分布とエネルギースペクトルを計算し、これを線源として核内カスケードコード HETC-3STEP と MORSE-CG/KFA コードを用いて中性子核反応・輸送計算により吸収線量及び線量当量を評価した⁸³⁾。

Fig. 4.7 に光核反応による吸収線量の電磁カスケードによる吸収線量に対する割合を示すとともに、Fig. 4.8 に同様の線量当量の割合を、各光子エネルギーについて2つの線で囲まれた領域の大きさで示す。光核反応が吸収線量に寄与する割合は、最大でも入射光子エネルギーが 30MeV の時に 0.7%程度であるが、線質係数を考慮した線量当量では最大 5%の寄与を示し、光核反応の影響は高エネルギー光子の被ばく評価の際には無視できないことが示された。特に影響が大きな荷電粒子は、 (γ, p) 反応で発生する陽子及び反跳核、 (γ, α) 反応で発生する α 粒子及び反跳核、 (γ, n) 反応による中性子及び反跳核である。

4. 4 まとめ

EGS4 コードを用いて、1MeV~10GeV の単位光子フルエンス当たりの実効線量を 6 種類の照射条件について計算を行った。ICRP Publication 74 の記載値とは 3MeV までは良く一致するが、二次電子の輸送を考慮した今回の 5MeV 及び 10MeV の結果は 3~14%小さく、EGS4 コードによる二次電子の輸送を無視した場合の 10GeV 光子の実効線量換算係数は 2 桁以上大きな評価となる。このため、高エネルギー光子の合理的な線量評価では二次電子の輸送を考慮しなければならない。また、FLUKA コードによる Ferrari 及び Pelliccioni 等の計算結果と比較すると、AP 照射条件を除き統計誤差内で一致した。AP 照射条件での差違は、男女同体の人体形状ファントムにおける乳房形状に起因するものである。10GeV までの光子に関する実効線量への線量換算係数は、FLUKA コードによる Ferrari 及び Pelliccioni 等のデータしか存在しない。FLUKA コードは、電子照射による中性子発生に関する実験データ等との検証を行い電子加速器の遮へい計算コードとして使われている⁸⁴⁾。一方、EGS4 コードも各種のベンチマーク実験解析を行い⁸⁵⁾、加速器実験機器、施設、医療被ばく評価に使われている。このように、信頼性が確認されている両計算コードによる計算結果が一致し、低エネルギー光子に対する ICRP Publication 74 記載値との一致度からみて、今回の計算結果は妥当なものである。

また、ICRU 球ファントムを用いて光子周辺線量当量を計算するとともに、光子実効線量との比較を行った。主軸上 1cm 深さでの周辺線量当量 $H^*(10)$ は 5MeV 以上で実効線量を下回り、高エネルギー光子に対する実用量にはなり得ない。20cm 深さでの周辺線量当量は、高エネルギーでの実効線量を包含することができるが、10MeV 以下の低エネルギー光子に対しては実効線量を下回る。この結果、10GeV までの広いエネルギー範囲で、実効線量を安全側に包含する ICRU 球ファントムでの同一深さでの周辺線量当量は存在しない。また、140MeV までの光子入射に対して、光核反応の影響を半無限平板ファントムで調べた結果、電磁カスケード反応による吸収線量に対する光核反応による吸収線量の寄与は、30MeV の光子入射時に 0.7%であるが、線量当量の寄与は約 5%となる。

以上より、EGS4 コードによる 10MeV~10GeV 光子入射に対する実効線量への線量換算係数は、二次電子の輸送を考慮したことにより、過度の裕度を排除した現実的な数値と言える。

Table 4.1 Effective dose conversion coefficients of photons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries.

E (MeV)	Effective dose (pSv cm ²)			
	AP geometry		PA geometry	
1	4.58	(0.4%)	3.98	(0.8%)
3	9.92	(0.5%)	9.22	(0.9%)
5	13.4	(0.8%)	13.2	(0.8%)
10	20.8	(0.7%)	21.6	(0.7%)
15	28.4	(0.7%)	29.3	(0.6%)
20	33.5	(0.6%)	37.0	(0.6%)
50	52.6	(0.5%)	70.6	(0.4%)
100	66.1	(0.5%)	91.3	(0.4%)
500	85.4	(0.9%)	124.	(0.6%)
1,000	91.3	(0.8%)	130.	(0.9%)
10,000	105.	(0.9%)	147.	(0.9%)
E (MeV)	RLAT geometry		LLAT geometry	
1	2.91	(1.7%)	2.97	(1.0%)
3	7.77	(1.1%)	7.74	(1.1%)
5	11.6	(1.1%)	11.8	(1.1%)
10	19.8	(1.0%)	20.5	(1.0%)
15	27.1	(1.5%)	27.7	(1.4%)
20	34.6	(2.6%)	35.9	(2.8%)
50	71.3	(2.0%)	75.2	(2.1%)
100	114.	(2.9%)	111.	(2.6%)
500	175.	(1.6%)	184.	(2.4%)
1,000	204.	(2.6%)	200.	(2.3%)
10,000	265.	(2.5%)	287.	(2.9%)
E (MeV)	ROT geometry		ISO geometry	
1	3.77	(1.2%)	3.21	(1.0%)
3	8.98	(1.5%)	8.28	(1.2%)
5	12.9	(2.5%)	11.6	(1.2%)
10	20.9	(2.1%)	19.5	(1.1%)
15	28.4	(1.8%)	27.0	(1.5%)
20	36.8	(1.8%)	35.9	(1.5%)
50	69.5	(1.4%)	71.2	(1.2%)
100	89.1	(1.2%)	105.	(0.9%)
500	132.	(3.6%)	175.	(1.5%)
1,000	151.	(3.8%)	196.	(1.5%)
10,000	172.	(3.8%)	287.	(1.7%)

Table 4.2 Effective dose conversion coefficients of photons and their statistical uncertainty calculated with electron transport and kerma approximation.

E (MeV)	Effective dose (pSv cm ²)			
	with electron transport		kerma approximation	
AP irradiation				
1	4.58	(0.2%)	4.58	(0.2%)
3	9.92	(0.2%)	9.91	(0.2%)
5	13.4	(0.2%)	14.4	(0.2%)
10	20.8	(1.2%)	23.8	(0.2%)
15	28.4	(0.1%)	32.4	(0.5%)
20	33.5	(0.2%)	44.5	(0.3%)
50	52.6	(0.1%)	113.	(0.3%)
100	66.1	(0.1%)	242.	(0.3%)
500	85.4	(0.9%)	1374.	(4.4%)
1,000	91.3	(0.8%)	2875.	(4.4%)
10,000	105.	(0.9%)	30640.	(4.5%)
PA irradiation				
1	3.98	(0.0%)	4.06	(0.0%)
3	9.22	(0.0%)	9.30	(0.0%)
5	13.2	(0.0%)	13.2	(0.0%)
10	21.6	(0.0%)	22.0	(0.0%)
15	29.3	(0.0%)	33.0	(0.0%)
20	37.0	(0.0%)	41.3	(0.0%)
50	70.6	(0.0%)	105.	(0.0%)
100	91.3	(0.0%)	232.	(0.0%)
500	124.	(0.8%)	1289.	(4.0%)
1,000	128.	(0.7%)	2604.	(3.9%)
10,000	153.	(0.8%)	27810.	(3.8%)

Table 4.3 Ambient dose equivalents per unit fluence of photons and their statistical uncertainty calculated with electron transport and kerma approximation.

(unit: pSv cm²)

E(MeV)	with electron transport		kerma approximation
	H*(10)	H*max	H*(10)
1	5.31 ±0.09	5.31 ±0.09	5.22 ±0.09
3	10.7 ±0.11	10.8 ±0.1	11.2 ±0.2
5	10.2 ±0.15	14.8 ±0.2	15.2 ±0.3
10	8.56 ±0.15	23.4 ±0.3	25.6 ±0.6
15	7.94 ±0.24	31.2 ±0.6	38.4 ±1.0
20	7.83 ±0.20	40.3 ±0.9	46.2 ±1.2
50	8.08 ±0.35	87.3 ±2.5	122. ±3.
100	9.72 ±0.54	146. ±4.	259. ±7.
200	10.1 ±0.6	223. ±4.	595. ±15.
500	11.2 ±0.7	355. ±9.	1622. ±39.
1,000	12.6 ±0.7	438. ±10.	3233. ±78.
2,000	12.8 ±0.7	629. ±17.	6152. ±153.
5,000	11.3 ±0.7	770. ±18.	16144. ±389.
10,000	12.8 ±0.7	881. ±24.	33175. ±796.

Table 4.4 Ambient dose equivalents, maximum effective dose per unit fluence of photons and their statistical uncertainty.

(unit: pSv cm²)

E(MeV)	Ambient dose equivalent : H*(d)					Maximum effective dose
	d=1cm	d=5cm	d=10cm	d=15cm	d=20cm	
1	5.31 ±0.09	4.52 ±0.06	3.78 ±0.24	2.97 ±0.18	2.42 ±0.17	4.56 (2.1%)
3	10.7 ±0.1	10.2 ±0.2	8.45 ±0.19	7.66 ±0.22	6.54 ±0.51	10.1 (2.4%)
5	10.2 ±0.2	14.1 ±0.3	12.8 ±0.3	12.3 ±1.1	10.8 ±0.8	13.4 (4.4%)
10	8.56 ±0.15	22.7 ±0.5	21.4 ±0.4	19.9 ±0.5	18.0 ±0.5	21.1 (3.6%)
15	7.94 ±0.24	28.6 ±0.7	30.6 ±0.8	27.8 ±0.9	24.4 ±0.7	29.3 (3.6%)
20	7.83 ±0.20	32.2 ±0.7	40.0 ±0.9	37.1 ±0.9	32.9 ±0.9	37.3 (3.7%)
50	8.08 ±0.35	40.3 ±0.8	67.6 ±1.2	81.2±1.7	85.2±2.1	75.2 (2.9%)
100	9.72 ±0.54	49.0 ±1.2	86.6 ±1.6	116. ±2.	132. ±3.	114. (2.2%)
200	10.1 ±0.6	55.3 ±1.3	104. ±2.	152. ±2.	181. ±3.	
500	11.2 ±0.7	57.8 ±1.6	115. ±2.	169. ±3.	238. ±5.	184. (2.0%)
1,000	12.6 ±0.7	62.1 ±1.6	124. ±2.	209. ±11.	271. ±5.	204. (1.8%)
2,000	12.8 ±0.7	63.9 ±1.7	132. ±3.	223. ±5.	333. ±7.	
5,000	11.3 ±0.7	63.9 ±1.7	139. ±3.	230. ±5.	369. ±9.	
10,000	12.8 ±0.7	64.3 ±1.6	133. ±3.	240. ±6.	411. ±19.	309. ±2.0%

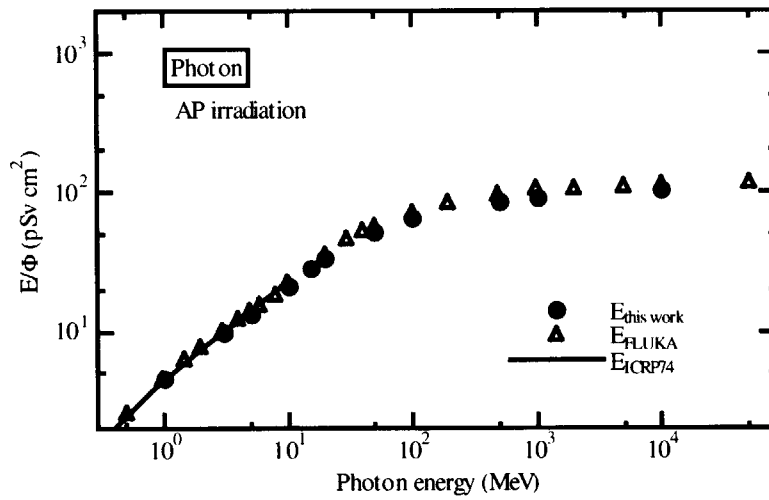


Fig. 4.1a Energy dependence of photon effective dose (1). – AP irradiation-

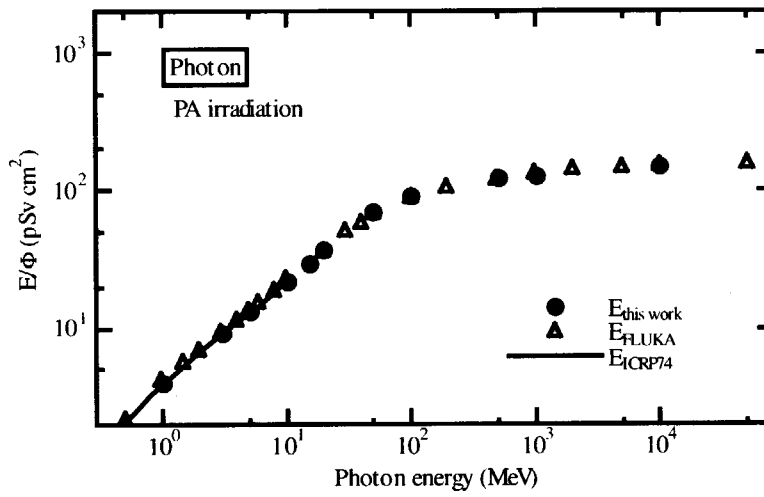


Fig. 4.1b Energy dependence of photon effective dose (2). – PA irradiation-

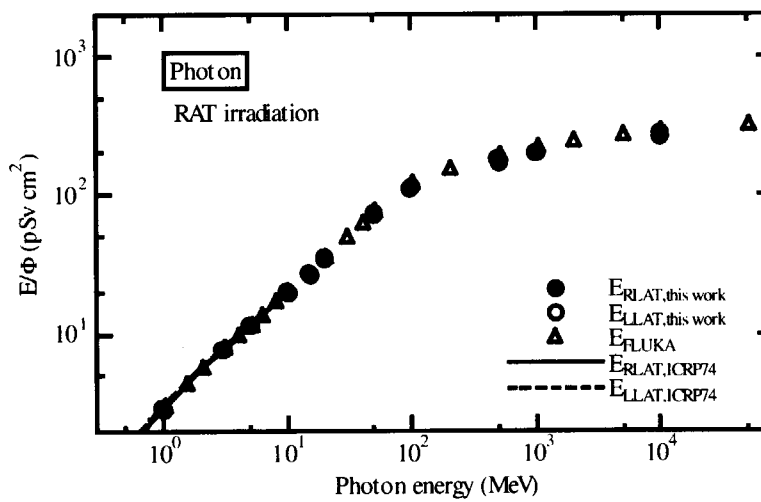


Fig. 4.1c Energy dependence of photon effective dose (3). – LAT irradiation-

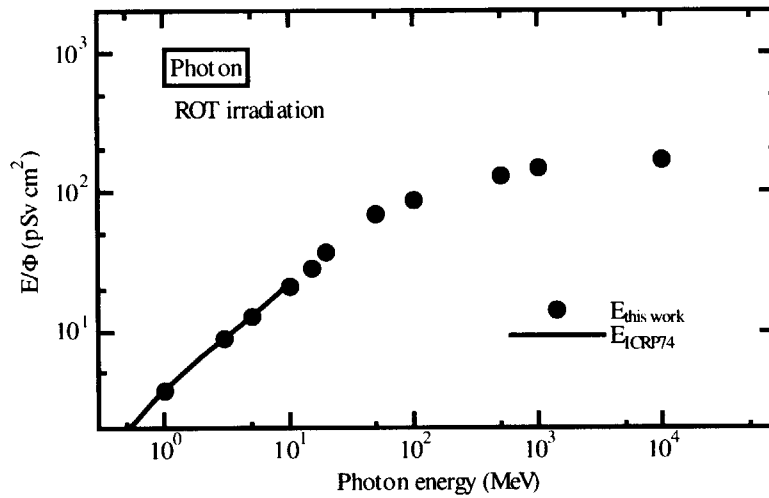


Fig. 4.1d Energy dependence of photon effective dose (4). – ROT irradiation-

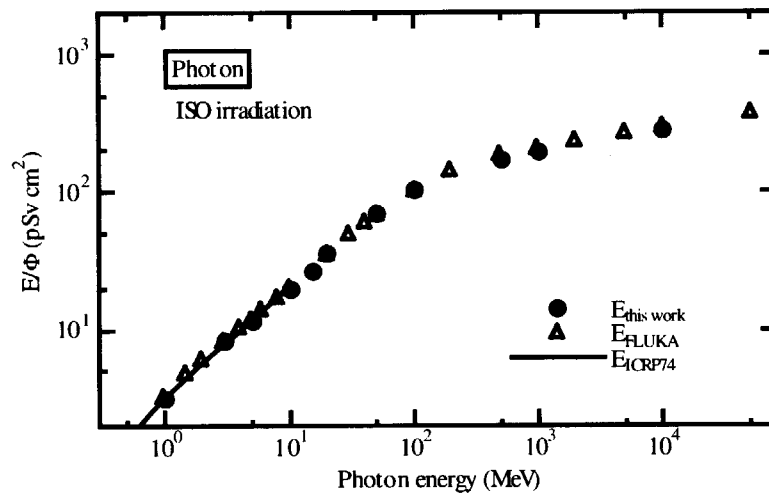


Fig. 4.1e Energy dependence of photon effective dose (5). – ISO irradiation-

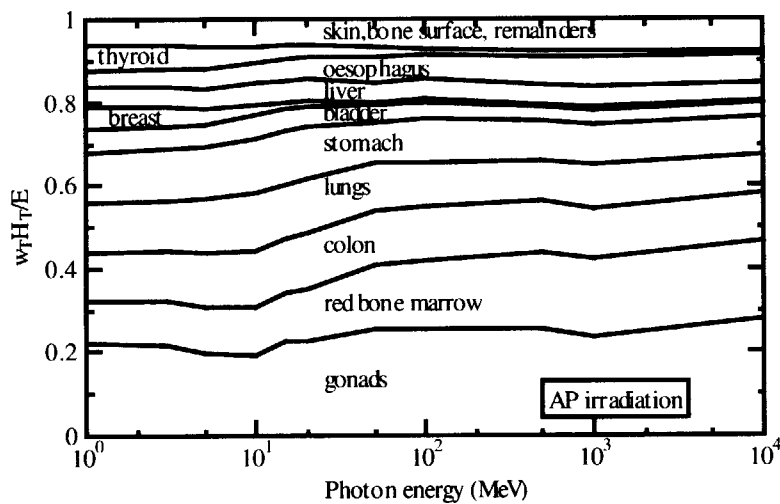


Fig. 4.2a Contribution of equivalent dose to photon effective dose (1). – AP irradiation-

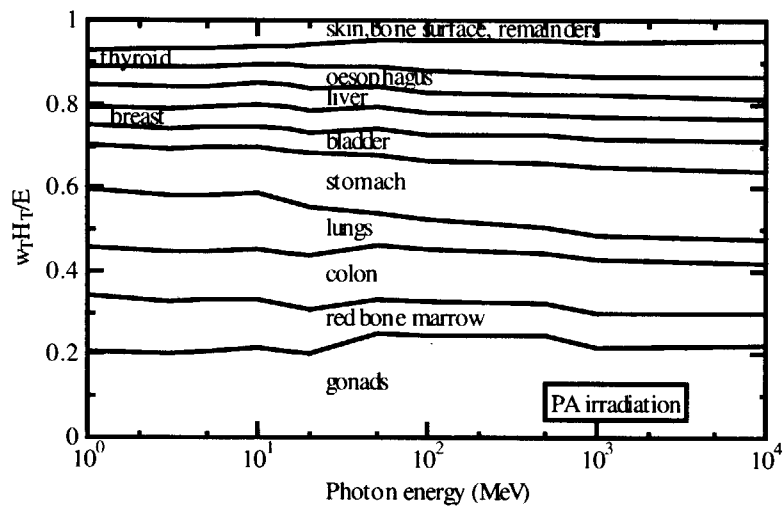


Fig. 4.2b Contribution of equivalent dose to photon effective dose (2). – PA irradiation-

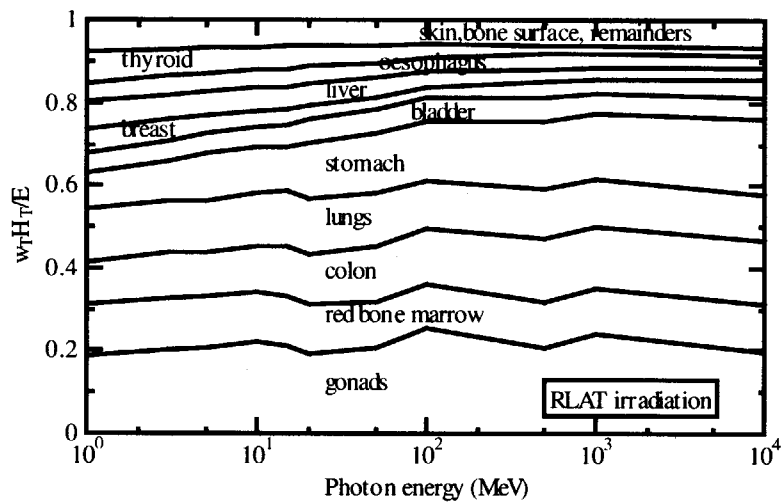


Fig. 4.2c Contribution of equivalent dose to photon effective dose (3). – RLAT irradiation-

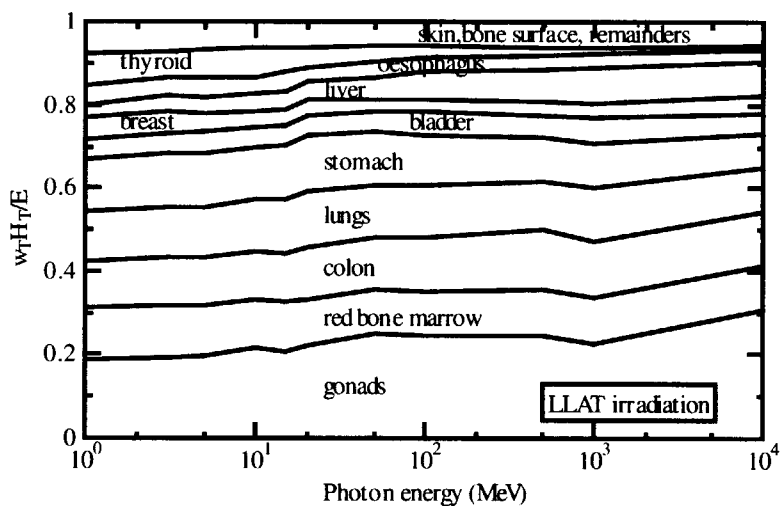


Fig. 4.2d Contribution of equivalent dose to photon effective dose (4). – LLAT irradiation-

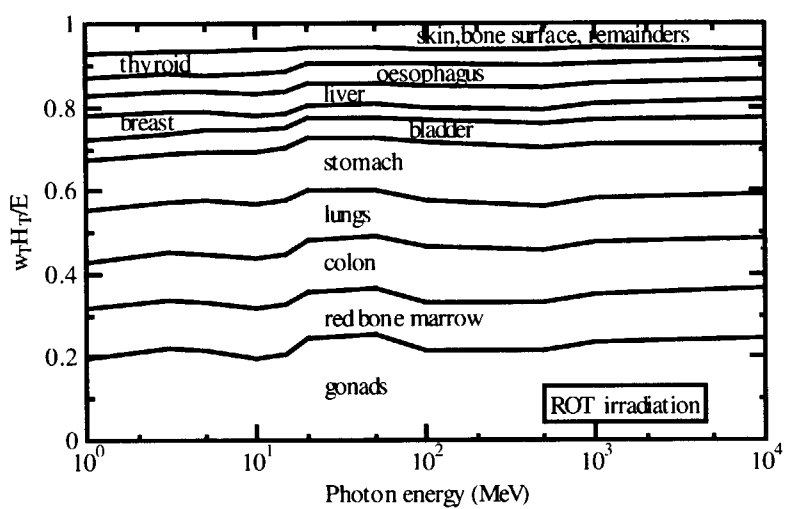


Fig. 4.2e Contribution of equivalent dose to photon effective dose (5). – ROT irradiation-

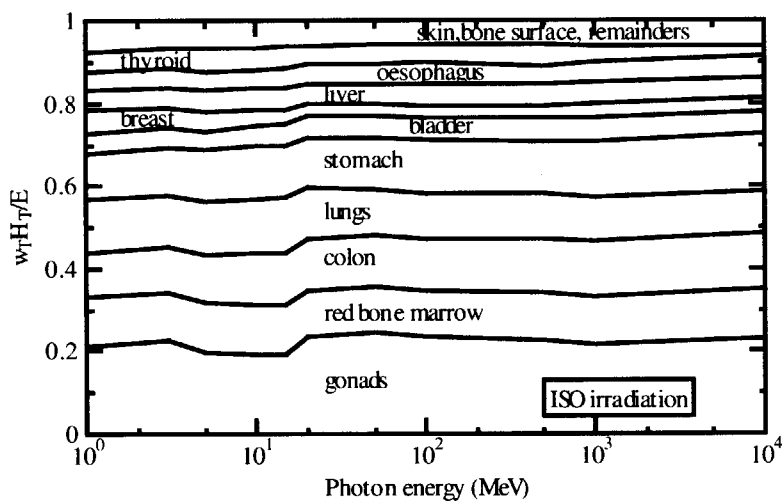


Fig. 4.2f Contribution of equivalent dose to photon effective dose (6). – ISO irradiation-

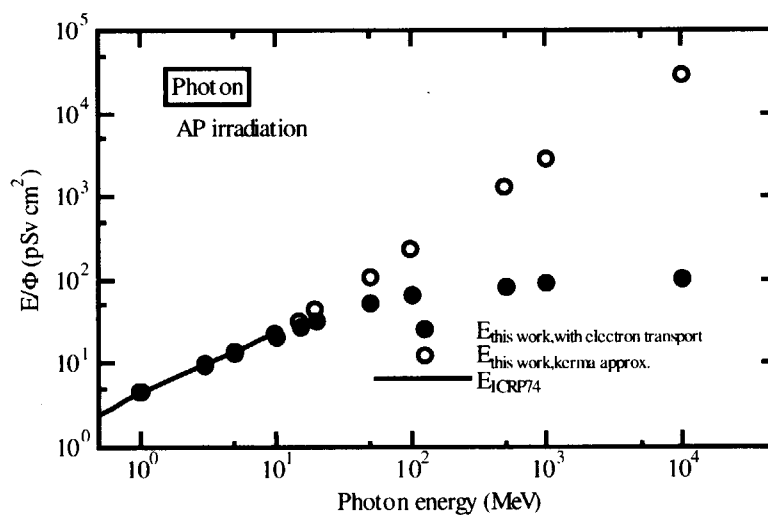


Fig. 4.3a Comparison of photon effective doses considering electron transport (1). – AP irradiation-

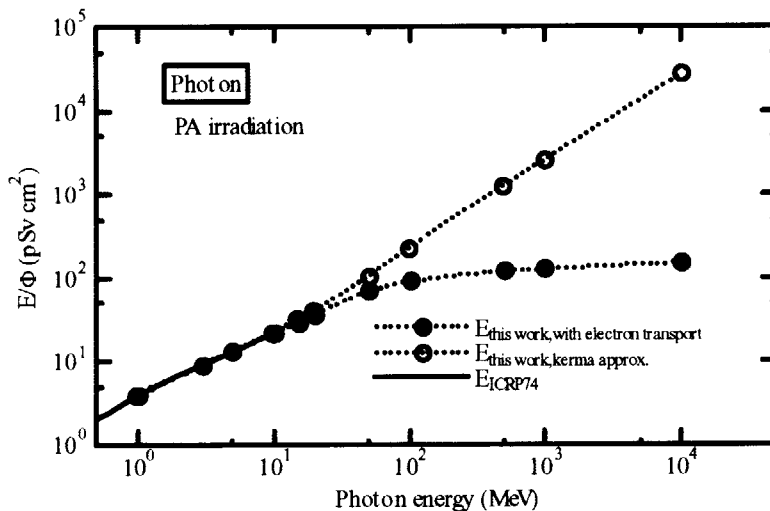


Fig. 4.3b Comparison of photon effective doses in considering electron transport (2). – PA irradiation-

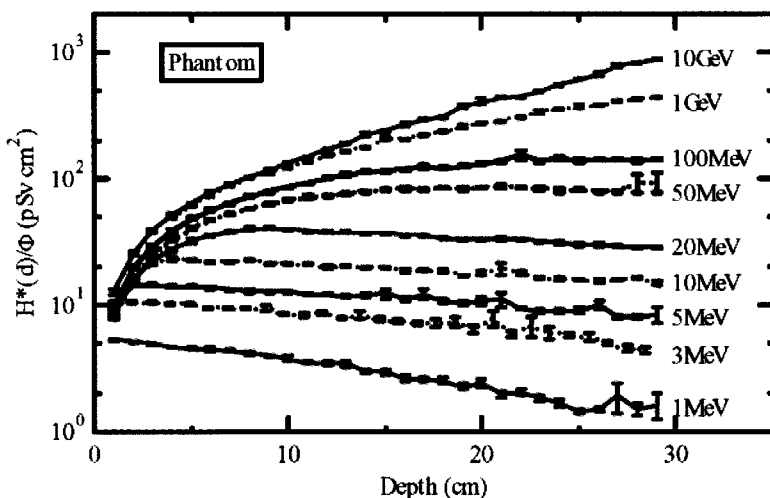


Fig. 4.4 Ambient dose equivalent on the principle axis of ICRU sphere.

