

ICRP

Publication 74

外部放射線に対する 放射線防護に用いる ための換算係数

外部放射線に対する 放射線防護に用いる ための換算係数

1995年9月にICRP及びICRUにより採択されたもの



Japanese Translation Series of ICRP Publications
Publication 74

This translation was undertaken by the following colleagues.

Translated by

Japan Radioisotope Association (Tatsuji HAMADA)

Reviewed by

Yasuhiro YAMAGUCHI, Hiroyuki MURAKAMI, Michio YOSHIZAWA

Supervised by

The Committee for Japanese Translation of ICRP Publications,
Japan Radioisotope Association

Hiromichi MATSUDAIRA* (Chair)	Tatsuji HAMADA (Vice-chair)	
Masami IZAWA**	Hideharu ISHIGURO	Jiro INABA*
Tomoko KUSAMA	Sukehiko KOGA**	Toshisou KOSAKO*
Yasuhito SASAKI*	Kazuyoshi BINGO	Tsuneo NUMAKUNAI
Kiyohiko MABUCHI*		

* ICRP member at the time.

** Former ICRP member.

邦訳版への序

本書は国際放射線防護委員会（ICRP）と国際放射線単位・測定委員会（ICRU）によって1995年9月に採択され、Publication 74として刊行された、両委員会の合同課題グループの報告書

Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation

(*Annals of the ICRP*, **26**, No.3/4 (1996))

を、ICRPの了解のもとに翻訳したものである。

下訳は日本アイソトープ協会において作成し、同協会のICRP勧告翻訳検討委員会において従来の訳書との整合性について調整を行うとともに、日本原子力研究所保健物理部にお願いして、下記の方々に詳細に吟味していただいた。ここに厚く謝意を表する次第である。

山口 恭弘, 村上 博幸, 吉澤 道夫

また、委員の稲葉次郎氏からは、原書の誤りについて修正の情報が寄せられ、それ以外にも40を超える明らかな誤りが認められたが、これらの誤りについてはとくにことわることなく訳文を修正してある。

本訳書に採用した訳語とその原語の主なものを下に記す：

protection quantity (防護量), operational quantity (実用量),
individual dose equivalent (個人線量当量), personal dose equivalent (個人線量当量)
conversion coefficient (換算係数), angular dependence factor (角度依存係数)
reference... (原則として標準的), anthropomorphic... (人体形状)

平成10年3月

ICRP 勧告翻訳検討委員会

日本アイソトープ協会
ICRP 勧告翻訳検討委員会

委員長	松平 寛通 (科学技術振興事業団)
副委員長	浜田 達二 ((財) 原子力安全研究協会)
委員	伊沢 正実 (元放射線医学総合研究所)
	石黒 秀治 (動力炉・核燃料開発事業団)
	稲葉 次郎 (放射線医学総合研究所)
	草間 朋子 (東京大学医学部)
	古賀 佑彦 (藤田保健衛生大学)
	小佐古敏荘 (東京大学原子力研究総合センター)
	佐々木康人 (放射線医学総合研究所)
	備後 一義 ((財) 放射線計測協会)
	沼宮内弼雄 ((財) 放射線計測協会)
	馬淵 清彦 ((財) 放射線影響研究所)

目次

はじめに	vii
序	ix
用語解説と量の定義	xi
1. 緒論	1
2. 外部放射線に対する放射線防護に用いられる諸量	5
2.1. 緒論	5
2.2. 外部放射線に対する放射線防護のための諸量の発展	6
2.2.1. 総論	6
2.2.2. 線量当量	6
2.2.3. 最大線量当量 (MADE)	7
2.2.4. 換算係数	7
2.2.5. 線量当量指標	8
2.2.6. 実効線量当量	8
2.2.7. 実用量	8
2.2.8. ICRP Publication 51	9
2.2.9. ICRP のパリ声明 (ICRP, 1985)	9
2.2.10. ICRU Report 40 (ICRU, 1986)	9
2.2.11. ICRP Publication 60	9
2.2.12. ICRU Report 47 及び 51	10
2.2.13. 要約	10
2.3. 吸収線量	10
2.3.1. 吸収線量	10
2.3.2. 吸収線量の分布	11
2.3.3. 平均吸収線量	11
2.4. 放射線についての荷重	11
2.4.1. 総論	11
2.4.2. 防護量に対する放射線荷重	12
2.4.3. 電子及び光子に対する放射線荷重係数	12
2.4.4. 中性子に対する放射線荷重係数	13
2.4.5. 実用量に対する放射線荷重	13
2.4.6. $Q(L) - L$ 関係	13

2.4.7.	平均線質係数 \bar{Q}	14
2.4.8.	阻止能	15
2.5.	放射線防護量	16
2.5.1.	総論	16
2.5.2.	臓器吸収線量	16
2.5.3.	等価線量	17
2.5.4.	実効線量	17
2.6.	実用量	18
2.6.1.	総論	18
2.6.2.	線量当量	19
2.6.3.	場所のモニタリングのための実用量	19
2.6.4.	個人モニタリングのための実用量	20
3.	人体中及び人体形状モデルとその他のモデル中における吸収線量分布の決定	23
3.1.	緒論	23
3.2.	放射線場	24
3.3.	人体のモデルとファントム	26
3.3.1.	標準人	26
3.3.2.	単純なファントム	26
3.3.3.	人体形状モデル	27
3.4.	吸収線量分布の計算方法	29
3.4.1.	緒論	29
3.4.2.	輸送コード：一般的特徴と特別なコード	30
3.5.	照射ジオメトリー	35
3.5.1.	総論	35
3.5.2.	ICRU球について用いられるジオメトリー	36
3.5.3.	ICRUスラブについて用いられるジオメトリー	37
4.	換算係数	39
4.1.	緒論	39
4.2.	総論	39
4.2.1.	放射線エネルギースペクトル及び混合放射線場	40
4.3.	光子に対する換算係数	40
4.3.1.	緒論	40
4.3.2.	光子に対する特別な考察	41

4.3.3. 計算方法	41
4.3.4. 利用できるデータ	42
4.3.5. 換算係数と解析	45
4.4. 中性子についての換算係数	56
4.4.1. 緒論	56
4.4.2. 中性子に対する特別な考察	56
4.4.3. 計算方法	57
4.4.4. 利用できるデータ	62
4.4.5. 換算係数と解析：防護量	66
4.5. 電子についての換算係数	80
4.5.1. 緒論	80
4.5.2. 電子についての特別な考察	80
4.5.3. 計算方法	80
4.5.4. 利用できるデータ	81
4.5.5. 換算係数と解析：防護量	82
5. 諸量の間関係	93
5.1. 緒論	93
5.2. 防護量と実用量における変更	93
5.2.1. 総論	93
5.2.2. 防護量	93
5.2.3. 実用量	102
5.3. 防護量と実用量との間関係：実用量の性能	105
5.3.1. 総論	105
5.3.2. 場所のモニタリング	108
5.3.3. 個人モニタリング	111
5.3.4. 要約	122
5.4. 一般的結論	123
引用文献	125
付属書	139
付属書1 図	145
付属書2 表	179

はじめに

国際放射線防護委員会(ICRP)の1977年勧告につづいて、国際放射線単位・測定委員会(ICRU)は、ICRPによって人体中に特定された、しばしば防護量と呼ばれる線量計測量を補足するため、一組の測定可能な実用量を開発した。ICRP 1990年勧告は、これらの防護量の規定にいくつかの変更を加えた。

その結果、実用量が防護量をなお十分に代表しているかどうかを決めることを主目的とした、ICRPとICRUの合同課題グループが設置された。その結論は、放射線防護上重要でないいくつかの例外はあるが、実用量は引き続きその目標を達成している、ということである。

この報告書は、放射線防護に携わる人々の助けとなるように、場の量、実用量及び防護量を結ぶ、広汎かつ権威あるデータセットを提供するものである。

両委員会により承認された最終報告書は、*Annals of the ICRP* と ICRU Report 中に公表することが同意された。

序

この報告書は国際放射線防護委員会(ICRP)と国際放射線単位・測定委員会(ICRU)の合同課題グループにより作成されたものである。この合同課題グループに付託された事項は緒論(第1章)の中に論じられている。

合同課題グループの構成員はつぎのとおりであった：

正メンバー

R. H. Thomas (委員長)

L. W. Brackenbush

J-L. Chartier

M. J. Clark

G. Dietze

G. Drexler

H. G. Menzel

通信メンバー

R. Griffith

B. Grosswendt

N. Petoussi-Henss

B. R. L. Siebert

M. Zankl

合同課題グループの期間中、ICRP 専門委員会 2 の構成はつぎのとおりであった：

A. Kaul (委員長)

A. Bouville

X. Chen

F. T. Cross

G. Dietze

K. F. Eckerman

F. A. Fry

J. Inaba

I. A. Likhtarev

H. Métivier

H. G. Paretzke

A. R. Reddy

M. Roy

J. W. Stather

D. M. Taylor

R. H. Thomas

この報告書のICRU側の責任者は

R. S. Caswell

P. M. DeLuca

であった。

この報告書の作成中におけるICRPの構成はつぎのとおりである：

R. H. Clarke (委員長)

C. B. Meinhold (副委員長)

D. Beninson

H. J. Dunster

L. A. Ilyin

W. Jacobi

A. Kaul

D. Li

J. Liniacki

H. Matsudaira

F. Mettler

W. K. Sinclair

H. P. Jammet †

H. Smith (科学書記)

この報告書の作成中における ICRU の構成はつぎのとおりである：

A. Allisy (委員長)

M. Inokuti

A. Wambersie (副委員長)

I. Isherwood

R. S. Caswell (書記)

H. G. Menzel

P. M. DeLuca

H. G. Paretzke

K. Doi

H. H. Rossi

L. Feinendegen

G. F. Whitmore

W. R. Ney (書記補)

用語解説と量の定義

吸収線量 (Absorbed Dose)

記号 D で表される吸収線量は $d\bar{\epsilon}$ を dm で割った商であり、ここで $d\bar{\epsilon}$ は電離放射線により質量 dm の物質に付与された平均エネルギーである。すなわち、

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

吸収線量の単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

周辺線量当量 (Ambient Dose Equivalent)

記号 $H^*(d)$ で表される、ある放射線場の1点における周辺線量当量は、ICRU球の整列場に向向する半径上の深さ d において、ICRU球中の対応する拡張・整列場により作られる線量当量である。周辺線量当量の単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

方向性線量当量 (Directional Dose Equivalent)

記号 $H(d, \Omega)$ で表される、ある放射線場の1点における方向性線量当量は、ICRU球の特定された方向 Ω の半径上の深さ d において、ICRU球中の対応する拡張場により作られる線量当量である。方向性線量当量の単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

線量当量 (Dose Equivalent)

記号 H で表される線量当量は組織中の一点における Q と D の積であり、ここで D はその点における吸収線量、また Q は線質係数である。すなわち、

$$H = QD$$

線量当量の単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

線量当量指標 (Dose Equivalent Index)¹, H_I

線量当量指標は、この量が割り当てられる空間中の点に中心を置くICRU球内の最大線量当

¹もはや用いられなくなった量であるが、完全を期するためここに含めた。

量である。厚さ0.07 mmの外殻部分は無視する。限定されない線量当量指標と呼ばれたこともある（ICRU, 1980参照）（深部線量当量指標と表層部線量当量指標の定義についてはICRU, 1988も参照）。

実効線量（Effective Dose）

実効線量は各組織又は臓器の線量当量の各々に、該当する組織荷重係数を乗じて合計したものである。次式で与えられる：

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

ここで、 H_T は組織又は臓器Tの等価線量、 w_T は組織Tの組織荷重係数（表3参照）。実効線量はまた、人体のすべての組織・臓器における、二重に荷重された吸収線量の合計として表すこともできる。

実効線量当量（Effective Dose Equivalent）

H_E で表される実効線量当量は、組織又は臓器の荷重係数でそれぞれ荷重された平均線量当量の荷重平均である。すなわち

$$H_E = \sum_T w_T H_T$$

ここで、 H_T は組織の平均線量当量、 w_T はICRPにより以前勧告された、組織Tに対する組織荷重係数（表1参照）である。

付与されたエネルギー（Energy Imparted）

電離放射線により、ある体積中の物質に付与されたエネルギーは、記号 ε で表され、次式で与えられる：

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q$$

ここで、 R_{in} はその体積に入射する放射エネルギー、すなわちその体積に入射するすべての荷電及び非荷電電離性粒子のすべてのエネルギー（静止エネルギーを除く）の合計、 R_{out} はその体積から放出される放射エネルギー、すなわちその体積から出てゆくすべての荷電及び非荷電電離性粒子のすべてのエネルギー（静止エネルギーを除く）の合計、また ΣQ はその体積中で起こる任意の相互作用における原子核と素粒子の静止質量エネルギーのすべての変化、である。（この合計においては、減少は（+）、増加は（-）で示されている）。 ε の期待値は付与された平均エネルギーという名前で、記号 $\bar{\varepsilon}$ で表されるが、これは吸収線量 D の定義と密接に関

係している。

等価線量 (Equivalent Dose)

記号 $H_{T,R}$ で表される等価線量は、臓器又は組織の吸収線量に、該当する放射線荷重係数 (表2参照) を乗じたものである。すなわち、

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ は放射線 R による吸収線量を組織又は臓器 T にわたって平均したもの、また w_R は放射線 R に対する放射線荷重係数である。放射線場がいろいろな値の w_R を持つ放射線から成っているときは、吸収線量を複数のブロックに分け、それぞれにその w_R の値を乗じて合計することによって、総等価線量が決まる。すなわち、

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

等価線量の単位はキログラムあたりのジュール ($J\ kg^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

フルエンス (Fluence)

フルエンスは記号 Φ で表され、 dN を da で割った商である。ここで dN は断面積 da の球に入射する粒子の数である。すなわち、

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

透過性個人線量当量 (Individual Dose Equivalent, penetrating), $H_p(d)$

透過性個人線量当量は身体上の特定された点の深さ d における軟組織中の線量当量であり、強透過性放射線に適用する (個人線量当量で置き換えられた。以下参照)。

表層部個人線量当量 (Individual Dose Equivalent, superficial), $H_s(d)$

表層部個人線量当量は身体上の特定された点の深さ d における軟組織中の線量当量であり、弱透過性放射線に適用する (個人線量当量で置き換えられた。以下参照)。

カーマ (Kerma), K

カーマは dE_{tr} を dm で割った商であり、ここで dE_{tr} は質量 dm の体積要素中で非荷電電離性粒子により生成されたすべての荷電電離性粒子の初期運動エネルギーの合計である。すなわ

ち,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

カーマの単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

線エネルギー付与 (Linear Energy Transfer)

ある荷電粒子に対するある物質中の線エネルギー付与又は線衝突阻止能 L は、 dE を dI で除した商である。ここで、 dE は距離 dI を横切る間に電子との衝突によってその粒子が失った平均エネルギーである。すなわち、

$$L = \frac{dE}{dI}$$

実用量 (Operational Quantity)

実用量とは、それを測定することによって、防護体系に適合することが立証されるような量である。実用量の例は周辺線量当量、方向性線量当量及び個人線量当量である。

臓器線量 (Organ Dose)

放射線防護の目的のための臓器線量は、人体の特定された組織又は臓器 T における平均吸収線量 D_T であって、次式で与えられる：

$$D_T = (1/m_T) \int_{m_T} D dm \quad \text{又は} \quad = \varepsilon_T / m_T$$

ここで、 m_T は組織又は臓器の質量、 D は質量要素 dm の吸収線量、また ε_T はその組織又は臓器に付与された全エネルギーである。

個人線量当量 (Personal Dose Equivalent)

記号 $H_p(d)$ で表される個人線量当量は、人体上の特定された点の深さ d における軟組織中の線量当量である。個人線量当量の単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

防護量 (Protection Quantities)

ICRP により人体中に特定された線量計測量である。防護量の例は実効線量及び等価線量である。

線質係数 (Quality Factor)

水中の限定されない線エネルギー付与 L の関数 Q である。 L の関数としての $Q(L)$ の値はつぎの関係にあることが $ICRP Publication 60$ (ICRP, 1991a) に示されている：

$$\begin{aligned} Q(L) &= 1 && (L < 10) \\ Q(L) &= 0.32L - 2.2 && (10 \leq L \leq 100) \\ Q(L) &= 300/\sqrt{L} && (L > 100) \end{aligned}$$

ここで、 L は $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$ で表されている。

特定の組織又は臓器 T における平均線質係数 Q_T は次式で与えられる：

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} Q D dm$$

ここで、 D_T はその組織又は臓器の平均吸収線量、 m_T はその質量、また Q と D はそれぞれ、質量要素 dm 中の線質係数及び吸収線量である。

生物効果比 (Relative Biological Effectiveness), RBE_M

すべての他の条件を一定にしたとき、基準放射線の吸収線量と、着目する放射線が同じレベルの応答を生じるのに必要な吸収線量との比である。添字 M は確率的影響に関係し、低線量における最大値であることを示す。

放射線荷重係数 (Radiation Weighting Factor)

w_R で表される係数で、組織又は臓器の吸収線量にそれを乗じることにより、中性子及び α 粒子が低LET放射線に比べて高い RBE_M を持つことを反映する。表2に、ICRPが現在勧告している放射線防護目的のために用いる放射線荷重係数の値を示す。

中性子に対する放射線荷重係数の計算に連続関数が必要なときには、つぎの近似を用いることができる：

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

ここで、 E_n はMeVで表された中性子エネルギーである。この関係に何らかの生物学的意味をつけるつもりはない。これは単に計算上の道具である。

この表に含まれていない種類とエネルギーの放射線に対しては、ICRU球中の深さ10 mmにおける \bar{Q} を計算することによって w_R の近似値が得られる：

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D(L) dL$$

ここで、 $D(L) dL$ は、線エネルギー付与 L と $L + dL$ の間での、深さ10 mmにおける吸収線量であり、 $Q(L)$ は深さ10 mmにおける線質係数である[ICRP Publication 60, A14項 (ICRP, 1991a)]。¹

組織荷重係数 (Tissue Weighting Factor), w_T

いろいろな組織及び臓器の被ばくに由来する相対的な確率的損害を考慮するために、ある組織又は臓器の等価線量に乗じる係数である。(ICRPが現在勧告している組織荷重係数については表3を参照)。

¹記号 $D(L)$ は線エネルギー付与が L と $L + dL$ の間の吸収線量としてICRPにより歴史的に用いられてきた。ICRUは同じ量に D_L を用いている。両方の例において、もっとよく使われる数学記号は dD/dL であろう。

表1 組織荷重係数 (ICRP Publication 26)^a

組織又は臓器	組織荷重係数 w_T
生殖腺	0.25
骨髄(赤色)	0.12
肺	0.12
乳房	0.15
甲状腺	0.03
骨表面	0.03
残りの臓器・組織	0.30

^a ICRP (1977); “残りの臓器”のさらなる詳細については ICRP Publication 26の105項を参照。

表2 放射線荷重係数の数値 (ICRP Publication 60)^a

放射線の種類とエネルギーの範囲	放射線荷重係数 w_R
光子, すべてのエネルギー	1
電子及びミュー粒子, すべてのエネルギー ^b	1
中性子, エネルギーが10 keV未満のもの	5
/ 10 keV以上100 keVまで	10
/ 100 keVを超え2 MeVまで	20
/ 2 MeVを超え20 MeVまで	10
/ 20 MeVを超えるもの	5
反跳陽子以外の陽子, エネルギーが2 MeVを超えるもの	5
アルファ粒子, 核分裂片, 重原子核	20

^a ICRP (1991a)。

^b DNAに結合した原子から放出されるオージェ電子を除く。これについては特別なマイクロシメトリの考察が必要である。

表3 組織荷重係数^a

組織又は臓器	組織荷重係数 w_T
生殖腺	0.20
骨髄(赤色)	0.12
結腸	0.12
肺	0.12
胃	0.12
膀胱	0.05
乳房	0.05
肝臓	0.05
食道	0.05
甲状腺	0.05
皮膚	0.01
骨表面	0.01
残りの臓器・組織	0.05

^a さらなる詳細については ICRP Publication 60表2の脚注を参照。

1. 緒 論

(1) この報告書は1991年の後半に設置された外部放射線に対する放射線防護のための線量関連量に関する合同課題グループの仕事の要約である。このグループは国際放射線防護委員会(ICRP)と国際放射線単位・測定委員会(ICRU)の両方により任命された。

(2) 1990年にICRPは、*ICRP Publication 26* (ICRP, 1977)の勧告及びこれを補足する声明(ICRP, 1978, 1980, 1985)に含まれた勧告に替わる新しい基本勧告を承認した。*ICRP Publication 60* (ICRP, 1991a)に公表されたこの新しい勧告には、放射線防護に用いるための新しい量が含まれている。これらの新しい量については、人体の内部と外部にある電離放射線源による被ばくに対する防護に使用される基本的データの多くを再検討することが必要である。この報告書は外部被ばくに関連する事項のみにかかわるものである。

(3) 29項にいくらか詳しく説明するように、放射線防護には2組の量が重要である。たとえば、線量限度は**防護量**で表され、その限度が遵守されていることは該当する**実用量**の測定によって立証される。

(4) 新しいICRP勧告の一つの特徴は、放射線の種類に対する荷重について、*ICRP Publication 26*の勧告とはかなり違った勧告をしているという点である。*ICRP Publication 26*には線質の違いを考慮するために**線質係数**が与えられていた。この線質係数は、測定手段又は $Q(L)-L$ 関係¹を用いる計算のいずれかによる線量当量の算定を容易にすることを意図したものであった。ICRUは線質係数を実用量の定義に用いていたし、いまだに用いている。*ICRP Publication 26*の勧告とは対照的に、*ICRP Publication 60*では防護量を導くために放射線荷重係数 w_R の使用を決めた。ICRPはさらに、*ICRP Publication 60*に与えられた改訂された $Q(L)-L$ 関係を用いて計算すれば、ICRUの実用量は等価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た。(ICRP *Publication 26*と*60*における2つの $Q(L)-L$ 関係の数値の内訳は異なっている。)この報告書の重要な任務の一つは、これらすべての変更の意味合いと影響を説明することである。

(5) ICRUの主な目標の一つは、放射線防護の分野における放射線と放射能の量と単位に対し、国際的に容認できる勧告を策定することである。この点において、ICRUはICRPと密接に協力しながらその仕事を進めている。

¹この報告書を通じて、水中の限定されない線エネルギー付与 L_∞ を意味するのに、簡単のため L を用いる。

2 1. 緒 論

(6) 合同課題グループに付託された内容¹はつぎのとおりであった：

- ・標準人，及び15歳児，5歳児，3ヶ月児についての，いろいろな放射線及びエネルギーに対するフルエンスから実効線量及び実効線量当量への換算係数の計算；
- ・フルエンスから周辺線量当量，方向性線量当量，透過性個人線量当量，及び表層部個人線量当量への換算係数の計算²；及び
- ・これら2組の計算の間の関係の詳細な論議。

(7) 放射線防護に用いるため現在勧告されているのは，つぎの3つの主な防護量である：

- ・ある一つの臓器又は組織の平均吸収線量 D_T ；
- ・ある一つの臓器又は組織の等価線量 H_T ；及び
- ・実効線量 E 。

(8) これらの量は用語解説に定義され，第2章で詳細に論議されている。防護量は直接測定することはできないが，計算によって被ばくの起こる放射線場に関係づけられる。ICRUは，防護量と放射線場との橋渡しをするために，外部放射線による被ばく量の測定のための実用量を開発した。この実用量は *ICRU Report 39* (ICRU, 1985) に初めて定義され，その後定義の変更がなされて *ICRU Report 47* (ICRU, 1992a) に述べられている。これらの実用量は，実効線量当量 H_E を測定するため *ICRP Publication 26* (ICRP, 1977) で設定された要求に応じて，ICRUが開発したものである。課題グループの仕事の主要な面は，これらの実用量が実効線量 E のモニタリングに今なお適切かどうかを決めることであった（この論議については第5章を参照）。

(9) 物理的測定のためにICRUが定義した線量当量の実用量はつぎのとおりである：

- ・周辺線量当量 $H^*(d)$ ；
- ・方向性線量当量 $H(d, \Omega)$ ；
- ・個人線量当量 $H_p(d)$ 。

(10) 放射線防護上の線量計測に用いられるその他の関連量も含むこれらの実用量については，*ICRU Report 51* (ICRU, 1993b) に述べられている（この報告書の第2章及び用語解説も参照）。

(11) この報告書の目的は，防護量と実用量の2つのセットに対する換算係数を提供し，それらの関連を調べることである。換算係数は，いろいろな人体形状モデル（数学モデル）と測定用ファントムにおいて，理想化されたジオメトリー及び単一エネルギーの放射線について求められている。ここに示すデータは，防護量と実用量の間の比較の根拠を提供し，これらの

¹合同課題グループへの付託内容はICRPとICRUとで少し異なっていた。この報告書の内容は両方の付託を合わせたものである。

²命名法のその後の変更を考慮すると，この文章は現在では“フルエンスから周辺線量当量，方向性線量当量，及び個人線量当量”と書かれることになる。

量に対する新しい勧告の影響を調べることを意図したものである。合同課題グループによるデータの検討により、放射線防護における線量計測に適用する権威がありかつ安定したデータセットが提供される。さらに、ここに与えるデータは校正プログラムを確立する根拠にもなる。しかしながら、あとのほうの話題をここで詳しく論議するつもりはない。関心のある読者は国際標準化機構（ISO）の該当する報告書を参照されたい。

(12) この報告書にあるデータは、*ICRP Publication 26* (ICRP, 1977) と *ICRU Report 39* (ICRU, 1985) の中で以前に勧告された線量計測量に対して換算係数を与えた *ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) 及び *ICRU Report 43* (ICRU, 1988) にある内容の多くを改訂し、またこれに替わるものである。

(13) この報告書を形作っている以下の4章の簡単な概要はつぎのとおりである：

- ・ **第2章**では放射線防護に用いられる諸量が定義され、これらの量の間の相互関係の論議がそれに続く。防護量と実用量の両方の理論的根拠の記述に重点が置かれている。
- ・ **第3章**は必要な量を計算するために用いられる方法の簡単な要約である。
- ・ **第4章**には自由空気中の空気カーマ又は粒子フルエンスを、防護量及び実用量に関係づける換算係数が示されている。換算係数が与えられているのは、それぞれ臓器吸収線量、実効線量、周辺線量当量、方向性線量当量、及び個人線量当量である。これらのデータは、限定されたエネルギー範囲といくつかの照射ジオメトリーにおける、単一エネルギーの光子、中性子、及び電子について与えられている。
- ・ **第5章**では防護量と実用量の間の関係が解析され、放射線防護のために勧告された換算係数の意味合いが論議されている。この解析には2つの面があり、最初にICRPの新勧告におけるいろいろな変更が防護量と実用量の2つのセットに与える影響が論議され、2番目に外部放射線による被ばくを *ICRP Publication 60* に定義される防護量でモニタリングするさいの実用量の性能が検討されている。この検討は、現在定義されている実用量のセットは *ICRP Publication 26* に勧告された防護量をモニタするために設計されており、*ICRP Publication 60* の新しい体制におけるこれらの実用量の性能を理解することが必要であることから、とくに重要である。

2. 外部放射線に対する放射線防護に用いられる諸量

2.1. 緒 論

(14) 放射線防護に用いるため、2つのタイプの量がとくに定義されている。すなわち、ICRPが定義する防護量とICRUが定義する実用量である。ICRP *Publication 60* (ICRP, 1991a)に勧告されている防護量の最近のセットには、実効線量 E と臓器等価線量 H_T が含まれる。これらの量は直接には測定できないが、照射条件がわかっているならば、計算によって求めることができる。

(15) ICRUは場所と個人のモニタリングのための実用量のセットを定義した。これらの量はICRP *Publication 26* (ICRP, 1977)の勧告に応じて開発されたもので、当時あった防護量の推定値を提供し(ICRU, 1985, 1993b)、モニタリングに用いられる線量計のための校正量として使えるように考案されていた。場所のモニタリングに対しては、該当する実用量は周辺線量当量 $H^*(d)$ と方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ である。個人モニタリングに対しては、個人線量当量 $H_p(d)$ が適切な実用量である。これらの実用量は用語解説に定義されている。

(16) これらの防護量と実用量の発展によって、図1に図式で示された互いに関係する量の体系が導かれた。これらの量の開発の簡単な歴史をつぎの2.2節に述べてある。

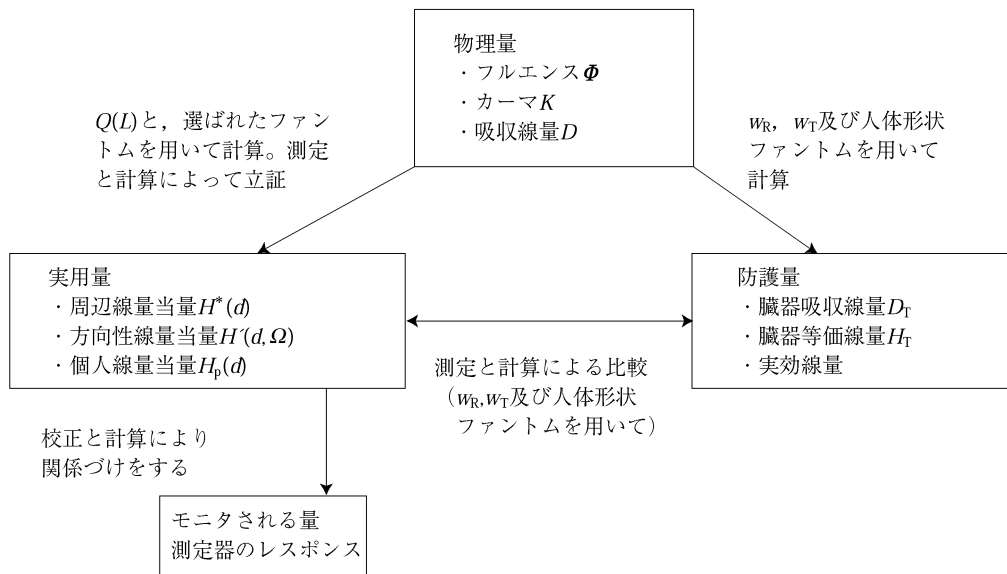


図1 放射線防護モニタリングの目的のための諸量間の関係

(17) 防護量と実用量の両方は、基本物理量であるフルエンス Φ 、自由空気中の空気カーマ¹ K_a 、及び組織吸収線量 D と関係づけることができる (ICRU, 1980, 1993b)。これらの物理量と実用量とは外部放射線を測定するための基礎である。測定器や線量計の校正のため、これらの量で規定され、記述された諸標準及び標準的な放射線場は、国及び国際的な標準研究所において維持されている。

(18) 実用量と防護量を物理量に関係づける換算係数²は、放射線輸送コードと適切な数学モデルを用いて計算されている。これらの輸送コードについては第3章に述べ、その特定の応用を第4章で論議する。

(19) この報告書は計算されたデータを提供し、物理量と防護量及び実用量との間の数値的關係を示す。これらの関係は表と図の形で第4章とその付属書に示されており、そこには防護量及び実用量を物理量と結ぶ換算係数 E/Φ 、 H/Φ 、 E/K_a 及び H/K_a が与えられている。

2.2. 外部放射線に対する放射線防護のための諸量の発展

2.2.1. 総論

(20) 最も昔の放射線防護量のうちのいくつかは、場の量で直接表されていた。決定臓器³の概念が導入されてからの1950年代以降、人体内の吸収線量（及び他の線量関連量）に対する放射線場のパラメータを、放射線被ばくの条件に関係づける必要が生じた。防護量と実用量の間の歴史的な関係を考察するこの短い回顧は、過去35年間における発展に限ったものである。これらの量の2つのセットの間の歴史的関係はたがいに密に絡み合っている。

(21) 防護量は線量当量概念から始まり、実効線量当量を経て、現在勧告されている実効線量へと発展した。実用量は最大線量当量 (MADE) に始まり、線量当量指標を経て、現在勧告されている周辺線量当量、方向性線量当量、及び個人線量当量へと発展した。

2.2.2. 線量当量

(22) 線量当量は、RBE (ICRP/ICRU, 1963) に代わって線質係数 Q が導入されたのに伴い、その前身であるRBE線量の場合と同様のやり方で定義された。線量当量 DE はつぎの形で表された：

¹自由空気中の空気カーマという量は、しばしば単に“空気カーマ”と呼ばれる。空気カーマには空気以外の、たとえば水ファントム中のもものもあろうるので、このような用法は混乱を招くことがある。状況が明確でない限り、通常は完全な用語で書くほうがよい。

²換算係数 (conversion coefficient) は物理的次元を持っているので、この報告書では以前の科学文献に用いられていた用語 (conversion factor) よりもこちらを用いることとする。

³ICRP 1958年勧告では、造血臓器、生殖腺及び眼の水晶体が全身被ばくの場合の決定臓器とみなされていた (ICRP, 1958)。

$$(DE) = D(QF)(DF)...^1 \quad (2.1)$$

ここで、 D はいくつかの“修飾因子”で修飾される、着目する組織中の吸収線量であった。“線質係数” (QF) と “線量分布係数” (DF) という2つの修飾因子しか特定されていないので、これは大まかな定義であった。線量分布係数と、定義中に示されたその他の修飾因子はのちに廃止された。

2.2.3. 最大線量当量 (MADE)

(23) 線量当量に対応する実用量はMADEとして非公式に知られるようになり、のちにICRUにより採用された (ICRU, 1971; PattersonとThomas, 1973)。防護は、1点で定義される量²である DE のファントム中の深さ方向の分布を決め、分布の最大値 (MADE) をあらかじめ規定された決定臓器の線量と比べることで差支えないとされた。吸収線量の分布が体内で急に下がるような低エネルギー放射線に対しては、体表面の近い臓器のみが照射される。したがって、このやり方は保守的である。

2.2.4. 換算係数

(24) 中性子フルエンス率を最大線量当量率に関係づける換算係数は、*NCRP Report No.20* (NCRP, 1957) では30 MeVまでの中性子に対して与えられていた。ICRPは、*ICRP Publication 4* (ICRP, 1964) において初めて中性子に対するフルエンスから線量当量への換算係数を勧告し、中性子エネルギー1 GeVまで勧告の幅を広げた。勧告は*ICRP Publication 15* (ICRP, 1970) とその補遺である*ICRP Publication 21* (ICRP, 1973) でも拡張された。*ICRP Publication 15*はつぎのように明確に述べている：“線質係数と吸収線量の算定値を用いて線量当量を推定する別のやり方は、換算係数を用いて生体に入射する粒子フルエンスを直接変換する方法である。”*ICRP Publication 21*は、広いエネルギー範囲にわたる電子、中性子、光子及び陽子についての“平均線質係数”³ \bar{Q} の値を与えたのに加えて、MADEの推定を容易にすることを意図した換算係数も勧告した。

¹この式にある数学記号は今では使われていない。しかし、引用文献中には用いられているので、ここに残しておいた。とくに、記号 QF は線質係数として用いられている。この報告書の大部分を通じて、現在使われている記号である Q と $Q(L)$ を線質係数として用いる。

²実際上、この量は組織の小さな体積 (通常 1cm^3) について平均されている。

³この報告書を通じて一貫させるため、“平均 (mean) 線質係数” \bar{Q} を用いる。文献に用いられた他の用語には“平均 (average) 線質係数”，またときには“実効線質係数”がある。読者はこれらの用語が用いられている文脈を確認すべきである。すなわち、それらはときには互換性があるが、“実効線質係数”は文献の中でいろいろなふうに使われている。

2.2.5. 線量当量指標

(25) MADEの計算には水、ポリスチレン及びいわゆる“標準組織”[ICRU組織の前身、用語解説及び*ICRU Report 33* (ICRU, 1980) 参照]のような組織に似た物質の半無限平板を含む多くのいろいろなファントムが用いられた。いくつかの計算は有限ファントム（たとえば直方体、正円柱、及び楕円柱）について行われている。換算係数の計算を標準化するため、ICRUはファントムとしてICRU球を選択して規定し、球体内のMADEが線量当量指標としてもっと厳密に定義されることになった (ICRU, 1976) (この報告書の用語解説を参照)。

2.2.6. 実効線量当量

(26) *ICRP Publication 26*の中でICRPはその基本勧告を改訂し、内部線量評価において用いるべき防護量として実効線量当量の概念の前身を導入した (ICRP, 1977)。ICRPのストックホルム声明 (ICRP, 1978) では、実効線量当量 H_E は次式で定義された：

$$H_E = \sum_T w_T H_T \quad (2.2)$$

ここで、 T は人体のある組織又は臓器を表し、 H_T は組織 T の線量当量、また w_T は委員会の定める荷重係数である (ICRP, 1977)。

(27) 実効線量当量の意図は、不均等被ばくをそれと等価な全身被ばくで表すことであった。実効線量当量の概念はもともと内部線量評価のために考えられたものであったが、のちには外部放射線被ばくにも適用されるようになった。

(28) 線量当量指標は当初、*ICRP Publication 26*で外部放射線被ばくに対し推奨される選ばれた実用量として残った。

2.2.7. 実用量

(29) 実効線量当量の概念が外部放射線被ばくに拡張された後の1979年に、ICRUは人体外の電離放射線源による被ばくからの線量当量を決める方法を研究するための委員会を設置した。実用量に望まれる性質の検討に基づいて、同委員会は放射線防護モニタリングのため指標量を2つの量すなわち周辺線量当量 H^* と方向性線量当量 H' で置き換えることを勧告した。また、同委員会は、個人モニタリングのために透過性個人線量当量 H_p と表層部個人線量当量 H_s の2つの量の採用も勧告した。(これらの量はこの報告書の用語解説に定義がある)。ICRUはこの勧告を受け入れ、*ICRU Report 39*と*43* (ICRU, 1985, 1988) を刊行した。ICRUが現在勧告しているすべての実用量の完全かつ最新の集録は*ICRU Report 51* (ICRU, 1993b) にある。

2.2.8. ICRP Publication 51

(30) これらの発展と平行して、ICRPは *ICRP Publication 21* の改訂版の準備を始め、最終的に *ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) として刊行した。この改訂報告書は、*ICRP Publication 21* のデータとその根底にある取り組み方を、*ICRP Publication 26* (ICRP, 1977) で出された基本放射線防護勧告及びその後の変更 (ICRP, 1978, 1980, 1985) に適合するように改め、また実用量に関するICRUの勧告における発展を考慮に入れることを意図したものであった。