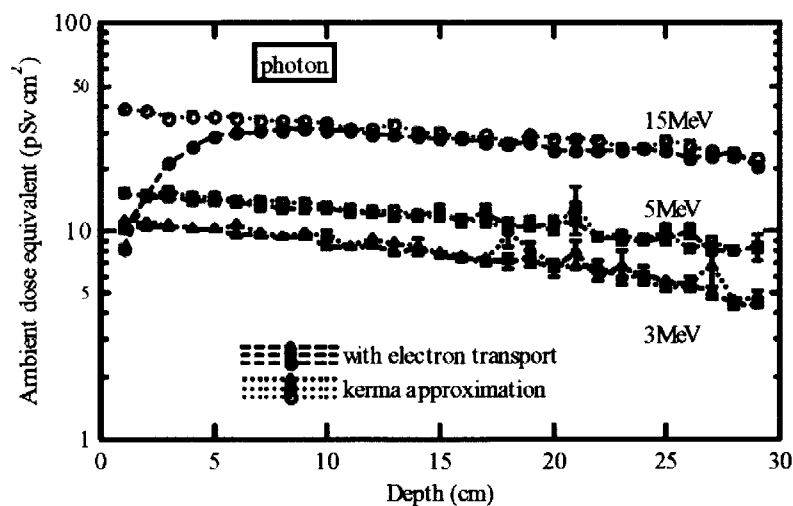


Fig. 4.5 Comparison of photon ambient dose equivalents in consideration of electron transport.

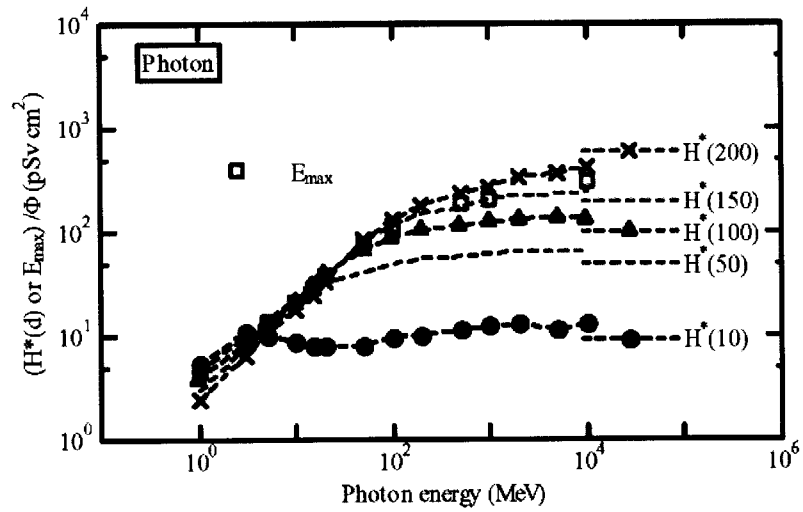


Fig. 4.6 Comparison of photon ambient dose equivalents and maximum effective dose.

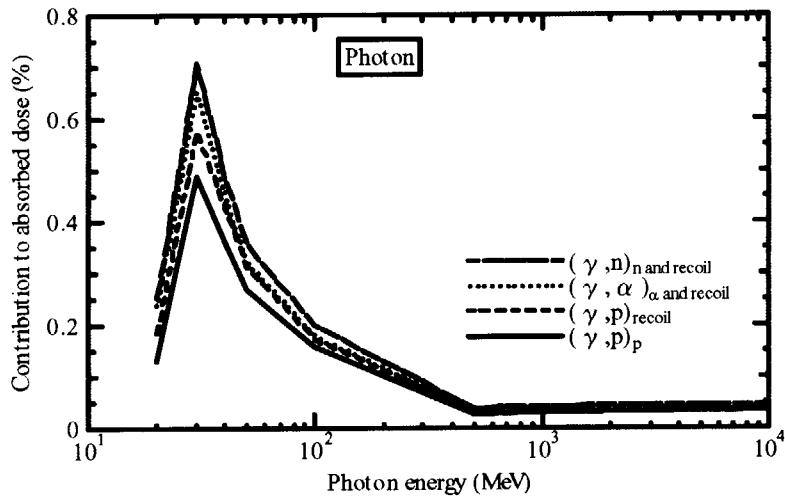


Fig. 4.7 Contribution of photo-nuclear reactions to absorbed dose.

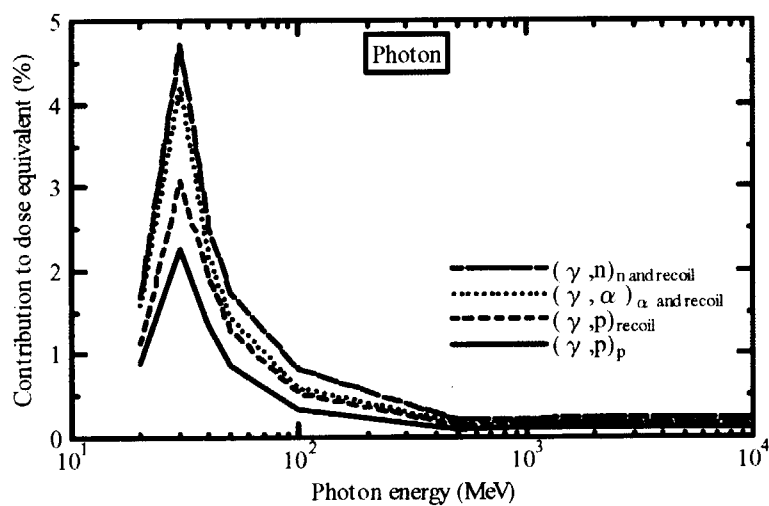


Fig. 4.8 Contribution of photo-nuclear reactions to dose equivalent.

5. 電子に対する線量換算係数

本章では高エネルギー電子に対する実効線量の線量換算係数の評価結果について述べる。電子の放射線荷重係数は光子と同様に 1 と定義されることから、電子入射による吸収線量と等価線量の値は等しい。また、電子の線質係数が 1 であることから、光核反応で発生する中性子等のハドロンの寄与が小さい時は、電子入射による線量当量は吸収線量とほぼ等しくなる。しかし、入射電子のエネルギーの増大に伴い光核反応による中性子等のハドロンの発生が増加するので、光核反応により生成するハドロンの実効線量及び ICRP の 1990 年勧告の Q-L 関係に基づく実効線量当量への寄与も検討する。

5. 1 電子の実効線量

5. 1. 1 実効線量の計算

3. 2 節に示した成人に対する人体形状ファントムを用いて、AP、PA、LAT (RLAT 及び LLAT)、ROT、ISO の各照射条件における各臓器・組織の等価線量 (平均吸収線量と同じ値) を EGS4 コードで計算するとともに、各臓器・組織の等価線量を臓器荷重係数で重み付けして実効線量を評価した⁸⁶⁾。単位フルエンスの入射電子当たりの実効線量を Table 5.1 に示す。これらの値は、単位入射電子フルエンス当たりの実効線量であり、電磁カスケード反応及び後述する 140MeV までの光子による光核反応の寄与を合算したものである。入射電子のエネルギーは、1MeV、5MeV、10MeV、20MeV、30MeV、50MeV、100MeV、200MeV、500MeV、1GeV、5GeV、10GeV、50GeV 及び 100GeV である。電子及び光子のカットオフエネルギーは、それぞれ 0.01MeV 及び 0.1MeV とした。なお、運動エネルギー 0.01MeV 電子の飛程は、水中で約 0.0003cm であり⁶⁶⁾、発生した場所で運動エネルギーを沈着するとみなせる。今回の照射条件では、光子入射と同様に真空中に人体形状ファントムを設定している。

5. 1. 2 実効線量の入射電子エネルギー依存性

単位フルエンスの 1MeV~100GeV 入射電子に対する AP、PA、LAT (RLAT 及び LLAT)、ROT、ISO の各照射条件に対する実効線量の計算結果を Fig. 5.1 に示す。また、同図に Ferrari 及び Pelliccioni 等の FLUKA コードによる計算結果^{18,22)}、AP 照射条件での 10MeV までの ICRP Publication 74 の値とともに示す。

単位フルエンス当たりの電子の実効線量は、50MeV まで電子エネルギーの増加とともに急激に大きくなるが、50MeV 以上の電子のエネルギー領域では徐々に大きくなり、ICRP Publication 74、Schultz⁸⁷⁾、Ferrari 及び Pelliccioni 等のデータと傾向が良く一致している。10MeV 以下の電子エネルギーでは、本結果は AP 照射条件において他のデータとの差は 20%以下である。電子エネルギーの減少とともに差が増大するが、これは生殖腺、乳房及び皮膚等の人体形状ファントムの浅いところに位置する臓器・組織の吸収線量の差によるものであり、人体形状ファントム、特に乳房モデルの差に起因するものと考えられる。本研究では、乳房の高さを女性の人体形状ファント

ムの約1/2としている一方、Ferrari 及び Pelliccioni 等は、片方の胸にのみフルサイズの乳房を取り扱っている⁷⁸⁾。また、20MeV から 100GeV までのエネルギー領域では、本結果は AP 照射条件で Ferrari 及び Pelliccioni 等の結果と 6%以内で一致しており、他の照射条件でも有意な差は見られない。

5. 1. 3 最大の実効線量を示す照射条件

Fig. 5.2 に各照射条件における単位フルエンス当たりの電子実効線量のエネルギー依存性を示す。最大の実効線量を与える照射条件は、入射する電子のエネルギーに依存して変化する。

50MeV 以下の電子エネルギーでは、電子の飛程が短く、睾丸及び乳房のような組織荷重係数の大きな臓器・組織が位置する人体形状ファントム表面付近でエネルギー沈着をするため、AP 照射条件が他の照射条件に比べて大きな実効線量を示す。

50MeV の電子エネルギーでは、人体組織等価物質における電子の飛程が約 20cm であり^{67,88)}、人体形状ファントムの厚さにほぼ等しいことから、各種照射条件における実効線量の差はほとんど見られない。

電子エネルギーが 50MeV を超えると各臓器・組織での等価線量の変化は、入射電子のエネルギーの増加とともに小さくなる。LAT 照射条件では、実効線量の絶対値が他の照射条件での実効線量と異なる傾向を示すが、これは胃や結腸のような組織荷重係数の大きな特定の臓器・組織によるものと考えられる。

さらに、100MeV 以上の電子エネルギーでは、RLAT 照射条件あるいは ISO 照射条件が、他の照射条件に比べて最大の実効線量を示す。これは、エネルギーの増加に伴い電子の人体形状ファントム中での透過が大きくなり、人体形状ファントムの内部或いは入射面の反対側にある臓器・組織でのエネルギー沈着が大きくなるからである。

5GeV 以上の電子エネルギーでは、胃や結腸が人体形状ファントムの左側に位置するため、RLAT 照射条件の実効線量が、LLAT 照射条件の実効線量より 10%程大きくなっている。また、ROT 照射条件での実効線量は、AP 照射、PA 照射及び LAT 照射の各照射ジオメトリーでの実効線量のほぼ平均値となっている。

5. 1. 4 光核反応の寄与

前節で述べた各臓器・組織の等価線量の計算結果には、光核反応により生じた中性子及び荷電粒子による吸収線量が加算されている⁸⁶⁾。光核反応により発生する中性子及び荷電粒子を、各臓器・組織における平均光子束に光核反応断面積を乗ずることにより評価し⁸³⁾、人体形状ファントム中での中性子や二次荷電粒子の挙動を HETC-3STEP コード及び MORSE-CG コードで計算することにより吸収線量を評価した。使用した光核反応の断面積データは 4. 3 節と同じ JENDL 光核データファイルであり、取り扱う光子の上限エネルギーは 140MeV である。

電磁カスケード反応及び光核反応による AP 照射条件での吸収線量に対する、光核反応による荷電粒子毎の吸収線量の比率を Fig. 5.3 に示す。荷電粒子としては、陽子生成反応による陽子及び反跳核、中性子生成反応による反跳核、及び他の反応による荷電粒子の寄与はまとめて他の反応として、入射電子エネルギー毎に 2つの線で囲まれた領域の大きさでその寄与を示す。吸収線量

に対する光核反応の寄与は、電子エネルギーが 500MeV までエネルギーとともに増加するが、500MeV から 10GeV までの領域では光核反応の寄与の変化は小さく、1 から 100GeV までの領域で光核反応による吸収線量の寄与は約 0.6% である。他の照射条件に対しても光核反応寄与のエネルギー依存性は AP 照射条件と同様な結果であり、吸収線量への光核反応寄与の最大値は ISO 照射条件の 1~100GeV の電子エネルギーで約 0.9% である。

(γ, p) 反応及び (γ, n) 反応による断面積が他の反応断面積に比べておおきいため、これらの反応からの陽子及び反跳核の寄与が 90% 以上を占める。

5. 2 電子の実効線量当量

5. 2. 1 実効線量当量の計算

5. 1 節に示した電子の実効線量の評価と同時に、各照射条件における各臓器・組織の平均吸収線量に電子の線質係数を乗ずることにより電磁カスケード反応による各臓器・組織の平均線量当量を算出し、各臓器・組織の平均線量当量を臓器荷重係数で重み付けして実効線量当量を評価するとともに、光核反応による中性子及び二次荷電粒子による実効線量当量を評価した⁸⁶⁾。電磁カスケード反応並びに光核反応による中性子及び二次荷電粒子による、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量の計算結果を Table 5.2 に示す。100MeV 以下の電子入射時の実効線量当量は、光核反応による中性子及び二次荷電粒子の寄与が小さいため、実効線量とほぼ同じ値を示す。一方、1GeV を超える電子エネルギーでの実効線量当量は、光核反応により生ずる中性子等の線質係数が 1 より大きい粒子の影響のため、実効線量より大きい。電子のエネルギーとともにその差は大きくなり、100GeV の電子 ISO 照射条件では、その差は約 6% となる。

5. 2. 2 光核反応の寄与

Fig. 5.4 に光核反応による粒子毎の AP 照射条件での線量当量の、電磁カスケード反応及び光核反応の合算した線量当量に対する比率を、入射電子エネルギー毎に 2 つの線で囲まれた領域の大きさでその寄与を示す。荷電粒子としては、陽子生成反応による陽子及び反跳核、中性子生成反応による反跳核を示し、他の反応による荷電粒子の寄与はまとめて他の反応として示す。

光核反応で発生する粒子による線量当量への寄与の増加傾向は、吸収線量への寄与の増加傾向とほぼ同じである。AP 照射条件での線量当量に対する光核反応の寄与は 1~100GeV の電子エネルギーで約 2.5% であり、ISO 照射条件では 1~100GeV の電子エネルギーで約 3.8% である。光核反応で発生する粒子の平均線質係数が 1 より大きいため、光核反応の線量当量に対する寄与は、Fig. 5.3 に示す吸収線量に対する寄与より大きくなっている。(γ, p) 反応及び (γ, n) 反応による断面積が他の反応断面積に比べておおきいため、これらの反応からの陽子及び反跳核の寄与が吸収線量の場合と同様に 90% 以上を占めるが、陽子生成反応で生じた陽子の寄与が、反跳核による線量当量への寄与に比べて小さくなっている。

5. 3 まとめ

EGS4 コードを用いて、1MeV~100GeV 単位フルエンス当たりの電子の実効線量を 6 種類の照射条件について計算を行った。ICRP Publication 74、Schultz、Ferrari 及び Pelliccioni 等のデータと比較すると、10MeV 以下の電子エネルギーでは、AP 照射条件で本計算結果と他のデータとの差は 20%以下であり、電子エネルギーの減少とともに両者の差が増大するが、これは乳房モデル等の人体形状ファントムの違いと考えられる。一方、20MeV~100GeV のエネルギー領域では AP 照射条件における Ferrari 及び Pelliccioni 等による FLUKA コードの結果との差は 6%以下であり、他の照射条件でも優れた差はなかった。このように、低エネルギー電子に対する実効線量に関する ICRP Publication 74 記載値等との一致度からみて、低エネルギー電子に対する今回の計算手法は妥当なものと判断できる。また、高エネルギー電子に対する計算手法の妥当性に関しては、比較できるデータが 100GeV までの Ferrari 及び Pelliccioni 等による FLUKA コードの計算値しかないが、今回計算に用いた EGS4 コード及び FLUKA コードはそれぞれ加速器放射線場における広いエネルギー範囲の電子・光子の実験解析に使われ、その精度が確かめられている^{84,85)}。したがって、両者の計算コードで独自に計算した結果がほぼ一致していたことから、高エネルギー電子に対する今回の計算結果は光子の場合と同様に妥当なものと判断できる。

また、電子入射に対する ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量を評価したところ、100MeV 以下の電子入射に対しては光核反応で生じる中性子及び荷電粒子の寄与が小さいため、実効線量当量が実効線量とほぼ同じ値を示す一方、1GeV を超えるエネルギー領域では実効線量当量が光核反応により生ずる中性子等の影響により実効線量より最大で約 6%大きいことが示された。

AP 照射条件での吸収線量に対する光核反応の寄与の最大値は約 0.6%であり、他の照射条件に対しても吸収線量への光核反応寄与の最大値は約 0.9%である。一方、実効線量当量に対する光核反応の寄与は、AP 照射条件において約 2.5%以下であり、他の照射条件では約 3.8%以下である。ICRU 軟組織の 30cm 厚さの半無限平板ファントムにおける光子入射での光核反応の寄与が吸収線量に対して約 0.7%、線量当量に対して約 5%あったのに比べて、電子入射では光核反応の寄与が僅かながら小さい。これは光子入射での光子束スペクトルにくらべて、電子入射で生成される光子束スペクトルのエネルギー分布が低エネルギー側にシフトしているためと考えられる。

以上より、EGS4 コードにより得られた 10MeV~100GeV 単位フルエンス当たりの電子入射の実効線量は、光子入射時の線量換算係数計算と同じ物理モデル及び計算手法を用いており、低エネルギー領域での ICRP Publication 74 の評価値及び高エネルギー領域の Ferrari 及び Pelliccioni 等の FLUKA コードによる計算結果との一致度からみても、本計算結果は妥当なものといえる。

Table 5.1 Effective dose conversion coefficients of electrons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries.

E (MeV)	Effective dose (pSv cm ²)			
	AP geometry		PA geometry	
1	3.65	(0.6%)	1.94	(1.6%)
5	77.3	(0.8%)	13.6	(1.4%)
10	131.	(0.7%)	40.1	(1.3%)
20	243.	(0.9%)	114.	(1.1%)
30	312.	(1.0%)	230.	(0.6%)
50	339.	(1.2%)	340.	(0.7%)
100	353.	(0.8%)	367.	(0.8%)
200	360.	(0.9%)	382.	(0.8%)
500	368.	(1.1%)	400.	(1.2%)
1,000	383.	(1.5%)	429.	(0.9%)
5,000	407.	(1.1%)	473.	(1.0%)
10,000	414.	(1.3%)	485.	(1.3%)
50,000	438.	(1.4%)	535.	(1.3%)
100,000	448.	(0.9%)	571.	(1.7%)
E (MeV)	RLAT geometry		LLAT geometry	
1	2.25	(1.3%)	1.17	(0.7%)
5	8.91	(1.6%)	9.33	(0.5%)
10	21.3	(1.3%)	21.7	(0.9%)
20	69.5	(1.3%)	63.6	(0.9%)
30	115.	(1.4%)	126.	(0.9%)
50	210.	(1.4%)	236.	(0.9%)
100	324.	(1.0%)	339.	(0.9%)
200	395.	(0.9%)	395.	(0.9%)
500	460.	(1.0%)	463.	(1.2%)
1,000	518.	(1.0%)	495.	(1.2%)
5,000	652.	(1.3%)	602.	(1.3%)
10,000	703.	(1.5%)	661.	(1.4%)
50,000	862.	(1.2%)	795.	(1.2%)
100,000	933.	(1.0%)	846.	(1.1%)
E (MeV)	ROT geometry		ISO geometry	
1	7.15	(0.6%)	2.08	(0.3%)
5	28.7	(1.0%)	32.9	(0.8%)
10	60.6	(0.6%)	57.1	(0.4%)
20	133.	(0.7%)	101.	(0.7%)
30	209.	(0.7%)	161.	(0.8%)
50	295.	(1.1%)	243.	(0.9%)
100	353.	(1.0%)	329.	(0.8%)
200	385.	(1.0%)	384.	(0.6%)
500	419.	(1.1%)	454.	(1.4%)
1,000	446.	(1.4%)	501.	(1.4%)
5,000	507.	(1.1%)	650.	(1.0%)
10,000	537.	(1.6%)	725.	(1.1%)
50,000	630.	(1.6%)	913.	(1.1%)
100,000	653.	(1.2%)	1039.	(1.0%)

Table 5.2 Comparison of dose conversion coefficients of electrons to effective dose and effective dose equivalent in different irradiation geometries.

E (MeV)	Effective dose (pSv cm ²)		Effective dose equivalent (pSv cm ²)		Difference
AP geometry					
10	131.	(0.7%)	131.	(0.7%)	0.0%
100	353.	(0.8%)	356.	(0.8%)	0.7%
1,000	383.	(1.5%)	393.	(1.5%)	2.7%
10,000	414.	(1.3%)	426.	(1.3%)	2.9%
100,000	448.	(0.9%)	460.	(0.9%)	2.7%
RLAT geometry					
10	21.3	(1.3%)	21.3	(1.3%)	0.1%
100	324.	(1.0%)	329.	(1.0%)	1.5%
1,000	518.	(1.0%)	545.	(1.0%)	5.2%
10,000	703.	(1.5%)	740.	(1.5%)	5.3%
100,000	933.	(1.0%)	979.	(1.0%)	4.9%
ISO geometry					
10	57.1	(0.4%)	57.1	(0.4%)	0.0%
100	329.	(0.8%)	333.	(0.8%)	1.2%
1,000	501.	(1.4%)	523.	(1.4%)	4.4%
10,000	725.	(1.1%)	759.	(1.1%)	4.6%
100,000	1039.	(1.0%)	1102.	(1.7%)	6.1%

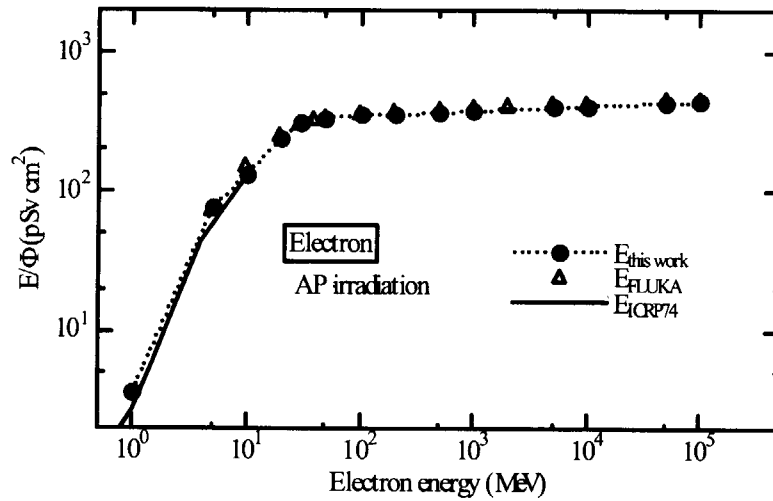


Fig. 5.1a Energy dependence of electron effective dose (1). – AP irradiation-

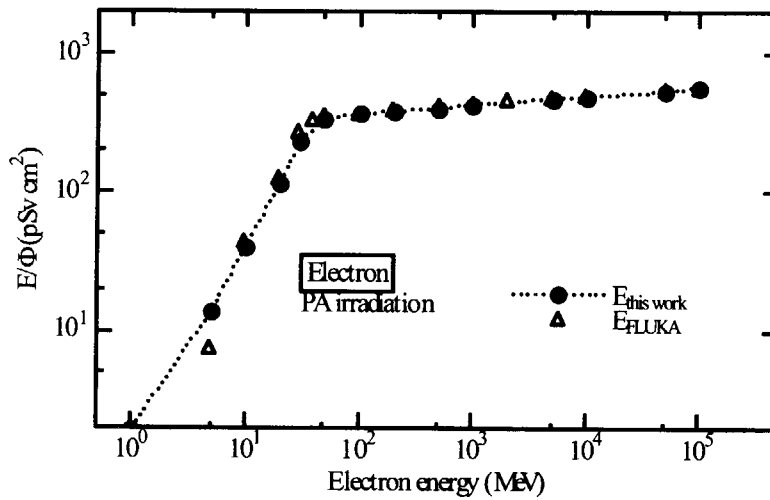


Fig. 5.1b Energy dependence of electron effective dose (2). – PA irradiation-

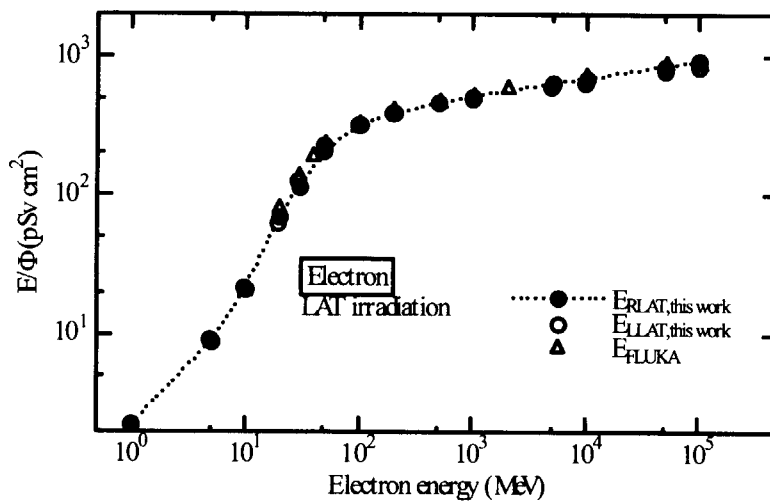


Fig. 5.1c Energy dependence of electron effective dose (3). – LAT irradiation-

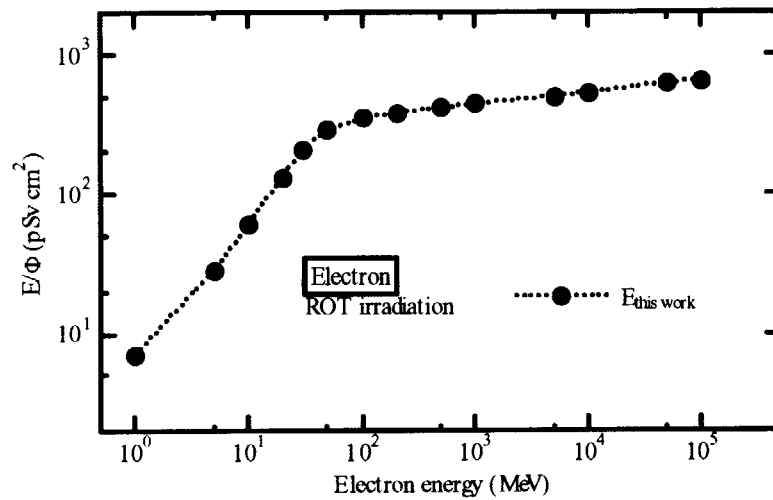


Fig. 5.1d Energy dependence of electron effective dose (4). – ROT irradiation–

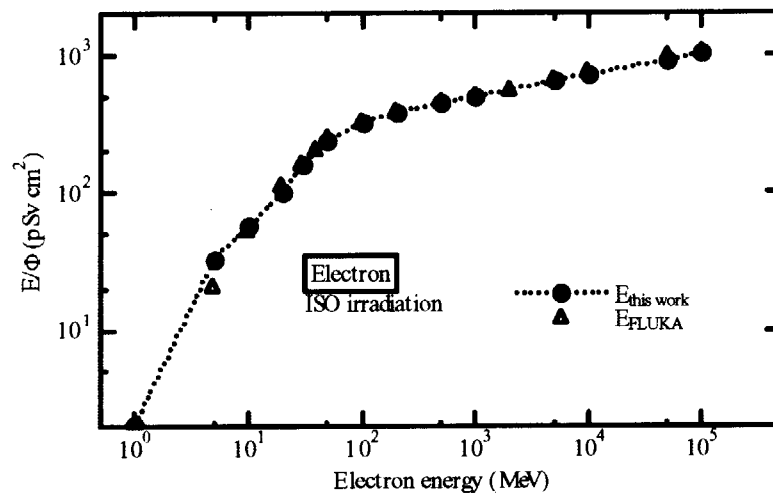


Fig. 5.1e Energy dependence of electron effective dose (5). – ISO irradiation–

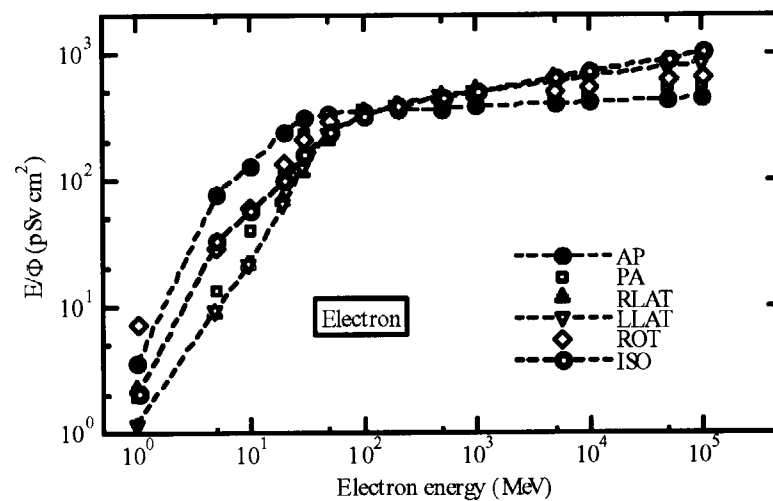


Fig. 5.2 Energy dependence of electron effective dose for each irradiation.