2.2.9. ICRPのバリ声明 (ICRP, 1985)

(31) 中性子のRBEに関する新しい情報に応じてICRPは声明を出し、その中で中性子の場合にはつぎの勧告をした—“ Q を2倍にする。中性子の \bar{Q} に許されていた近似値はこうして10から20に変わる。この変更は中性子に限られ、当面 Q に関するそのほかの変更は勧告しない。” *ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) に与えられた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することによって了解された。

2.2.10. ICRU Report 40 (ICRU, 1986)

(32) 1986年にICRUは、“放射線防護における線質係数”と題するICRPとICRUの合同課題グループの勧告を *ICRU Report 40* として刊行した (ICRU, 1986)。この報告書には、放射線防護における線質係数の役割と、RBE、線エネルギー付与及び線エネルギーとの関係がいくらか詳細に論じられている。

(33) この報告書の重要な勧告の一つは、当時勧告されていた \bar{Q} の値はすべての種類の放射線に対し同程度の防護を提供していないという理由で、中高LET放射線に対する線質係数の勧告値の変更が示されたことである。課題グループはICRU組織の球 (直径1 μm) 内における線エネルギーで線質を規定するほうを選び、線エネルギーとLETの関係を提供した。さらに、線質係数 Q と線エネルギーとの数値的關係も提案した。

(34) *ICRU Report 40*にある勧告は、ICRPが *ICRP Publication 60* (ICRP, 1991a) として刊行した新しい基本勧告を策定するさいにも考慮された。

2.2.11. ICRP Publication 60

(35) *ICRP Publication 60*では外部放射線の線量計測について重要な変更がいくつか導入された。これらの変更はこの節及び *ICRP Publication 60*の3-5節に詳しく論議されている。この改訂された基本勧告の刊行とともに、1977年に起こったと同様の状況が生まれ、*ICRP Publication 21*を改訂する必要があったと同じく、今回 *ICRP Publication 51*を、そのデータと

根底にあるアプローチを *ICRP Publication 60* として刊行された基本放射線防護勧告に合うように改訂する必要がある。現行の ICRU の実用量は *ICRP Publication 26*（及びその後の変更）にある防護量をモニタするために規定されたものであり、そのことはまた *ICRP Publication 51* のデータにも反映されているので、この検討は二重に重要である。

2.2.12. ICRU Report 47 及び 51

(36) *ICRU Report 51* は、*ICRU Report 39* と *43* で導入された透過性及び表層部個人線量当量を個人線量当量で置き換えることによって個人モニタリング用の量を単純化した (ICRU, 1993b) (この報告書の用語解説を参照)。*ICRU Report 47* の示唆するところでは、標準的な条件 (たとえば単一方向放射線ビームの前方入射) での電子及び光子に対する線量計校正の目的には、ICRU 組織等価物質の $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ のスラブ中の線量当量は、体幹部の 10 mm 深さにおける個人線量当量を推定するのに適切な人体の後方散乱の近似を与える (ICRU, 1992a)。

2.2.13. 要約

(37) *ICRP Publication 26* と *60* の間の 14 年の期間中、ICRU は 1985 年に初めて導入した線量計測の開発を続けてきた。*ICRP Publication 60* の勧告中に含まれる線量計測の基本的な概念的枠組みは、*ICRP Publication 26* にあるそれとはかなりの違いを示している。さらに、必要な吸収線量 (及び線量関連量) の分布を決めるために用いられる数学モデル、輸送コード、及び物理データベースは著しく改良されたので、*ICRP Publication 51* のデータを再検討することは有意義である。

2.3. 吸収線量

2.3.1. 吸収線量

(38) 吸収線量は、電離放射線によって物質のある特定された体積要素中に付与された平均エネルギーを、その体積中の物質の質量で除した商である (この報告書の用語解説を参照)。この量は、電離放射線の影響と関連付けられる物理的尺度を提供する意図を持って定義されている。たとえば、吸収線量は人体の組織又は臓器あるいは実用量を定義するために用いられるファントム (数学モデル) 中の 1 点において定義される (ICRU, 1993b)。吸収線量が組織及び臓器にわたって平均される場合、その吸収線量は防護量を定義するのに使用される (ICRP, 1991a)。

2.3.2. 吸収線量の分布

(39) すべての種類の外部放射線について、防護量と実用量の両方の決定は、人体の計算モデル又は標準的計算モデル¹中の吸収線量の分布の計算から始まる。第3章にいくらか詳しく述べるように、吸収線量分布のこのような計算は通常モンテカルロコードを用いて行われる。

2.3.3. 平均吸収線量

(40) 特定の組織又は臓器にわたって平均された吸収線量 D_T は、防護量を定義するのに用いられる (ICRP, 1991a)。身体又はファントム中の吸収線量の分布が分かっているならば、 D_T の計算は単純で、次式で与えられる：

$$D_T = 1/m_T \int_{m_T} D dm = 1/m_T \int_{m_T} \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} dm \quad (2.3)$$

ここで、 m_T は組織又は臓器の質量、また $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ は質量要素 dm 中の吸収線量である (ICRU, 1993b)。

(41) 任意の領域における平均吸収線量の計算の詳細な記述ならびに用いられた近似[たとえば連続減速近似 (CSDA) 及びカーマ近似]のうちいくつかの妥当性の議論については、3.4.2節“輸送コードの一般的特徴”を参照されたい。

2.4. 放射線についての荷重

2.4.1. 総論

(42) 防護量と実用量の計算において、組織内での相互作用点で吸収線量を生じる荷電粒子又は (ICRP Publication 60以降) 人体に入射する放射線の生物学的有効性を考慮するため、吸収線量の分布に重みをつける。

(43) ICRP Publication 60に勧告されている放射線荷重の方法は、ICRP Publication 26の勧告とはかなり異なっている。後者においては、防護量と実用量の両方に同じ荷重方法を勧告し、線質係数と呼ばれるその荷重係数 Q は相互作用点における $Q(L) - L$ 関係及び L (水中の LET) の値で決められていた。ICRP Publication 60においてICRPは今回、防護量に対して新しい放射線荷重係数 w_R を規定し、一方、実用量に対してICRUが提案している方法はもとのままである[しかし $Q(L) - L$ 関係には特定のいくつかの変更が加えられた]。新しい放射線荷重係数 w_R は身体に入射する放射線について決められており、臓器又は組織にわたって平均

¹この報告書を通じて、“モデル”という用語を、もっと使いなれた用語である“ファントム”の代わりに用いた。ただし、“ファントム”が“MIRDファントム”のように一つの表現に組み込まれている場合は別である (ICRU Report 48参照) (ICRU, 1992b)。

された平均吸収線量に適用される。線質係数は、以前と同じく相互作用点における吸収線量に適用される。

2.4.2. 防護量に対する放射線荷重

(44) ICRPは防護量について放射線荷重係数 w_R を定義し、臓器吸収線量にそれを乗じることによっていろいろな種類の放射線の相対的損害を考慮するようにした。全部ではないが身体に入射するほとんどの放射線に対する、種類とエネルギーで規定された w_R の数値はICRP *Publication 60*の表1に与えられている(この報告書の用語解説にも再掲されている)。さらに、“この表に含まれていない放射線の種類及びエネルギーについてはICRU球中の深さ10 mmにおける \bar{Q} を計算することによって、 w_R の近似値を得ることができる：

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D(L) dL \quad (2.4)$$

ここで、 $D(L) dL$ は、深さ10 mm、線エネルギー付与が L と $L + dL$ の間の吸収線量、また、 $Q(L)$ は深さ10 mmにおける L に対する線質係数である”(ICRP *Publication 60*のA14項)。記号 $D(L)$ はLETが L と $L + dL$ の間にある吸収線量を dL で除した量に対してICRPが以前から使用してきたものである。ICRUは同じ量に D_L を用いている。両方の例で、もっとよく使われる

数学的記号は $\frac{dD}{dL}$ であろう。それゆえ、

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_L Q(L) \cdot \frac{dD}{dL} \cdot dL \quad (2.4a)$$

\bar{Q} と w_R の一つの重要な区別は、前者が L の直接の関数であるのに対し、後者はRBEに関連し、 L とは間接的に関連していることである。

(45) 身体又はファントムが、それぞれ固有の放射線荷重係数を持つ異なった種類の放射線で照射されるならば、吸収線量と等価線量は通常、各放射線について個別に計算する。ついで、各放射線成分からの寄与を加算する。中性子の場合には、放射線荷重係数はエネルギーとともに変化するので、全エネルギースペクトルにわたる積分によって計算が行われる。

2.4.3. 電子及び光子に対する放射線荷重係数

(46) すべてのエネルギーの電子と光子に対し、放射線荷重係数は1と決められている(ICRP *Publication 60*の表1)。したがって、ある組織の等価線量はその組織における平均吸収線量と数値的にひとしい。

2.4.4. 中性子に対する放射線荷重係数

(47) ICRP の勧告する放射線荷重係数は中性子エネルギーの関数として（*ICRP Publication 60* の表 1）この報告書の用語解説に再掲されている。ICRP はまた、 w_R の値の一つの近似として、中性子の放射線荷重係数の計算上の便宜のため、*ICRP Publication 60* の付属書 A につぎの $w_R(E_n)$ の関係式を勧告した：

$$w_R(E_n) = 5 + 17 \exp \left[\frac{-(\ln(2E_n))^2}{6} \right] \quad (2.5)$$

ここで、 E_n は MeV で表された中性子エネルギーである。この式によって与えられる w_R の値は中性子についての標準的データを評価するのに用いられた。

2.4.5. 実用量に対する放射線荷重

(48) 実用量は組織又はファントム中の 1 点において、線質係数 Q と吸収線量 D で定義されている。ある荷電粒子により与えられた吸収線量に適用されるべき線質係数は、水中におけるその粒子の阻止能が、該当する $Q(L) - L$ 関係における L に数値的にひとしいと仮定することによって求められる。

2.4.6. $Q(L) - L$ 関係

(49) 線質係数は水中の線エネルギー付与 L の関数である。*ICRP Publication 60* の付属書 A の表 A-1 において ICRP が規定し、図 2 に示されている $Q(L)$ と L の数値的關係は、つぎの 3 つの式で与えられている：

$$Q(L) = 1 \quad (L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m}) \quad (2.6a)$$

$$Q(L) = 0.32L - 2.2 \quad (10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m}) \quad (2.6b)$$

$$Q(L) = 300/\sqrt{L} \quad (L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m}) \quad (2.6c)$$

$L = 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$ のところにはわずかな不連続があり、計算機による計算を行うさいにはこれを認識しておく必要がある。

(50) 2.4.2 節に、ICRP の勧告する $Q(L) - L$ 関係と荷電粒子の阻止能における変更が換算係数に与える総合的な影響が論議されている。この関係は、*ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) に勧告された換算係数を計算するために、またこの報告書では H_e と E のデータを比較するために用いられた。*Publication 60* に勧告された $Q(L) - L$ 関係は、この報告書にある実用量 H^* 、 H' 及び H_p の新しい計算に用いられた（第 5 章参照）。

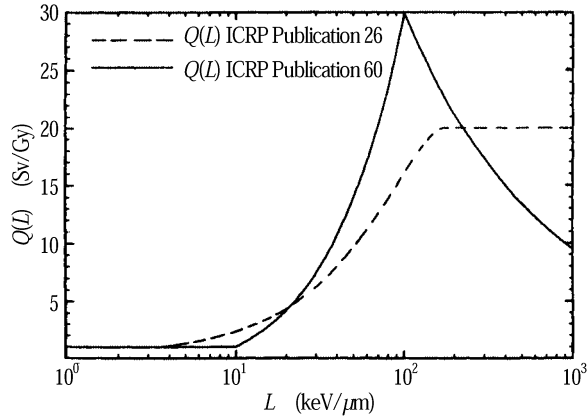


図2 ICRP Publication 26と60に勧告されている線質係数と線エネルギー付与の関係

2.4.7. 平均線質係数 \bar{Q}

(51) 吸収線量のLETスペクトルにわたって平均された線質係数は、 L の全スペクトルにわたる積分により求められるであろう：

$$\bar{Q} = \int_L Q(L) \cdot \frac{dD}{dL} \cdot dL / \int_L \frac{dD}{dL} \cdot dL \quad (2.7)$$

(52) 中性子外部照射については、組織ファントム中の着目点における \bar{Q} の値は、吸収線量への中性子と二次光子の寄与を別々に考察し、吸収線量で荷重された対応する線質係数の平均を計算することによって求められるであろう。二次光子に対する \bar{Q} の値の容認できる近似値は1とする。中性子の平均線質係数 \bar{Q}_n の値は次式で計算される：

$$\bar{Q}_n = \int Q_n(E_n) k_f(E_n) \Phi(E_n) dE / \int k_f(E_n) \Phi(E_n) dE \quad (2.8)$$

ここで、 E_n は中性子エネルギー、 $k_f(E_n)$ はエネルギー E の中性子に対する組織カーマ係数、 $\Phi(E_n)$ は着目点における中性子フルエンス、また $Q_n(E_n)$ は中性子で照射された組織の小体積に対する線質係数である。

(53) $Q_n(E_n)$ の値はSchuhamacherとSiebert(1992)により、中性子エネルギーの関数として計算された。

(54) ある体積(たとえば、ある組織又は臓器)にわたる平均線質係数の値が必要なならば、その体積にわたり線量で荷重された平均をとらなければならず、 \bar{Q} は次式で与えられる：

$$\bar{Q} = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \int_L Q(L) \frac{d\bar{\epsilon}(L)}{dm} dL dm \quad (2.9)$$

2.4.8. 阻止能

(55) 線質係数 Q は水中の限定されない線エネルギー付与の関数として定義される (2.4.3 節参照)。ICRP は $Q(L) - L$ 関係を、なかんづく中性子に対する \bar{Q} の値が、人における確率的影響の誘発に関係する生物学的エンドポイントに対する中性子の RBE について利用できる情報と矛盾しないように選んだ。とくに、1990 年におけるこの関係の選択は、1 MeV 付近のエネルギーをもつ中性子について \bar{Q} の値がおよそ 20 になるように意図された。LET は水中の荷電粒子の阻止能 S と数値的にひとしい。ICRP Publication 51 が出されて以降、阻止能の新しい値が陽子と α 粒子について報告された (ICRU, 1993a)。今では水に対するデータは液相と蒸気相の水について得られるが、以前の水のデータは蒸気相におけるものだけであった。 L の値に何らかの著しい変更があれば、 $Q(L) - L$ 関係の見直しが必要であろう。

(56) 液相の水における阻止能の新しい値は、そのデータがこの報告書にまとめられている著者らにより、1990 年の $Q(L) - L$ 関係とともに用いられたので、 L の新しい値が \bar{Q} に与える影響の大きさを考察することは重要である。図 3 に 2 つの曲線 (∇ と \times) で示されるこの影響は高々 20% \bar{Q} の減少となっており、 \bar{Q} の値が RBE のデータと矛盾するとするには十分でない。それゆえ、1990 年の $Q(L) - L$ 関係を変更する必要はない。図 3 には比較のため 1978 年の \bar{Q} の値も示されている。 w_R の値は阻止能の変更によって影響を受けない。

(57) 比較のため、放射線荷重係数 w_R (ICRP, 1991a) を実線で、また w_R の近似値を鎖線で示してある。阻止能の変更の影響についての詳細な論議については、Siebert と Schuhmacher (1995) を参照されたい。

(58) 要約すると、阻止能の変更は実用量に直接影響するだけである。防護量の数値は、その定義から、直接には影響を受けない。しかしながら、ICRP が報告する中性子の w_R の値は、限定されない線エネルギー付与を含む多くのパラメータに、間接的にはあるが依存する。図 3 は、式 (2.4) から推定された \bar{Q} の値と、現在報告されている $Q(L) - L$ 関係はかなり良く一致することを示している (ICRP Publication 60 付属書 A の A14 項も参照)。十分な防護と、防護量と実用量の間のより良い一貫性が得られるように、放射線荷重係数と線質係数の勧告値を、それらの物理的及び放射線生物学的データとの関連において引き続き評価することが望ましい。論議については Dietze と Siebert (1994)、Siebert (1994a,b) 及び Siebert ら (1995) を参照されたい。

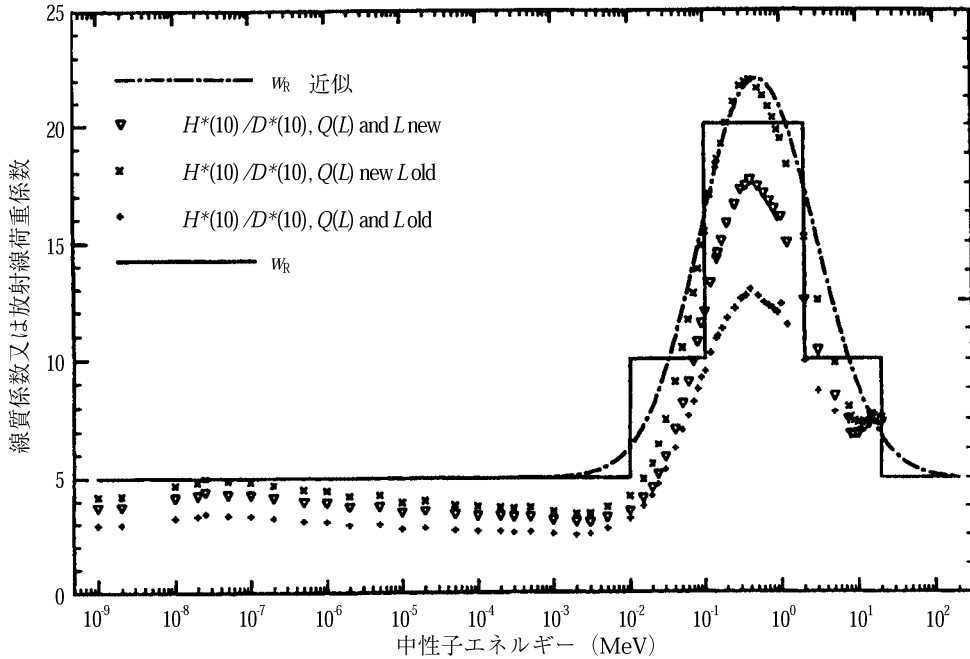


図3 周辺線量当量についての、 $Q(L) - L$ 関係と荷電粒子阻止能の平均線質係数 \bar{Q} に及ぼす影響の要約（さらなる論議については本文を参照）。
 [記号 $H^*(10)$ と $D^*(10)$ は、それぞれ、深さ10 mmにおける周辺線量当量と周辺吸収線量である。]

2.5. 放射線防護量

2.5.1. 総論

(59) ICRPはICRP Publication 60において、放射線防護の目的のために防護量を勧告し定義した。これらの量には、臓器吸収線量、ある臓器又は組織の等価線量、及び実効線量が含まれる。

2.5.2. 臓器吸収線量

(60) 人体のある特定された組織又は臓器の平均吸収線量 D_T は次式で与えられる：

$$D_T = 1/m_T \int_{m_T} D dm \quad (2.10)$$

ここで、 m_T はその組織又は臓器の質量、 D は質量要素 dm の吸収線量である。もっと精密な定義は40項に与えられている。

2.5.3. 等価線量

(61) いろいろな値の w_R を持ついくつかの放射線から成る放射線場において照射される組織又は臓器 T の等価線量 H_T については、吸収線量をブロックに分割し、それぞれの w_R の値を乗じ、合計して総等価線量を求めなければならない。すなわち、