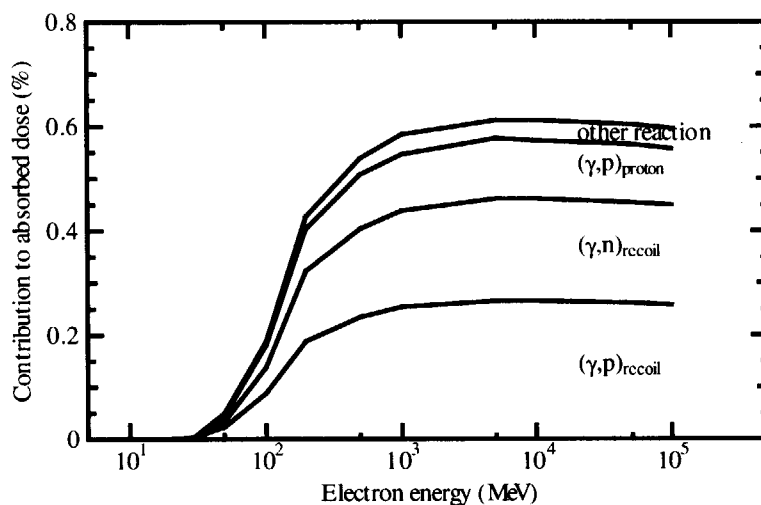


Fig. 5.3 Contribution of photo-nuclear reactions for electron AP irradiation to absorbed dose.

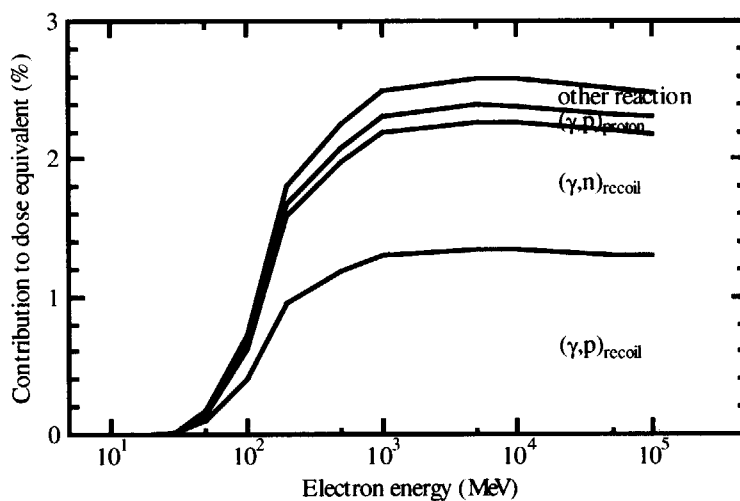


Fig. 5.4 Contribution of photo-nuclear reactions for electron AP irradiation to dose equivalent.

6. 中性子に対する線量換算係数

本章では高エネルギー中性子に対する実効線量及び ICRP の 1990 年勧告の Q-L 関係に基づいた実効線量当量の線量換算係数の評価結果について述べる。中性子に対する放射線荷重係数は、ICRP Publication 60 では、入射中性子のエネルギー領域毎に与えられているが、高エネルギー中性子に対してどこまで適用できるか大いに関心がある。そこで、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量を評価し、実効線量との比較を行う。そして、高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数の改訂値を提案する。

6. 1 中性子の実効線量

6. 1. 1 実効線量の計算

光子及び電子と同様に、3. 2 節に示した成人に対する人体形状ファントムを用いて、AP、PA 及び ISO の各照射条件における単位中性子フルエンス当たりの各臓器・組織の平均吸収線量を計算した。最初に、高エネルギー中性子が入射した際の、人体形状ファントム内での 15MeV 以上の中性子及び荷電粒子による各臓器・組織の平均吸収線量を HETC-3STEP コードで計算した。次に、HETC-3STEP コードの計算結果で人体形状ファントム内の 15MeV 以下の中性子を線源として、15MeV 以下の中性子及び二次光子による各臓器・組織での平均フルエンスを MORSE-CG/KFA コードで計算し、それに各臓器・組織のカーマ係数を乗じて平均吸収線量を評価した。各臓器・組織毎に高エネルギー粒子及び 15MeV 以下の中性子・二次光子による吸収線量を合算し、それに入射エネルギーに対応した中性子の放射線荷重係数を乗じて各臓器・組織の等価線量を評価した。さらに、各臓器・組織の等価線量を臓器荷重係数で重み付けして実効線量を評価した^{89,90,91)}。

単位フルエンスの入射中性子当たりの実効線量を Table 6.1 に示す。入射中性子のエネルギーは、20MeV、30MeV、50MeV、100MeV、200MeV、500MeV、1GeV、5GeV 及び 10GeV である。1~100MeV のデータは、ICRP Publication 74 に記載された値と比較するために評価した。

6. 1. 2 実効線量の入射中性子エネルギー依存性

AP、PA 及び ISO の各照射条件での単位中性子フルエンス当たりの実効線量を Fig. 6.1 に、ICRP Publication 74 の値及び他の計算結果とともに示す。Fig. 6.1 より今回の計算結果は、20MeV~180MeV の範囲で ICRP Publication 74 の値及び Nabelssi 等の LAHET コードの結果³⁰⁾によく一致していることが分かる。また、0.5GeV~5GeV 付近を除くエネルギー領域において、今回の計算結果は Ferrari と Pelliccioni 等による FLUKA コードの結果^{18,34)}とよく一致している。1GeV~2GeV 付近では、今回の計算結果は Ferrari 等による結果と比べて 50%程度大きくなっているが、この違いは計算コードの核反応モデルの違いに起因していると考えられる。なお、臓器・組織別の吸収線量についての本計算結果は、ICRP Publication 74 及び Ferrari と Pelliccioni 等の計算結果とおおむね 30%程度以内の違いで一致している。

6. 1. 3 最大の実効線量を示す照射条件

AP、PA 及び ISO の照射条件に対する単位中性子フルエンス当たりの実効線量を Fig. 6.2 に示す。3 種類の照射条件のうち、最大の実効線量を示す照射条件は入射中性子のエネルギーにより異なる。20~50MeV では AP 照射条件、100~200MeV では PA 照射条件、500MeV~2GeV では PA 照射条件及び ISO 照射条件、5~10GeV では ISO 照射条件において、最大の実効線量となる。

入射中性子のエネルギーの増加に伴い、人体形状ファントムに対する中性子の透過性が増すことにより、相互作用を起こし荷電粒子を発生する場所が深部となる。さらに、発生する荷電粒子のエネルギーが増加することにより、その飛程も大きくなる。その結果、中性子入射に伴う人体形状ファントム内での吸収線量の分布は、中性子エネルギーの増大とともに深部で最大を示すようになる。一方、組織荷重係数の大きい臓器・組織は前面側の体表面近くに位置しており、中性子エネルギーの増大とともに、PA 照射条件若しくは ISO 照射条件の実効線量が AP 照射条件の実効線量より上回る。

6. 1. 4 中性子実効線量への粒子別の寄与

Fig. 6.3 に AP 及び PA 照射条件における中性子実効線量へのエネルギー沈着に關与する粒子別の寄与割合⁸⁹⁾を、各中性子エネルギーについて2つの線で囲まれた領域の大きさで示す。粒子の種類は、陽子、質量2以上の重イオン、パイオン及び15MeV以下の中性子である。15MeV以下の中性子は、15MeV以上の中性子の減速過程あるいは、高エネルギー粒子の蒸発過程で生じたものである。本計算では、15MeV以下の中性子によるエネルギー沈着は、着目している臓器・組織での平均中性子束にカーマ係数を乗じて算出しているため、これらの中性子から最終的に臓器・組織にエネルギー沈着する荷電粒子毎には評価していない。

中性子エネルギーが1GeVまでは、陽子の寄与が70%から85%となっている一方、核破砕反応の残留核または弾性散乱による反跳原子核の重イオンの寄与が10%から20%程度である。また、15MeV以下の中性子の寄与は、入射中性子エネルギーが20MeVで最大の20%であり、入射中性子エネルギーが高くなるにしたがって寄与は小さくなる。一方、核子・核子の非弾性散乱で生成するパイオンの寄与は約500MeV以上から増加し、入射中性子エネルギーが10GeVでは、重イオンと同程度の20%となっている。

6. 2 中性子の実効線量当量

6. 2. 1 実効線量当量の計算

ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく中性子の実効線量評価のために、AP、PA 及び ISO の照射条件における単位中性子フルエンス当たりの各臓器・組織の平均吸収線量計算の際、各臓器・組織の ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく平均線量当量も同時に計算した。HETC-3STEP コードでは、人体形状ファントム内での15MeV以上の中性子及び荷電粒子による各臓器・組織の線質係数で重み付けしたエネルギー沈着量から平均線量当量を計算し、MORSE-CG/KFA コードでは15MeV以下の中性子及び二次光子による核臓器・組織での平均フルエンスに各臓器・組織の線質

係数で重み付けしたカーマ係数を乗じて平均線量当量を評価した。各臓器・組織毎に高エネルギー成分及び15MeV以下の中性子・二次光子による平均線量当量を合算し、さらに、各臓器・組織の平均線量当量を組織荷重係数で重み付けしてICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量を評価した^{89,90,91)}。

単位フルエンスの入射中性子当たりの実効線量当量をTable 6.1に示す。入射中性子のエネルギーは、20MeV、30MeV、50MeV、100MeV、200MeV、500MeV、1GeV、5GeV及び10GeVである。

6. 2. 2 実効線量当量の入射中性子エネルギー依存性

AP、PA及びISOの照射条件での20MeV~10GeV単位中性子フルエンス当たりのICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量をFig. 6.4に、Nabelssi等のLAHETコードによる実効線量当量³⁰⁾とともに示す。

Nabelssi等の180MeVまでの結果と比較すると、今回の実効線量当量は100MeV~180MeVの範囲でよく一致しているが、100MeV以下では30%程度小さくなった。なお、臓器別の平均線量当量についての本計算結果とNabelssi等の計算結果の間には同様の傾向がみられた。この原因として、20MeV以下のカーマ係数及び100MeV以下の線質係数の違いが考えられる。180MeV以上のエネルギーについては、ICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の比較できるデータはない。

6. 2. 3 中性子実効線量当量への粒子別の寄与

Fig. 6.5にAP及びPAの照射条件でのICRP Publication 60のQ-L関係に基づく中性子実効線量当量への粒子別の寄与割合⁸⁹⁾を、各中性子エネルギーについて2つの線で囲まれた領域の大きさで示す。粒子の種類は、陽子、質量2以上の重イオン、パイオン及び15MeV以下の中性子である。本計算では、15MeV以下の中性子に対して、着目している臓器・組織での平均中性子束に線質係数で重み付けしたカーマ係数を乗じて平均線量当量を算出しているため、これらの中性子から最終的に臓器・組織にエネルギー沈着する粒子毎には評価していないので、15MeV以下の中性子の寄与として示す。

中性子実効線量当量において、陽子の寄与は30%から40%であり、重イオンの寄与は中性子エネルギー20MeVでの30%から10GeVでの60%と、エネルギーの増加に従い増えている。また、パイオンの寄与は、500MeV程度から現れ、10GeVで10%程度まで増加している。一方、15MeV以下の中性子の寄与は、入射中性子エネルギー20MeVで35%と最大であり、エネルギーの増加とともにその寄与は小さくなり、10GeVで8%程度となる。この傾向は、入射中性子エネルギーの増加とともに核破砕反応断面積が増加し、 $\hat{Q}(E)$ の大きい重イオンによるエネルギー沈着が増えることによるものと考えられる。

6. 2. 4 中性子実効線量との比較

Fig. 6.6に実効線量とICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量との比率の入射中性子エネルギー依存性を示す。実効線量と実効線量当量は直接比較すべき防護量ではないが、放射線防護量の歴史的経緯及びICRP Publication 60に放射線荷重係数と新しいQ-L関係が同時

に示されていることから、高エネルギー中性子に対する実効線量と実効線量当量を比較することは、高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数と線質係数の整合性を検討する上で意味がある。中性子エネルギーが20MeVでは、実効線量と実効線量当量はほぼ一致しているが、エネルギーが高くなるに従って実効線量が実効線量当量を上回るようになり10GeVでは約1.8倍程度となる。これは、高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数と線質係数との間に整合性が無いためであり、6.3節で議論する。

6.2.5 周辺線量当量等との比較

180MeV以上の中性子に対するICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の計算例が本研究以外にないので、ICRU軟組織からなる30cm厚の半無限平板ファントムでの線量当量及びICRU球ファントムによる周辺線量当量への換算係数と比較する。高エネルギー中性子に対する線量当量への換算係数としては、Sannikov等のHADRONコードによるICRU軟組織の半無限平板ファントムの深さ1cmにおける線量当量 $H(10)^{41)}$ 、FerrariとPelliccioni等のFLUKAコードによるICRU球ファントム主軸上深さ1cmにおける周辺線量当量 $H^*(10)$ 及び線量当量が最大となる深さでの最大線量当量 $H_{max}^{42)}$ がある。これらのデータと本研究による実効線量当量の比較した結果をFig. 6.7に示す。これらは、何れもICRP Publication 60のQ-L関係に基づいて評価したものである。

実効線量当量とSannikov等による線量当量 $H(10)$ と比較すると、100MeV以下で線量当量 $H(10)$ は実効線量当量を上回るが、100MeV以上で両者は10%程度の差で一致している。一方、実効線量当量とFerrari等による周辺線量当量 $H^*(10)$ と比較すると、100MeV以上で周辺線量当量 $H^*(10)$ は実効線量当量を下回る。Sannikov等による線量当量 $H(10)$ とFerrari等による周辺線量当量 $H^*(10)$ を比較すると、何れのエネルギーもFerrariとPelliccioni等による周辺線量当量 $H^*(10)$ が小さくなっており、両者の差は用いたファントムの形状の違いによるものと考えられる。線量当量と同様な傾向が、1cm深さで位置での吸収線量にも現れており、Sannikov等による線量当量 $H(10)$ の傾向は、FerrariとPelliccioni等による最大線量当量 H_{max} の傾向に近い。100MeV以上の実効線量当量率のエネルギー依存性は、FerrariとPelliccioni等による最大線量当量 H_{max} のエネルギー依存性とほぼ似ており、実効線量当量の計算法が高エネルギー中性子に対しても妥当なものと考えられる。

6.3 中性子の全身平均の線質係数

6.3.1 全身平均の線質係数の定義

実効線量の評価では、放射線に対する感受性を入射放射線の放射線荷重係数で考慮している一方、実効線量当量の評価では、放射線に対する感受性を各臓器・組織において最終的にエネルギー沈着を起こす荷電粒子の線質係数で考慮している。そこで、ICRP Publication 60のQ-L関係に基づいた実効線量当量と平均吸収線量から、全身平均の線質係数 \bar{Q}_{body} を次式で定義する。

$$\bar{Q}_{\text{body}} = \frac{H_E}{\sum_T w_T D_T} = \frac{\sum_T w_T \hat{H}_T}{\sum_T w_T D_T} \quad (6.1)$$

ここで、 H_E は ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた実効線量当量であり、 w_T 及び D_T は臓器・組織 T の組織荷重係数及び平均吸収線量である。また、 \hat{H}_T は臓器・組織 T の平均線量当量である。

6. 3. 2 全身平均の線質係数の計算結果

中性子に対する \bar{Q}_{body} の計算結果^{89,90)}を Table 6.2 に示す。また、中性子に対する \bar{Q}_{body} と放射線荷重係数 w_R のエネルギー依存性を Fig. 6.8 に示す。中性子に対する \bar{Q}_{body} は、20MeV から 10GeV の全エネルギー範囲において実線で示す放射線荷重係数 w_R を下回っている。

20MeV 付近で \bar{Q}_{body} が 6.5 程度となっているが、このエネルギー領域では水素原子の中性子弾性散乱で生じる陽子によるエネルギー沈着が支配的である。反跳陽子のエネルギーが 5MeV のとき、陽子の止まるまでの平均線質係数 $\hat{Q}(E)$ は約 4.5 である。中性子エネルギーが高くなるにつれて反跳される陽子のエネルギーも高くなるので、陽子の止まるまでの平均線質係数 $\hat{Q}(E)$ は Fig. 3.7 に示すように 1 に近くなる。一方、中性子エネルギーの増加により荷電粒子生成の反応断面積が大きくなり、止まるまでの平均線質係数 $\hat{Q}(E)$ が大きな重イオンの寄与が増加する。この結果、中性子に対する \bar{Q}_{body} は減少し、10GeV では 3 程度になる。

6. 3. 3 高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数

前節で述べたようにエネルギー 20MeV 以上の単位フルエンス当たりの中性子に対する実効線量は、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた単位フルエンス当たりの実効線量当量に比べて過大評価となる。ICRP Publication 60 では放射線荷重係数を新たに定義するとともに、測定量としての線量当量を評価するための Q-L 関係を改訂している。20MeV 以下の単位フルエンス当たりの中性子に対して、放射線荷重係数を用いた実効線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた実効線量当量の差異は小さい。そこで、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた中性子に対する実効線量当量を過度に上回らない中性子の実効線量を再現する高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数を検討する。ICRP Publication 60 では、放射線荷重係数が与えられていない放射線に対しては、ICRU 球ファントムの深さ 1cm 位置での吸収線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた線量当量との比で放射線荷重係数を近似できるとしている⁴⁾。

Sannikov 等は HADRON コードによる ICRU 軟組織の半無限平板ファントムの深さ 1cm における線量当量 $H(10)$ の計算から、1cm 深さでの中性子平均線質係数を評価している⁴¹⁾。また、Ferrari と Pelliccioni 等は FLUKA コードによる ICRU 球ファントム主軸上深さ 1cm における周辺線量当量 $H^*(10)$ 及び線量当量が最大となる深さでの最大線量当量 H_{max} の計算から、1cm 深さ及び線量当量が最大となる深さでの中性子平均線質係数を評価している⁴²⁾。これらの結果を、Fig. 6.8 の本研究で得られた中性子に対する \bar{Q}_{body} に重ねて示す。1cm 深さでの中性子平均線質係数は、Sannikov 等及び Ferrari と Pelliccioni 等の値とも \bar{Q}_{body} に比べて大きな値を示す。線量当量が最大となる深さでの平均線質係数は、 \bar{Q}_{body} に近い。このことから、高エネルギーの中性子評価では、1cm より

深い位置での平均中性子線質係数を使う必要がある。

ICRP Publication 60 では、中性子に対する放射線荷重係数を入射中性子のエネルギーを 5 領域に分けて与えるとともに、さらに入射中性子の連続関数で近似するために次式を与えている⁴⁾。

$$w_{R,ICRP60} = 5 + 17 \exp\left(-\frac{(\ln 2E_n)^2}{6}\right) \quad (6.2)$$

ここで、 E_n は中性子エネルギー (MeV 単位) である。

PTB の Siebert は 20MeV 以下の中性子に対して、ICRU 球ファントム主軸上 1cm 深さでの吸収線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく線量当量から中性子の平均線質係数を評価し、放射線荷重係数が平均線質係数を下回らないような次式の修正版近似式を提案している⁹²⁾。

$$w_R^{\text{proposal Siebert}} = \left\{ 2.8 + 16 \exp\left(-\frac{(\ln E_n)^2}{6}\right) \right\} g(E_n) \quad (6.3)$$

$$\log_{10} [g(E_n)] = \frac{0.25}{1 + (25/E_n)^2} \quad (6.4)$$

この式での高エネルギー中性子に対する値は約 5 であり、高エネルギー領域の実効線量への線量換算係数が得られるならば、簡単に対応できるとしている⁹²⁾。(6.3)式及び(6.4)式を用いた 20MeV 中性子の放射線荷重係数新提案の値は 7.99 であり、(6.2)式による放射線荷重係数の値は 6.76 である。

このように、中性子に対する放射線荷重係数の近似式に関する検討が行われており、20MeV 以上の高エネルギー中性子に関して ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量から評価した \bar{Q}_{body} を下回らないような放射線荷重係数の近似関数を提案する。(6.5) 式のように w_R を表すことで、実効線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量との差を 40% 以下にすることができる⁹³⁾。

$$w_R^{\text{proposal}} = 4 + 26 \exp\left(-\frac{(\ln 2E_n)^2}{6}\right) \quad 20\text{MeV} \leq E_n \leq 10\text{GeV} \quad (6.5)$$

(6.5)式は、20MeV 以上の中性子に対する放射線荷重係数に関する近似式であり、20MeV 以下の中性子に対する放射線荷重係数としては ICRP Publication 60 の式(6.2)若しくは Siebert の式(6.3)を使うことになる。ただし、20MeV の接続エネルギーにおける(6.5)式から算出される放射線荷重係数は 6.69 であり、(6.2)式との連続性が良い。

6. 4 まとめ

HETC-3STEP コード及び MORSE-CG/KFA コードを用いて、20MeV~10GeV の単位中性子フルエンス当たりの実効線量を 3 種類の照射条件について評価した。20MeV~180MeV 以下の低エネルギー領域については、Nabelssi 等の LAHET コードによる計算結果及び ICRP Publication 74 の値と良く一致していた。また、熱中性子から 10TeV の広範囲のエネルギーに関する Ferrari と Pelliccioni 等の FLUKA コードによる計算結果と比較すると、1GeV~2GeV 付近で計算コードの核反応モデルの違いにより今回の計算結果が 50%程度大きくなっているが、その他のエネルギー領域では良く一致していた。実効線量に対する粒子の寄与を解析したところ、水素の弾性散乱の反跳等で生じる陽子の寄与が 60%~80%あり、15MeV 以下の低エネルギー中性子に起因する寄与が入射エネルギー 100MeV 以下で 20%以下であることが分かった。さらに、中性子エネルギーの増大とともに、核子・核子散乱の非弾性散乱で生成するパイオンの寄与が増大し、10GeV の入射エネルギーでは重イオンの寄与と同程度の 20%となっていることが分かった。

また、中性子入射に対する ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量を評価したところ、中性子エネルギーが 20MeV では実効線量と実効線量当量はほぼ一致しているが、エネルギーが高くなるにつれて実効線量が実効線量当量を上回るようになり、10GeV では約 1.8 倍程度となることが分かった。実効線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量との差異を小さくするために、高エネルギー中性子に対する放射線荷重係数を提案した。

以上より、HETC-3STEP コード及び MORSE-CG/KFA コードを用いて得られた 20MeV~10GeV 中性子入射に対する実効線量への線量換算係数は、FLUKA コードによる計算結果と 1GeV~2GeV のエネルギー領域を除いて良く一致している。HETC-3STEP コードは、20MeV 以上の核子入射に伴う中性子発生スペクトルに関して実験値と比較を行いその精度が確認されている⁵²⁾。また、FLUKA コードは各種加速器施設の遮へい設計及び検出器の設計に使われている他、山頂における宇宙放射線測定⁹⁴⁾の解析に使われ信頼性が確認されている。このように、実績のある両計算コードで得られた線量換算係数が良く一致していることから、線量換算係数の値は妥当なものといえる。1GeV~2GeV の線量換算係数の違いは、計算コードの核反応モデルの違いに起因するものと考えられ、断面積データの比較検討、高エネルギー放射線のスペクトル・反応率の実験データによる検証が今後必要である。

Table 6.1 Effective dose and effective dose equivalent conversion coefficients of neutrons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries.