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.11)$$

ここで、 $D_{T,R}$ は組織 T における放射線 R からの平均吸収線量である。

2.5.4. 実効線量

(62) 実効線量 E は、身体すべての組織と臓器中の荷重された等価線量の合計である。これはつぎの式で与えられる：

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.12)$$

ここで、 H_T は組織又は臓器 T の等価線量、 w_T は組織 T に対する荷重係数である。

(63) 放射線防護のための計算の目的には、*ICRP Publication 60* では 12 の指定された組織及び臓器と、それに加わる 10 の組織又は臓器から成る“残りの臓器”で人体を規定している。これらの組織又は臓器に対して成人に適用される荷重係数の勧告値は *ICRP Publication 60* に、またこの報告書の用語解説にも与えられている。

(64) この報告書に掲げるデータは *ICRP Publication 60* で定義されていた 10 の組織及び臓器から成る“残りの臓器”を用いて計算されたものである。ICRP は“残りの臓器”の内訳を 9 つの臓器を含むものに改訂した (ICRP, 1995a)。大腸上部は、指定された組織・臓器である結腸の中にすでに含まれているという理由で、“残りの臓器”の表から除かれた。*ICRP Publication 71* (ICRP, 1995b) では、委員会は“残りの臓器”に胸郭外気道を加えた。“残りの臓器”の等価線量の値はこの変更によってあまり大きく影響されず、実効線量に対する影響は無視できる。

実効線量を計算する上での規約

(65) 実効線量の値を計算するやり方には、公表された科学文献の中でかなりの違いが見られる。公表された組織と臓器の等価線量のデータから実効線量の換算係数 (4.1 節参照) を決めるためいろいろなデータセットの解析に一貫した取り組み方をするため、組織と臓器の線量の合計と“残りの臓器”の線量の評価に関して、この報告書では規約を作ってそれを用いた。

組織と臓器の線量の合計手順

(66) 実効線量は、女性と男性の数学モデルについて得られた組織と臓器の等価線量データを用い、つぎの式を適用することによって計算された：

$$E = w_{\text{breast}} H_{\text{breast,female}} + \sum_{T \neq \text{breast}} w_T \left[\frac{H_{T,\text{male}} + H_{T,\text{female}}}{2} \right] \quad (2.13)$$

ここで、記号は通常の意味で使われている。式 (2.13) はもともと実効線量当量 H_E の計算のために導かれたもので (Kramer と Drexler, 1982), 実効線量 E の計算のため ICRP *Publication 60* に勧告されている新しい組織と改訂された組織荷重係数を含むように改変されている。

(67) 公表されたデータが女性と男性のモデルについて個別の臓器線量データを与えていなかった場合には、式 (2.12) をこの報告書に与えられたデータの評価に直接採用した。

(68) (単一の組織又は臓器における) 等価線量と (全身における) 実効線量の定義は荷重係数 w_R と w_T の値のある特定のセットに限られたものではないので、曖昧さを避けるためには注意が必要である。ICRP が等価線量及び実効線量を用いるときは、これらには適切な時点で勧告されている放射線荷重係数と組織荷重係数の値が含まれていることを暗に意味する。ICRP の勧告値以外の荷重係数の値が用いられているならば、その事実を明確に述べるべきであり、それらの量を導入するときは、その値をはっきりと与えるべきである。

“残りの臓器” の線量の評価

(69) “残りの臓器” の線量の完全な明細には、表 2 (ICRP *Publication 60*) の脚注 3 と “残りの臓器” を構成する個々の臓器の寄与の質量荷重が含まれている (ICRP, 1991b)。解析によれば、この報告書において論じられている照射ジオメトリーでの外部被ばくの場合には、脚注 3 を援用せず、“残りの臓器” の個々の寄与の算術平均 (質量荷重平均でなく) を計算するという単純化された手順を採用してよい (Hollnager ほか, 1994 ; Zankl と Drexler, 1995)。この単純化された手順はここに報告するデータに対して採用されており、実効線量の値に対するその影響は非常に小さい (数%)。

2.6. 実用量

2.6.1. 総論

(70) ICRU の定義する実用量 (ICRU, 1985, 1988, 1992a, 1993b) は ICRP の防護量と関連付けられ、限度との適合性を評価するにあたって、防護量の合理的な推定値を提供するように意図されている。これらの実用量は ICRP *Publication 26* の勧告の要求に沿うよう考案されたものであった。

(71) 課題グループの一つの重要な仕事は、この実用量がどの程度新しく規定された防護量の合理的な推定値をなお提供するかを定めることであった。この検討の結論は第5章で論じる。場所のモニタリングに対する実用量は周辺線量当量 $H^*(d)$ と方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ である。個人モニタリングについては、身体内で定義された個人線量当量 $H_p(d)$ が実用量である。

2.6.2. 線量当量

(72) ある点における線量当量は次式で与えられる：

$$H = \int_L Q(L) \cdot \frac{dD}{dL} \cdot dL \quad (2.14)$$

ここで、 $Q(L)$ は線エネルギー付与 L を持つ粒子に対する線質係数、または $\frac{dD}{dL} \cdot dL$ その点における線エネルギー付与が L と $L + dL$ の間にある吸収線量である。

2.6.3. 場所のモニタリングのための実用量

拡張・整列場

(73) ICRU は、実用量－周辺線量当量 $H^*(d)$ と方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ のために、放射線場の整列と拡張の概念を導入した。拡張場は、フルエンスとその方向分布及びエネルギー分布が、着目する体積全体にわたって、基準点における実際の場と同じ値を持つ仮想的な場として定義される。拡張・整列放射線場は、フルエンスとそのエネルギー分布が拡張場と同じであるがフルエンスが単一方向であるような仮想的な場である。

周辺線量当量

(74) 放射線場のある点における周辺線量当量 $H^*(d)$ は、ICRU 球の整列場の方向に対向する半径上の深さ d における、対応する拡張・整列場によって生じる線量当量である。 d の勧告値は、透過性放射線に対しては 10 mm、低透過性放射線に対しては 0.07 mm である。

方向性線量当量

(75) 放射線場のある点における方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ は、ICRU 球の、特定された方向 Ω の半径上の深さ d において、対応する拡張場によって生じる線量当量である。 d の勧告値は、強透過性放射線に対しては 10 mm、弱透過性放射線に対しては 0.07 mm である。

(76) 方向性線量当量に関するいかなる記述も、基準の深さ d と方向 Ω の規定を含むべきである。記号を単純化するには、 d をミリメートルで表すべきである。この標準的システムは、ときには放射線場と関連付けることができる。単一方向場という特別な場合、その方向は入射

場に対向する半径と特定された半径との間の角度 α で規定することができる (図4)。 $\alpha = 0^\circ$ ならば、量 $H'(d, 0^\circ)$ は $H'(d)$ と書いてよく、これは $H^*(d)$ と同じである。

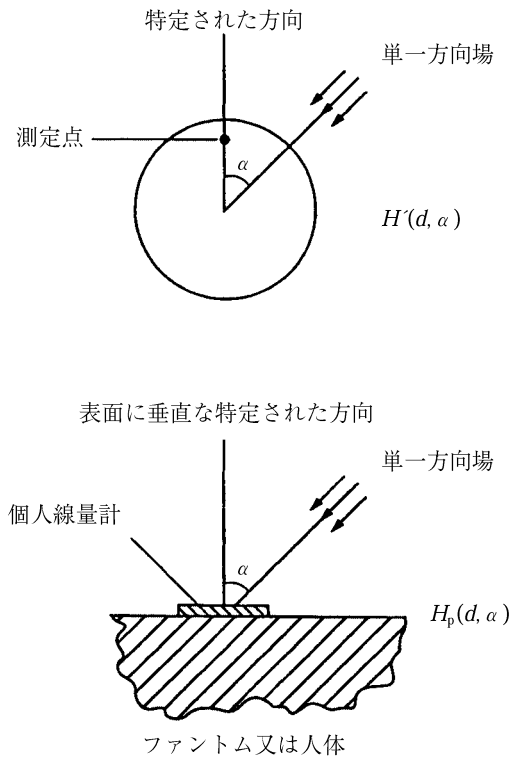


図4 $H'(d, \alpha)$ と $H_p(d, \alpha)$ に対する角度 α の定義

(77) 角度 α は3.5節に述べる照射ジオメトリーと関連付けられよう。APジオメトリーに対しては $\alpha = 0^\circ$, LATジオメトリーでは $\alpha = 90^\circ$, PAジオメトリーでは $\alpha = 180^\circ$ である。

2.6.4. 個人モニタリングのための実用量

個人線量当量

(78) *ICRU Report 39* (ICRU, 1985) に定義された2つの量 (透過性個人線量当量と表層部個人線量当量) の代わりに、個人線量当量 $H_p(d)$ と呼ばれる単純化された概念が *ICRU Report 47* と *51* (ICRU, 1992a, 1993b) で勧告された。

(79) 個人線量当量は人体内で定義されており、体内で放射線の散乱と相互作用 (これは物質の組成とジオメトリーに依存する) があるため、 $H_p(d)$ は各個人の間で、またある個人でもその上の位置によって変わらう。個人線量当量は、このように、多価量である (Wagner,

1987)。

(80) 単一の値の換算係数が計算できるようにするためには、第一に、人体上の特定の場所を決めることが必要である。第二に、そのような計算と線量計校正を容易にするため、身体のいろいろな部分の人体形状ファントムを規定することが望ましい。一つの例外を除いて一般に、そのようなファントムはICRUによってまだ定められていない。

(81) この一般的なルールに対する一つの例外は人の体幹部についてである。体幹部に装着された線量計の指示値を防護量で解釈できることは、外部放射線被ばくのモニタリングにとって最大の関心事である。線量計校正の目的のために、ときには人の胴体の代わりとなるいくつかのファントムが決められた。これらの単純化された組織代用物ファントムは、ICRU組織等価球（直径30 cm）と30 cm × 30 cm × 15 cmのICRUスラブである（*ICRU Report 47*, ICRU, 1992a, 1993b）。第4章には $H_{p,slab}$ と $H_{p,sphere}$ に関して現在利用できるデータの検討と要約がある。

(82) いろいろな照射ジオメトリーと放射線エネルギーについての体幹部における計算ができるまでは、スラブファントムあるいは球ファントムにおける換算係数の計算が人体の個人線量当量をどの程度正確に反映しているかを推定することはできないが、含まれる誤差は小さいと考えられる。

(83) 当面、 $H_p(d)$ と E の関係についての一般的な結論は、得られているファントムと臓器の線量のデータから推測してよい。比較は体表面近くの小臓器の平均線量で行うとよい。たとえば、胸腺や睪丸は寸法が適当であり、かつもっと精密な計算の結果を推測する目的のためには適当な深さである。この件は第5章でもっと詳細に論じる。

(84) 個人線量当量を実際に現実のものとするには、ある便宜的な計量手順について合意が必要である（Wagner, 1987）。この手順の論議については、第4章及び第5章を参照されたい。

3. 人体中及び人体形状モデルとその他のモデル中における 吸収線量分布の決定

3.1. 緒 論

(85) 体外にある放射線源による被ばくの防護に用いられる2組の量は、防護量と実用量である（論議については第2章参照）。測定に用いられる実用量は通常の作業条件のもとでの該当する防護量の合理的な推定値を提供するように考案された。身体の外部照射に対して、これは、該当する防護量の値（ H_{prot} ）の実用量の測定値（ H_{op} ）に対する比が通常1より小さい、という目標によって単純に表現されよう。この状況下では、実用量は防護量の過大評価値を与える、

$$H_{\text{prot}} / H_{\text{op}} \leq 1 \quad (3.1)$$

つまり、これら2つの種類の量を関係づける必要がある。照射条件が分かっている場合、2つの量の値は原理的に計算することができる。

(86) この章及び後続の章には、この比較に必要な基本的な計算（吸収線量分布¹）がどのように行われるかをまとめてある。実用量の計算値は測定によって確かめられる。

(87) 人体の電離放射線による外部被ばくによって生じる防護量と実用量の値を比較するためには、実際の人体又は計算用モデルの全体にわたる吸収線量の分布を知る必要がある。この既知の吸収線量分布から、吸収線量に関連する諸量を計算する。

(88) 吸収線量分布の計算には、放射線環境の知識と理解が必要である。すなわち、

- ・人体の詳細なファントム（モデル）；
- ・人体が照射されるジオメトリーの知識；及び
- ・人体組織内の放射線の相互作用と、身体を通じての放射線輸送の計算方法。

(89) 人体又は計算モデル内での吸収線量分布と線量関連量は、入射放射線のエネルギースペクトルと角度分布及び放射線場内での人体の向きに依存する。吸収線量分布はまた、性、年齢、体重及び身長により、個人の間でもそれ自身かなり変わる人体の特性にも依存する。それゆえ、吸収線量の決定は、実験及び計算による取り組みによって近似的にしか解くことのできない複雑な問題である。実際上は、放射線場の詳細な知識がないため、吸収線量分布の推定には大きな不確実性を生じる場合がある。

¹ w_R で荷重された吸収線量の分布は H_T と E の計算の基礎として使用されるが、線量当量の分布は Q で荷重することによって得られる。

(90) 実験的取り組みには、組織等価物質を用いた人の現実的なファントムの作成と広範な測定プログラムが必要である。正確な測定には、とくに線質係数又は放射線荷重係数が1より大きい放射線の場合、かなりの労力と資材を要する。そのような実験プログラムに対して必要な資材は、大規模研究所以外では対応できない。したがって、科学文献に載った吸収線量の系統的な実験的決定の数は限られている。

(91) 数学計算モデル中の吸収線量分布の計算には多大の労力が必要である。しかし、最近の計算法（とくにモンテカルロ法）は、複雑な照射条件を取り扱い、多種多様な放射線場における吸収線量分布を提供できる点で有利である。これらの計算には、固有の統計的不確実性に加えて、いくつかの原因（たとえば組織との相互作用を模擬するのに用いるデータ、解剖学的モデリングにおける違い、及び人の解剖学的構造にもともとある変動から生じる、その他の不確実性を生じることがある。

(92) 放射線防護の目的には、これらの計算に大きな精密さや正確さは必要ない。しかしながら、存在するかもしれない偏りを見つけるには、いくつかの種類計算、とくに異なった計算モデルについて、また異なった計算手法で行われた結果を比較することが最も重要である。放射線防護には厳密な意味でそれほどの正確さは必要ないとしても、このような比較には、計算に適切な精密さを必要とする。

3.2. 放射線場

(93) 放射線場は、それを構成するすべての種類の粒子の方向分布とエネルギー分布によって定義される。標準的な放射線場は、場の量すなわち、光子に対しては通常自由空気中の空気カーマ¹、また中性子に対してはフルエンスを用いて規定される。これらの場の量の単位は標準研究所の一次標準又は基準測定器によって具現されていることがある。この報告書のデータの大部分は単一エネルギーの放射線について計算されたものである。特定された入射放射線場は、ファントムがなかったとした場合に存在する場である。

(94) 放射線防護で実際上関心のある放射線場はその特性が複雑であり、臓器線量の決定は複雑でかつ不確かなことがある。よくある不確実性の一つの原因は、人々が被ばくする放射線場の不均一さである。人程度の大きさの体積中における線量分布の不均一性は、職業被ばくの条件下ではありうることであり、医療被ばくではほとんど確実に存在する。放射線場が単一エネルギーで単一方向の1種類の放射線から成っていることはめったにない。放射線エネルギーが広い範囲に分布している放射線場を“広いエネルギースペクトル”という。さらに、放射線防護で実際上重要な放射線場は2種類以上の放射線から成っていることがしばしばあり、これ

¹ この章を通じて以下の文章においては、自由空気中の空気カーマを通常単に“空気カーマ”ということとする。

は“混合場”と呼ばれる。この報告書に示すデータ（単一エネルギー放射線に対する）を混合場及び/又は広いエネルギースペクトルに適用するには、その放射線エネルギーについて平均した所要の量を計算することが必要である。

(95) すべての場合において、モデル（又はファントム）中の荷電粒子ビルドアップに関して設けられた仮定は、任意の深さにおいて計算された吸収線量の値に影響する。モデルの中で荷電粒子平衡が達成される深さは、入射放射線のエネルギーと種類に依存する。ほとんどの計算は、着目点において荷電粒子平衡が存在すると仮定し、カーマ近似を用いて行われている。カーマ近似では、ファントム中の着目点において、すべての二次放射線とくに荷電粒子が一次放射線と平衡にあり、したがって、吸収線量は組織カーマから非荷電放射線（制動放射線又は中性子）によって除かれるあらゆるエネルギーを差し引いたものにひとしい、と仮定されている。それに加えて放射線平衡を仮定すれば、この損失分はゼロになろう。20 MeV以上の中性子を例外として、この報告書に示す人体形状ファントム中のすべての放射線輸送計算にはカーマ近似が用いられた。この近似によって放射線輸送計算の複雑さは大いに減るが、その限界を知っておくことが重要である。

(96) 数人の著者がカーマ近似の正確さについて調べた。光子に対しては、この近似は約 3 MeVまでのエネルギーについて正しい（Dimbylowと Francis, 1983, 1984；Drexlerら, 1989a；Ferrariと Pelliccioni, 1994b；Hollnagelら, 1984）。中性子に対しては、この近似は 0.07 mmの深さにおいて 5 MeVまで、また 3 mm及び 10 mmの深さにおいては 20 MeVまでのエネルギーについて妥当である（Hollnagelら, 1984）。皮膚を例外として、臓器線量の計算ではカーマ近似が中性子エネルギー約 20 MeVまで妥当であると結論してよい。皮膚は実効線量に約 1%の寄与しかないので、 E の計算にカーマ近似を用いることは正当化されることがわかる。

(97) 光子照射の場合、カーマ近似は、二次電子がファントム中の着目点で一次光子と平衡にあること、及び、線量当量はしたがって組織カーマから制動放射による損失を差し引いたものにひとしいことを仮定している。これは 3 MeVまでの光子に対しては良い近似である。もっと高い光子エネルギーでは、平衡は次第に不完全なものになり、二次電子が実際に空気中で生まれて光子ビームに随伴し、これは平衡が失われるのをいくらか埋め合わせるが、荷電粒子平衡の仮定はもはや正しくない。

(98) 初期の計算が示すところによると、周囲の空气中で散乱し、ついで球と相互作用する光子によって生じる線量当量を含めると、10 mmの深さにおける線量当量におよそ 2%の寄与がある（Dimbylowと Francis, 1983；Hollnagelら, 1984）。計算は真空中でも行われた（Dimbylowと Francis, 1984）。

(99) この話題はもっと最近になって Ferrariと Pelliccioni (1994a) により再び取り上げら

れた。彼らは空気との相互作用に関する仮定が整列場における周辺線量当量の定義と厳密に両立するかどうかを疑った。これらの著者は、実際、入射放射線が（空気中で散乱された後）整列も拡張もされ得ないという理由から、計算はつねに真空中で行うべきであると示唆した。彼らはさらに、3 MeVを超える光子エネルギーでは、*ICRU Report 39*に定義された周辺線量当量という量は実際の放射線防護の目的に使うことはできないことを示唆した。しかし、委員会は、放射線源と検出器（着目点）との間の空気中での相互作用に由来する二次荷電生成物（とくに電子）は、いかなる正しい校正手順においてもこれを決めて考慮しなければならない、という見解である。