E (MeV)	Effective dose (pSv cm ²)		Effective dose equivalent(pSv cm ²)	
AP geometry				
20	403.	(2.5%)	382.	(3.4%)
30	439.	(2.4%)	402.	(4.1%)
50	424.	(1.5%)	317.	(1.9%)
100	469.	(2.3%)	343.	(3.7%)
200	475.	(2.4%)	325.	(3.5%)
500	644.	(2.0%)	464.	(4.0%)
1000	1070.	(2.0%)	727.	(3.8%)
2000	1420.	(1.5%)	857.	(2.9%)
5000	1710.	(1.3%)	953.	(1.8%)
10000	1790.	(1.1%)	1070.	(2.0%)
PA geometry				
20	375.	(2.5%)	345.	(3.1%)
30	412.	(1.4%)	359.	(2.1%)
50	417.	(1.5%)	315.	(3.6%)
100	499.	(2.5%)	356.	(3.9%)
200	555.	(1.4%)	362.	(2.3%)
500	756.	(1.2%)	511.	(2.2%)
1000	1200.	(1.0%)	744.	(1.7%)
2000	1600.	(1.7%)	941.	(3.6%)
5000	1920.	(1.6%)	1100.	(3.2%)
10000	2080.	(1.2%)	1200.	(2.0%)
ISO geometry				
20	317.	(6.7%)	295.	(7.1%)
30	349.	(3.4%)	287.	(4.1%)
50	369.	(3.6%)	280.	(4.4%)
100	455.	(5.6%)	288.	(3.5%)
200	534.	(4.1%)	336.	(5.5%)
500	787.	(7.6%)	502.	(12.8%)
1000	1210.	(3.1%)	690.	(3.2%)
2000	1580.	(3.8%)	850.	(7.3%)
5000	2290.	(4.0%)	1240.	(7.9%)
10000	2550.	(2.3%)	1400.	(5.2%)

Table 6.2 Quality factors averaged over body of neutrons for AP, PA and ISO irradiations.

E(MeV)	Body averaged quality factor				w_R
	AP geometry	PA geometry	ISO geometry	Sphere phantom (Ref.10)	
20	6.4	6.2	6.3		6.8
30	5.5	5.3	5.0		6.0
50	4.1	4.2	4.2	5.4	5.5
100	3.8	3.7	3.3	4.0	5.2
200	3.4	3.3	3.2	3.7	5.0
500	3.6	3.4	3.2	3.4	5.0
1000	3.4	3.1	2.9	3.1	5.0
2000	3.0	2.9	2.7		5.0
5000	2.8	2.9	2.7	2.5	5.0
10000	3.0	2.9	2.7	2.4	5.0

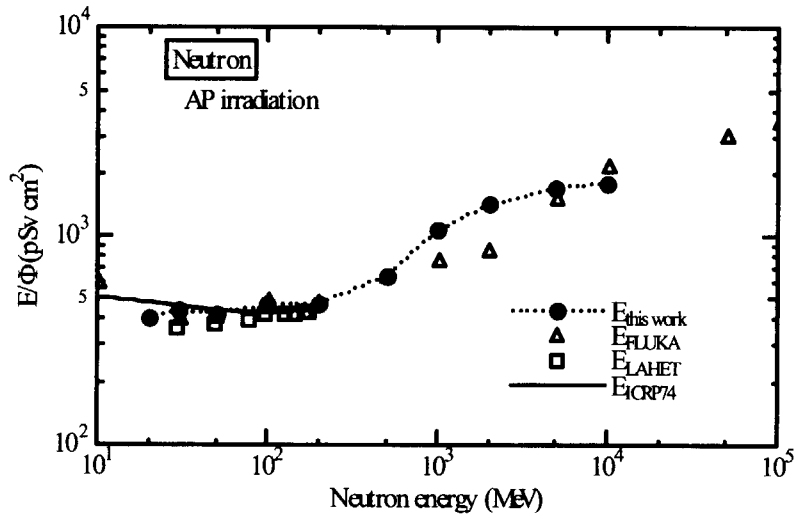


Fig. 6.1a Energy dependence of neutron effective dose, E (1). – AP irradiation-

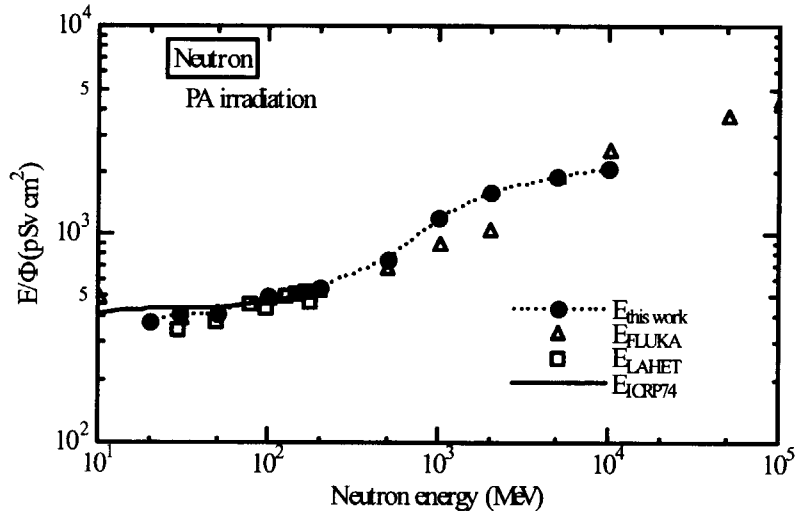


Fig. 6.1b Energy dependence of neutron effective dose, E (2). – PA irradiation-

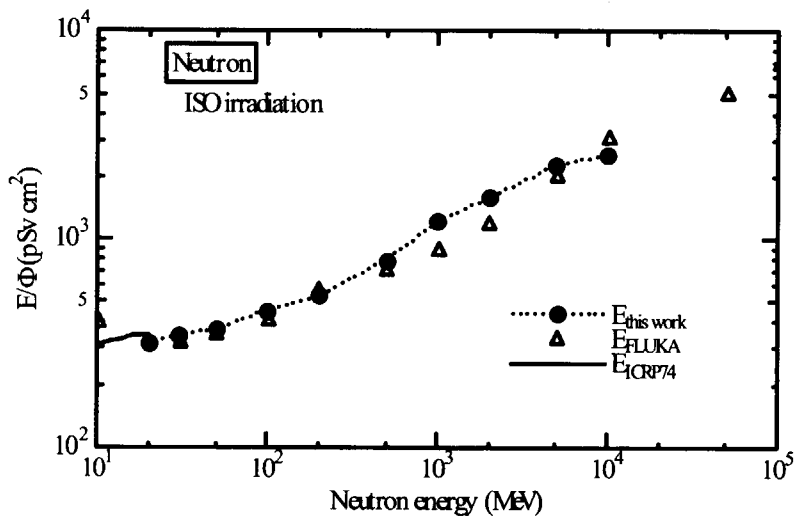


Fig. 6.1c Energy dependence of neutron effective dose, E (3). – ISO irradiation-

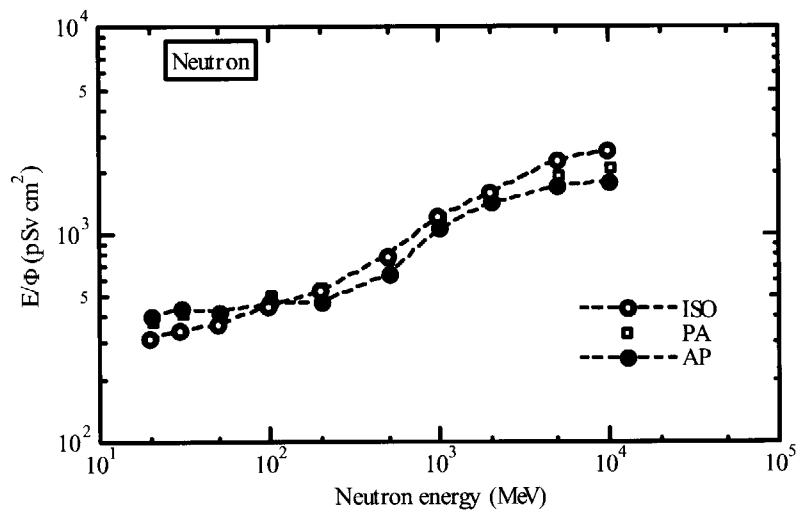


Fig. 6.2 Energy dependence of neutron effective dose for each irradiation.

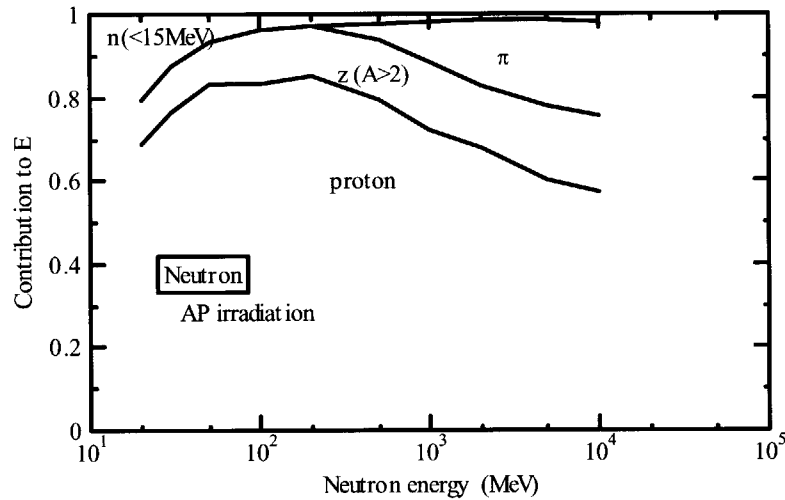


Fig. 6.3a Contributions of particles to effective dose of neutrons (1). - AP irradiation-

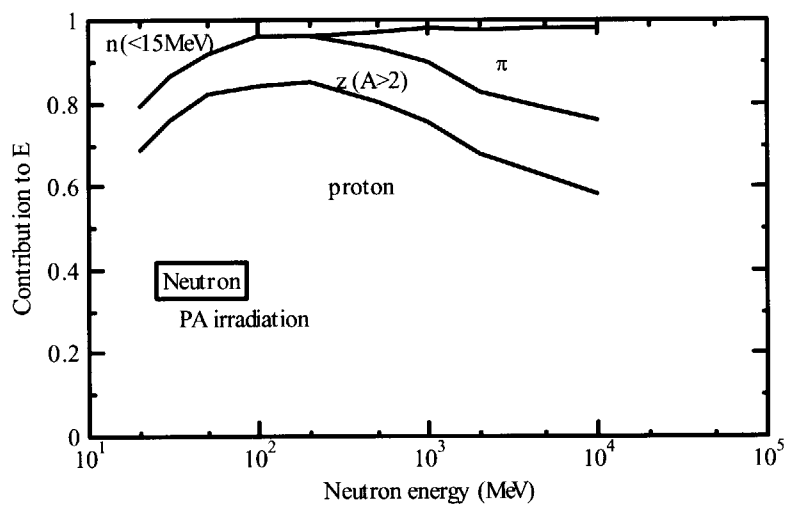


Fig. 6.3b Contributions of particles to effective dose of neutrons (2). - PA irradiation-

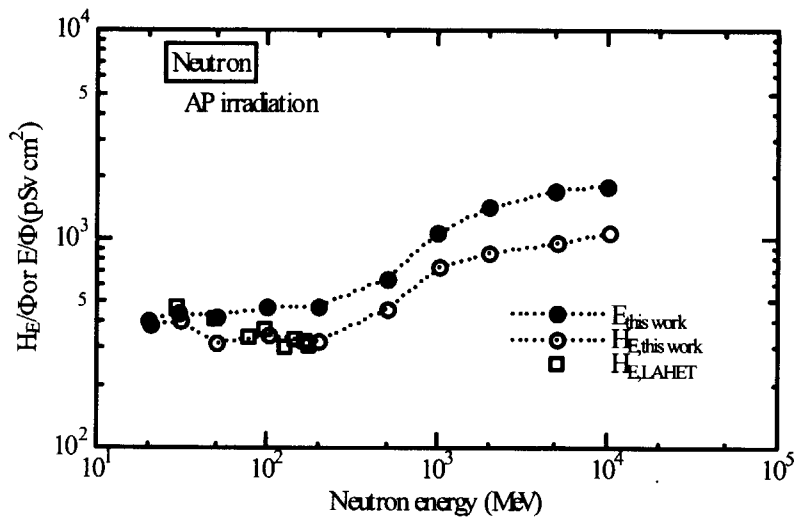


Fig. 6.4a Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (1).
- AP irradiation-

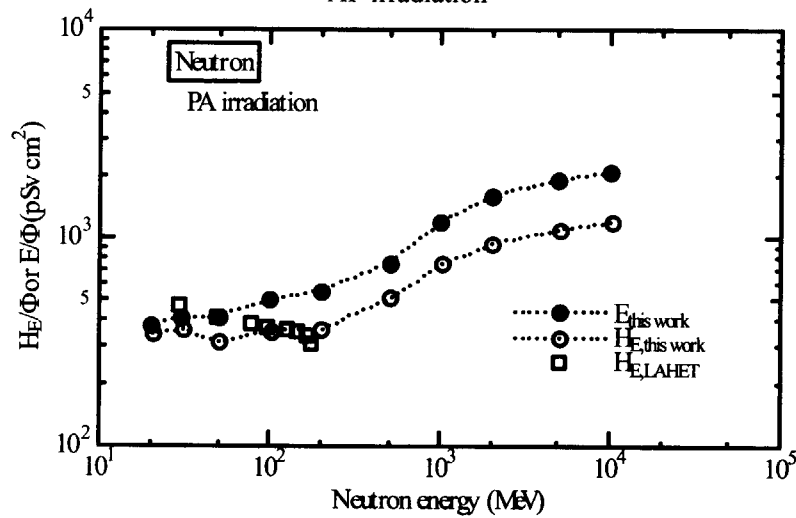


Fig. 6.4b Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (2).
- PA irradiation-

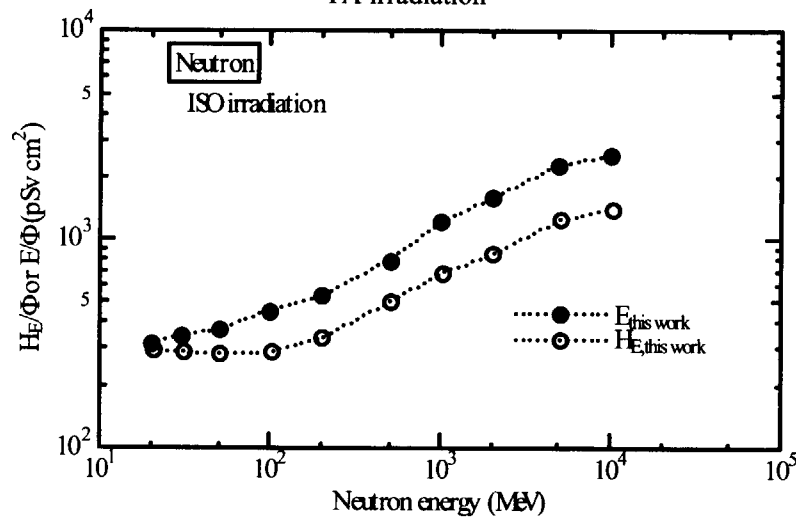


Fig. 6.4c Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (3).
- ISO irradiation-

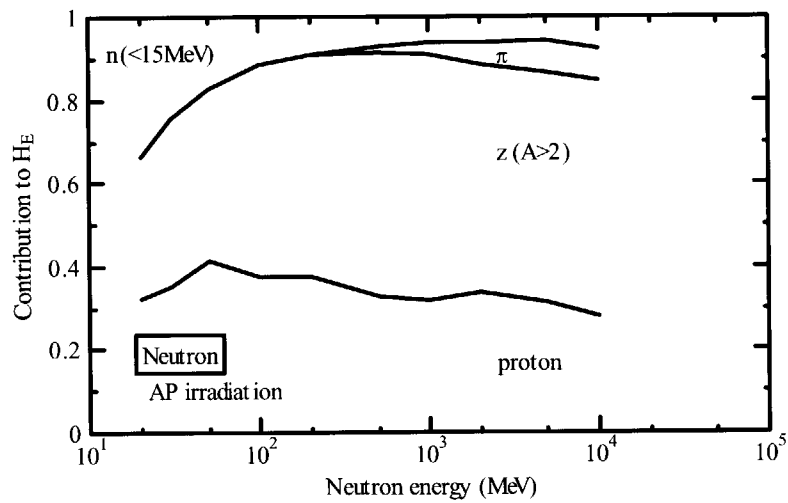


Fig. 6.5a Contribution of particles to effective dose equivalent of neutrons (1). - AP irradiation-

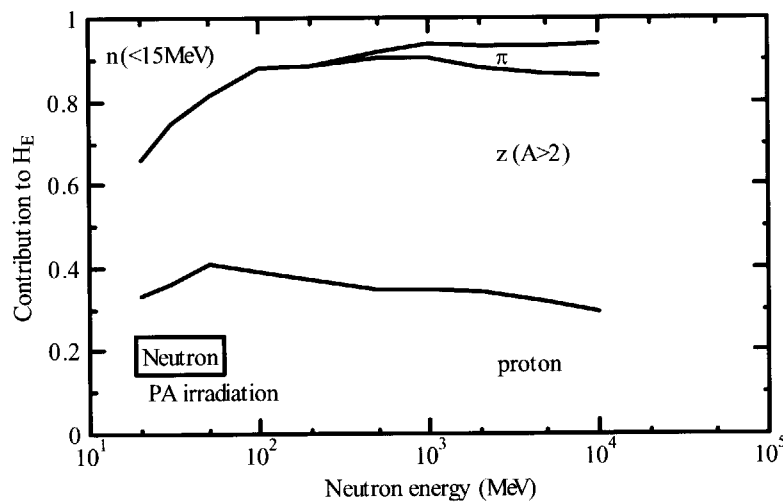


Fig. 6.5b Contribution of particles to effective dose equivalent of neutrons (2). - PA irradiation-

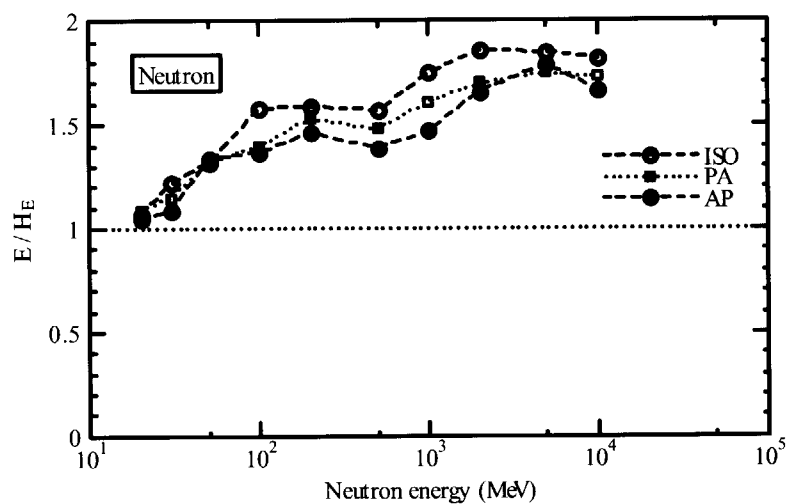


Fig. 6.6 Ratios of effective dose and effective dose equivalent for neutron incident.

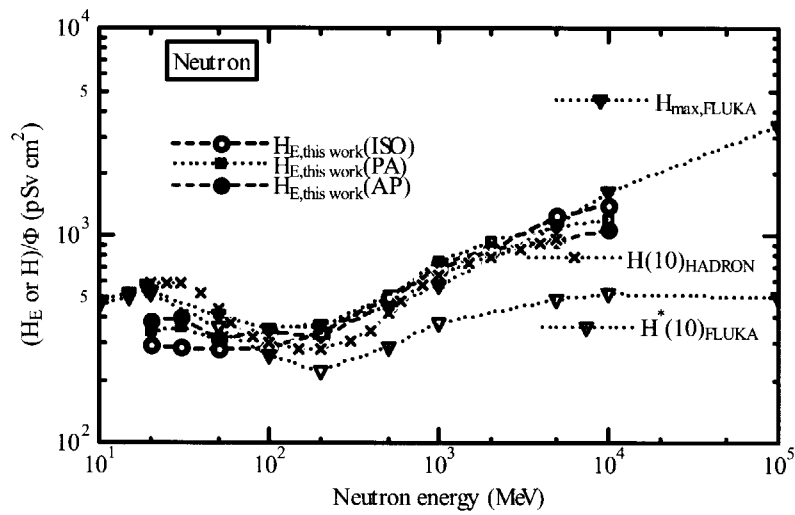


Fig. 6.7 Energy dependence of neutron effective dose equivalent, H_E , dose equivalent, $H(10)$ and ambient dose equivalent, $H^*(10)$ and H_{max} .

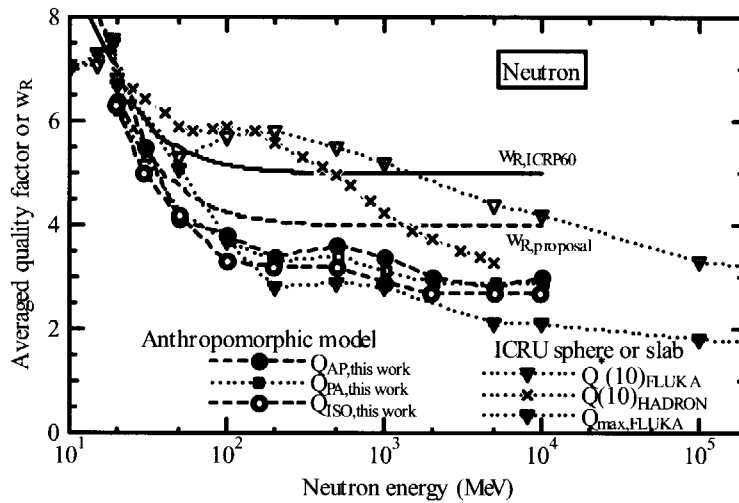


Fig. 6.8 Energy dependence of quality factors averaged over body (Q_{AP} , Q_{PA} , Q_{ISO}), average quality factors at 1 cm depth of ICRU sphere and radiation weighting factors of neutrons.

7. 陽子に対する線量換算係数

本章では高エネルギー陽子に対する実効線量及びICRPの1990年勧告のQ-L関係に基づく実効線量当量の線量換算係数の評価結果について述べる。陽子の放射線荷重係数は2MeV以上のエネルギーに対して5であり、陽子の散乱及び核反応で生じる荷電粒子の線質係数も1より大きい。このことから、中性子と同様に放射線荷重係数と線質係数との間の整合性には大いに関心がある。そこで、実効線量の評価と同時に、ICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量を評価し、実効線量と実効線量当量を比較するとともに、高エネルギー陽子に対する新しい放射線荷重係数を提案する。

7. 1 陽子の実効線量

7. 1. 1 実効線量の計算

中性子と同様に、3.2節に示した成人に対する人体形状ファントムを用いて、AP、PA及びISOの各照射条件における単位陽子フルエンス当たりの各臓器・組織の平均吸収線量を計算した。最初に、高エネルギー陽子が入射した際の、人体形状ファントム内での陽子、15MeV以上の中性子及び荷電粒子による各臓器・組織の平均吸収線量をHETC-3STEPコードで計算した。次に、HETC-3STEPコードの計算結果で15MeV以下の中性子を線源として、低エネルギー中性子及び二次光子による各臓器・組織での平均フルエンスをMORSE-CG/KFAコードで計算し、それに各臓器・組織のカーマ係数を乗じて平均吸収線量を評価した。各臓器・組織毎に高エネルギー成分及び低エネルギー中性子・二次光子による吸収線量を合算し、それに陽子に対する放射線荷重係数5を乗じて各臓器・組織の等価線量を評価した。さらに、各臓器・組織の等価線量を組織荷重係数で重み付けして実効線量を評価した^{89,90,91)}。

単位フルエンスの入射陽子当たりの実効線量をTable 7.1に示す。入射陽子のエネルギーは、20MeV、30MeV、50MeV、100MeV、200MeV、500MeV、1GeV、2GeV、5GeV及び10GeVである。

7. 1. 2 実効線量の入射陽子エネルギー依存性

AP、PA及びISOの各照射条件での単位陽子フルエンス当たりの実効線量をFig. 7.1に、FerrariとPellicioni等のFLUKAコードによる計算結果^{18,35)}と比較して示す。Fig. 7.1より、AP、PA及びISOの照射条件とも入射した陽子のブラッグピークが人体ファントムのほぼ中央に位置する100MeVから200MeV付近のエネルギー領域⁹⁵⁾で実効線量が最大となることが分かる。また、組織荷重係数の大きな臓器・組織は概して体の表面近くにあることにより、PA及びISO照射条件での実効線量の最大値を与えるエネルギーは、AP照射条件よりも高く200MeVから500MeV付近となる。入射陽子のエネルギーが高くなると、ブラッグピークが人体中で形成されなくなり、実効線量は1GeV程度までは減少するが、その後核反応によるエネルギー沈着が増加するため再び増加を始める。今回計算した実効線量は、50MeV以上ではFerrariとPellicioni等のFLUKAコードの結果と良く一致しており、臓器・組織別の吸収線量についても同様の傾向が見られた。また、AP照射条

件では 30MeV 以下の陽子、PA 照射条件では 40MeV 以下の陽子及び ISO 照射条件では 50MeV 以下の陽子について、Ferrari と Pellicioni 等の計算に比べて本計算結果は大きくなっている。AP 照射条件では乳房の組織線量に大きな差異が見られるが、これは乳房のサイズの違いが影響しているものと考えられる。本計算に用いたハーフサイズの乳房モデルは、Ferrari と Pellicioni 等が採用したフルサイズの乳房モデル⁷⁸⁾に比べて、乳房の組織による遮へい効果が小さく、組織線量を大きく評価したものと考えられる。また、20MeV 陽子の AP 及び PA 照射条件における他の組織線量を比較すると、皮膚組織に関してはほぼ同じ線量となっているが、筋肉組織では本計算結果が Ferrari と Pellicioni 等の結果の約 2 倍となっている。さらに、赤色骨髄の組織線量に関しては、Ferrari と Pellicioni 等は有意な数値を算出していないが、本計算結果では AP 照射条件での実効線量の約 7%、PA 照射条件での実効線量の約 27%の寄与を示す。これらから、本計算に用いた人体形状ファントムでは、Ferrari と Pellicioni 等の人体形状ファントムに比べて、皮膚に近い場所の筋肉組織及び赤色骨髄の等価線量が大きくなっているものと考えられる。

7. 1. 3 陽子実効線量への粒子毎の寄与

Fig. 7.2 に AP 及び PA の照射条件における陽子実効線量への粒子別寄与割合⁸⁹⁾を、各陽子エネルギーについて 2 つの線で囲まれた領域の大きさで示す。粒子の種類は、陽子、質量 2 以上の重イオン、パイオン及び 15MeV 以下の中性子である。15MeV 以下の中性子は、15MeV 以上の中性子の減速過程あるいは、高エネルギー粒子の蒸発過程で生じたものである。6 章の中性子の計算と同様に、15MeV 以下の中性子及びそれからの二次光子は、MORSE-CG コードで計算し、中性子及び二次光子の線束にそれぞれのカーマ係数を乗じて吸収線量を評価しているため、15MeV 以下の中性子及び二次光子に起因する線量の実効線量への寄与を、15MeV 以下の中性子の寄与として表示する。

陽子エネルギーが 100MeV 程度までは入射陽子を含め陽子の寄与がほぼ 100%となっている。陽子エネルギーが 100MeV 程度以上から核破砕反応の寄与が顕著になることから重イオンの寄与が始まり 10GeV で 10%程度まで増加する。また、陽子エネルギーが 500MeV 程度以上からパイオンの寄与が始まり、10GeV で重イオンと同様に 10%程度まで増加する。核破砕反応による重イオンの寄与が増加するに従い陽子の寄与は減少し、10GeV では 80%程度となる。また、中性子入射の場合と異なり、15MeV 以下の中性子はほとんど寄与していない。

7. 2 陽子の実効線量当量

7. 2. 1 実効線量当量の計算

陽子の実効線量評価のための AP、PA 及び ISO の各照射条件における単位陽子フルエンス当たりの各臓器・組織の平均吸収線量計算の際、各臓器・組織の ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく平均線量当量も同時に計算した。HETC-3STEP コードでは、人体形状ファントム内での陽子、15MeV 以上の中性子及び荷電粒子による各臓器・組織の線質係数で重み付けしたエネルギー沈着量から平均線量当量を計算し、MORSE-CG/KFA コードでは 15MeV 以下の中性子及び二次光子に