(100) したがって、エネルギーが3 MeVを超える光子に対しては、線源と被照射体のジオメトリーに強く依存する空気散乱放射線を考慮に入れる必要がある。このことは、適切に選ばれた厚さを持つビルドアップ層を用いることによってなされよう。計算された換算係数は、放射線場の測定が行われる点において二次荷電粒子平衡が存在することを仮定している。

3.3. 人体のモデルとファントム

3.3.1. 標準人

(101) 放射線防護に用いる人体のモデルとファントムのデザインに関する手引きは、*ICRP Publication 23* (ICRP, 1975) と *ICRU Report 48* (ICRU, 1992b) に見ることができる。これらの報告書には人の解剖学的特性、生理学的特性、及び代謝特性の包括的な総説があり、“典型的な値”あるいは“標準的な値”が勧告されている。

3.3.2. 単純なファントム

(102) 人体を精密に模擬することのできる数学モデルファントムも物理的ファントムも作ることはできないが、近似的な代用物として利用できるファントムあるいはモデルを規定することは可能である。比較的簡単なファントムは、組織代用物、理想化された臓器体積、及びその場の測定を行うために線量計を配置する特別な空洞を用いて構成されている。たとえば、密度を調整した肺と骨格を備えたファントムがある[解説としては、*ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) 参照]。水ファントムも、患者体内の線量分布の決定のためとくに医学物理で採用されている。組織代用物で作られた均質の固体ファントムは、光子及び中性子の吸収線量分布の測定に広く用いられている。

(103) 球ファントムとスラブファントムは、人体の便利でかつ単純な近似である。ICRU (軟) 組織等価物質から成る直径30 cmの球型モデルは、実用量（第2章参照）の定義に用いられている。球ファントムとスラブファントムの両方については、あとの“実際の測定に用いる標準的なモデルとファントム”のところでもっと詳しく論ずる。

3.3.3. 人体形状モデル

MIRD ファントム

(104) 医学内部放射線量 (MIRD) 委員会ファントム (もとのモデル) は、最初は内部放射線からの吸収線量を計算するために考案された、人体の不均質な数学的表現である (Snyderら, 1969, 1978)。このモデルは、外部放射線からの吸収線量の計算に用いることができるようにするため、数年間にわたって改良されてきた。

(105) MIRDFANTOMは、両腕、胴、及び腰を表す1個の楕円柱、脚を表す頂部を切り取られた楕円錐、及び頭部と頸部を表す1個の楕円柱、という各部分に分けて解析的に定義されている。両腕は胴から分離されていない。モデルの初期のタイプにおいては、脚も分離されていないが、1978年版では分離された。小さい臓器 (たとえば鼻、耳、足及び指) に対してはモデルを採用していないが、これらの放射線誘発がんのリスクに関してはほとんどデータが存在しない。その他の臓器は、臓器の実際の形と見合った単純な幾何学的近似で表現されている。電算機への負荷をできるだけ減らすため、臓器の寸法と形を模擬するのに用いる数式は可能な限り単純にしてある。

(106) MIRDFANTOMは、いろいろな身体組織に対して異なった密度を与えている。決められている3つの異なった組織の種類は骨格組織、肺、及び軟組織である。モデルの皮膚は全身を被う厚さ2 mmの軟組織で表される。骨格組織には活性骨髄 (赤色) が含まれ、すべての骨格成分は骨格全体に均一に分布する。肺と軟組織の最も重要な人体組織成分は、水素、炭素、窒素及び酸素、それにごく微量のその他の元素である。骨格組織にはかなりの割合のカルシウムとリンが含まれる。肺は空気を含み、脂肪組織がほとんどないため、軟組織とは少し異なる。骨格、肺及び軟組織の密度はそれぞれおよそ1.5, 0.3, 及び1.0 g cm⁻³である。

年齢別モデルと性別モデル

(107) 過去10-15年にわたって、吸収線量分布の計算に用いるモデルはますます現実的なものとなってきた。MIRDFANTOMの最近の重要な改良は、吸収線量計算のために男性と女性のモデルを導入したこと、及び小児と幼児のモデルを開発したことである。もとのMIRDFANTOMは両性体で、両性の生殖腺と女性の乳房を含むものであった。

(108) 男女別の成人モデルは臓器寸法と組織の真の相違を反映するために開発されたものであった。Cristy (1980) は成人と、0, 1, 5, 10, 15歳に対応する身体寸法で表された小児のモデルをデザインした。これらのモデルの最新版はCristyとEckerman (1987) によって公表されている。成人の性別モデル (ADAMとEVA) はKramerら (1982) によっても開発された。これらのモデルは、その身体と臓器の寸法がICRP Publication 23 (ICRP, 1975) に用いられているものと似ており、MIRDFANTOMと密接に関係している。

(109) 対照的に、最も新しく開発されたもの (CHILDとBABY) は、実際の患者のコンピュータ断層 (CT) データからまとめられた新世代のモデルである (Zanklら, 1988 ; Veiら, 1989)。CHILDモデルは7歳児のCTデータ, またBABYは8週児のデータにもとづいたものである。これらのモデルは多数の体積要素 (voxel) で規定されており, その数は体積 1 mm^3 あたりそれぞれ約20と3である。

(110) 最近の小児モデルが以前のモデルより改良されていることについて指摘しておくことは重要である。ORNLで開発された最初の小児モデルは, 成人の縮小版にすぎなかったが, のちの改変では小児の解剖学的構造と人の成長に関する知識が利用されている。最も新しい小児科学的モデルでは, 臓器は“実物そっくり”である。1980年に始まるCristyのモデルはORNLで得られた人の臓器寸法のデータを組み合わせしており, 臓器寸法に関しては正しい。これらのモデルはYamaguchi (1992, 1994b, c) によって用いられた。Zanklとその協同者によって開発された断層モデルでは, 臓器は幼児と小児のCTデータから再構築され, CT像で確認された形状を可能な限り正確に再現している。

ICRPの規定との合致

(111) *ICRP Publication 60*では, *ICRP Publication 26*のものに比べて指定された臓器の数が増加した。ICRPが現在指定している臓器及び組織のすべてが, ADAM, EVA及びMIRD-5に最初からモデル化されていたわけではない。ICRPの指定を満たす試みの中で, モデル化に進展があった。数グループが, その詳細部分でたがいにくら異なるモデルを開発した。

(112) そのような発展の一例は, モデルに食道を加えたことである。この臓器は, 胴の上面から肺 (胸郭内領域) の基底レベルに向けて垂直に下方に延びる中空円筒と, 胸郭内領域の底部から胃基底より 1 cm 下の点まで延びる傾いた円柱とで表された (LewisとEllis, 1979 ; Hollnagel, 1992)。Yamaguchi (1994b) も食道を2つの部分 (頸部から横隔膜へ向かって脊柱に沿って下降する楕円筒と, この楕円筒の末端を胃上部とつなぐ傾斜した管) でモデル化した。Zanklら (1992) はこれを, 高さ方向で頸内部から胃頂部のレベルまで下降する単一の楕円柱でモデル化した。

(113) これらのモデルがどのように違うかを説明するもう一つの例は, 大部分の人体数学モデルには明瞭に表現されていない筋肉組織の分布の表し方にある。Hollnagelら (1992, 1994) は筋肉組織を3つの領域, すなわち一つは胴体中, その他は腕と脚に存在するとして表した。それに対し, Yamaguchi (1994b) 及びZanklとDrexler (1995) は, 筋肉組織を, 他のいかなる臓器とも関係のない胴体部の一つの体積を占めるものとして表した。

(114) ここで記述された計算に用いられているいろいろなモデルの相違と, それが結果のばらつきに与える影響の詳細な解析はこの報告書の範囲を超えるものである (4.3.4及び4.4.4

節参照)。

実際の測定に用いる標準的なモデルとファントム

(115) 球, スラブ, 立方体, 及び楕円柱を含むいろいろな形の均質モデル中における放射線輸送計算が, 多種多様の放射線の種類とエネルギーについて行われた。ICRUは球型の組織等価モデル (ICRU, 1985, 1988) 中の指定された位置において実用量を定義した。計算は, これらの実用量と, 人体形状ファントム中の防護量との比較を考慮して行われたものであった。対応する物理的ファントムの製作には, 組織等価物質, 水, 及びメタクリル樹脂を含む種々の組織代用物質が利用できる。

(116) ICRU球モデルは, 1985年以降, 場のモニタリングに対する実用量を定義するのに用いられてきた。個人モニタリングに対して, 実用量は人体中の軟組織について定義されており, 個人線量計を用いて測定されることを意図している。しかし, これらの線量計の校正を容易にするため, ICRU球又は30 cm×30 cm×15 cmスラブ状ICRU組織等価ファントム中の適切な深さ d における線量当量は人体胸部中の量 $H_p(d)$ に対応するとみなされてきた。この球又はスラブ中で計算された量を, この報告書では $H_{p,sphere}$ 又は $H_{p,slab}$ という記号で表す(2.6.4節参照)。

(117) いくつかの実用上の理由で, 校正の目的にはICRU組織代用物質と異なる組成を持つスラブファントムの使用が推奨されている (ICRU, 1992a; ISO, 1993, 1995a, b)。メタクリル樹脂と水のスラブファントムが, ICRUとISOによってそれぞれ推奨されている。その理由は後方散乱の条件が組織代用物質のスラブのそれと類似しているからである。個人線量計の校正は通常, これらのスラブファントムの前表面上で実施されている。

3.4. 吸収線量分布の計算方法

3.4.1. 緒論

(118) ファントム中の吸収線量分布と線量関連量を計算するのに用いられる手法の詳細な記述はこの報告書の範囲外である。広範な総説が科学文献[たとえば, *ICRU Report 51* (ICRU, 1987) 及び *NCRP Report No.108* (NCRP, 1991) 参照]中にあるので, ここでは短い紹介にとどめる。4.3.4, 4.4.4 及び 4.5.4 節に追加の詳細と, この報告書中のデータを得るのに用いた方法の要約を示す。

(119) モンテカルロ法では, エネルギー, 方向及び行路長を確率分布からランダムに選ぶ。ついで, ファントムの媒質中で粒子がいろいろな相互作用をし, その粒子が吸収されるか, 着目領域の外に出るか, 又はもはや有意なエネルギーを持たなくなったときにヒストリーを終了するように粒子ヒストリーを設定する。

3.4.2. 輸送コード：一般的特徴と特別なコード

輸送コードの一般的特徴

(120) 一般的なモンテカルロ計算手法は、放射線輸送の諸問題を解くためのアナログ手法を記述する計算上の枠組みを提供するものである。この“古典のアナログ手法”によって、各粒子ヒストリーの個々の相互作用過程がすべて追跡される。この手法を用いて、個々の粒子が物質中を通過するさい次々に行う相互作用を考慮し、多数の粒子ヒストリーを追うことによって吸収線量分布を求めることが可能である。しかしながら、高速のデジタル計算機と一般的なモンテカルロコード（これによって、複雑なジオメトリーにおける放射線輸送の計算が容易になる）が使えても、このやり方では多大な計算時間がかかる。この計算時間を減らすためには、分散低減技術が用いられる（SpanierとGelbard, 1969；LuxとKoblinger, 1991）。

(121) 荷電粒子と非荷電粒子のいろいろな相互作用を扱えるようにするため、一般的なモンテカルロ手法の改良版がいくつか開発されている。さらに、原子過程及び原子核過程の中のあるものを記述するための近似[たとえば、連続減速近似（CSDA）]あるいはカーマ近似が用いられることもある。

(122) 物質のある決められた体積中の平均吸収線量は、この体積に入るエネルギーとそこから出てゆくエネルギーとから、この“付与されたエネルギー”（完全な定義については *ICRU Report 51* を参照）をその体積の物質の質量で割ることによって計算できる。

(123) 平均臓器線量を計算するためには、対象となる体積がほとんどの場合十分に大きいので、エネルギー 3 MeV 以下の光子及び 20 MeV 以下の中性子に対してはカーマ近似の使用が容認される。光子については、Drexlerら（1989a）によれば、カーマ近似によって計算された臓器線量と、二次電子によるエネルギー沈着を単純化したCSDAでモデル化した計算値は5%以内で一致した。中性子に対しては、カーマ近似の妥当性は反跳陽子の飛程によって制限され、その水中の飛程は10 MeV陽子に対し1.2 mm、20 MeV陽子に対し4.3 mmである。しかしこれらのエネルギーにおいては、組成と密度が大きく異なる組織の境界面付近（たとえば骨表面）及び、実用量の計算では浅いところでカーマ近似を用いると誤差を生じることがある。

(124) 実用量の定義に現れるような、無限に小さい領域の場合には、その量の極限值を計算するのに数値計算法が用いられる。この体積中に入るエネルギーフルエンスの計算には、一次放射線に加えて、二次及び三次過程に由来するすべての種類の粒子¹を含める必要がある。この報告書で考慮するエネルギーの光子による外部被ばくについては、関係する二次粒子は光子及び電子である。中性子照射では、関係する二次粒子は陽子と重荷電粒子、光子及び電子である。もっと高いエネルギーでは、あらゆる放射線は電磁カスケード及びハドロンカスケード

¹ 簡単のため、“二次放射線”又は“二次粒子”という。

によって複雑な放射線場を作る (Bertini, 1969 ; Kalinovskii ら, 1989)。

(125) 荷電粒子の輸送計算は複雑でかつ時間を要する。幸いなことに、この報告書で考察する放射線とエネルギーでは、荷電粒子の輸送は、電子の減速はエネルギーの関数であるなめらかな過程であると仮定し、これによって投影飛程と阻止能の概念が得られるCSDAを用いることで計算が容易になる。

(126) 荷電二次粒子の飛程が考察する体積の広がりとの関連で小さければ、吸収線量をカーマ近似によって、すなわち入射フルエンスに適切なカーマ係数 (kerma coefficient)¹ を乗じることによって評価してよい。荷電粒子平衡が存在する場合には、カーマ近似はつねに正当化される。

(127) 骨表面 (骨を包む約10 μm の非常に薄い軟組織層) の線量は、実際上は骨の平均線量で置き換える。こうすれば、軟組織と接した骨における二次電子の生成の増加による、骨表面での線量の増加はそれほど小さくなる。約300 keV未満の光子エネルギーに対しては、この置き換えの効果は、骨の吸収線量が軟組織の吸収線量よりずっと大きい (骨の減衰係数がより大きい) という事実によって過大に補償されるが、それでも隣接した軟組織層の増加した線量については保守的な推定値である (Drexler, 1968)。300 keVを超えると、骨と軟組織の減衰係数の違いは5%を超えず、また二次電子平衡が近似的に成立する。20 MeV以下の中性子では、線量計算はつねにカーマ近似を用いて行われている。反跳陽子と重荷電粒子の飛程は短いので、吸収線量データの誤差は常に小さい。

(128) 電子は光子や中性子のような非荷電粒子よりもその行路に沿ってはるかに多くの相互作用を行う。電子の相互作用は、阻止能、飛程及び飛程ストラグリングによって記述される。この記述によると、“圧縮ヒストリー (condensed history)” (又は“行路セグメント (path segment)”) の概念を用いて、電子輸送計算の計算時間を短縮することができる。この方法では、粒子の行路を行路セグメントに分割し、それに沿って多数のクーロン弾性散乱と非弾性散乱が起こるとする。これは、きわめて多数の個々の相互作用をサンプリングすることなく、各行路セグメントに沿って起こる多くの衝突の総合的效果を処理することを考えたものである。エネルギー損失はCSDAとエネルギー損失ストラグリング分布を用いて計算される。また散乱角度は多重散乱分布を用いて計算される。これらの事項の基礎的な議論についてはBerger (1963) と Andreo (1991) を参照されたい。

(129) 最近10年間に、物質中の電子と光子の輸送計算用のコードがいくつか利用できるようになり、その多くは引き続き改良されつつある。これらのコードの電子輸送アルゴリズム

¹ この報告書全体を通じて一貫して、もっともふつうに用いられている“kerma factor”でなく、“kerma coefficient”を用いる。“factor”という語は物理的次元のない量にとっておくためにこのような規約を採用した (第4章参照)。

にはいくらかの違いはある（たとえば、一次電子によるエネルギー損失及び制動放射光子とノックオン電子の生成の詳細な取り扱いにおいて）が、得られる吸収線量の推定値は一般によく一致する（4.3.3節参照）。

いろいろな輸送コードの説明

(130) **DEEP** (Yamaguchi, 1991) は、モンテカルロコード MORSE-CG (Emmett, 1975) (以下を参照, 140項) を組み入れたコンピュータコードである (4.3.3節参照)。DEEPはエネルギー範囲 6.2 keV – 12 MeV の光子について、改良された成人 MIRD ファントムの実効線量と 60 の組織の等価線量を計算する機能を持つ。吸収線量の計算には、Storm と Israel (1990) 及び Hubbell (1982) のデータからカーマ係数を求めて用いている。

(131) **EGS4** コード。電子・ガンマシャワー (EGS4) コードはその最初の使用 (Ford と Nelson, 1978) 以来つねに改良されてきた。以下に最近の 2 つのバージョンを説明する：

EGS4 (*) コード。この汎用 EGS4 は Nelson ら (1985) が作成したバージョンの中で用いられた。このコードには、Molière 多重散乱理論が用いられ、光子の輸送は簡単に扱われている (Molière, 1948)。このコードの使用のさらに詳細なものは Hirayama (1994) の論文に見ることができる。

EGS4 ()** コード。EGS4 (*) コードの 1 つの改良版がテストされ実行された (Ma, 1992)。このバージョンの主な改変点はつぎのとおりである：

- ・低エネルギー電子の輸送をもっとよく扱うことのできる新しいアルゴリズムの提供；
- ・多数のケースにおいて、よりよい効率と計算の正確さが得られる、相関サンプリングの使用；
- ・並列コンピュータ上でのコードの実行；及び
- ・光子相互作用強制法 (photon-interaction forcing method) の使用。

(132) **ETRAN** (電子輸送) は“圧縮ヒストリー”型のモンテカルロコードであり、そこでは、各々の短い行路セグメントにおける衝突エネルギー損失が、*ICRU Report 37* (ICRU, 1984) に与えられた阻止能とともに、Blunck-Leiseegang 結合補正を含んだランダウ分布からサンプリングされている。角度変位のサンプリングは、新しい輸送断面積 (Berger と Wang, 1987) と合うように最近改訂された遮蔽 Mott 単一散乱断面積にもとづく Goudsmit-Saunderson 多重散乱分布に従う。放射エネルギー損失は制動放射断面積 (Seltzer と Berger, 1988) に従い、各行路セグメントに沿ってサンプリングされ、またノックオン電子の生成は Muller 理論によって扱われている。制動放射ヒストリーの追跡には従来型のアナログモンテ

カルロ法が用いられ、また光子の相互作用はBergerとHubbell(1987)により与えられた断面積データにもとづいてサンプリングされる。ETRANはGeV領域から1 keVに至るエネルギーの電子・光子カスケードの輸送を扱うことができる。ETRANの適用範囲を複雑な三次元ジオメトリーに広げるため、ETRANをベースとしたいくつかのコード、すなわちZTRAN, ZEBRA, SANDYL, ACCEPTが次々に開発された。これらのコードはIntegrated Tiger Series (ITS)に再編された。その最も新しいバージョンはVersion 3.0 (Halbleibら, 1992)である。ITS Version 1.0は、現在はMCNP-4Aといわれる中性子/光子輸送コードMCNP (Briesmeister, 1993)に最近組み込まれている。

(133) **FANEUT**は、中性子と二次光子による組織等価物質中の吸収線量の特性を計算するためにとくに開発されたモンテカルロコードである (Kurochkin, 1994)。スラブと球を取り扱うことができる一次元ジオメトリーが用いられ、中性子弾性散乱の異方性とカイネマティクスは五次のルジャンドル多項式展開によって近似されている。非弾性散乱は群断面積を用いて扱われる。熱中性子に対しては、水中の水素に対する断面積の実験データと組み合わせたガスモデルが用いられている (Biskpchukら, 1987)。

(134) **放射線研究協会 (GSF) コード**。GSFコードはもともとオークリッジ国立研究所でALGAMの名前で設計され (WarnerとCraig, 1968), GSFにおいてさらに展開されたものである (Kramer, 1979; Veitら, 1989)。このコードは、人体を近似するいろいろな媒質から成るファントムの各部分における、外部線源又は内部線源からの光子により与えられた線量を計算する。ファントムはMIRD型, ボクセル型, あるいは単純な球又はスラブのいずれとすることもできる。このコードは分割光子法 (fractional photon technique) にもとづいている。MIRD型ファントムについては、エネルギーは相互作用点に沈着する (カーマ近似), また骨格中の二次電子効果に対する補正がなされている。

(135) **HADRON**は、水素を含む複雑な媒質中のハドロンカスケード輸送を計算するために設計されたモンテカルロコードで、非弾性核相互作用のカスケード・エキシトンモデルにもとづいたものである。非弾性相互作用のカスケード段階における n , p , π^{\pm} , π^0 の収率と、脱励起段階における n , p , D , T , ${}^3\text{He}$, α , 及び反跳核の収率が考慮に入れられている (Golovachikら, 1989)。

(136) **HL-PHコード**。Hollnagelによって作成されたこの中性子輸送コードに関する基礎的な情報はHollnagel (1990)に見られる。このコードは中性子と光子を扱い、(分散低減法を含む) 標準的なモンテカルロ法と組み合わせジオメトリー (combinatorial geometry, CG) を用いている。断面積はENDF/B-IV又はその後のバージョンにもとづく。このコードでモデル化されているファントムはKramerら (1982) 及びWilliamsら (1985a) で用いられているものと同じである。

(137) **JEUNESSE**はYamaguchi (4.3.3節参照)により用いられたコンピュータコードで、モンテカルロコード**MORSE-CG** (Emmett, 1975)が組み込まれている(以下の139項を参照)。JEUNESSEはCristyの設計した年齢別ファントムを含み、0, 1, 5, 10, 15歳児及び成人に相当するモデル中の臓器等価線量と実効線量を計算する(DEEPも参照)。

(138) **LAHET**コード(ロスアラモス高エネルギー輸送コード)。このコードシステムはもとオークリッジ研究所で開発され、ついでロスアラモスで改良された高エネルギー輸送コード(HETC)の改良版である。このコードの基本的な詳細はPraelとLichtenstein(1989)に見られる(LAHET, 1989)。このコードが組み込まれているジオメトリーシステムはMCNPコードのものである。輸送計算の実行に必要な高エネルギー粒子断面積は“前平衡中間段階”を有する蒸発モデルと組み合わせられた核内カスケード計算を用いて、このコード自身によって生成される。このコードは中性子、光子及び ^4He までの軽い核の輸送を扱うことができる。

(139) **MCNP**コード。ロスアラモス国立研究所で開発されたこの汎用コードは、複雑な三次元配置における放射線輸送の問題に用いることができる。このコードはつねに改良が加えられており、新しいバージョンは電子の輸送計算を容易に行うことができる。

MCNPE-BOコード。MCNPE-BOコードはMCNP-3Aコード(Briesmeister, 1986)から構成され、電子の輸送を含むように改良したものである(GuaraldiとPadoani, 1994a, b)。低エネルギー電子に対する結果の安定性を改良するように意図された補正表を加えた、Molière多重散乱理論が適用された(FerrariとGuaraldi, 1992; GualdriniとPadoani, nd)¹。

MCNP4コード。このMCNPコードの最新版(Briesmeister, 1991)は、非常に複雑なジオメトリーにおける光子、中性子及び電子の輸送計算が可能である。Goudsmit-Saunderson多重散乱理論が適用され(GoudsmitとSaunderson, 1949; Landau, 1944)、電子散乱物理の詳細な取り扱いにより1 keVまでの電子の輸送計算が可能である。

(140) **MORSE-CG**コード。広く行き渡ることになった初期のモンテカルロ輸送コードの一つである**MORSE**コード(Emmett, 1975)は、使い易い組み合わせジオメトリー(CG)を扱うことができる。計算時間を短縮するためにこのコードは群断面積を用いているが、そのため(たとえば共鳴のような)断面積の詳細な構造が重要になる問題を扱う能力に限界がある、という一つの欠点がある。さらに、十分な数の熱中性子群を含む群断面積の作成は簡単な仕事ではない。複雑な物質(たとえば人体形状ファントム)中の放射線輸送を計算する場合及び筋肉もしくは骨のようなかなり異なった組織に対する別々の群断面積のセットの計算が必要な場

¹ 本文を通じて、記号“nd”は“not dated (年代なし)”を表し、課題グループがその資料を作成中又は刊行前に入手したことを示す。

合には、このことはとくに現実的な問題となる（DEEPとJEUNESSEも参照）。

(141) **PTB/BGコード**。Grosswendtが作成したこのモンテカルロ輸送コードについての情報は一連の刊行物（GrosswendtとRoos, 1986；Grosswendt, 1993, 1994a）に見られる。このコードはBerger（1963）により作られ、これまで紹介した諸コードに適用されている圧縮ヒストリーモデルを用いている。このコードの最新版にはNahum（1976）及びAndreoとBrahme（1984）の開発した結果が含まれている。エネルギーの減衰は、Molière多重散乱理論とLandauのエネルギー損失ストラグリング分布を用い、CSDAの枠内でかつRohrlichとCarlson（1954）及びSternheimerら（1984）が記述した他の補正及び近似と組み合わせて扱われている。空間的に十分詳細な電子深部線量曲線を得るために、ファントム材料をそれぞれ $0.05 r_0$ の厚さを有する平板スライスに分割する。ここで r_0 は一次電子エネルギーに対するCSDA飛程である。これは、ETRANコード（Seltzer, 1991）で用いられているものとよく似た手法である。線量勾配が大きいファントム表面の近傍では、もっと薄い追加のスライスをモデル化することによってエネルギー沈着の正確な記述が得られ、これによってフルエンスから線量への換算係数をもっと正確に決定することが可能である。

(142) **SAM-CEコード**。組合わせジオメトリー（CG）といろいろな分散低減法を用いているこの中性子輸送コードの基礎的情報はLichtensteinら（1979）にある。このコードは近年次第にMCNP及び/又はLAHETコードに置き換えられ、これらは両方ともオークリッジのRadiation Safety Information Computational Centerにより維持と配布がなされている。

3.5. 照射ジオメトリー

3.5.1. 総論

(143) 人体が照射される場合に考えられるジオメトリーの数は事実上無限なので、計算を実行する照射ジオメトリーの数を、いくらか恣意的に、制限するのがふつうになってきている。一般には、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計算が行われる。以下に図5に模式的に示すいくつかの典型的な照射ジオメトリーについて述べる。

前方-後方ジオメトリー（AP）。身体の長軸と直角の方向から、電離放射線が身体の前面に入射する照射ジオメトリー。

後方-前方ジオメトリー（PA）。身体の長軸と直角の方向から、電離放射線が身体の背面に入射する照射ジオメトリー。

側方ジオメトリー（LAT）。身体の長軸と直角の方向において、電離放射線が身体のいずれかの側面に入射する照射ジオメトリー。もっと特定する必要がある場合には、つぎの記号を用いる：RLAT（身体の右側面から左側面へ）又はLLAT（身体の左側面から右側面へ）。こ

の報告書では、理由がある場合は計算結果を LLAT と RLAT に対し別々に示してある。これら 2 つのジオメトリーの間には吸収線量の差が少ししかない場合には、データを RLAT と LLAT の値の平均として示す。

回転ジオメトリー (ROT)。身体の長軸に直角な方向から電離放射線の平行ビームに身体が照射され、長軸の周りに一様な速度で人体を回転させるジオメトリー。又はその代わりに、身体の長軸に直角の軸上にある静止線源からの電離放射線の広いビームにより身体を照射する間、身体をその長軸を中心に一様な速度で回転する、というようにこのジオメトリーを定義してもよい。

等方ジオメトリー (ISO)。単位立体角あたりの粒子フルエンスが方向に依存しないような放射線場と定義される。

(144) 上に定義されたジオメトリーは理想化されているが、実際の被ばく条件の近似とすることができる。たとえば、AP、PA 及び LAT ジオメトリーは単一の線源と特定の身体の向きによって作られる放射線場の近似と考えられる。対照的に、ROT ジオメトリーは広く広がった面線源からの照射（たとえば、環境汚染から起こりうる）の近似とみなされる。この近似は場の中に立っているか又は歩き回る人の長軸に直角に入射する放射線になる。また ROT ジオメトリーは、身体の長軸を直角に照射する単一線源の放射線場の中でランダムに動く人のジオメトリーの近似にもなる。ISO ジオメトリーは放射性ガスの大きな雲中に浮遊する身体の近似になろう。このジオメトリーはしばしば、住宅又は環境中での天然放射性核種による照射又は放射性核種の環境への大気放出による照射に対して想定される。

(145) これまで述べたもの以外に、実際の状況をもっと正確に記述する照射ジオメトリーが定義されることもある。それらには、身体の長軸に直角でない単一方向又は面平行ビーム、発散又は収束するビーム、及び身体を横切る一様には分布しないビームによる照射が含まれよう。

3.5.2. ICRU 球について用いられるジオメトリー

(146) ICRU 球ファントム中の線量分布の計算には、3.5.1 節で述べた 5 つ（両方の側方ジオメトリーを数える場合は 6 つ）の理想化されたジオメトリーが一般に用いられる。

(147) 実際には、方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ の定義から、主軸に沿った深さ d における線量当量が、球の主軸に対し 0° と 90° の間のいろいろな入射角について計算される。（角度 α の値と照射ジオメトリーの間関係の議論については 2.6.3 節を参照）。

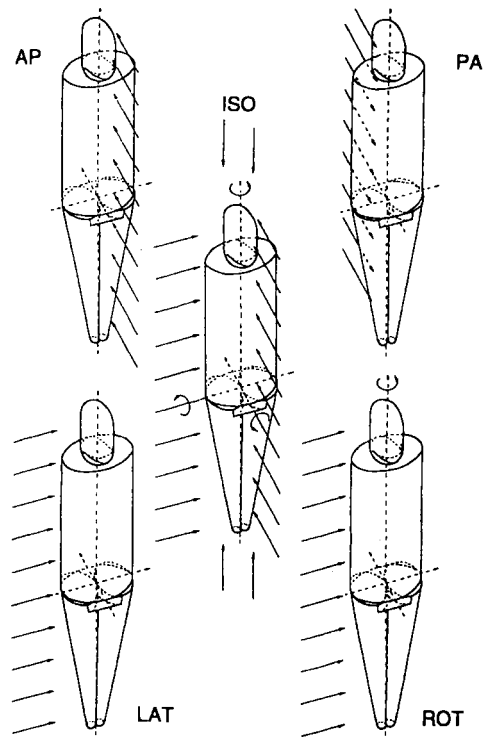


図5 人体形状ファントムのいくつかの照射ジオメトリー

3.5.3. ICRU スラブについて用いられるジオメトリー

(148) ICRUスラブファントム中の線量分布の計算には、スラブの面における入射角を変えることによって、多数の入射放射線ジオメトリーを想定することができる。0°と90°の間のいろいろな角度でスラブに入射する光子、中性子及び電子に対し計算が行われている。ICRU球ファントムについて定義したのと同様の方法で、スラブに対しROT及びISOジオメトリーを定義することも可能である(2.6.3節参照)。

4. 換算係数

4.1. 緒 論

(149) “換算係数”は防護量及び実用量を放射線場を特徴づける物理量と結び付けるものである。実際には、通常計算され又は用いられる物理量は、組織吸収線量 D_T 、自由空気中の空気カーマ K_a 、及び粒子フルエンス Φ である。たとえば実効線量 E は換算係数によって粒子フルエンスと関係づけられる。

(150) 合同課題グループによって検討されたデータは、科学文献中に得られるか又は合同課題グループのメンバー及びその同僚が出したもののいずれかであった。この章は、検討された換算係数のデータをまとめ、それらを使用することで放射線防護における測定値の解釈に一貫したアプローチがなされるような換算係数の標準的なセットを勧告する。

4.2. 総 論

(151) この報告書の2つの主な目的は、防護量と実用量の間の関係の全般的な理解を可能にするデータを示すことと、実際の状況（たとえば混合放射線場や広いエネルギースペクトル）において放射線防護の目的上、後者が前者を適切に予言するかどうかを決めることである。

(152) この章に示される諸量の個々の値は多数のパラメータに依存している。すべての公表データについて徹底的に論じることはこの報告書の範囲外であるが、一般原則を明らかにするために代表的なデータを選択した。出典を広く参照することにより、関心のある人々は特定の問題の詳細を調べることが可能である。合同課題グループが入手したすべてのデータの解析にもとづいて、勧告する標準的なデータセットを示す。

(153) 光子については10 MeVまで、中性子¹は180 MeVまで、また電子は45 MeVまでのエネルギーのデータを検討した（表4-6参照）。もっと高いエネルギーの光子、中性子及び電子、あるいは*Publication 60*のICRP新勧告に含まれるその他の放射線についての計算は、あまりないかあるいはまだ行われていない。

(154) この報告書で論じられているエネルギーより高いエネルギーまで計算を拡張するには、現在の輸送コードの改良とそれらの支援データベースが必要であろう。これらの必要な改

¹ 30 MeVを超える中性子のデータは限られている。7グループの著者たちが中性子エネルギー20 MeVまでの臓器線量と実効線量のデータを提供した。5グループの著者たちは実用量の計算を発表していたが、30 MeVを超えるのはそのうち2組に過ぎなかった。

良にはつぎのものが含まれる：

- ・もっと高いエネルギーに対する断面積データの再評価とコードに適合するフォーマットでの編集；
- ・照射された組織内で二次荷電粒子により輸送されるエネルギーの計算。

4.2.1. 放射線エネルギースペクトル及び混合放射線場

(155) この報告書に示す標準的換算係数は単一エネルギー放射線による照射について計算されたものである。実際には、単一エネルギーの放射線場はまれであり、放射線場を構成する粒子のエネルギーは広い範囲に広がっているのが普通である。標準研究所においてさえ、型式試験や校正に使用される標準的な場は、単一エネルギーに準ずるものでしかないことがしばしばである。広いエネルギースペクトルに対する平均又は実効換算係数は、放射線エネルギースペクトル全体にわたる積分によって決めなければならない。

(156) さらに、放射線防護において實際上重要な放射線場は、一次放射線の相互作用によって発生した二次放射線のために、2種類以上の放射線から成っているのが普通である。このことは、中性子に対してはいかなるエネルギーにおいてもつねにそうであり、また他のほとんどの放射線についても高エネルギーではそうである。

(157) 混合放射線場については、総体的な換算係数を決めるために、その放射線場のすべての成分からの個別の寄与を合計しなければならない。放射線場の各成分について、その成分に対する平均換算係数を、全エネルギースペクトルにわたって積分することにより決めなければならない。これらの計算はこの章に示される単一エネルギー放射線に対する換算係数を用いて容易に行うことができよう。

4.3. 光子に対する換算係数

4.3.1. 緒論

(158) この節では、自由空気中の空気カーマ及び光子フルエンスから防護量と実用量の両方への標準的な換算係数を提供する。考慮された防護量は組織又は臓器¹の吸収線量 D_T 及び実効線量 E である。与えられた実用量は、周辺線量当量 $H^*(d)$ 、方向性線量当量 $H'(d)$ 及び個人線量当量 $H_p(d)$ である。提供される換算係数は、対象とする計算モデル又はファントムにいくつもの照射ジオメトリーで入射する単一エネルギー光子による照射に対するものである。これらの換算係数を計算するのに用いられた一般的な方法は第3章に記されている。

¹ この節では、“組織又は臓器”と言う表現をしばしば“臓器”と簡略化する。

4.3.2. 光子に対する特別な考察

(159) この報告書では、光子に対する大部分の換算係数は (Gy/Gy) 又は (Sv/Gy) の単位で表された、防護量又は実用量の自由空気中の空気カーマに対する商で示されている。(Gy/Gy) 又は (Sv/Gy) という単位は厳密には無次元なので、正確さにこだわる人々はこれらの換算係数の単位の表示法に反対するかもしれない。しかしながら、委員会は、次元をこのように表示すれば、本文と提供されるデータを明瞭にするのに役立つであろうと考えた。光子に対しては、放射線荷重係数の値は1 ($w_R = 1$) であり、単位空気カーマあたりの臓器吸収線量 (Gy/Gy) は単位空気カーマあたりの臓器等価線量 (Sv/Gy) と数値的にひとしい。このように、光子に対しては、換算係数は単位空気カーマあたりの臓器吸収線量 (Gy/Gy) で与えられ、実効線量と実用量に対する換算係数は (Sv/Gy) の単位で与えられる。さらに、光子に対する換算係数が中性子及び電子に対する換算係数と一貫したやり方 (すなわち、粒子フルエンスあたり) でも示されるように、またいろいろな計算目的に対してできるだけ完全なデータベースを提供するために、付属書A2の表A.1の情報をを用いてこのデータを単位光子フルエンスあたりの換算係数に変換することができる。

4.3.3. 計算方法

コンピュータコード

(160) 光子について用いられる輸送コードの一般的特徴については3.4.2節で論じられている。ここに報告するデータの計算には、いくつかの異なったコードが使用された。Zanklら (1992, nd[a, b]) は成人と2つの小児モデルに対する臓器等価線量及び実効線量の計算のためにKramerら (1982) によって書かれたモンテカルロコードを用いた。YamaguchiとYoshizawa (1991, 1992) 及びYamaguchi (1991) は成人モデルに対する実効線量の計算にDEEPモンテカルロコードを用いた。あとの著者らは、“年齢別”の実効線量の計算にコンピュータコードJEUNESSE (Yamaguchi, 1992) も用いている。DEEPとJEUNESSEは両方ともモンテカルロコードMORSE-CG (Emmett, 1975 ; MORSE-CG, 1975) を内蔵している。Reeceら (1993) は臓器等価線量の換算係数を計算するのにコンピュータコードMCNP (Briesmeister, 1986) を用いた。これらの計算におけるカーマ近似の使用とその限界の側面は3.4.2節に詳細に論じられている。

モデルとファントム

(161) Zanklら (1992, nd[a, b]) は成人に対する計算に、MIRDファントム (Snyder, 1969, 1978) から導かれた男性と女性の成人の数学モデル (Kramerら, 1982) を用いた。Reeceとその協同者 (1993) も彼らのデータを得るために改良されたMIRDファントムを用い