よる各臓器・組織での平均フルエンスに各臓器・組織の線質係数で重み付けしたカーマ係数を乗じて平均線量当量を評価した。各臓器・組織毎に高エネルギー粒子及び15MeV以下の中性子・二次光子による平均線量当量を合算し、さらに、各臓器・組織の平均線量当量を臓器荷重係数で重み付けしてICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量を評価した^{89,90,91)}。

単位フルエンスの入射陽子当たりのICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量をTable 7.1に示す。入射陽子のエネルギーは、20MeV、30MeV、50MeV、100MeV、200MeV、500MeV、1GeV、2GeV、5GeV及び10GeVである。

7. 2. 2 実効線量当量の入射陽子エネルギー依存性

AP、PA及びISOの各照射条件における単位陽子フルエンス当たりのICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量を実効線量とともにFig. 7.3に示す。陽子の実効線量当量については比較できる計算例がない。陽子の実効線量と同様に、陽子の実効線量当量は陽子エネルギーに対してブラッグピークが人体のほぼ中央に形成される100MeVから200MeVで最大となり、1GeV程度まで減少傾向を示している。それ以上のエネルギーでは再び増加している。また、100MeV以下ではAP照射条件での実効線量当量が、PA照射条件での実効線量当量を上回っている。

7. 2. 3 陽子実効線量当量への粒子毎の寄与

Fig. 7.4にAP及びPAの照射条件における陽子実効線量当量への粒子別の寄与割合⁸⁹⁾を、各陽子エネルギーについて2つの線で囲まれた領域の大きさで示す。粒子の種類は、陽子、質量2以上の重イオン、パイオン及び15MeV以下の中性子である。7.1節の陽子実効線量への粒子の寄与で述べたように、15MeV以下の中性子及び二次光子に寄与する線量当量の実効線量当量への寄与を、15MeV以下の中性子の寄与として表示する。

陽子の寄与は、入射陽子を含めて20MeVでほぼ100%である。重イオンに対する平均線質係数の $\hat{Q}(E)$ が陽子に比べて大きいことから、実効線量の場合と異なり100MeV以下から陽子の寄与が減少し始め、10GeVでは約45%となっている。重イオンの寄与は、100MeVでは5%程度で、10GeVでは45%まで増加している。パイオンの寄与は500MeV付近から始まり、10GeVで5%程度まで増加している。15MeV以下の中性子の寄与も陽子エネルギーが高くなるにしたがって増えているが、これは、陽子による核破碎反応で生成される中性子が陽子エネルギーの増加にともない増えることによるため、10GeVでパイオンと同程度の5%となっている。

7. 2. 4 陽子実効線量との比較

Fig. 7.5に入射陽子エネルギーに対する実効線量とICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量との比率を示す。中性子のICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の節で述べたように、実効線量とICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量は本来比較できる防護量ではないが、高エネルギー陽子の放射線荷重係数を議論する上で両者を比較することに意味がある。入射陽子エネルギーが20MeVでは、実効線量がICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の2.0~2.5倍となり、100MeV付近で最大4倍となる。さらに、100MeV

以上では差は小さくなるが10GeVで2.5倍程度となる。中性子の線量換算係数に比べて、陽子の線量換算係数では実効線量と実効線量当量とのICRP Publication 60のQ-L関係に基づく差が大きいことが分かる。

7. 2. 5 周辺線量当量との比較

陽子に対するICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の計算例が本研究以外にないので、ICRU球ファントムによる周辺線量当量への換算係数と比較する。高エネルギー陽子のICRP Publication 60のQ-L関係に基づく線量当量としては、PelliccioniのFLUKAコードによるICRU球ファントム主軸上深さ1cmにおける周辺線量当量 $H^*(10)$ 及び線量当量が最大となる深さでの最大線量当量 $H_{max}^{43)}$ がある。これらのデータと本研究によるICRP Publication 60のQ-L関係に基づいた実効線量当量の比較した結果をFig. 7.6に示す。

実効線量当量と周辺線量当量 $H^*(10)$ を比較すると、1GeV以上で周辺線量当量 $H^*(10)$ は実効線量当量を下回る。一方、実効線量当量と最大線量当量 H_{max} を比較すると、500MeV以上で両者のエネルギー依存性がほぼ似ている。高エネルギー陽子では、人体形状ファントム内の臓器・組織の非均質性は失われ、人体形状ファントム内での吸収線量及び線量当量分布はICRU球ファントムでのそれらと大差ないと考えられる。実効線量当量と H_{max} がほぼ等しいことから、本研究における陽子に対するICRP Publication 60のQ-L関係に基づく実効線量当量の計算法は妥当なものと考ええる。

7. 3 陽子の全身平均の線質係数

7. 3. 1 全身平均の線質係数の計算結果

中性子と同様に評価した陽子の全身平均の線質係数 $\bar{Q}_{body}^{89,90)}$ をTable 7.2に示す。また、陽子の \bar{Q}_{body} を、ICRU球ファントムにおける1cm深さ及び線量当量が最大となる深さでの平均線質係数及び陽子の放射線荷重係数 w_R とともにFig. 7.7に示す。陽子の \bar{Q}_{body} は、20MeVで1.9から2.4であり、100MeVまで陽子エネルギーとともに減少し、100MeVで最小値の1.2から1.3となる。100MeV以上のエネルギー領域では、陽子エネルギーの増加にともない \bar{Q}_{body} も増加し、10GeVで2.0から2.1となる。ここで、エネルギーが100MeV以下の陽子照射では、Fig. 7.2よりほぼ100%のエネルギー沈着が陽子によるものであることが分かる。Fig. 3.7より20MeVの陽子の平均線質係数 $\hat{Q}(E)$ は約2で、陽子エネルギーの増加にともない1に近づくことから、 \bar{Q}_{body} は陽子エネルギー20MeVの陽子平均線質係数 $\hat{Q}(E)$ に対応する2から1に減少していると考えられる。陽子エネルギーが100MeV以上になると、核反応により生成される重イオンの寄与が増加し始めることから全身平均の線質係数が増加する。なお、10GeV中性子入射時の中性子の \bar{Q}_{body} が3である一方、10GeV陽子入射時の陽子の \bar{Q}_{body} が2と中性子の値に比べて小さくなっているが、陽子入射の場合には平均線質係数 $\hat{Q}(E)$ が1に近い入射陽子による寄与が大きいためである。

7. 3. 2 高エネルギー陽子に対する放射線荷重係数

Fig. 7.7 に示すように、ICRP Publication 60 で一律 5 とされた陽子の放射線荷重係数は、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく陽子の全身平均線質係数に比べて、大きくなっている。Pelliccioni は、ICRU 球ファントムでの ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく線量当量の計算から、1cm 深さ及び線量当量が最大となる深さでの陽子に対する平均線質係数を評価しており⁴³⁾、その結果を Fig. 7.7 に示す。本計算で得られた陽子の \bar{Q}_{body} は、FLUKA コードによる ICRU 球ファントムでの 1cm 深さ及び線量当量が最大となる深さでの陽子平均線質係数と良く一致してことから、本計算による陽子の \bar{Q}_{body} は妥当なものと考えられる。

現行の一律 5 で設定されている陽子に対する放射線荷重係数の過大評価を解消するため、次式で示す陽子に対する放射線荷重 w_R を提案する。

$$\begin{aligned} w_R &= 2.5; 20\text{MeV} \leq E_p \leq 30\text{MeV} \\ &= 2.0; 30\text{MeV} \leq E_p \leq 10\text{GeV} \end{aligned} \quad (7.1)$$

ここで、 E_p は陽子エネルギーである。このようにすると、実効線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量との差を 40%以内にする事ができる⁹³⁾。米国放射線防護・測定審議会 (NCRP) でも、陽子に対する放射線荷重係数に関する議論を行い、一律 2.0 とすることを提案している⁹⁶⁾。陽子に対する放射線荷重係数を一律 2.0 とした場合の陽子実効線量は、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量を 20MeV 陽子について下回る。

7. 4 まとめ

HETC-3STEP コード及び MORSE-CG/KFA コードを用いて、20MeV~10GeV の単位陽子フルエンス当たりの実効線量を 3 種類の照射条件について計算を行った。FLUKA コードによる計算結果と比較すると、100MeV 以下の陽子入射では乳房モデル及び皮膚の厚さの違いにより本計算結果の方が大きくなっていったが、50MeV 以上の陽子入射では両者は良く一致していた。実効線量に対するエネルギー沈着を引き起こす粒子別の寄与を解析したところ、100MeV 以下のエネルギー領域では入射陽子を含む陽子の寄与がほぼ 100%であり、重イオンの寄与が 100MeV 程度から、パイオンの寄与が 500MeV 程度から現れ、10GeV 陽子入射時にはそれぞれ 10%程度まで増加する。

また、陽子入射に対する ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量を評価した。実効線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量は、本来比較すべき防護量ではないが、高エネルギー陽子に対する放射線荷重係数を議論する上で比較を行った。陽子エネルギーが 20MeV では、実効線量は ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量の 2.0~2.5 倍となり、100MeV 付近で最大 4 倍となる。実効線量と ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量との整合をとるために、高エネルギー陽子に対する放射線荷重係数の改定値を提案した。

以上より、HETC-3STEP コード及び MORSE-CG/KFA コードを用いて得られた 20MeV~10GeV 陽子入射に対する実効線量への線量換算係数は、FLUKA コードによる計算結果と 100MeV 以下のエネルギー

一領域を除いて良く一致している。6章で述べたように HETC-3STEP コード及び FLUKA コードは各種実験結果との比較により、計算精度が確認されているほか、加速器施設の遮へい設計及び検出器の設計に良く使われている。これらの計算コードでほぼ一致した線量換算係数が得られたことから、線量換算係数の値は妥当な結果といえる。

Table 7.1 Effective dose and effective dose equivalent conversion coefficients of protons and their statistical uncertainty in different irradiation geometries

E (MeV)	Effective dose (pSv cm ²)		Effective dose equivalent (pSv cm ²)	
AP geometry				
20	744.	(0.6%)	354.	(0.8%)
30	1950.	(0.8%)	732.	(0.9%)
50	5140.	(0.8%)	1520.	(0.9%)
100	6740.	(0.3%)	1720.	(0.5%)
200	4480.	(0.5%)	1170.	(1.7%)
500	2920.	(0.6%)	926.	(2.0%)
1000	2930.	(0.7%)	1110.	(2.5%)
2000	3050.	(0.8%)	1130.	(1.7%)
5000	3360.	(0.9%)	1330.	(2.4%)
10000	3460.	(0.5%)	1380.	(1.0%)
PA geometry				
20	218.	(0.1%)	82.7	(0.1%)
30	368.	(0.1%)	126.	(0.2%)
50	664.	(0.2%)	206.	(0.3%)
100	2670.	(0.2%)	667.	(0.3%)
200	4760.	(0.4%)	1220.	(0.7%)
500	3010.	(0.4%)	937.	(1.1%)
1000	3040.	(0.5%)	1130.	(1.3%)
2000	3220.	(0.9%)	1270.	(2.6%)
5000	3560.	(0.5%)	1410.	(1.2%)
10000	3680.	(0.6%)	1500.	(2.4%)
ISO geometry				
20	253.	(1.6%)	111.	(2.1%)
30	582.	(2.5%)	215.	(2.8%)
50	1400.	(2.8%)	417.	(2.9%)
100	2880.	(1.3%)	755.	(1.5%)
200	4570.	(0.9%)	1180.	(3.9%)
500	2970.	(1.0%)	945.	(3.1%)
1000	2980.	(1.8%)	1120.	(5.8%)
2000	3150.	(1.7%)	1220.	(4.8%)
5000	3770.	(2.2%)	1450.	(2.8%)
10000	4200.	(2.7%)	1790.	(6.8%)

Table 7.2 Quality factors of proton averaged over body for AP, PA and ISO irradiations.

E(MeV)	Body averaged quality factor		
	AP geometry	PA geometry	ISO geometry
20	2.4	1.9	2.2
30	1.9	1.7	1.8
50	1.5	1.6	1.5
100	1.3	1.2	1.3
200	1.3	1.3	1.3
500	1.6	1.6	1.6
1000	1.9	1.9	1.9
2000	1.9	2.0	1.9
5000	2.0	2.0	1.9
10000	2.0	2.0	2.1

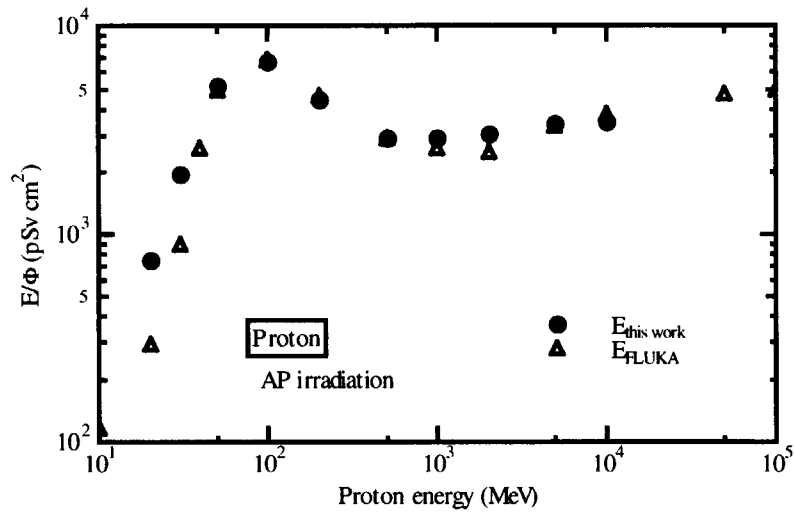


Fig. 7.1a Energy dependence of proton effective dose, E (1). - AP irradiation-

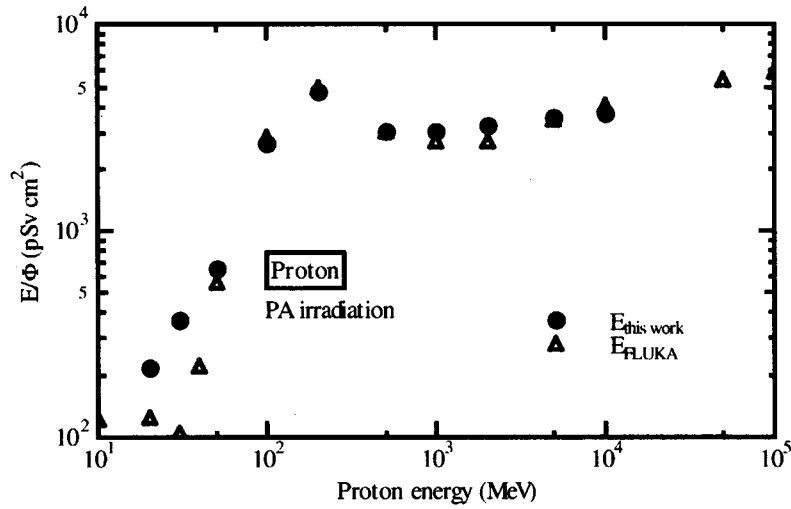


Fig. 7.1b Energy dependence of proton effective dose, E (2). - PA irradiation-

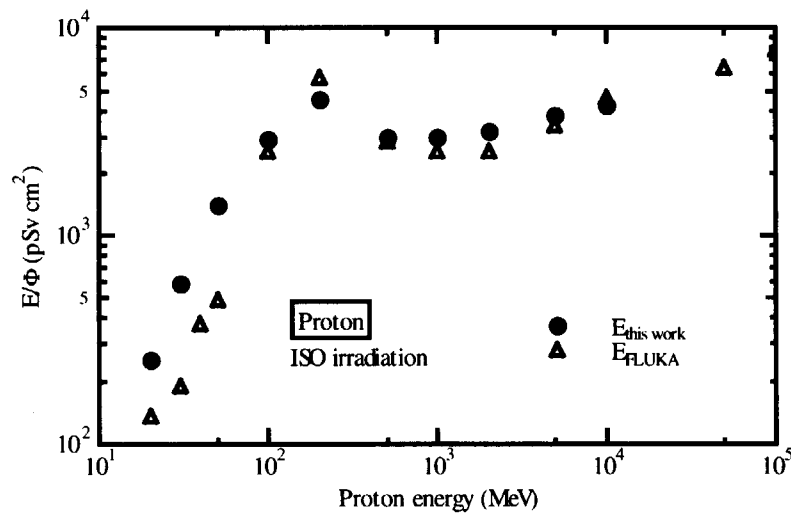


Fig. 7.1c Energy dependence of proton effective dose, E (3). - ISO irradiation-

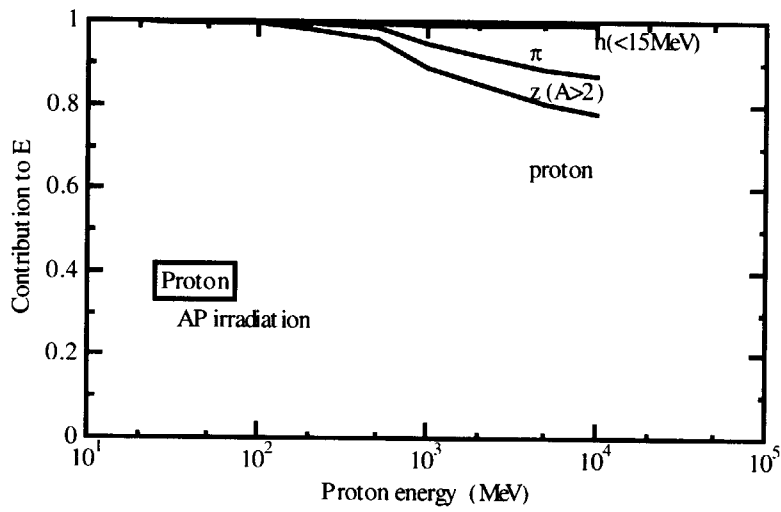


Fig. 7.2a Contributions of particles to effective dose of protons.(1) - AP irradiation-

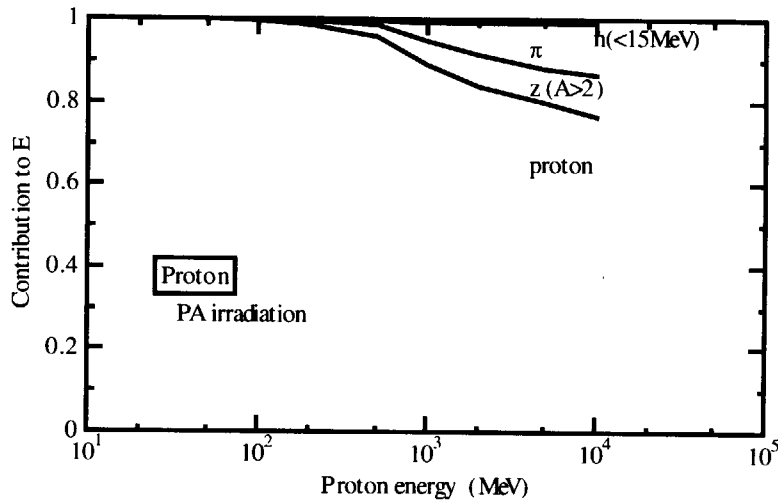


Fig. 7.2b Contributions of particles to effective dose of protons.(2) - PA irradiation-

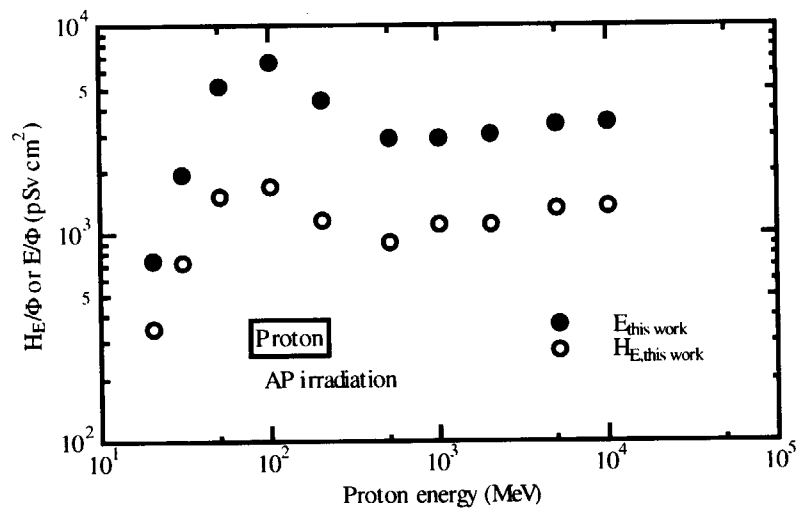


Fig. 7.3a Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (1).
- AP irradiation-

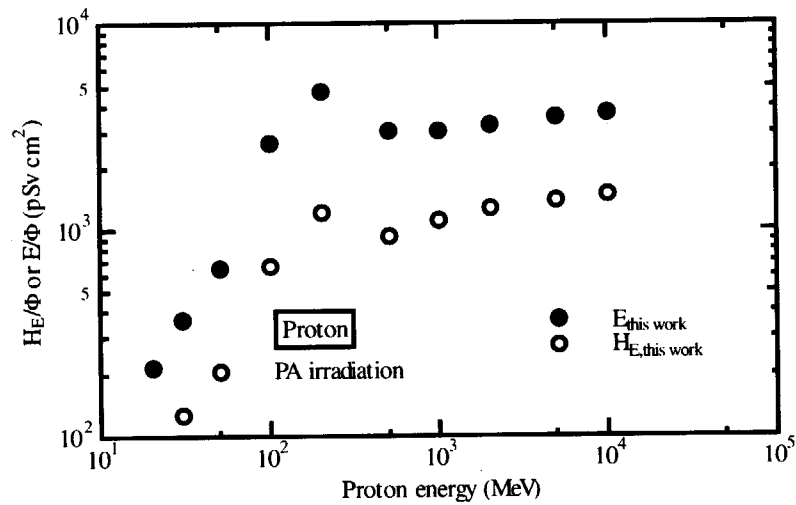


Fig. 7.3b Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (2).
- PA irradiation-

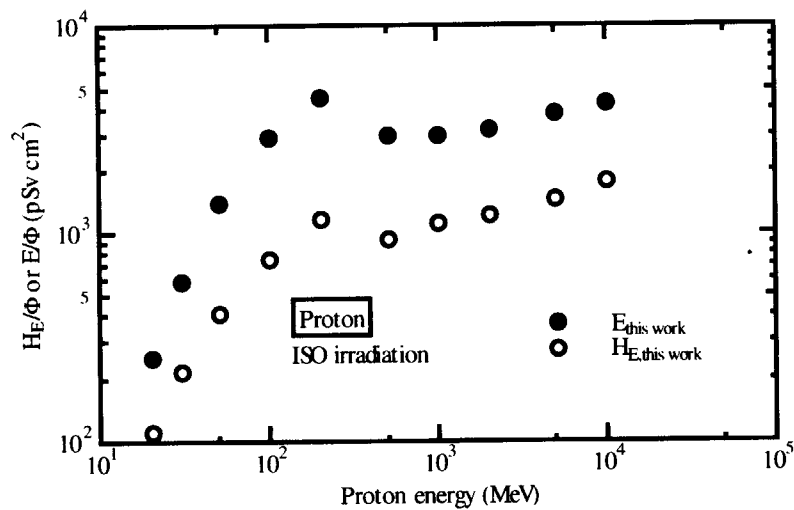


Fig. 7.3c Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E and effective dose, E (3).
- ISO irradiation-

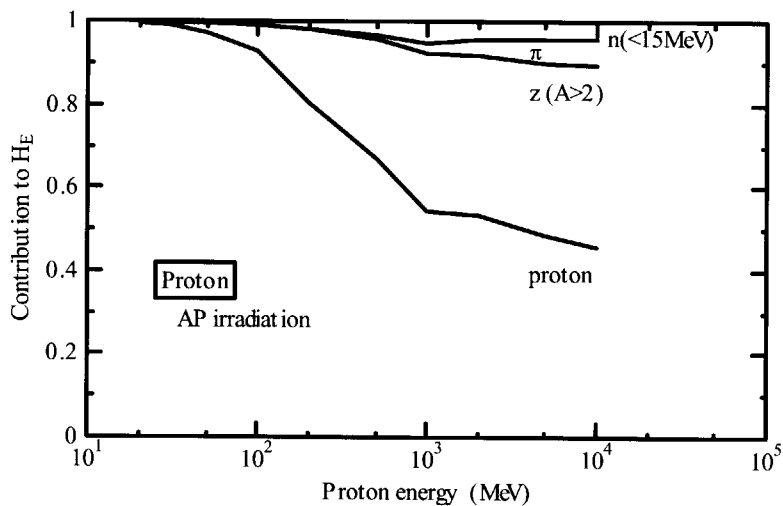


Fig. 7.4a Contributions of particles to effective dose equivalent of protons.(1) - AP irradiation-

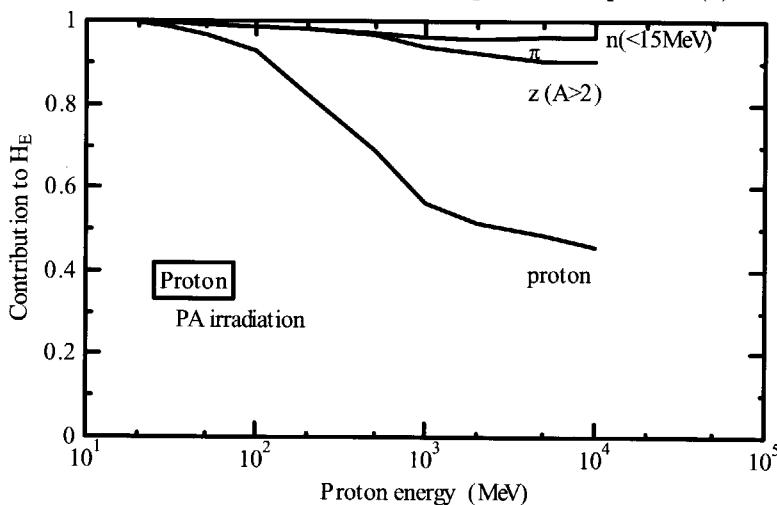


Fig. 7.4b Contributions of particles to effective dose equivalent of protons.(2) - PA irradiation-

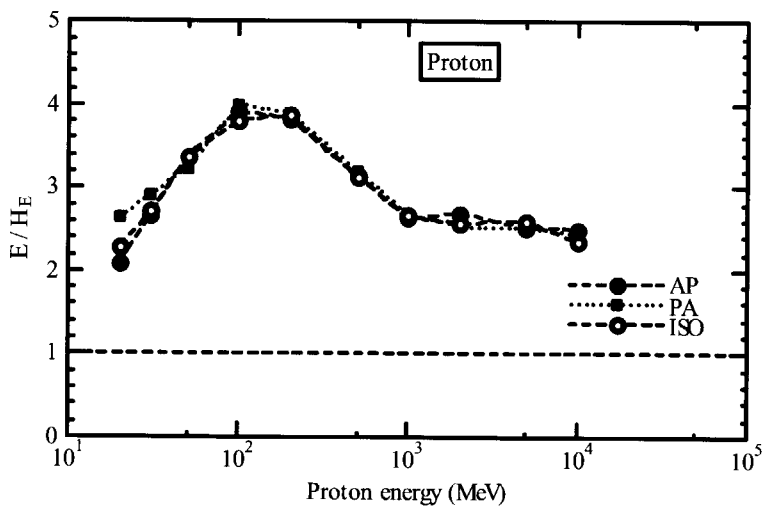


Fig. 7.5 Ratios of effective dose and effective dose equivalent for proton incident.

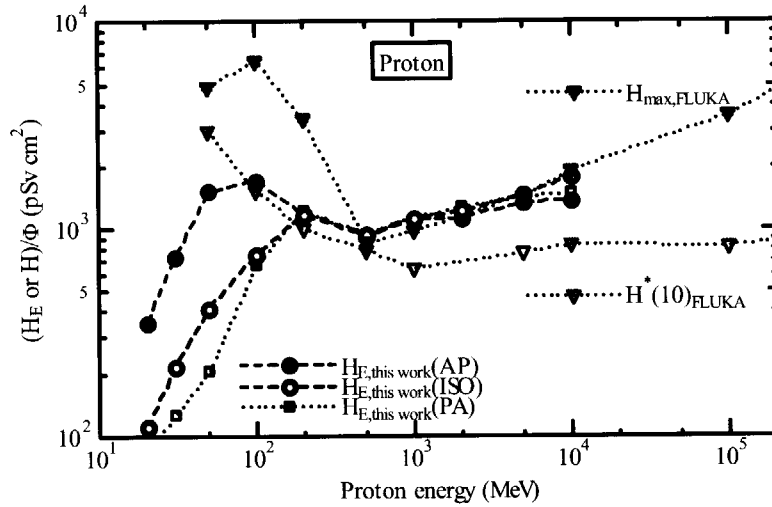


Fig. 7.6 Energy dependence of proton effective dose equivalent, H_E , and ambient dose equivalent, $H^*(10)$ and H_{max} .

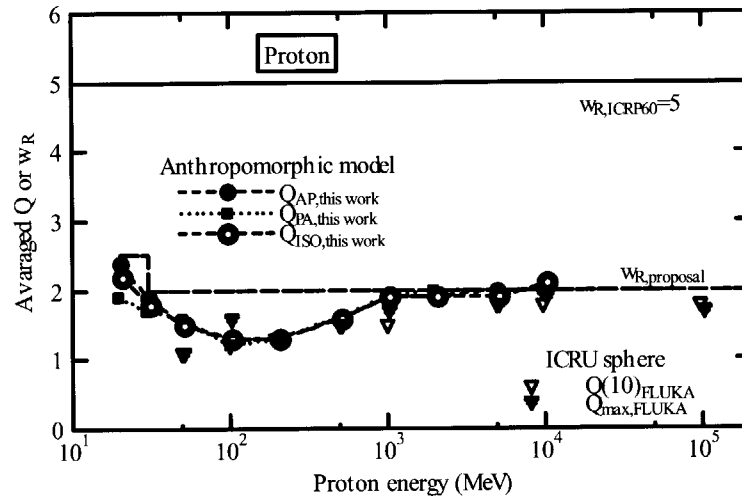


Fig. 7.7 Energy dependence of quality factors averaged over body (Q_{AP} , Q_{PA} , Q_{ISO}), average quality factors at 1 cm depth and maximum dose depth of ICRU sphere, ($Q(10)$, Q_{max}), and radiation weighting factors, (w_R), for protons.

8. 結 論

ICRP 1990年勧告 (ICRP Publication 60) に沿った10MeVを超える光子・電子、180MeVを超える中性子及び陽子に対する線量換算係数はない。今後、加速器施設の建設・利用、宇宙空間及び高々度飛行に伴い、高エネルギー放射線に被ばくする機会が増大する。そこで、遮へい設計及び被ばく評価で必要となる高エネルギー放射線に対する線量換算係数を評価するため、人体形状ファントムを組み込んだ被ばく線量評価コードシステムを整備するとともに、計算に用いる荷電粒子のICRP Publication 60のQ-L関係に基づいた線質係数、中性子・光子のカーマ係数及び線質係数で重み付けした中性子カーマ係数のデータベースを整備した。そして、下記の放射線に対して線量換算係数を評価した。

- 1) 1MeV~10GeV 光子に対する実効線量及び周辺線量当量
- 2) 1MeV~100GeV 電子に対する実効線量及び実効線量当量
- 3) 20MeV~10GeV 中性子に対する実効線量及びICRP Publication 60のQ-L関係に基づいた実効線量当量
- 4) 20MeV~10GeV 陽子に対する実効線量及びICRP Publication 60のQ-L関係に基づいた実効線量当量

今回の線量換算係数のうち、低エネルギー領域の光子・電子及び中性子のデータはICRP Publication 74のデータと良く一致しており、また、高エネルギー領域の光子・電子・中性子及び陽子のデータはFLUKAコードによる計算結果と一部のエネルギー領域を除いて良く一致している。独立した計算コード及び人体形状ファントムを用いてほぼ同一の線量換算係数が得られたことから、本計算結果には信頼性があるものと判断でき、今後の加速器施設しゃへい設計計算及び宇宙放射線の被ばく評価に供することができる。

1GeV以上の中性子及び陽子の実効線量への換算係数にはFLUKAコードによる計算結果と差違が見られたが、これは核反応モデルによる断面積データの違いと考えられる。中性子と陽子エネルギーを100GeVまで線量換算係数を拡張するためには、ハドロンカスケードの核反応モデルを見直す必要があることが分かった。

また、光子・電子の被ばく計算における二次電子の輸送問題及び光核反応の影響について考察できた。さらに、中性子及び陽子に関しては、実効線量とともにICRP Publication 60のQ-L関係に基づいた実効換算係数を評価し、実効線量が実効線量当量を大きく上回ることを見だし、高エネルギー中性子及び陽子に対する放射線荷重係数の改定値を提案した。

参考文献

- 1) 日本原子力研究所・高エネルギー加速器研究機構共同推進チーム、「大強度陽子加速器計画」、JAERI-Tech 2000-003, KEK Report 99-5 JHF-99-4 (2000).
- 2) International Commission on Radiological Protection, "Recommendations of the International Commissions on Radiological Protection, Publication 26", (Oxford: Pergamon Press) (1977).
- 3) International Commission on Radiological Protection, "Data for Use in Protection Against External Radiation: ICRP Publication 51", Annals of the ICRP, 17, No.2/3, (Oxford: Pergamon Press) (1987).
- 4) International Commission on Radiological Protection, "Recommendations of the International Commissions on Radiological Protection, Publication 60", Annals of the ICRP, 21 (1-3), (Oxford: Pergamon Press) (1990).
- 5) International Commission on Radiological Protection, "Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation: ICRP Publication 74", Annals of the ICRP 26(3/4) (Oxford: Elsevier Science) (1996).
- 6) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation", ICRU Report 57 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1998).
- 7) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Radiation Quantities and Units", ICRU Report 33 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1980).
- 8) 科学技術庁告示第 15 号、「放射線を放出する同位元素の数量等を定める件」、(昭和 63 年 5 月 18 日).
- 9) International Commission on Radiological Protection, "Statement of the 1985 Paris Meeting of the International Commissions on Radiological Protection", Annals of the ICRP, 15 (2/3), (Oxford: Pergamon Press) (1985).
- 10) Ferrari, A., Sala, P. R., Guaraldi, G. and Padoani, F., "An Improved Multiple Scattering Model for Charged Particle Transport", Nucl. Instrum. Methods B71, 412 (1992).
- 11) Fasso, A., Ferrari, A., Ranft, J. and Sala, P.R., "FLUKA: Present Status and Future Developments", Proc. IV Int. Conf. on Calorimetry in High-Energy Physics, La Biodora, 21-26 September 1993 (Word Scientific), 493 (1994).
- 12) Aarnio, P. A., Fasso, A., Ferrari, A., Mohring, J. H., Ranft, J., Sala, P.R., Stevenson, G. R. and Zazula, J. M., "Electron-Photon Transport: Always so Good as We Think? Experience with FLUKA", Proc. MC93 Int. Conf. on Monte Carlo Simulation in High-Energy and Nuclear Physics, Tallahassee, 22-26, September 1993 (Word Scientific), 100 (1994).
- 13) Fasso, A., Ferrari, A., Ranft, J. and Sala, P.R., "FLUKA, Performances and Applications in the Intermediate Energy Range", Proc. of the Specialists' Meeting on Shielding Aspects of Accelerators, Targets and Irradiation Facilities, Arlington, April 28-29 1994 (OECD/NEA), 287 (1995).

- 14) Fasso, A., Ferrari, A., Ranft, J. and Sala, P.R., "An Update about FLUKA", Proc. Second Workshop on Simulating Accelerator Radiation Environments, CERN, 8-11 October 1995, 158 (1997).
- 15) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M., "Fluence to Effective Dose and Effective Dose Equivalent Conversion Coefficients for Photons from 50 keV to 10 GeV", Radiat. Prot. Dosim., Vol. 67, 245 (1996).
- 16) Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G., "The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part I: The Male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantoms", GSF-Bericht S-885 (1982).
- 17) Pelliccioni, M. and Ferrari, A., "Comparison Between Anthropomorphic Mathematical Phantoms Using MCNP and FLUKA Codes", Radiat. Prot. Dosim., Vol. 67, 253 (1996).
- 18) Pelliccioni, M., "Overview of Fluence-to-Effective Dose and Fluence-to-Ambient Dose Equivalent Conversion Coefficients for High Energy Radiation Calculated Using the FLUKA Code", Radiat. Prot. Dosim., Vol. 88, 279 (2000).
- 19) Hughes, H. G., Prael, R. E. and Little, R. C., "MCNPX – The LAHET/MCNP Code Merger", Los Alamos National Laboratory, XTM-RN(u) 97-012 (1997).
- 20) Stewart, R.D., Tanner, J.E. and Lenowich, J.A., "An Extended Tabulation of Effective Dose Equivalent from Neutrons Incident on a Male Anthropomorphic Phantom", Health Physics, 65(4), 405 (1993).
- 21) Sutton, M. R., Hertel, N. E. and Waters, L. S., "Fluence-to-Effective Dose Conversion Coefficients for High-Energy Radiations Calculated with MCNPX", Proc. of Fifth Meeting of the Task Force on Shielding Aspects of Accelerators, Targets and Irradiation Facilities, Paris, July 18-21 2000 (OECD/NEA), 297 (2001).
- 22) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M., "Fluence to Effective Dose and Effective Dose Equivalent Conversion Coefficients for Electrons from 5 MeV to 10 GeV", Radiat. Prot. Dosim., Vol. 69, 97 (1997).
- 23) Nelson, W. R., Hirayama, H. and Rogers, D. W. O., "The EGS4 Code System", Stanford Linear Accelerator Center Report SLAC-267 (Stanford, Calif.) (1985).
- 24) 岩井敏、上原丘、佐藤理、義澤宣明、降旗志おり、田中俊一、坂本幸夫、「線量評価手法および使用するファントム」、山口恭弘・吉澤道夫編、「『最近の外部被ばく線量評価に関するワークショップ』報文集、1995年1月19日～20日、東海研究所、東海村」、JAERI-Conf 95-007 (1995).
- 25) Iwai, S., Uehara, T., Sato, O., Yoshizawa, N., Furihata, S., Takagi, S., Tanaka, S. and Sakamoto, Y., "Evaluation of Fluence to Dose Equivalent Conversion Coefficients for High Energy Neutrons – Calculation of Effective Dose Equivalent and Effective Dose", Proc. of Second Specialists' Meeting on Shielding Aspects of Accelerators, Targets and Irradiation Facilities, CERN, Geneva, Switzerland, October 12-13 1995 (OECD/NEA), 233 (1996).
- 26) Katagiri, M., Hikoji, M., Kitaichi, M., Sawamura, S. and Aoki, Y., "Effective Doses and Organ Doses

- per Unit Fluence Calculated for Monoenergetic 0.1 MeV to 100 MeV Electrons by the MIRD-5 Phantom”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 90, 393 (2000).
- 27) Katagiri, M., Hikoji, M., Kitaichi, M., Aoki, Y., and Sawamura, S., “Effective Doses and Organ Doses in the MIRD-5 Phantom Exposed to Monoenergetic 0.1 MeV to 200 MeV Electrons in the LAT Direction”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 95, 149 (2001).
 - 28) Prael, R. E. and Lichtenstein, H., “User Guide to LCS: The LAHET Code System”, Radiation Transport Group, LA-UR-89-3014 (Los Alamos National Laboratory) (1989).
 - 29) Nabelssi, B. K. and Hertel, N. E., “Ambient Dose Equivalents, Effective Dose Equivalents and Effective Doses for Neutrons from 10 to 20 MeV”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 48, 153 (1993).
 - 30) Nabelssi, B. K. and Hertel, N. E., “Effective Dose Equivalents and Effective Doses for Neutrons from 30 to 180 MeV”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 48, 227 (1993).
 - 31) Biesmeister, J. F., Ed., “MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4A”, LA-12625-M (Los Alamos National Laboratory).
 - 32) Zankl, M., Petoussi, N. and Drexler, G., “Effective Dose and Effective Dose Equivalent – the Impact of the New ICRP Definition for External Photon Irradiation”, *Health Physics*, 62, 395 (1992).
 - 33) Mares, V., Leuthold, G. and Schraube, H., “Organ Doses and Dose Equivalents for Neutrons Above 20 MeV”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 70, 391 (1997).
 - 34) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M., “Fluence to Effective Dose Equivalent Conversion Coefficients for Neutrons up to 10 TeV”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 71, 165 (1997).
 - 35) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M., “Fluence to Effective Dose Conversion Coefficients for Protons from 5 MeV to 10 TeV”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 71, 85 (1997).
 - 36) Ferrari, A. and Pelliccioni, M., “On the Conversion Coefficients from Fluence to Ambient Dose Equivalent”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 51, 251 (1994).
 - 37) Ferrari, A. and Pelliccioni, M., “Fluence-to-Dose Equivalents for Electrons and Photons of Energy up to 10 GeV”, *Proceedings 8th International Conference on Radiation Shielding*, Arlington, April 24-28, Vol.2, p.893 (1994).
 - 38) Ferrari, A. and Pelliccioni, M., “Dose Equivalents for Monoenergetic Electrons Incident on the ICRU Sphere”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 55, 207 (1994).
 - 39) Golovachik, V. T., Kustarjov, V. N., Savitskaya, E. N. and Sannikov, A. V., “Absorbed Dose and Dose Equivalent Depth Distributions for Protons with Energies from 2 to 600 MeV”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 28, 189 (1989).
 - 40) Savitskaya, E. N. and Sannikov, A. V., “High Energy Neutrons and Proton Kerma Factors for Different Elements”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 60, 135 (1995).
 - 41) Sannikov, A. V. and Savitskaya, E. N., “Ambient Dose Equivalent Conversion Factors for High Energy Neutrons Based on the ICRP 60 Recommendations”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 70, 383 (1997).
 - 42) Ferrari, A. and Pelliccioni, M., “Fluence to Dose Equivalent Conversion Data and Effective Quality Factors for High-Energy Neutrons”, *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 76, 215 (1998).

- 43) Pelliccioni, M., "Fluence to Dose Equivalent Conversion Data and Radiation Weighting Factors for High Energy Radiations", *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 77, 159 (1998).
- 44) 放射線審議会, "ICRP 1990 年勧告 (Pub.60) の国内制度等への取入れについて (意見具申)", (平成 10 年 6 月) .
- 45) 放射線審議会基本部会, "外部被ばく及び内部被ばくの評価法に係る技術指針", (平成 11 年 4 月) .
- 46) 科学技術庁告示第 5 号, 「放射線を放出する同位元素の数量等を定める件」, (平成 12 年 10 月 23 日).
- 47) Cristy, M. and Eckerman, K.F., "Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Age from Internal Photon Sources", ORNL/TM-8381/V1 (1987).
- 48) Snyder, W.S., Ford, M.R. and Warner, G.G., "Estimates of Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of Heterogeneous Phantom, MIRD Pamphlet No.5, Revised", Society of Nuclear Medicine, New York (1978).
- 49) Yamaguchi, Y., "DEEP Code to Calculate Dose Equivalents in Human Phantom for External Photon Exposure by Monte Carlo Method", JAERI-M 90-235 (1990).
- 50) Lewis, C.A. and Ellis, R.E., "Additions to the Snyder Mathematical Phantom", *Phys. Med. Biol.*, 24, 1019-1024 (1979).
- 51) Cloth, P., Filges, D., Neef, R.D., Sterzenbach, G., Reul, C., Armstrong, T.W., Colborn, B.L., Anders, B. and Brueckmann, H., "HERMES – A Monte Carlo Program System for Beam-Materials Interaction Studies", JUL-2203, NEA-1265/02 (1988).
- 52) Yoshizawa, N., Ishibashi, K. and Takada, H., "Development of High Energy Transport Code HETC-3STEP Applicable to the Nuclear Reaction with Incident Energies Above 20 MeV", *J. Nucl. Sci. Technol.*, 32, 601 (1995).
- 53) Cloth, P., Filges, D., Sterzenbach, G., Armstrong, T.W., and Colborn, B.L., "The KFA-Version of the High-Energy Transport Code HETC and Generalized Evaluation Code SIMPLE", Jul-Spez-196 (1983).
- 54) Cloth, P., Filges, D., Neef, R.D., Sterzenbach, G., Reul, C., Armstrong, T.W., Colborn, B.L., Anders, B. and Brueckmann, H., KFA-IRE-EAN 12/88 (1988).
- 55) Berger, M.J. and Seltzer, S.M., "Tables of Energy Losses and Ranges of Electrons and Positrons", National Aeronautics and Space Administration Report Number NASA-SP-3012 (1964); also National Academy of Science, National Research Council Publication 1133 (1964, second printing 1967).
- 56) Bethe, H.A., "Theory of Passage of Swift Corpuscular Rays Through Matter", *Ann. Physik*, 5, 325 (1930).
- 57) Bethe, H.A., "Scattering of Electrons", *Z. für Physik*, 76, 293 (1932).
- 58) Bloch, F., "Stopping Power of Atoms with Several Electrons", *Z. für Physik*, 81, 363 (1933).
- 59) International Commission on Radiological Protection, "Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 3 Ingestion Dose Coefficients, ICRP Publication 69", *Annals*

- of the ICRP, 25 (1), (Oxford: Pergamon Press) (1995).
- 60) Shibata, K., Nakagawa, T., Asami, T., Fukahori, T., Narita, T., Chiba, S., Mizumoto, M., Hasegawa, A., Kikuchi, Y., Nakajima, Y. and Igarashi, S., "Japanese Evaluated Nuclear Data Library, Version-3, -JENDL.3-", JAERI 1319 (1990).
 - 61) Garber, D.(Ed.), "ENDF/B Summary Documentation", BNL-17541, 2nd Edition (1975).
 - 62) Trubey, D.K., Berger, M.J. and Hubbell, J.H., "Photon Cross Sections for ENDF/B-VI", American Nuclear Society Topical Meeting, Advances in Nuclear Engineering Computation and Radiation Shielding, Santa Fe, New Mexico (April 9-13, 1989).
 - 63) Hasegawa, A., "Development of a Common Nuclear Group Constants Library System, JSSTD-295n-104 γ Based on JENDL-3 Nuclear Data Library", Nuclear Data Science and Technology, 232, Springer Verlag (1991).
 - 64) Sakamoto, Y., "Photon Cross Section Data PHOTX for PEG4 Code", Proceedings of the 3rd Users' Meeting in Japan, KEK-PROC-93-15, 77 (1993).
 - 65) Storm, E. and Israel, H.I., "Photon Cross Sections from 1 keV to 100 MeV for Elements Z=1 to Z=100", Nuclear Data Tables, A7, 565 (1970).
 - 66) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Stopping Powers for Electrons and Positrons", ICRU Report 37 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1984).
 - 67) Berger, M.J. and Seltzer, S.M., "Stopping Power and Ranges of Electrons and Positrons", NBS Report NBSIR 82-2550-A (second edition) (1983).
 - 68) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Neutron Dosimetry for Biology and Medicine", ICRU Report 26 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1977).
 - 69) Caswell, R.S. and Coyne, J.J., "Kerma Factors for Neutron Energies below 30 MeV", Radiation Research, 83, 217 (1980).
 - 70) 真木 紘一、川崎弘光、小迫和明、関泰、「核発熱定数 KERMA ライブラリーの作成 —核融合定数セット FUSION-J3 用核発熱定数ライブラリー—」、JAERI-M 91-073 (1991).
 - 71) Iijima, S. and Kawai, M., "Simplified Method of Calculation of PKA Spectra, DPA Cross Sections and Kerma Factors for Medium and Heavy Weight Nuclides", J. Nucl. Sci. Technol., 27, 375 (1990).
 - 72) Iijima, S., Sugi, T., Nakagawa, T. and Nishigori, T., "Program PEGASUS, A Precompound and Multi-Step Evaporation Theory Code for Neutron Threshold Cross Section Calculation", Proc. of the 1986 Seminar on Nuclear Data, JAERI-M 87-025, 337 (1987).
 - 73) Nakagawa, T., Iijima, S., Sugi, T. and Nishigori, T., "PEGASUS: A Preequilibrium and Multi-Step Evaporation Code for Neutron Cross Section Calculation", JAERI-Data/Code 99-031 (1999).
 - 74) Hubbell, J.H., "Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients and Energy Absorption Coefficients from 10 keV to 100 GeV", Report NSRDS-NBS 29, National Bureau of Standards (1969).
 - 75) Sato, O., Iwai, S., Tanaka, S., Uehara, T., Sakamoto, Y., Yoshizawa, N. and Furihata, S., "Calculations

- of Equivalent Dose and Effective Dose Conversion Coefficients for Photons from 1 MeV to 10 GeV", *Radiat. Prot. Dosim.*, 62(3), 119 (1995).
- 76) Sato, O., Y., Yoshizawa, N., Takagi, S., Iwai, S., Uehara, T., Sakamoto, Y., Yamaguchi, Y. and Tanaka, S., "Calculations of Effective Dose and Ambient Dose Equivalent Conversion Coefficients for High Energy Photons", *J. Nucl. Sci. Technol.*, 36, 977 (1999).
- 77) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M., "High-Energy Electrons and Photon Radiation Protection Dosimetry, Health Physics of Radiation-Generating Machines", *Proceedings of the 30th Midyear Topical Meeting, 5-8 January 1997, San Jose', California*, p.151.
- 78) Pelliccioni, M., private communication (2002).
- 79) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources", *ICRU Report 39 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD)* (1985).
- 80) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources- Part 2", *ICRU Report 39 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD)* (1988).
- 81) 佐藤理、「高エネルギー電子加速器施設からの光子による被曝線量評価に関する研究」、博士論文、東北大学工学部 (1999) .
- 82) Fukahori, T., Kishida, N., Chiba, S., Murata, T., Asami, T., Hida, K. and Maki, K., "Status of JENDL Photonuclear Data File and Intercomparison with Other Libraries", *Proc. of Ninth International Conference on Radiation Shielding, ICRS-9, J. Nucl. Sci. Technol., Supplement 1*, 728 (2000).
- 83) Sato, O., Y., Yoshizawa, N., Iwai, S., Uehara, T., Sakamoto, Y. and Tanaka, S., "Dose Contribution due to Photonuclear Reactions from High Energy Photons from 20 MeV to 10 GeV", *Proc. of Ninth International Conference on Radiation Shielding, ICRS-9, J. Nucl. Sci. Technol., Supplement 1*, 861 (2000).
- 84) Fasso, A., Ferrari, A., and Sala, P.R., "Designing Electron Accelerator Shielding with FLUKA", *Proc. of the 8th International Conference on Radiation Shielding, Arlington, April 24-28*, 643 (1994).
- 85) Rogers, D.W.O and Bielajew, A.F, "The Dosimetry of Ionizing Radiation", Volume III, Chapter 5, Kase, K.R.(Ed) and Bjaerngard, B.E.(Ed), Academic Press (1990).
- 86) Tsuda, S., Endo, A., Yamaguchi, Y. and Sato, O., "Fluence to Effective Dose Conversion Coefficients for Electrons with Energy from 1 MeV to 100 GeV", *Radiat. Prot. Dosim.*, 95(1), 5 (2001).
- 87) Schultz, F.W. and Zoetelief, J., "Organ and Effective Doses in the Male Phantom ADAM Exposed in AP Broad Unidirectional Beams of Monoenergetic Electrons", *Health Phys.* 70(4) 498 (1996).
- 88) Seltzer, S.M., "NIST Electron and Positron Stopping Powers of Materials Database, Version 2.0, Users' Guide", *NIST Standard Reference Database 7, National Institute of Standards and Technology* (1989).
- 89) Yoshizawa, N., Sato, O., Takagi, S., Furihata, S., Iwai, S., Uehara, T., Tanaka, S. and Sakamoto, Y., "External Radiation Conversion Coefficients using Radiation Weighting Factor and Quality Factor for

- Neutron and Proton from 20 MeV to 10 GeV”, J. Nucl. Sci. Technol., 35, 928 (1998).
- 90) Yoshizawa, N., Sato, O., Takagi, S., Furihata, S., Funabiki, J., Iwai, S., Uehara, T., Tanaka, S. and Sakamoto, Y., “Fluence to Dose Conversion Coefficients for High-Energy Neutrons, Protons and Alpha Particles”, Proc. of Ninth International Conference on Radiation Shielding, ICRS-9, J. Nucl. Sci. Technol., Supplement 1, 865 (2000).
- 91) 義澤宣明、「高エネルギー領域における粒子輸送コードと実効線量に関する研究」、博士論文、九州大学工学研究科（1998）。
- 92) Siebert, B.R.L., “Radiation Quantities: The Inter-Relationship”, Radiat. Prot. Dosim., 54(3-4), 193 (1994).
- 93) Yoshizawa, N., Sato, O., Takagi, S., Furihata, S., Funabiki, J., Iwai, S., Uehara, T., Tanaka, S. and Sakamoto, Y., “Radiation Weighting Factors for High Energy Neutrons, Protons and Alpha Particles”, Proc. 10th International Congress of The International Radiation Protection Association, IRPA-10, Hiroshima, 2000, P-3b-209 (2000).
- 94) Schraube, H., Jakes, J., Sannikov, A., Weitzenegger, E., Roesler, A. and Heinrich, W., “The Cosmic Ray Induced Neutron Spectrum at the Summit of the Zugspitze (2963m)”, Radiat. Prot. Dosim., 70(1-4), 405 (1997).
- 95) International Commission on Radiation Units and Measurements, “Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles”, ICRU Report 49 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1993).
- 96) National Council on Radiation Protection and Measurements, “Limitation of Exposure to Ionizing Radiation”, NCRP Report No.116 (1993).