ているが、YamaguchiとYoshizawa（1991, 1992）及びYamaguchi（1994a）は、実効線量の角度依存性の計算に両性を具えた改良型成人MIRDファントムを用いた。

（162） Yamaguchi（1994b）は実効線量の換算係数の年齢依存性を調べるために、Cristy（1980）によって設計されたいろいろな身体寸法を有する、両性を具えた0, 1, 5, 10, 及び15歳の小児と成人の人体形状数学モデルを用いた。Zanklとその同僚（nd[a, b]）は、実際の小児の全身コンピュータ断層像データにもとづく8週児と7歳児の断層像モデル（Zanklら, 1988；Veitら, 1989）を使用した。

物理データ

（163） Zanklら（1992, nd[a, b]）はDLC-99/HUGOパッケージ（KnightとRoussin, 1983）からの光子断面積データを用いた。YamaguchiとYoshizawa（1991, 1992）及びYamaguchi（1994a）はHubbell（1982）からのカーマ係数を用いた。

（164） 表4に、各著者グループによって用いられたコンピュータコード、物理データベース、人体形状モデル、及び照射ジオメトリーをまとめてある。

4.3.4. 利用できるデータ

防護量

（165） 合同課題グループは3つの著者グループによって計算された臓器線量データを検討した。これらのグループは、Texas A and M大学のReece（Reeceら, 1993）、日本原子力研究所のYamaguchiとその協同者（YamaguchiとYoshizawa, 1991, 1992；Yamaguchi, 1994a, b）、及びGSFのZanklとその協同者（Zanklら, 1992, nd[a, b]）である。人体モデルに広い平行ビームで又は等方的に入射する単一エネルギー光子に対する臓器等価線量と実効線量が示された（表4参照）。計算の行われた照射ジオメトリーは、前方-後方（AP）、後方-前方（PA）、左及び右側方（LLATとRLAT）と左右側方入射の平均（LAT）、モデルの長軸の周りの360°回転（ROT）、及び単位立体角あたりの粒子フルエンスが入射方向に依存しない放射線場による照射（ISO）である（第3章参照）。一部の著者らはこれ以外の光子入射角度（Yamaguchi, 1994b；Zanklら, nd[a]）及びいろいろな寸法（年齢）の人体モデル（Yamaguchi, 1994b；Zanklら, nd[b]）についてのデータも示した。

実用量

（166） この報告書には実用量についての新たなデータは示されておらず、周辺線量当量、方向性線量当量及び個人線量当量のデータはICRU Report 47（ICRU, 1992a）とISO Report DIS/4037-3（nd）からとられたものである（188－196項参照）。体内の $H_p(d)$ については

表4 光子についての防護量に対する換算係数の計算の要約

著者	コード/データベース 人体形状モデル	計算された防護量 (D_T, E)	照射 ジオメトリー	エネルギー又は エネルギー範囲	エネルギー の点数
Yamaguchi(1991); Yamaguchi,Yoshi- zawa(1991,1992)	モンテカルロコード： DEEP(Yamaguchi,1991) 物理データ： Hubbell(1982) モデル： MIRD (両性具有)	E 及び、選ばれた 臓器について計算 された D_T の値	水平方向と垂 直方向、いろ いろな角度で	45 keV,90 keV, 1.25 MeV	3
Yamaguchi(1994)	モンテカルロコード： JEUNESSE (Yamaguchi,1992) 物理データ： Hubbell(1982) モデル：0,1,5,10, 15歳児；成人 (両性) Cristy(1980)	E と D_T の両方	AP,PA,RLAT, ROT,ISO	17 keV-8.5 MeV	12
Reeceら (1993)	モンテカルロコード： MCNP 物理データ：なし モデル：MIRD (男性と 女性)	E の値なし、選ば れた臓器について 計算された D_T の値	AP,PA,LLAT. RLAT	80 keV,300 keV, 1 MeV	3
Zanklら (1992,nd [a,b])	モンテカルロコード： GSFコード(Kramerら, 1982) 物理データ：DLC99/ HUGO[ENDF/B-V(Rou- ssinほか, 1983) モデル：ADAMとEVA (Kramer,1982);BABY/ CHILD(Veitら, 1989)	E と D_T の両方	AP,PA,LLAT, RLAT,ROT, ISO,水平と 垂直方向, いろいろな角度, (成人モデル, 選 ばれたエネルギー のみ)	10 keV-10 MeV	17

データが得られていないが、 $H_{p,slab}$ と $H_{p,thymus}$ についての換算係数は人の胴体における H_p の代わりに用いられる (322項参照)。

データの変動性の解析

(167) 計算された臓器等価線量換算係数の統計的不確実性は、光子エネルギー、モデルの寸法、個々の臓器の配置とその体積に強く依存する。17 keVを超える光子エネルギーでは、変動係数は大きい臓器 (たとえば肺, 肝臓, 胃) に対し一般に2.5%以下であった。身体中に

広く分布する臓器又は組織（皮膚，骨表面，骨髄）については，変動係数は1%以下であった。もっと小さい臓器（睾丸，卵巣，甲状腺）では，変動係数はもっと高くなる傾向があったが，低エネルギー（約30 keV以下）で15%をようやく超えたにすぎない。このエネルギーでは，換算係数は非常に小さいため，この統計的不確実性の重要性（たとえば実効線量の推定値における不確実性への影響についての）は低い。

(168) 放射線輸送のモデリングの単純化に由来する不確実性の評価は，実際に起こる物理現象と比較した場合，困難である。単純なジオメトリーのファントムとモデル（たとえばICRU球又はスラブ）及びAlderson-Randoファントム中の線量の測定値と計算値の比較によると，その差は一般に5-10%以下であり，15%を超えない（Selbachら，1985；Williamsら，1985b；Grosswendt，1989；Veitら，1992）。この報告書のために解析されたデータは，独立した異なるモンテカルロコードとデータベースを用いて計算されたものであるが，それらは著者の与える統計的不確実性の範囲で一致したという事実からも，この結論はある程度確かめられる。異なる著者たちからのデータ間の一致の例として，図6にYamaguchi（1994b）とZanklら（nd[a]）による実効線量の換算係数の計算を比較して示す。何人かの著者間のデータの比較が可能なきには，記された統計的不確実性の範囲内で一般的に一致が見られた（Reece

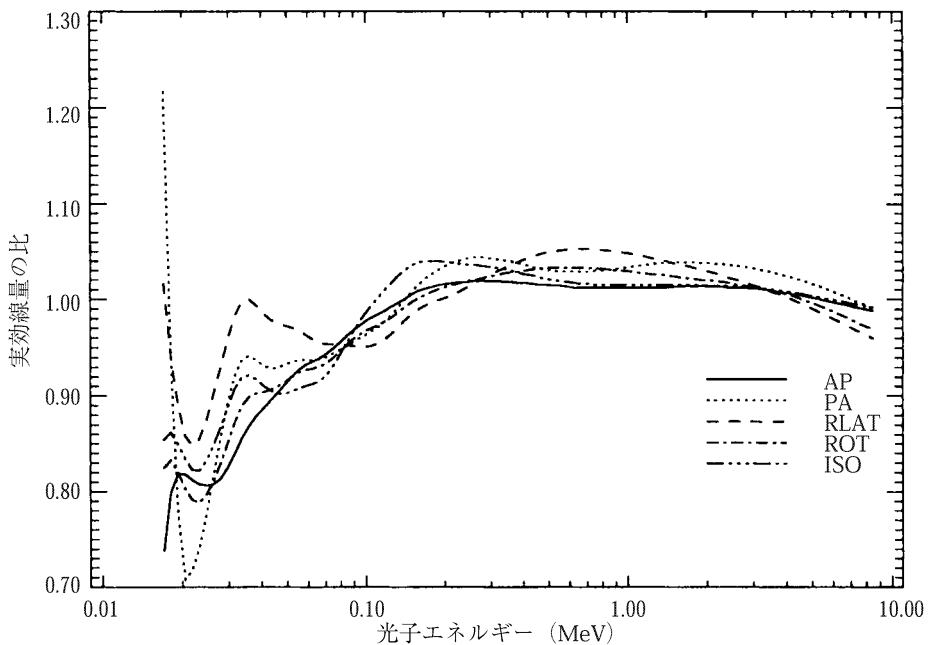


図6 光子に対する実効線量換算係数の比較。Zanklら（nd[a]）のデータに対するYamaguchi（1994b）のデータの比を，5つの照射ジオメトリーについて光子エネルギーの関数として示す。

ら、1993とZanklら、nd[a]による成人についての臓器等価線量換算係数及びYamaguchiとYoshizawa, 1992, Yamaguchi, 1993, 1994b, 及びZanklら1992, nd[a]による成人についての実効線量換算係数)。Yamaguchi及びZanklと協同者による成人についての実効線量換算係数間の差(約20%まで)は、主として使用した人体モデルの違いによるものであり、低い光子エネルギーで起こっている。Yamaguchiは両性を具えたモデルを用いたのに対し、Zanklと協同者のデータは女性と男性のモデルを用いて計算されている。女性モデルの身体寸法がより小さいため、とくに低光子エネルギーにおいて臓器線量換算係数が大きくなったのである。

4.3.5. 換算係数と解析

防護量：臓器・組織線量

(169) 臓器線量データのいろいろなセットを解析するにあたって、ICRPが実効線量を規定するために用い、荷重係数がICRP Publication 60に定められている、“残りの臓器”の内訳をなす臓器を含む、臓器・組織に主として注意を払った。

(170) 図7にいくつかの選ばれた臓器に対する臓器等価線量を示す。曲線は、光子エネルギーの関数として表された、AP照射ジオメトリーにおける、自由空気中の単位空気カーマあたりの、結腸、女性乳房、眼の水晶体、肺、赤色骨髄、及び皮膚に対する臓器等価線量

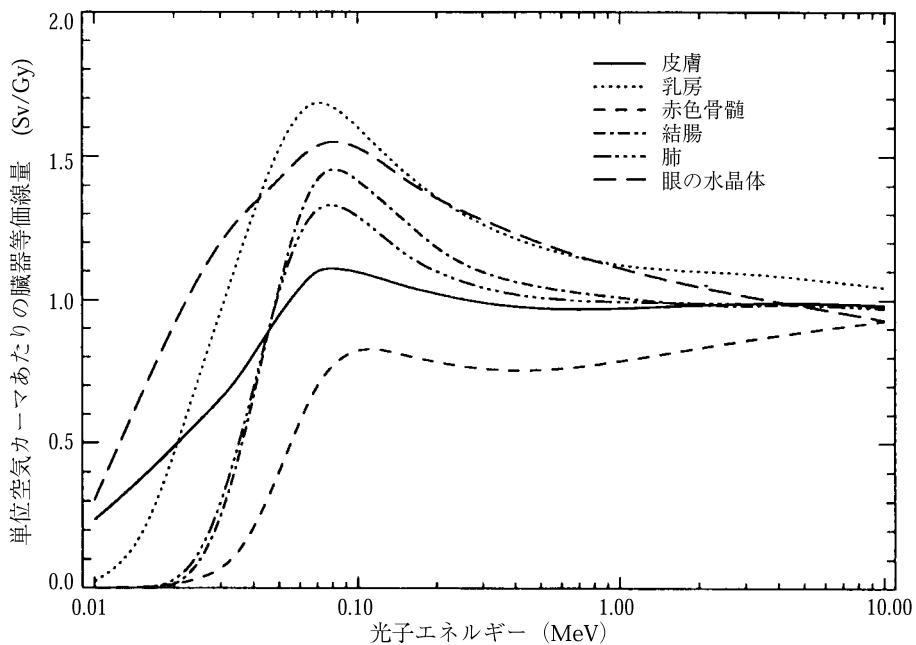


図7 光子エネルギーの関数として表されたAP照射ジオメトリーにおける選ばれた臓器の等価線量

(Sv/Gy)を示す。臓器等価線量データの完全なセットは付属書1にグラフで示され、また付属書2の表にまとめられている。

(171) 個々の臓器等価線量のデータからの実効線量の計算については、2.5.3節に述べた。

(172) 付属書に示す臓器等価線量の換算係数の標準値はZanklら (nd[a]) の論文からとられたものである。Zanklと協同者の計算したデータと他の著者のデータを比較したところでは、良い一致が見られている (167項参照)。

(173) 付属書2の表A.2 - A.16に、ICRPが組織荷重係数を勧告した特定の臓器[すなわち、膀胱、骨 (赤色骨髄)、骨 (表面)、乳房、結腸、生殖腺 (卵巣、睪丸、及び平均値)、肝臓、肺、食道、“残りの臓器”、皮膚、胃、及び甲状腺]についてICRPが勧告する標準的換算係数を示してある。付属書2の表A.13には、*ICRP Publication 60*の定めにより、“残りの臓器”を構成する個別の臓器・組織 (副腎、脳、腎臓、筋肉、脾臓、小腸、膵臓、大腸上部、胸腺、及び子宮) についてのデータから計算された、“残りの臓器”に対する標準的換算係数がある。2つの例外 (胸腺と子宮) を除き、“残りの臓器”について別に表にしたデータはないが、これらは、もし必要ならば、Zanklら (nd[a]) の論文から得られよう。

防護量：実効線量

(174) 表A.17には付属書2に示される臓器データから評価された、単位空気カーマあたりの実効線量の標準的換算係数がまとめられている。この結果を図8にグラフで示す。

(175) 実効線量についての標準的データセットを選ぶにあたっては、臓器線量の場合に採用したものと同じ手法を用いた。実効線量の標準的換算係数は、着目するそれぞれのパラメータについて最も包括的なデータセットを提供している著者のものをとった。この方法により、エネルギー依存性についてはZankl (1992, nd[a]) のデータ、角度依存性についてはYamaguchiとYoshizawa (1992) 及びYamaguchi (1993b) のデータ、また年齢依存性についてはYamaguchi (1994b) のデータを選ぶ結果となった。成人モデルに対するYamaguchi (1994a) とZanklら (nd[a]) のデータは良く一致している (図6)。いろいろな年齢についてのデータ (Yamaguchi, 1994b ; Zanklら, nd[b]) はLATとROTに対して最も良く一致し、APとPAに対しては違いはいくらか大きい、それでも一致は良い。ISOジオメトリーに見られるこれらのデータセットの違いは、おそらくこのジオメトリーのモデリングの違いによるものであろう。

(176) 複数の著者に共通したデータの比較が可能であった場合には、その著者らの記す統計的不確実性の範囲で一般に一致を見たので、上記のデータ選択方法は標準的データに矛盾を持ち込むことはなかったと信じられる (168項も参照)。

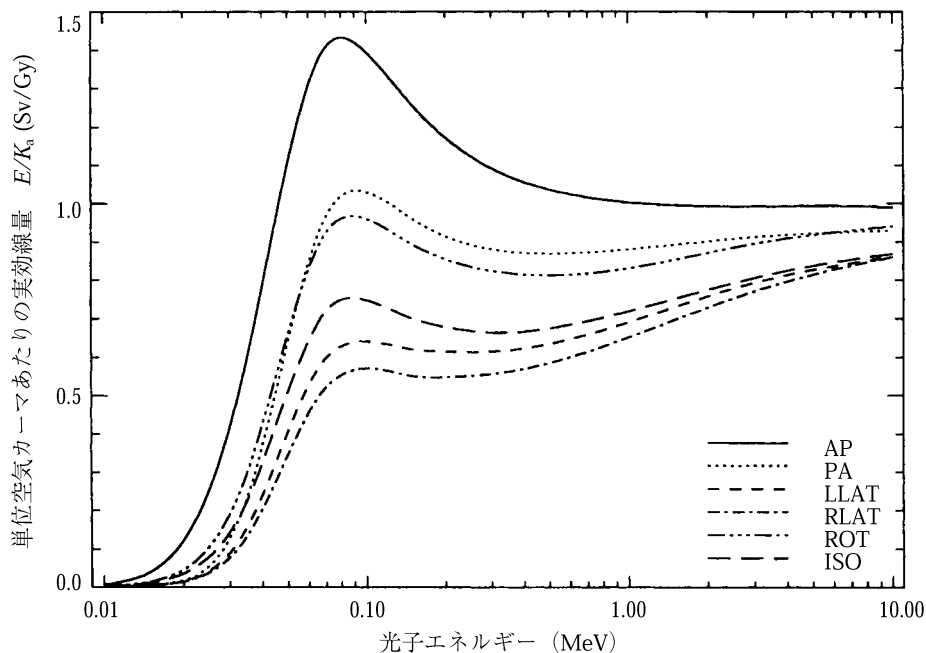


図8 成人人体形状計算モデルについての、いろいろな照射条件における、光子に対する実効線量の標準的換算係数。数値データは表A.17にある

実効線量のエネルギー依存性

(177) 実効線量についての換算係数のエネルギー依存性（図8）は、組織中の光子相互作用断面積、身体中の臓器の位置、実効線量に寄与する個々の臓器の組織荷重係数、及び照射ジオメトリーを含む、いくつものパラメータによって、複雑なやり方で決まる。

(178) 個々の臓器についての換算係数のエネルギー依存性は、光子相互作用断面積のエネルギーによる変化と身体中のその臓器の位置によって決まる。10 keVを超えるところでは、光電効果断面積はエネルギーとともに減少し、コンプトン散乱が次第に優勢になるため、換算係数はそれに応じて増加する。とくにAPとPAジオメトリーで80から100 keVの間に見られる換算係数のピーク（図8；付属書2の図A.1－A.19も参照）は、このエネルギー領域で大きな割合で起こる大角散乱によるものである。このピークは、後方散乱が重要になる身体表面近くに位置する臓器についてとくに顕著であるが、もっと深い位置にある臓器についてはそれほど顕著ではない。これら後者の臓器に対しては、放射線がエネルギーの増加とともにより深くまで到達することのほうがもっと重要になる。

(179) 100 keVを超えるエネルギーでは、表層にある臓器の換算係数は下降を示すが、深部の臓器のそれはわずかに増加する。100 keVと1 MeVの間では、組織中の全光子相互作用断

面積はエネルギーによって大きく変化しない。1 MeVを超えるエネルギーでは、組織成分に特有の低原子番号元素について電子対生成断面積がゆっくり増加する。10 MeV以下のエネルギーでは、電子対生成は換算係数を決める上であまり重要でない。

(180) 実効線量についての換算係数のエネルギーによる変化の形が照射ジオメトリーによって異なるのは、諸臓器の位置が入射光子ビームに関して異なることと、それらの荷重係数の値によるものである。荷重係数の大きい臓器は前方に位置するので、“後方散乱ピーク”はAP照射ジオメトリーで最も顕著である。LAT照射ジオメトリーでは、すべての臓器はこの向きでは多かれ少なかれ“深い位置にある”ので、“後方散乱ピーク”は實際上消失する。

実効線量の角度依存性

(181) 空気カーマからの実効線量の換算係数は光子の入射方向に大きく依存する。これを図9と10に示す。ここには3つの光子エネルギーといろいろな入射角に対する換算係数が示さ