付録 実効線量当量の計算法

ICRP の 1990 年勧告に基づく被ばく線量評価では、放射線荷重係数を用いた実効線量が使われる。実効線量と線質係数を用いた従来の防護量である実効線量当量の数量的違いを検討するために、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づいた実効線量当量への換算係数を評価した。本章では、高エネルギー放射線に対する ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量の定義と評価法、荷電粒子の平均線質係数、及び低エネルギー中性子の線量当量計算結果の妥当性について述べる。

A. 1 実効線量当量の定義と高エネルギー放射線に対する評価法

従来の ICRP 1977 年勧告では防護量として、臓器・組織について平均線量当量、身体全体について実効線量当量を規定していた。本節では、防護量としての実効線量当量の定義と高エネルギー放射線に対する評価法を述べる。

A. 1. 1 臓器・組織の平均線量当量と実効線量当量

臓器・組織の平均線量当量は、臓器・組織における平均吸収線量に、水中における荷電粒子の“unrestricted”な線エネルギー付与 L で決まる線質係数 Q を乗じたものである。Q は、ICRP Publication 60 でも、実用量としての線量当量を評価するのに用いられているが、ICRP Publication 60 における Q-L 関係は、Fig. A.1 に示すように従来の ICRP Publication 26 における Q-L 関係と異なる。

高エネルギー放射線からは、人体中で多種類の荷電粒子が生成されるので、粒子毎の寄与を明確にしたときの実効線量当量 H_E は次式で示される。

$$H_E = \sum_T w_T \sum_R \hat{H}_{T,R} = \sum_T w_T \sum_R \bar{Q}_{T,R} D_{T,R} \quad (\text{A.1})$$

ここで、 w_T は臓器・組織 T に対する組織荷重係数であり、 $\hat{H}_{T,R}$ はエネルギー沈着を引き起こす荷電粒子 R による臓器・組織 T での平均線量当量である。後者の量は、荷電粒子 R による臓器・組織での平均吸収線量 $D_{T,R}$ に、臓器・組織内で平均した線質係数 $\bar{Q}_{T,R}$ を乗じて算出される。

A. 1. 2 荷電粒子による臓器・組織の平均線量当量の計算法

エネルギー E_0 の荷電粒子 R が臓器・組織 T に入射し、Fig. 3.2 に示すように電離による連続的な減速を続けてエネルギーを損失し、エネルギー E_1 で臓器・組織 T から出ていく場合、荷電粒子 R による臓器・組織 T の平均線量当量 $\hat{H}_{T,R}$ は次式で与えられる。

$$\hat{H}_{T,R} = \hat{Q}_{T,R}(E_0) D_{T,R,E_0} - \hat{Q}_{T,R}(E_1) D_{T,R,E_1}$$

$$= \hat{Q}_{T,R}(E_0) \frac{E_0}{m_T} - \hat{Q}_{T,R}(E_1) \frac{E_1}{m_T} \quad (\text{A.2})$$

ここで、 m_T は臓器・組織 T の質量であり、 $D_{T,R,E}$ はエネルギー E の荷電粒子 R がその運動エネルギー E の全てを臓器・組織 T で失った場合の平均エネルギー付与量 E/m_T に等しい。また、 $\hat{Q}_{T,R}(E)$ は臓器・組織 T における荷電粒子 R の平均線質係数であり、その算出法は A. 2 節で述べる。臓器・組織 T 中において、全ての荷電粒子について (A.2) 式より得られる値を合計すると、平均線量当量 \hat{H}_T を求めることができる。

A. 1. 3 HETC-3STEP コード及び EGS4 コードによる平均線量当量の評価

HETC-3STEP コード及び EGS4 コードによる指定領域の臓器・組織での平均線量当量 $\hat{H}_{T,R}$ の評価は次のように行う。なお、以下に示す D_T は臓器・組織の平均吸収線量である。

① 電子・陽電子の場合

電子・陽電子の \hat{Q} は常に 1.0 であるので、平均吸収線量をそのまま平均線量当量として用いる。

$$\hat{H}_T = D_T \quad (\text{A.3})$$

② パイオン、ミューオン、陽子及び重イオンの場合

媒質中での輸送中におけるエネルギー沈着の場合は次式で表す。

$$\hat{H}_T = \sum_{prt} \left\{ \hat{Q}_{prt}(E_1) \times E_1 - \hat{Q}_{prt}(E_2) \times E_2 \right\} \times \frac{WT_{prt}}{m_T} \quad (\text{A.4})$$

ここで、prt はパイオン、ミューオン、陽子及び重イオンの粒子の種類を表し、 E_1 及び E_2 は着目領域での粒子 prt の飛行開始時及び飛行終了時のエネルギー (MeV)、 \hat{Q}_{prt} はエネルギー E をもつ粒子 prt の平均的な線質係数、 m_T は臓器・組織 T の質量、 WT_{prt} はモンテカルロ計算においてスプリットング等の分散低減法を用いた場合の粒子 prt の重みである。対象とする臓器・組織 T に粒子 prt が飛び込んだとき、あるいは核反応及び核との弾性散乱で臓器・組織 T 中で粒子 prt が発生したときを飛行開始時として、その粒子が次の核反応、核との弾性散乱、または臓器・組織 T から抜け出したときを飛行終了時として、(A.4) 式を用いて入射及び発生する粒子 prt について合計する。

核反応、核との弾性散乱及びエネルギーカットオフによりエネルギーが沈着される場合は、(3.9)～(3.14) 式等で評価される沈着エネルギー量を ϵ_T とすると、平均線量当量は次式にしたがって計算する。

$$\hat{H}_T = \sum_{prt} \hat{Q}_{prt}(E) \times \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (\text{A.5})$$

ここで、 $\hat{Q}_{prt}(E)$ はエネルギー E をもつ荷電粒子 prt の平均的な線質係数、 m_T は臓器・組織 T の質量である。この場合は、全ての荷電粒子 prt は媒質中を飛行せず、発生したその場所でエネルギーをすべて沈着する。核との弾性散乱の場合は、散乱された核を反跳核として取り扱い、その場所にエネルギーを沈着するものとする。

したがって、臓器・組織 T 中での荷電粒子に関する (A.3)、(A.4) 及び (A.5) 式による値の合計が平均線量当量となる。なお、中性子及び光子の非荷電粒子が入射した場合は、それらが媒質中の原子核または電子と作用して荷電粒子を発生してから、上記の方法でそれらを追跡して平均線量当量を評価する。

A. 1. 4 低エネルギー中性子の平均線量当量の評価

MORSE-CG/KFA コードによる 15MeV 以下の中性子に対しては、(A.6) 式に示す方法で、臓器・組織 T における平均線量当量 \hat{H}_T を評価する。

$$\hat{H}_T = \sum_i \hat{Q}(E_i) K_T(E_i) \phi_T(E_i) \quad (\text{A.6})$$

ここで、 $\phi_T(E_i)$ はエネルギー i 群の中性子エネルギー E_i での臓器・組織 T 中の平均中性子フルエンス、 $K_T(E_i)$ は臓器・組織 T のカーマ係数、及び $\hat{Q}(E_i)$ は中性子に対する平均線質係数である。ICRP Publication 60 では、ICRU 球ファントム中の深さ 1cm における平均線質係数 \bar{Q} を定義しているが、この量は中性子が ICRU 球ファントムに入射した際、ICRU 球ファントムの深さ 1cm 位置での中性子スペクトルを反映したものである。一方、 $\hat{Q}(E_i)$ は着目している場所での単色エネルギーの中性子に対する平均線質係数である。

線質係数で重み付けしたカーマ係数は次式で定義する。

$$\hat{Q}(E_i) K_T(E_i) = \sum_r \sum_j \hat{Q}(\bar{E}_j^r) K_T^r(E_i) \quad (\text{A.7})$$

ここで、 $\hat{Q}(\bar{E}_j^r)$ は核反応 r で発生する荷電粒子 j の平均エネルギー \bar{E}_j^r に対する荷電粒子が止まるまでの ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく平均的な線質係数である。

A. 1. 5 実効線量当量の評価

前節で得られた臓器・組織の平均線量当量から組織荷重係数を用いて、実効吸収線量を評価する。組織荷重係数については、ICRP Publication 60 の値を用いるとともに、残りの臓器及び男女双方の臓器の取り扱いは実効線量の評価の場合と同様である。

A. 2 荷電粒子の平均線質係数

ICRP Publication 60 の取り入れにより遮へい計算では放射線荷重係数に基づく実効線量の評価となるが、高エネルギー放射線に対する放射線荷重係数が確定しているとはいえない。そこで、ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく実効線量当量を同時に評価することにより、実効線量の信頼性を確認する必要がある。本節では、線量当量の計算に必要な高エネルギー荷電粒子の平均線質係数の評価法を述べる。

A. 2. 1 平均線質係数の定義

ICRU Report 40¹⁾において、荷電粒子に対する臓器・組織中の一点における平均線質係数 \bar{Q} が次式で定義された。

$$\bar{Q} = \frac{\int_0^{\infty} Q(L)D(L)dL}{\int_0^{\infty} D(L)dL} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L)D(L)dL \quad (\text{A. 8})$$

ここで、L は荷電粒子の水中での“unrestricted”な線エネルギー付与である。D(L)はLの関数で表示される吸収線量分布であり、吸収線量をDとすると $D(L) = dD/dL$ となる。また、Q(L)はICRP Publication 60で定義されたQ-L関係に基づく線質係数である。

本研究では、荷電粒子Rがエネルギー E_0 で質量 m_T の臓器・組織Tに入射して連続減速過程で全エネルギーをその臓器・組織で失った場合について、エネルギーが零となるまでの平均的な線質係数を荷電粒子に対する平均線質係数 \hat{Q}_R と呼び、次式で表すこととする。

$$\hat{Q}_R = \frac{1}{E_0/m_T} \int_0^{L_{0,R}} Q(L)D(L)dL \quad (\text{A. 9})$$

ここで、 $L_{0,R}$ は荷電粒子Rがエネルギー E_0 から0まで連続的に減速される場合の、“unrestricted”な線エネルギー付与の最大値である。さらに、

$$D(L) = \frac{dD}{dL} = \frac{1}{m_T} \frac{dE}{dL} \quad (\text{A. 10})$$

より、(A.9)式は放射線のエネルギーEの関数として、次式で表すことができる。

$$\hat{Q}_R = \frac{1}{E_0} \int_0^{E_0} Q(L_R(E))dE \quad (\text{A. 11})$$

ここで、 $L_R(E)$ は、エネルギーEの荷電粒子Rの水中での衝突阻止能から評価される“unrestricted”な線エネルギー付与である。

A. 2. 2 平均線質係数の計算

エネルギーEの荷電粒子Rに対する \hat{Q}_R は、(A.12)式より $Q(L)$ と $L_R(E)$ から計算できる。本研究では、中性子及び陽子が人体に入射した際に、人体を構成する原子番号が鉄原子以下の代表的な元素から生成すると考えられる186の荷電粒子、パイオン及びミューオンについて \hat{Q}_R を100GeVまでの荷電粒子等のエネルギーの関数として計算した。計算対象の荷電粒子の一覧をTable A.1に示す。

$L_R(E)$ については、以下の方法で計算した。

- ① 陽子については、ICRU Report 16²⁾での陽子データの算出コードであるSPARコード³⁾を用いた。SPARコードの値は、1keVから10GeVのエネルギー領域においてほぼJanniのデータ⁴⁾の誤差範囲内にあるとともに、実験値の誤差範囲内にあり、さらに、ICRU Report 46⁵⁾のデータ算出に用いられているRSTANコード⁶⁾の値とも近い。陽子の阻止能データを計算できるコードとしてSTOPPINGコード⁷⁾があるが、その結果はJanniのデータ及び実験値とのずれが大きい。
- ② 陽子より重い質量の荷電粒子については、10MeV/nucleon以下のエネルギー領域でSTOPPINGコードを、それ以上のエネルギー領域でSPARコードを用いた。
- ③ パイオン及びミューオンについては、陽子の計算結果を次式により質量補正した値を用いた。

$$S^e_{\pi}(E) = S^e_p(E \frac{m_p}{m_{\pi}}) \quad (\text{A.12})$$

$$S^e_{\mu}(E) = S^e_p(E \frac{m_p}{m_{\mu}}) \quad (\text{A.13})$$

ここで、 m_p 、 m_{π} 、 m_{μ} は陽子、パイオン及びミューオンの静止質量、 S^e_p 、 S^e_{π} 、 S^e_{μ} は陽子、パイオン及びミューオンの衝突阻止能である。計算に用いる静止質量は、それぞれ

$$m_p = 938.272 \text{ [MeV]}$$

$$m_{\pi} = 139.568 \text{ [MeV]}$$

$$m_{\mu} = 105.65839 \text{ [MeV]}$$

である。

Q-L関係としては、Fig. A.1に示すようにICRP Publication 60で示された次式の関係を用いた。

$$\begin{aligned} Q(L) &= 1 && \text{for } L \leq 10 \\ Q(L) &= 0.32L - 2.2 && \text{for } 10 < L < 100 \\ Q(L) &= 300/\sqrt{L} && \text{for } L \geq 100 \end{aligned} \quad (\text{A.14})$$

上記の式を用いると、 $L=100\text{keV}/\mu\text{m}$ の点で僅かにQの値が不連続となる。計算上、両者の式が

交わる点は $L=100.426$ であるため、両者の式に分岐点を $L=100.426$ として、 Q - L 関係式を利用した。この結果、 Q の連続性を確保できた。

(A.11)式に基づく \hat{Q} は、エネルギー積分の下限値が 0 であるため、極めて小さい E に対する L の値が必要となる。しかしながら、通常それらは精度良く算出できないので、次のような式で計算した。

$$\begin{aligned}\hat{Q}(E_0) &= \frac{1}{E_0} \int_0^{E_0} Q(L(E)) dE \\ &= \frac{1}{E_0} \left[E_1 + \int_{E_1}^{E_0} Q(L(E)) dE \right] \quad (\text{A.15})\end{aligned}$$

ここでは極めて小さいエネルギー E_1 以下ならば L は常に $10\text{keV}/\mu\text{m}$ 以下であり、その結果 $Q=1.0$ であると仮定し、0 から E_1 までの積分と E_1 まで E_0 までの積分の 2 段階に分けた計算を行った。

A. 2. 3 平均線質係数の計算結果

水中における各種荷電粒子及びパイオンの衝突阻止能とエネルギーの関係を Fig. A.2 に示す。陽子及びパイオンの衝突阻止能は最大でも $100\text{keV}/\mu\text{m}$ であるが、それらより重い荷電粒子では $100\text{keV}/\mu\text{m}$ より大きな衝突阻止能を示すことがある。この結果、Fig. A.3 の Q とエネルギーの関係に示すように、陽子及びパイオンでは単一のピークが存在するのに対して、重い荷電粒子では 2 つのピークが存在する。これは、重い荷電粒子では、線エネルギー付与が $100\text{keV}/\mu\text{m}$ 付近の Q - L 関係のピークを 2 回交差することによる。

Fig. A.4 に、各種荷電粒子とパイオンの \hat{Q}_R を示す。 \hat{Q}_R は荷電粒子が静止するまでの平均的な線質係数であり、Fig. A.3 に示す Q に比べて、ピークの形が幅広くなり、ピークよりエネルギーが大きい場合には \hat{Q}_R の値が大きくなるとともに、ピークよりエネルギーが小さい場合には \hat{Q}_R の値は小さくなる。

また、Fig. A.4 に新旧の Q - L 関係に基づく陽子及び鉄 56 イオンの \hat{Q}_R を示す。古い Q - L 関係では、Fig. A.1 に示すように水中の衝突阻止能が $3.5\text{keV}/\mu\text{m}$ 以下で Q が 1、 $7\text{keV}/\mu\text{m}$ で 2、 $23\text{keV}/\mu\text{m}$ で 5、 $53\text{keV}/\mu\text{m}$ で 10、 $175\text{keV}/\mu\text{m}$ 以上で 20 である。陽子の場合、ICRP Publication 60 の Q - L 関係に基づく \hat{Q}_R は、古い Q - L 関係に基づく \hat{Q}_R の約 2 倍となっているが、エネルギーとの関係は似ている。一方、鉄 56 イオンの場合、古い Q - L 関係に基づく \hat{Q}_R が 1MeV 以上で 20 とほぼ一定であるが、ICRP Publication 60 の Q - L 関係に基づく \hat{Q}_R は約 $0.005 \sim 0.6\text{MeV}$ のエネルギー領域及び約 50GeV 以上のエネルギー領域で古い Q - L 関係に基づく \hat{Q}_R より僅かに大きくなるが、 100MeV から 1GeV のエネルギー範囲では数分の 1 となる。

A. 2. 4 平均線質係数で重み付けした中性子カーマ係数

人体形状ファントム構成原子の荷電粒子反応別の部分カーマ係数に荷電粒子の \hat{Q}_R を乗じることにより、ICRP Publication 60 の Q - L 関係に基づいた線質係数で重み付けした中性子カーマ係数を次式で算出した。

$$\hat{Q}K_T(E_n) = \sum_i a_i \sum_j \sum_r \hat{Q}(E_j^r) K_i(E_n, E_j^r) \quad (\text{A. 16})$$

ここで、

$\hat{Q}K_T(E_n)$: エネルギー E_n の中性子による核反応で生成された荷電粒子の平均線質係 $\hat{Q}(E_j^r)$ で重み付けられた臓器・組織 T における中性子カーマ係数

a_i : 臓器・組織 T 中の原子 i の重量割合

$\hat{Q}(E_j^r)$: エネルギー E_j^r の荷電粒子 j の平均線質係数

$K_i(E_n, E_j^r)$: エネルギー E_n の中性子が原子 i と核反応 r を起こしたときに生成される荷電粒子 j の部分カーマ係数

である。

Fig. A. 5 に、ICRU の 4 元素軟組織等価物質（以下「ICRU 軟組織」と呼ぶ。）の線質係数で重み付けした中性子カーマ係数を中性子カーマ係数で除して求めた ICRU 軟組織の中性子平均線質係数 $\hat{Q}_{neutron}$ を示す。線質係数に対する重みが各原子の中性子カーマ係数であることから、ICRU 軟組織の $\hat{Q}_{neutron}$ は、高エネルギー領域では水素原子、低エネルギー領域では窒素原子での $\hat{Q}_{neutron}$ となる。同図にドイツ物理工学研究所 (PTB) の Schumacher ら⁸⁾及び University of Texas at Austin の Nabessl ら⁹⁾が算出した ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく $\hat{Q}_{neutron}$ も示す。Schumacher らと Nabessl らのデータがほぼ一致しているのに比べて、本研究の $\hat{Q}_{neutron}$ が 10eV~1MeV で下回っている。Fig. A. 7 に水素、炭素、窒素及び酸素の各原子における $\hat{Q}_{neutron}$ を示すが、Schumacher らのデータと比較して中間エネルギー以下での $\hat{Q}_{neutron}$ に違いがあることがわかる。本研究の炭素及び酸素原子の $\hat{Q}_{neutron}$ が熱中性子エネルギーではほぼ 1 に近いのに比べて、Schumacher らのデータでは 20 と大きい値を示している。炭素及び酸素原子の熱中性子入射時のカーマ係数に寄与する反応は、中性子弾性散乱及び捕獲 γ 線放出による残留核の反跳であり、その反跳エネルギーは小さい。エネルギーが小さい炭素及び酸素原子の衝突阻止能は小さく、それに対応した両原子の $\hat{Q}_{neutron}$ は 1 に近い。Schumacher らは、残留核の反跳に対して平均線質係数を 20 に設定している可能性がある。

A. 2. 5 15MeV 以下中性子の線量当量計算による各種データの妥当性検討

人体形状ファントム構成物質の中性子・光子の結合群定数、カーマ係数及び線質係数で重み付けした中性子カーマ係数の各種データの信頼性を総合的に評価するために、無限平板ファントム及び ICRU 球ファントムの ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく線量当量を計算し文献値との比較を行った。

厚さ 30cm の ICRU 軟組織からなる無限平板ファントムに中性子が垂直に入射したときの 1cm 深さでの中性子と二次光子の吸収線量、中性子の線量当量の計算結果を Fig. A. 8 に示す。計算は、2 種類の群定数（本研究で整備した中性子 100 群・光子 36 群の定数及び臨界計算用に熱群を細かくした MGCL137 群の定数ライブラリー¹⁰⁾）と 1 次元 S_n コード ANISN-JR¹¹⁾で行い、連続エネルギー断面ライブラリー¹²⁾と MCNP コード¹³⁾で計算した結果と比較した¹⁴⁾。3 者の計算法による 10keV

以上の中性子入射時の吸収線量及び線量当量は一致している。10keV 以下の中性子入射時の計算では、熱群を一群とした場合の吸収線量及び線量当量の結果は、熱群が細かい MGCL 定数や MCNP 計算の結果に比べて小さくなっており、熱群中性子の取り扱いが低エネルギー領域で重要になることがわかる。二次光子の線量の過小評価も熱中性子の過小評価に起因している。

無限平板ファントム 1cm 深さ及び ICRU 球ファントムの主軸上 1cm 深さでの線量を Fig. A.9 に示す。ICRU 球ファントムの主軸上 1cm 深さでの線量の計算は、中性子 100 群・光子 36 群の定数と 2次元 S_n コード DOT3.5¹⁵⁾ を用いて、球ファントムを半径の異なる円柱の集合体で近似し、連続エネルギー断面積ライブラリーと MCNP コードでの計算結果と比較した¹⁴⁾。中性子の吸収線量と線量当量は、無限平板ファントムと ICRU 球ファントムでほぼ等しくなっているが、二次光子に関しては無限平板ファントムの方が ICRU 球ファントムより大きくなっている。無限平板ファントムに中性子の平行ビームが入射したとき、ICRU 球ファントムに比べて二次光子の発生する体積が大きく、二次光子が中性子に比べてファントム物質で遮へいされないため、遠くまで輸送されるためと考えられる。ICRU 球ファントム主軸上 1cm 位置での中性子と二次光子との吸収線量の和を文献値とともに Fig. A.10 に示す。ICRP Publication 51 の値、ドイツの GSF の Leuthold ら¹⁶⁾ 及び Nabelssi ら⁹⁾ の値に比べると、MCNP の結果はこれらのデータと一致している。一方、熱群を 1 群で取り扱った DOT3.5 コードによる結果は、熱中性子束の過小評価により線量が低エネルギーで過小評価、また、10MeV 以上でも中性子カーマ係数の過小評価に起因して線量が過小評価となっている。

ICRU 球ファントムの主軸上 1cm 深さでの中性子と二次光子の線量当量の和を吸収線量の和で除した入射中性子についての実効的な線質係数を Fig. A.11 に示すが、DOT3.5 コードと MCNP コードによる結果はほぼ等しい値を示している。ICRP Publication 60 では吸収線量に放射線荷重係数 w_R を乗じて臓器・組織の等価線量を求めることになっており、入射中性子に対する放射線荷重係数が階段関数及びその近似曲線で与えられている。本結果は、100keV 以上の入射中性子エネルギーで放射線荷重係数の近似曲線と一致している。このように、100keV 以上の中性子入射に対する ICRP Publication 60 の Q-L 関係に基づく線量当量の計算に必要な線質係数で重み付けした中性子カーマ係数が妥当なものであることを確認できた。10keV 以下の入射中性子に対する実効的な線質係数の本結果は、放射線荷重係数の値より小さく、数値的には古い Q-L 関係に基づく ICRP Publication 51 の結果と変わらない。15MeV 以上の高エネルギー中性子入射時の被ばく評価には、人体形状ファントム内での 10keV 以下の中性子による線量当量への寄与は小さいので、放射線荷重係数と線質係数の違いの影響は小さいものと考えられる。

付録参考文献

- 1) International Commission on Radiation Units and Measurements, "The Quality Factors in Radiation Protection", ICRU Report 40 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1986).
- 2) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Linear Energy Transfer", ICRU

- Report 16 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1970).
- 3) Armstrong, T.W. and Chandler, K.C., "SPAR, A FORTRAN Program for Computing Stopping Powers and Ranges for Muons, Charged Pions, Protons and Heavy Ions", ORNL-4896 (1973).
 - 4) Janni, J.F., "Proton Range-Energy Tables, 1 keV-10 GeV Part. 1 for 63 Components", At Data Nucl Data Table, 27, p.147-339 (1982).
 - 5) International Commission on Radiation Units and Measurements, "Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues", ICRU Report 46 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD) (1992).
 - 6) Bichsel, H., "Stopping Power of Fast Charged Particles in Heavy Elements", National Institute of Standard and Technology Report NIST IR-4550 (1991).
 - 7) Ziegler, J.F., Biersack, J.P. and Littmark, U., "The Stopping and Range of Ions in Solids, Volume 1 of Stopping and Ranges of Ions in Matter", (Pergamon Press) (1985).
 - 8) Schuhmacher, H. and Siebert, B.R.L., "Quality Factors and Ambient Dose Equivalent for Neutrons Based on the New ICRP Recommendations", Radiat. Prot. Dosim., 40(2), 85 (1992).
 - 9) Nabelssi, B.K. and Hertel, N.E., "Ambient Dose Equivalents, Effective Dose Equivalents and Effective Doses from 10 to 20 MeV", Radiat. Prot. Dosim., 48(2), 153 (1993).
 - 10) 小室雄一、奥野浩、内藤俣孝、小田久子、永井正克、奥田泰久、酒井友宏、塩田雅之、「臨界計算用多群定数ライブラリーMGCL-J3の作成と検証」、JAERI-M 93-190 (1993).
 - 11) Koyama, K., Taji, Y. and Minami, K., "ANISN-JR, A One-Dimensional Discrete Ordinates Code for Neutron and Gamma-Ray Transport Calculations", JAERI-M-6954 (1977).
 - 12) 小迫和明、大山幸夫、前川洋、「FSXLIB-J3 : JENDL3に基づいたMCNP用連続エネルギー断面積ライブラリー」、JAERI-M 91-187 (1991).
 - 13) Briesmeister, J.F. (Ed.), "MCNP-A General Monte Carlo Code for Neutron and Photon Transport, Version 3A", Report No. LA7396-M, Revision 2, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico (1986).
 - 14) 坂本幸夫、田中俊一、中島宏、Parsuwan, W., 義澤宣明、佐藤理、降旗志おり、上原丘、岩井敏、「線量評価に必要な基礎物理データ」、山口恭弘・吉澤道夫編、「『最近の外部被ばく線量評価に関するワークショップ』報文集、1995年1月19日～20日、東海研究所、東海村」、JAERI-Conf 95-007 (1995).
 - 15) Rhoades, W.A. and Mynatt, F.R., "DOT III Two-Dimensional Discrete Ordinates Transport Code", ORNL-TM-4280 (1973).
 - 16) Leuthold, G., Mares V. and Schraube, H., "Calculation of the Neutron Ambient Dose Equivalent on the Basis of the ICRP Revised Quality Factors", Radiat. Prot. Dosim., 40(2), 77 (1992).

Table A.1 Objective charged particles for calculation of averaged quality factors.

Z	Charged particles	No. of particles
1	^1H , ^2H , ^3H	3
2	^3He , ^4He , ^5He , ^6He	4
3	^6Li , ^7Li , ^8Li	3
4	^7Be , ^8Be , ^9Be , ^{10}Be , ^{11}Be	5
5	^8B , ^9B , ^{10}B , ^{11}B , ^{12}B	5
6	^{10}C , ^{11}C , ^{12}C , ^{13}C , ^{14}C	5
7	^{13}N , ^{14}N , ^{15}N , ^{16}N , ^{17}N	5
8	^{14}O , ^{15}O , ^{16}O , ^{17}O , ^{18}O , ^{19}O , ^{20}O	7
9	^{17}F , ^{18}F , ^{19}F , ^{20}F , ^{21}F , ^{22}F	6
10	^{18}Ne , ^{19}Ne , ^{20}Ne , ^{21}Ne , ^{22}Ne , ^{23}Ne , ^{24}Ne	7
11	^{21}Na , ^{22}Na , ^{23}Na , ^{24}Na , ^{25}Na	5
12	^{23}Mg , ^{24}Mg , ^{25}Mg , ^{26}Mg , ^{27}Mg , ^{28}Mg	6
13	^{24}Al , ^{25}Al , ^{26}Al , ^{27}Al , ^{28}Al , ^{29}Al , ^{30}Al	7
14	^{26}Si , ^{27}Si , ^{28}Si , ^{29}Si , ^{30}Si , ^{31}Si , ^{32}Si	7
15	^{29}P , ^{30}P , ^{31}P , ^{32}P , ^{33}P , ^{34}P , ^{35}P	7
16	^{30}S , ^{31}S , ^{32}S , ^{33}S , ^{34}S , ^{35}S , ^{36}S , ^{37}S , ^{38}S	9
17	^{33}Cl , ^{34}Cl , ^{35}Cl , ^{36}Cl , ^{37}Cl , ^{38}Cl , ^{39}Cl , ^{40}Cl	8
18	^{35}Ar , ^{36}Ar , ^{37}Ar , ^{38}Ar , ^{39}Ar , ^{40}Ar , ^{41}Ar , ^{42}Ar , ^{43}Ar , ^{44}Ar	10
19	^{37}K , ^{38}K , ^{39}K , ^{40}K , ^{41}K , ^{42}K , ^{43}K , ^{44}K , ^{45}K , ^{46}K , ^{47}K	11
20	^{40}Ca , ^{41}Ca , ^{42}Ca , ^{43}Ca , ^{44}Ca , ^{45}Ca , ^{46}Ca , ^{47}Ca , ^{48}Ca , ^{49}Ca , ^{50}Ca	11
21	^{42}Sc , ^{43}Sc , ^{44}Sc , ^{45}Sc , ^{46}Sc , ^{47}Sc , ^{48}Sc , ^{49}Sc , ^{50}Sc , ^{51}Sc	10
22	^{44}Ti , ^{45}Ti , ^{46}Ti , ^{47}Ti , ^{48}Ti , ^{49}Ti , ^{50}Ti , ^{51}Ti , ^{52}Ti	9
23	^{47}V , ^{48}V , ^{49}V , ^{50}V , ^{51}V , ^{52}V , ^{53}V , ^{54}V	8
24	^{48}Cr , ^{49}Cr , ^{50}Cr , ^{51}Cr , ^{52}Cr , ^{53}Cr , ^{54}Cr , ^{55}Cr , ^{56}Cr	9
25	^{50}Mn , ^{51}Mn , ^{52}Mn , ^{53}Mn , ^{54}Mn , ^{55}Mn , ^{56}Mn , ^{57}Mn , ^{58}Mn	9
26	^{52}Fe , ^{53}Fe , ^{54}Fe , ^{55}Fe , ^{56}Fe , ^{57}Fe , ^{58}Fe , ^{59}Fe , ^{60}Fe , ^{61}Fe	10
-	π^\pm , μ^\pm	2
Total		188

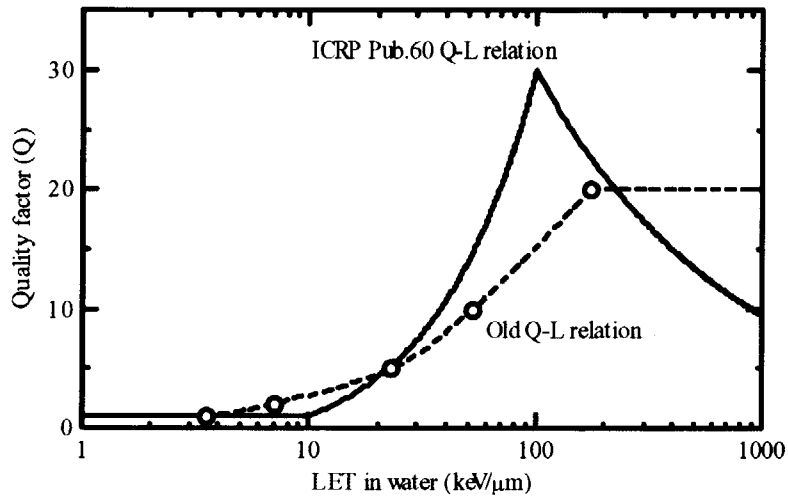


Fig. A.1 Quality factor as a function of linear energy transfer.

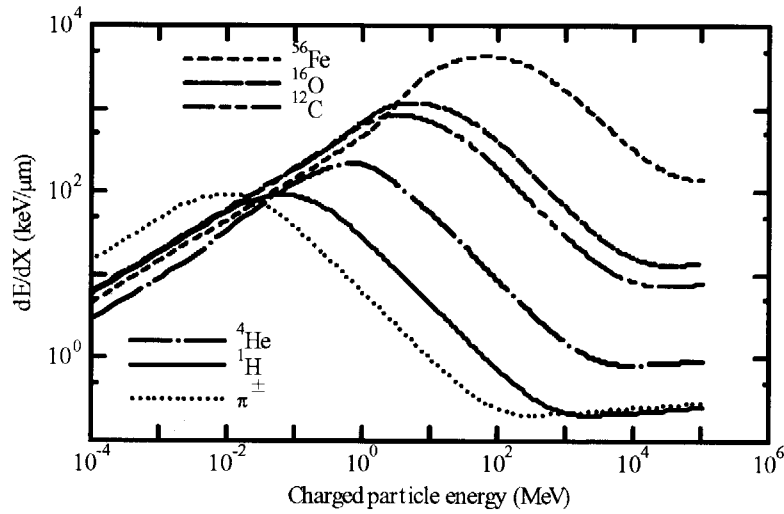


Fig. A.2 Stopping power of charged particles in water.

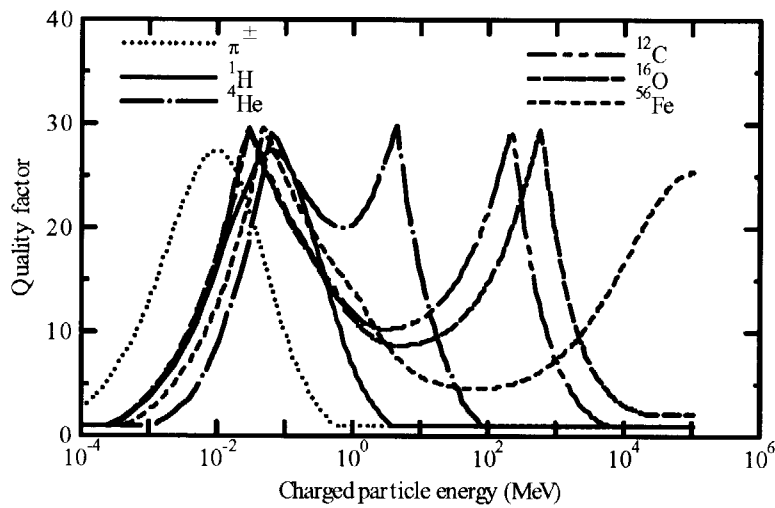


Fig. A.3 Quality factors of charged particles.

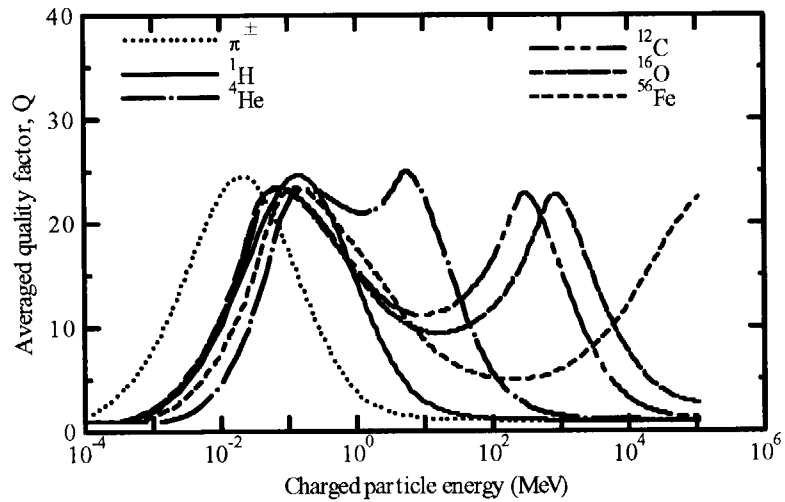


Fig. A.4 Averaged quality factors of charged particles.

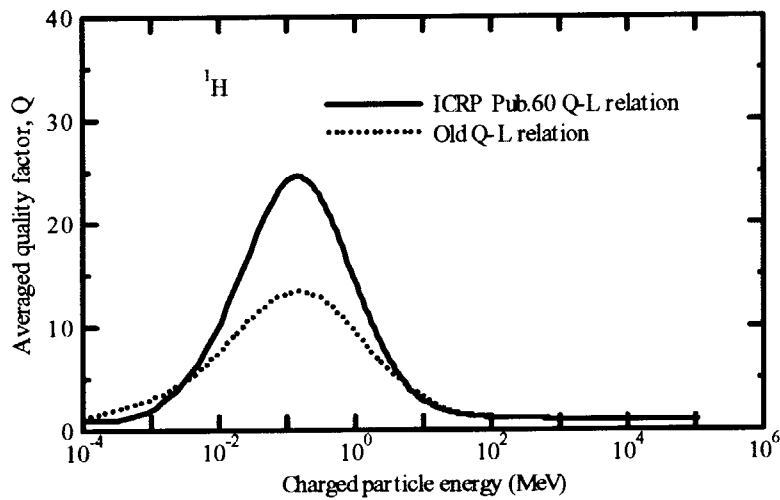
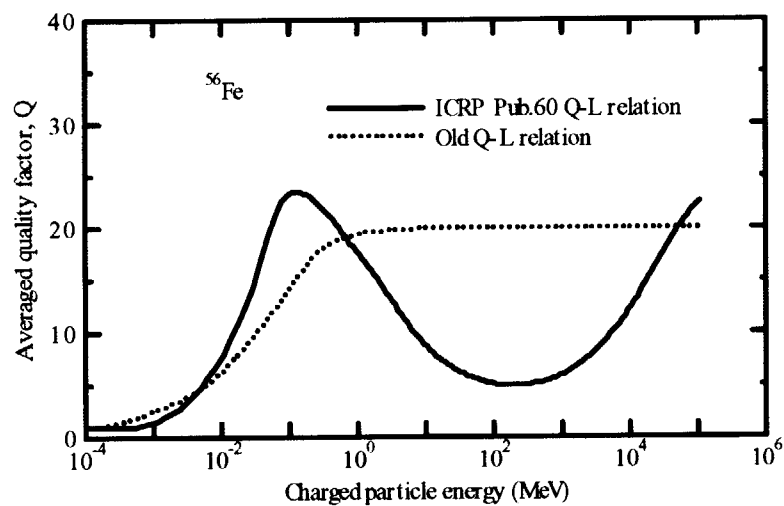


Fig. A.5a Averaged quality factors based on two Q-L relations (1). -proton-

Fig. A.5b Averaged quality factors based on two Q-L relations (2). -⁵⁶Fe ion-

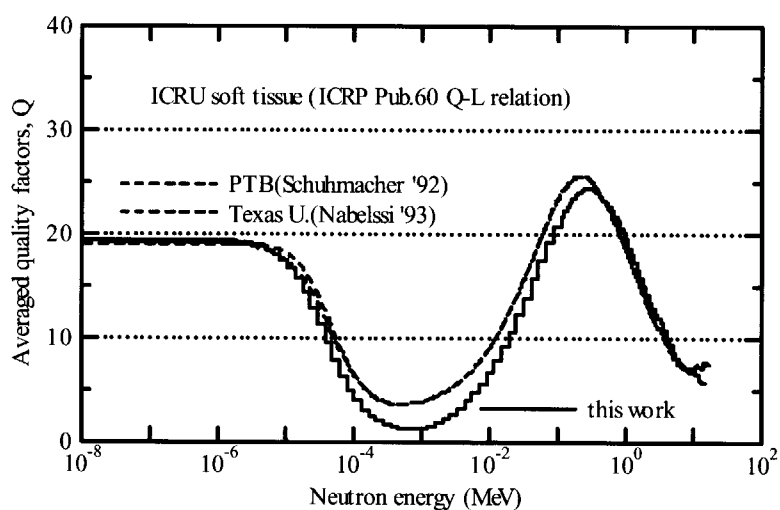


Fig. A.6 Averaged quality factors of neutrons in ICRU soft tissue.

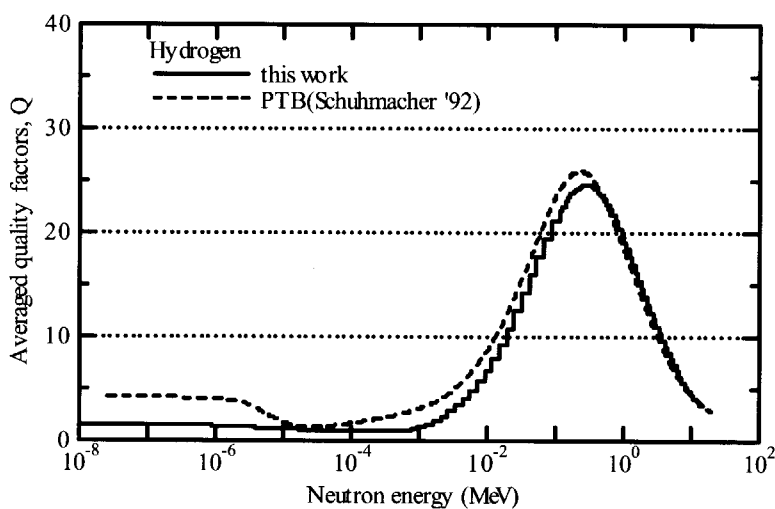


Fig. A.7a Averaged quality factors of neutrons (1). -hydrogen-

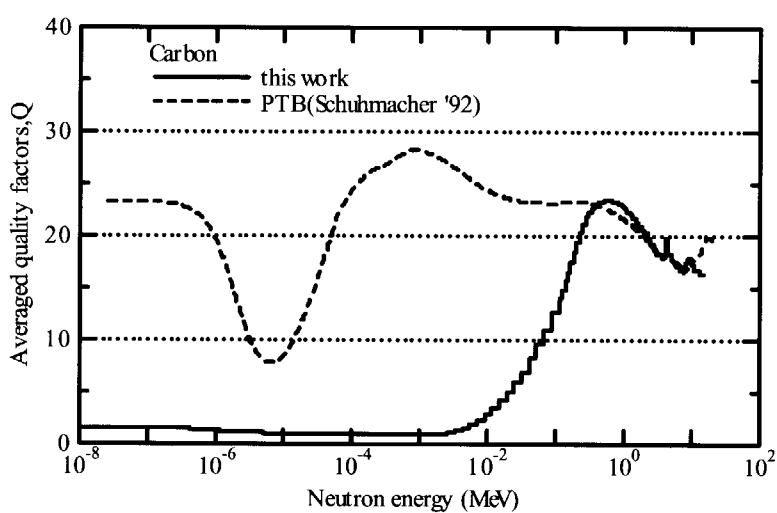


Fig. A.7b Averaged quality factors of neutrons (2). -carbon-

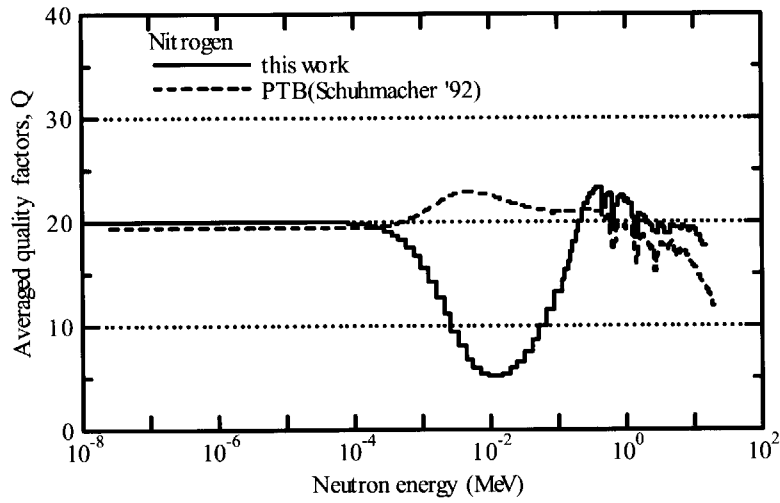


Fig. A.7c Averaged quality factors of neutrons (3). -nitrogen-

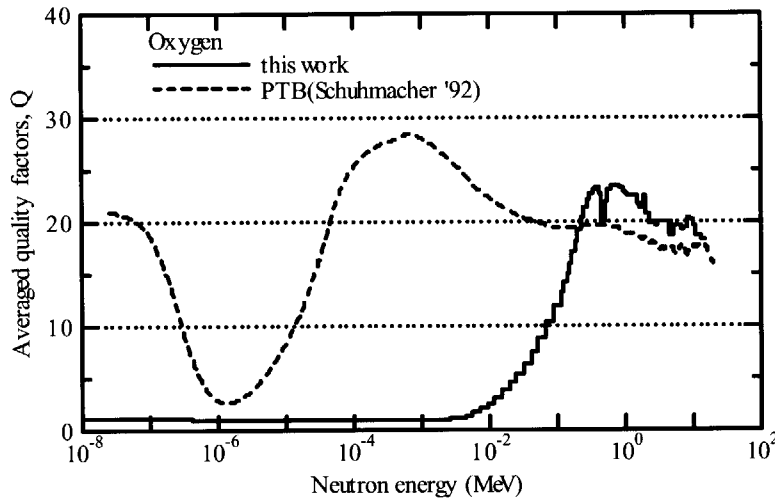


Fig. A.7d Averaged quality factors of neutrons (4). -oxygen-

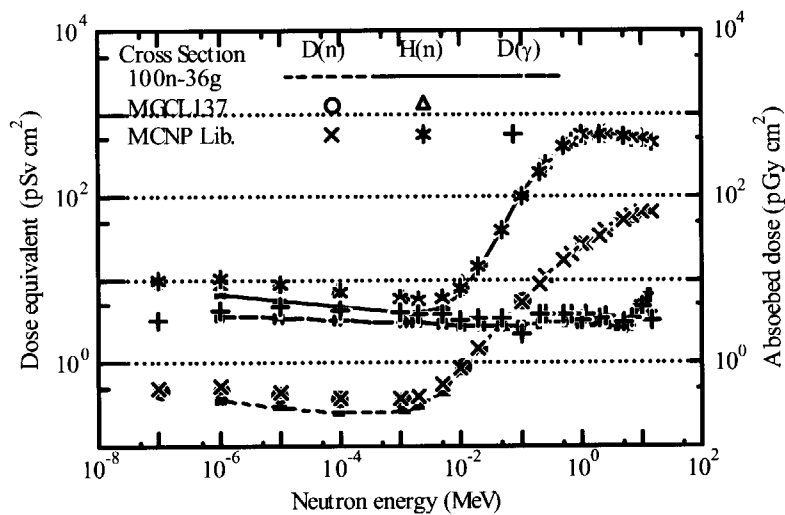


Fig. A.8 Absorbed dose (D) and dose equivalent (H) at 1cm depth of 30cm-thick slab phantom.

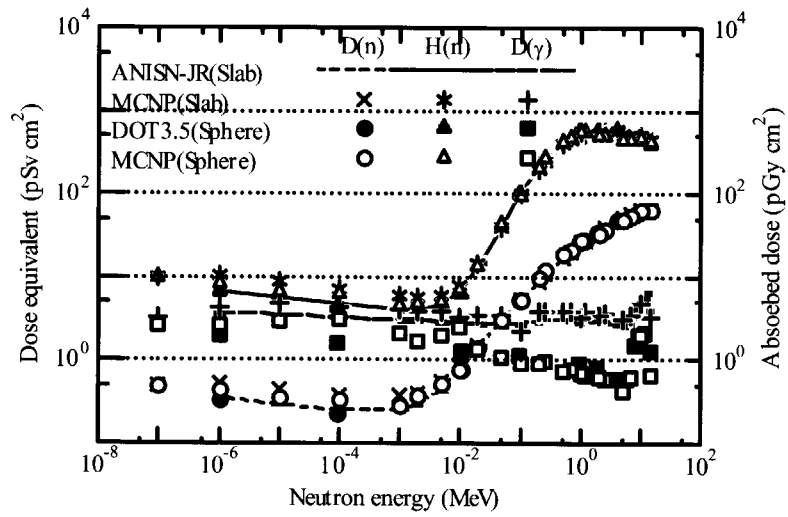


Fig. A.9 Absorbed dose (D) and dose equivalent (H) at 1cm depth of slab phantom and ICRU sphere.

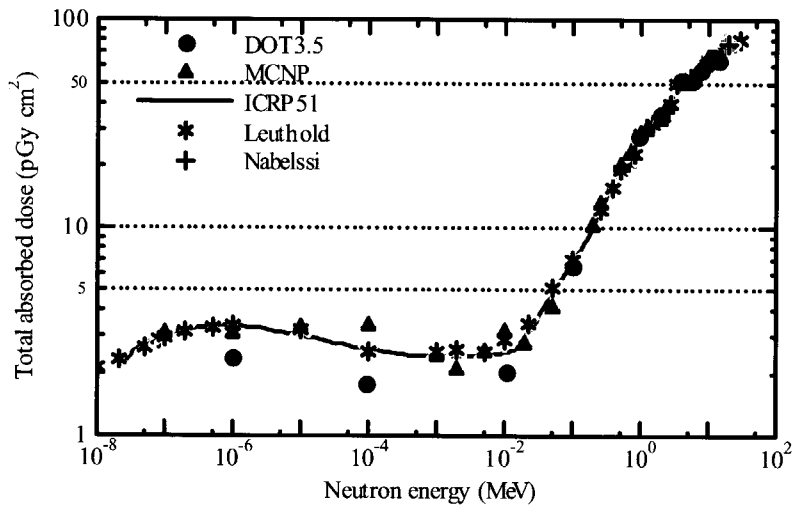


Fig. A.10 Total absorbed dose at 1cm depth of ICRU sphere.

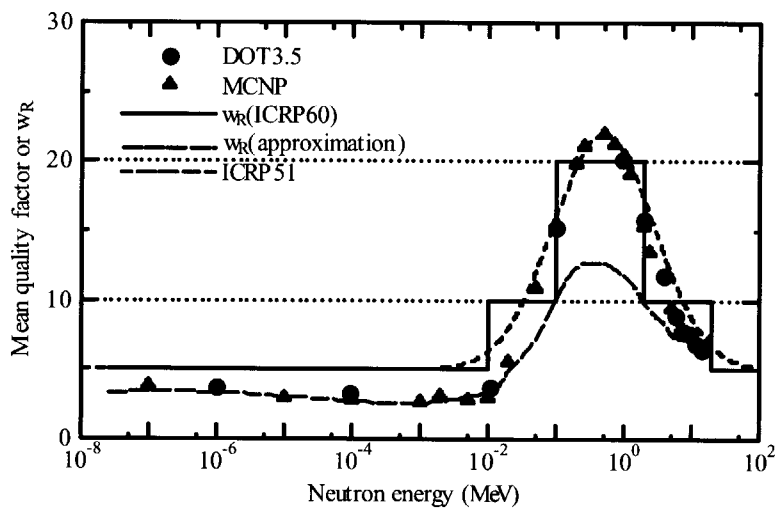


Fig. A.11 Mean quality factors of neutrons at 1cm depth of ICRU sphere.

This is a blank page.

国際単位系 (SI) と換算表

表1 SI基本単位および補助単位

量	名称	記号
長さ	メートル	m
質量	キログラム	kg
時間	秒	s
電流	アンペア	A
熱力学温度	ケルビン	K
物質質量	モル	mol
光度	カンデラ	cd
平面角	ラジアン	rad
立体角	ステラジアン	sr

表2 SIと併用される単位

名称	記号
分, 時, 日	min, h, d
度, 分, 秒	°, ', "
リットル	l, L
トン	t
電子ボルト	eV
原子質量単位	u

1 eV=1.60218×10⁻¹⁹J
1 u=1.66054×10⁻²⁷kg

表5 SI接頭語

倍数	接頭語	記号
10 ¹⁸	エクサ	E
10 ¹⁵	ペタ	P
10 ¹²	テラ	T
10 ⁹	ギガ	G
10 ⁶	メガ	M
10 ³	キロ	k
10 ²	ヘクト	h
10 ¹	デカ	da
10 ⁻¹	デシ	d
10 ⁻²	センチ	c
10 ⁻³	ミリ	m
10 ⁻⁶	マイクロ	μ
10 ⁻⁹	ナノ	n
10 ⁻¹²	ピコ	p
10 ⁻¹⁵	フェムト	f
10 ⁻¹⁸	アト	a

表3 固有の名称をもつSI組立単位

量	名称	記号	他のSI単位による表現
周波数	ヘルツ	Hz	s ⁻¹
力	ニュートン	N	m·kg/s ²
圧力, 応力	パスカル	Pa	N/m ²
エネルギー, 仕事, 熱量	ジュール	J	N·m
工率, 放射束	ワット	W	J/s
電気量, 電荷	クーロン	C	A·s
電位, 電圧, 起電力	ボルト	V	W/A
静電容量	ファラド	F	C/V
電気抵抗	オーム	Ω	V/A
コンダクタンス	ジーメンズ	S	A/V
磁束	ウェーバ	Wb	V·s
磁束密度	テスラ	T	Wb/m ²
インダクタンス	ヘンリー	H	Wb/A
セルシウス温度	セルシウス度	°C	
光度	ルーメン	lm	cd·sr
照射度	ルクス	lx	lm/m ²
放射能	ベクレル	Bq	s ⁻¹
吸収線量	グレイ	Gy	J/kg
線量等量	シーベルト	Sv	J/kg

表4 SIと共に暫定的に維持される単位

名称	記号
オングストローム	Å
バール	b
バール	bar
ガリ	Gal
キュリー	Ci
レントゲン	R
ラド	rad
レム	rem

1 Å=0.1nm=10⁻¹⁰m
1 b=100fm²=10⁻²⁸m²
1 bar=0.1MPa=10⁵Pa
1 Gal=1cm/s²=10⁻²m/s²
1 Ci=3.7×10¹⁰Bq
1 R=2.58×10⁻⁴C/kg
1 rad=1cGy=10⁻²Gy
1 rem=1cSv=10⁻²Sv

(注)

- 表1-5は「国際単位系」第5版, 国際度量衡局1985年刊行による。ただし, 1eVおよび1uの値はCODATAの1986年推奨値によった。
- 表4には海里, ノット, アール, ヘクトールも含まれているが日常の単位なのでここでは省略した。
- barは, JISでは流体の圧力を表わす場合に限り表2のカテゴリーに分類されている。
- E C閣僚理事会指令では bar, barnおよび「血圧の単位」mmHgを表2のカテゴリーに入れている。

換算表

力	N(=10 ⁵ dyn)	kgf	lbf
	1	0.101972	0.224809
	9.80665	1	2.20462
	4.44822	0.453592	1

圧	MPa(=10bar)	kgf/cm ²	atm	mmHg(Torr)	lbf/in ² (psi)
	1	10.1972	9.86923	7.50062×10 ³	145.038
力	0.0980665	1	0.967841	735.559	14.2233
	0.101325	1.03323	1	760	14.6959
	1.33322×10 ⁻⁴	1.35951×10 ⁻³	1.31579×10 ⁻³	1	1.93368×10 ⁻²
	6.89476×10 ⁻³	7.03070×10 ⁻²	6.80460×10 ⁻²	51.7149	1

粘度 1 Pa·s(N·s/m²)=10 P(ポアズ)(g/(cm·s))
動粘度 1 m²/s=10⁴St(ストークス)(cm²/s)

エネルギー・仕事・熱量	J(=10 ⁷ erg)	kgf·m	kW·h	cal(計量法)	Btu	ft·lbf	eV
	1	0.101972	2.77778×10 ⁻⁷	0.238889	9.47813×10 ⁻⁴	0.737562	6.24150×10 ¹⁸
	9.80665	1	2.72407×10 ⁻⁶	2.34270	9.29487×10 ⁻³	7.23301	6.12082×10 ¹⁹
	3.6×10 ⁶	3.67098×10 ⁵	1	8.59999×10 ⁵	3412.13	2.65522×10 ⁶	2.24694×10 ²⁵
	4.18605	0.426858	1.16279×10 ⁻⁶	1	3.96759×10 ⁻³	3.08747	2.61272×10 ¹⁹
	1055.06	107.586	2.93072×10 ⁻⁴	252.042	1	778.172	6.58515×10 ²¹
	1.35582	0.138255	3.76616×10 ⁻⁷	0.323890	1.28506×10 ⁻³	1	8.46233×10 ¹⁸
	1.60218×10 ⁻¹⁹	1.63377×10 ⁻²⁰	4.45050×10 ⁻²⁶	3.82743×10 ⁻²⁰	1.51857×10 ⁻²²	1.18171×10 ⁻¹⁹	1

1 cal= 4.18605J (計量法)
= 4.184J (熱化学)
= 4.1855J (15°C)
= 4.1868J (国際蒸気表)
仕事率 1 PS(馬力)
= 75 kgf·m/s
= 735.499W

放射能	Bq	Ci
	1	2.70270×10 ⁻¹¹
	3.7×10 ¹⁰	1

吸収線量	Gy	rad
	1	100
	0.01	1

照射線量	C/kg	R
	1	3876
	2.58×10 ⁻⁴	1

線量当量	Sv	rem
	1	100
	0.01	1