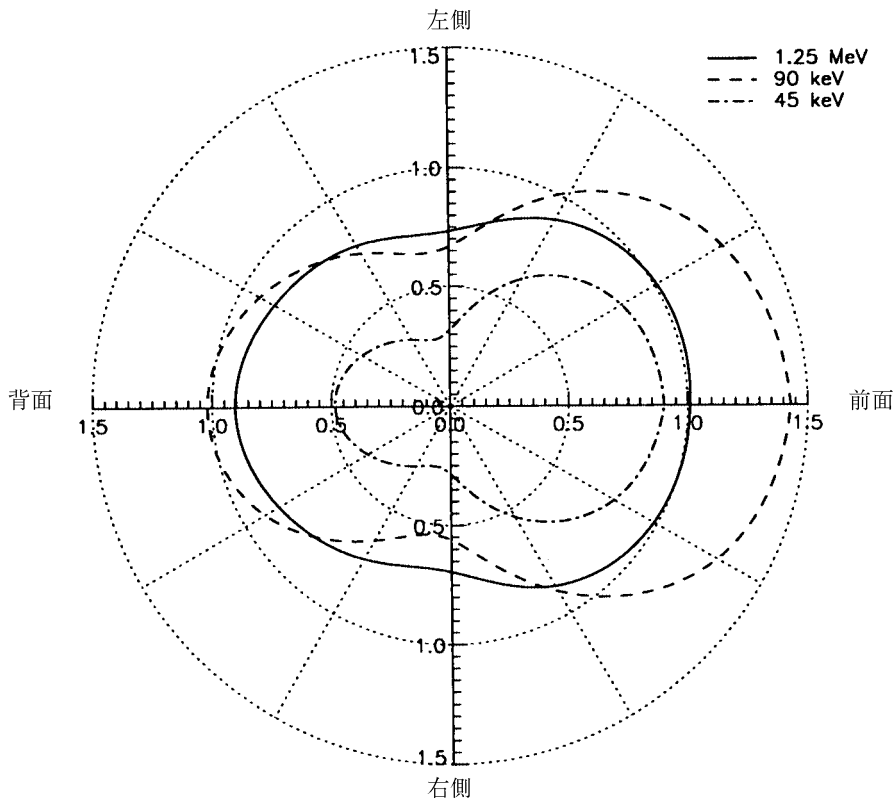


図9 光子に対する実効線量の角度による変化 (i): 成人人体形状計算モデルにいろいろな角度で入射する単一エネルギー光子平行ビームに対する、自由空気中の単位空気カーマあたりの実効線量, E/K_a 。入射方向は身体の長軸と直交する。

れている。水平方向に角度が変化する入射では（図9）、換算係数は前方入射と前方斜め入射のとき最大であり、側方入射で減少し、後方と後方斜め入射で再び増加する。換算係数はまた、入射角度が左側からのほうが右側からよりも大きい。

(182) このような効果は、実効線量の大きさの決定に支配的な臓器の多くが身体前部に位置するという理由で起こる。身体がAP以外のジオメトリーで照射されるときは、身体前部にあるこれらの臓器は身体前方からの光子入射の場合におけるよりも厚い組織層で遮蔽される（付属書1の図A.1, 膀胱；図A.4, 乳房；図A.5, 結腸；図A.8, 生殖腺；図A.9, 肝臓；図A.11, 食道；図A.14, 胃；図A.15, 甲状腺を参照）。

(183) 実効線量の内訳には身体の垂直中軸に関して非対称に位置し、対になっていないいくつかの臓器が含まれているので、身体の左側又は右側からの照射に対して起こる本来の非対称性がある（付属書1の図A.5, 結腸；図A.9, 肝臓；図A.11, 食道；図A.14, 胃を参照）。

(184) 垂直方向に角度が変化する入射（図10参照）については、換算係数はやはり前方及

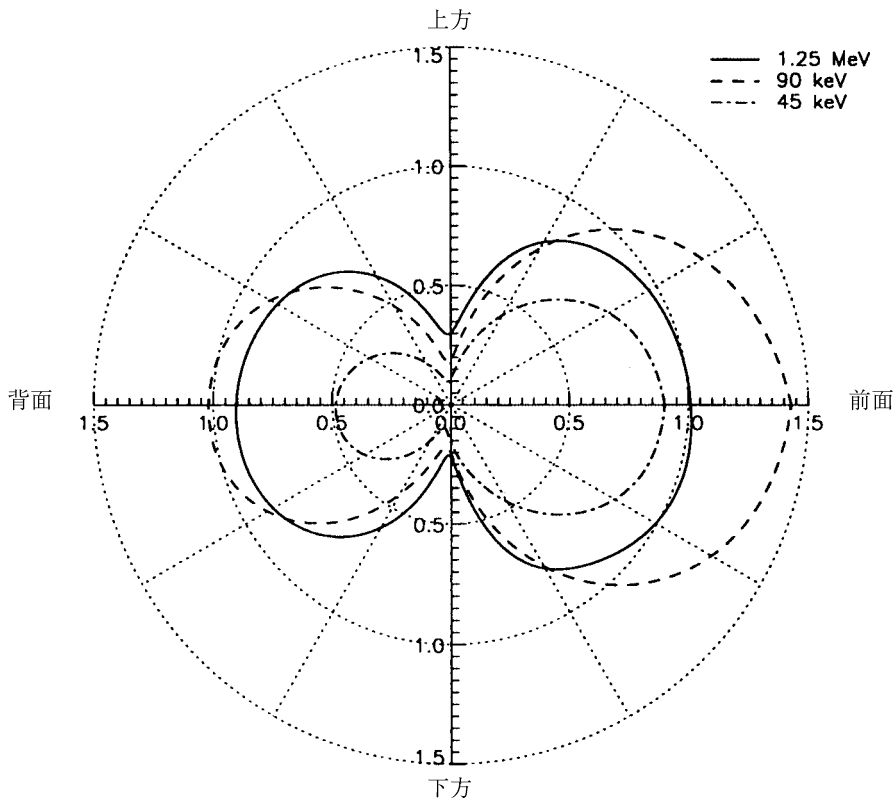


図10 光子に対する実効線量の角度による変化 (ii)：成人人体形状計算モデルにいろいろな角度で入射する単一エネルギー光子平行ビームに対する、自由空気中の単位空気カーマあたりの実効線量、 E/K_a 。入射方向は身体の横断軸に直交する。

び前方斜め入射に対して最大であり、頭上又は地面からの入射に向かうにしたがって急激に減少し、後方及び後方斜め入射に対して再び増加を示す。これらの変化の理由は前に述べたのと同じであるが、この場合には身体の遮蔽効果がもっと著しいため、変化は強調されている。

実効線量の年齢依存性

(185) Yamaguchi (1994b) と Zankl ら (nd[b]) は年齢（厳密には身体寸法）による実効線量の変化を計算した。Yamaguchi (1994b) から選んだデータを、AP 及び ISO ジオメトリーについて図 11 と 12 に示す。年齢による実効線量の最大の差異は LAT と ISO ジオメトリーについて見出されている。

(186) 空気カーマに対する実効線量の換算係数は年齢の増加とともに一般に減少する。たとえば ROT ジオメトリーでは、115 keV 光子に対する換算係数は、新生児から成人にわたる年齢を模擬したファントムについて、1.10 から 0.91 SvGy^{-1} まで変化する。510 keV の光子については、換算係数は 1.01 から 0.84 SvGy^{-1} にわたる。この減少の主な理由は、入射放射線から臓器を遮蔽する上層組織の量が身体寸法の増加とともに増加するためである。

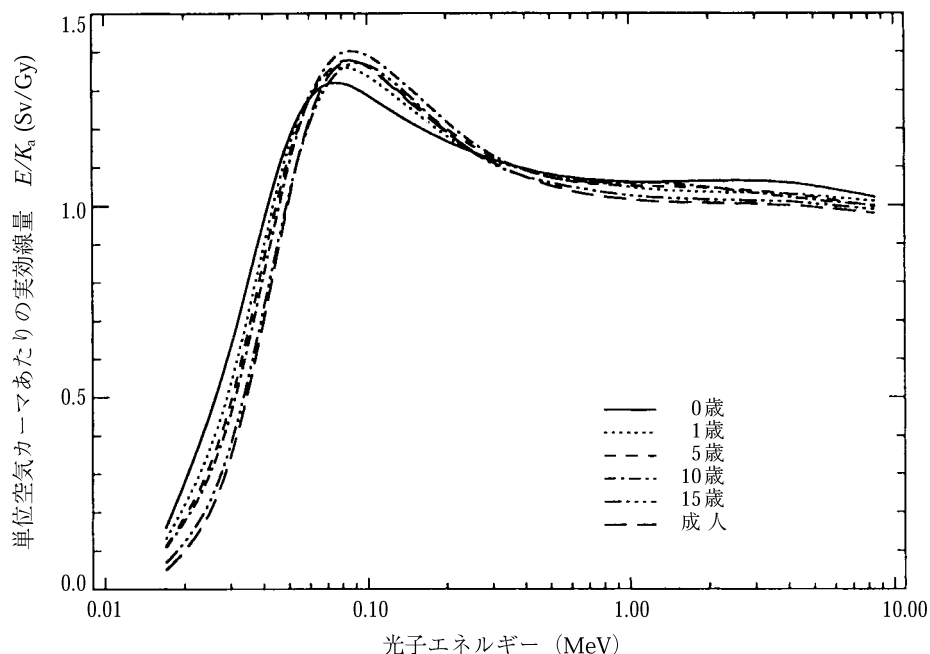


図 11 いろいろな年齢の人体形状計算モデルに AP 照射ジオメトリーで入射する光子についての、自由空気中の単位空気カーマあたりの実効線量、 E/K_a 。

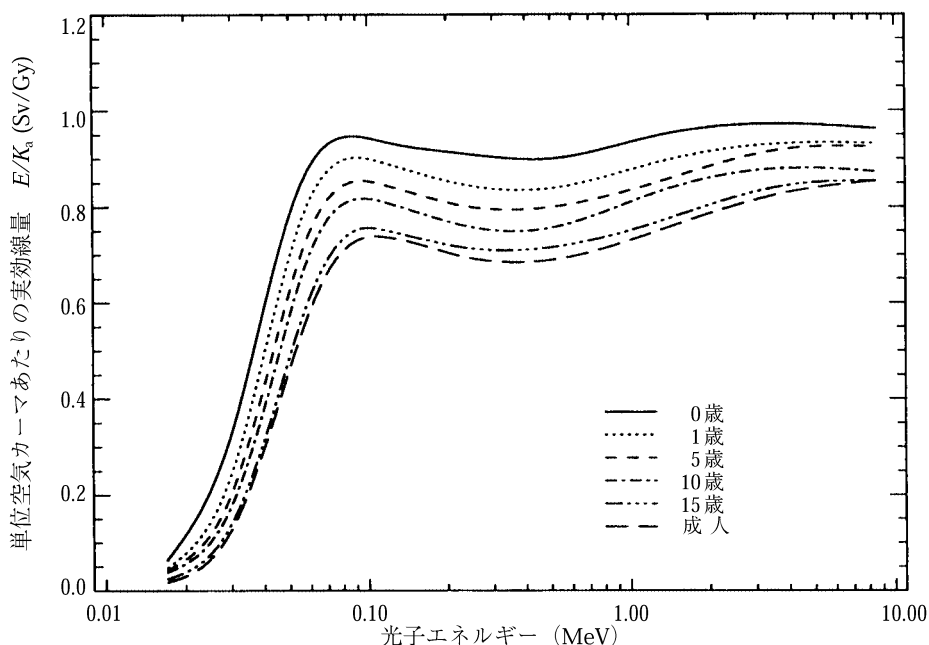


図12 いろいろな年齢の人体形状計算モデルに等方 (ISO) 照射ジオメトリーで入射する光子についての、自由空気中の単位空気カーマあたりの実効線量, E/K_a 。

実効線量に対する特定の臓器・組織の相対的寄与

(187) 特定の臓器・組織の実効線量に対する相対的寄与を、(ICRPが組織荷重係数を定めているすべての臓器・組織について) 図13-16にまとめてある。図13-15には、比 $w_T H_T / E$ がAP, PA, 及びROTジオメトリーにより照射される身体について、光子エネルギーの関数としてプロットされている。非常に低いエネルギー (10ないし20 keV) では (光子の入射方向に関して) 身体表面又はそれに近い臓器が主として E に寄与する。20 keVを超えると、表層臓器の相対的寄与は減り、深部臓器の寄与がそれに応じて増加する。約1 MeVを超える光子エネルギーでは、臓器線量換算係数 D_T / K_a がこのような高い光子エネルギーですべて1 Gy/Gyに近づくため、各臓器の相対的寄与はそれぞれの組織荷重係数 w_T の数値に近づく (付属書1の図A.1-A.15を参照)。図16は同様のデータを少し違ったやり方で表現したものであり、光子エネルギー30 keVと200 keVにおける実効線量への臓器線量の相対的寄与の変化を示す。

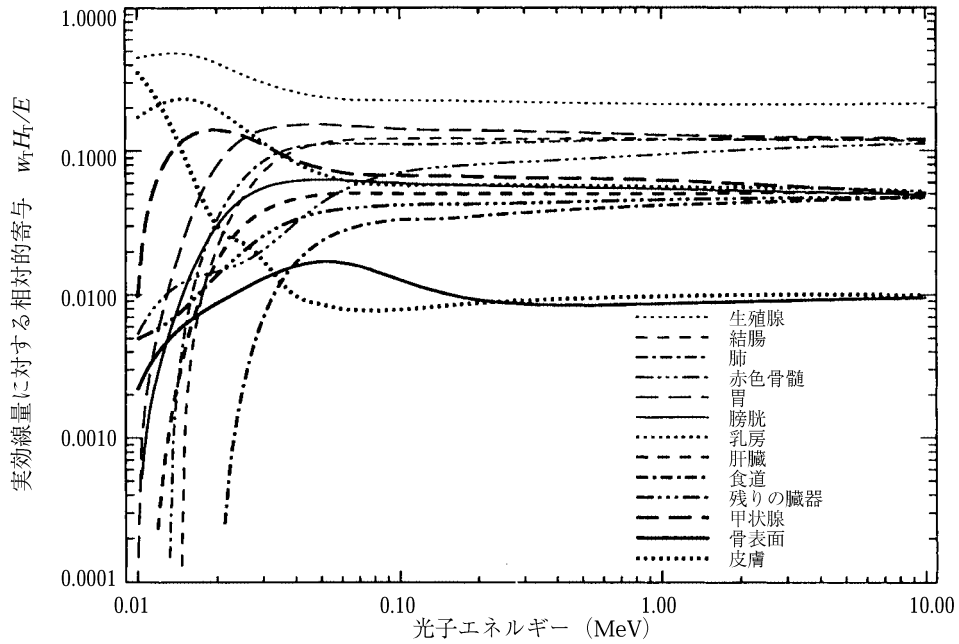


図13 成人人体形状計算モデルにAP照射ジオメトリーで入射する光子についての、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与。

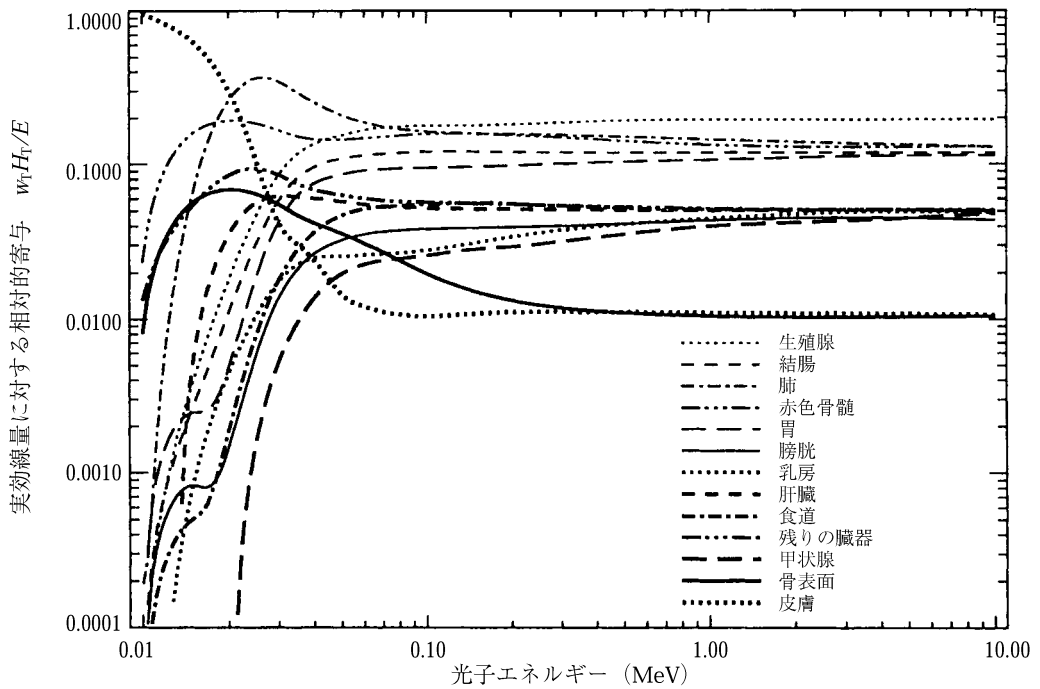


図14 成人人体形状計算モデルにPA照射ジオメトリーで入射する光子についての、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与。

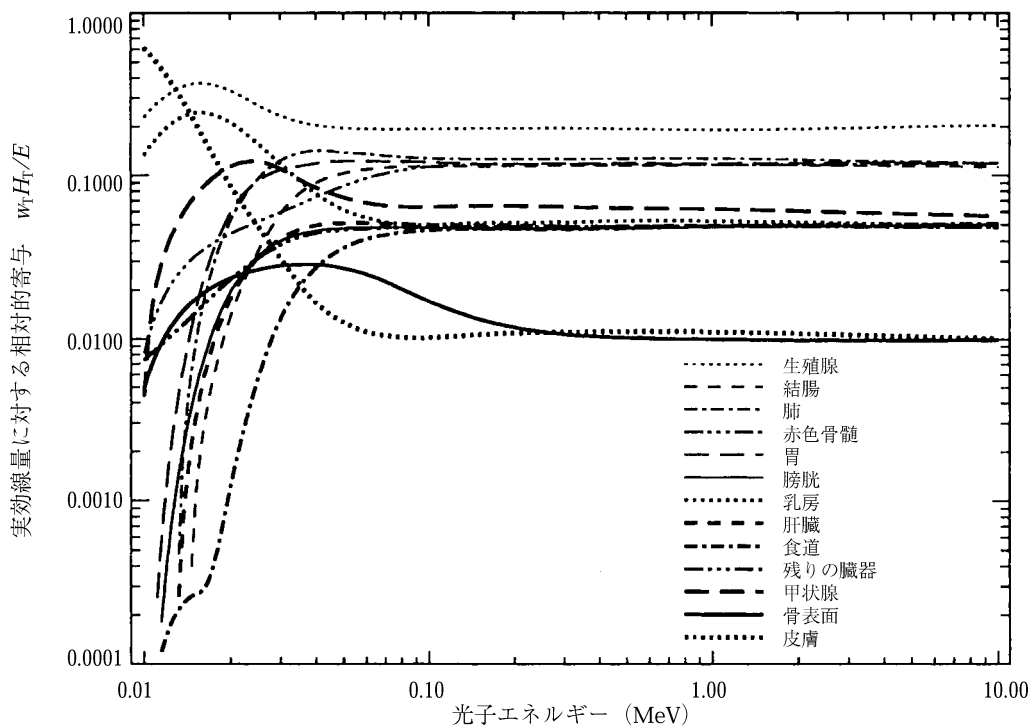


図15 成人人体形状計算モデルにROT照射ジオメトリーで入射する光子についての、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与。

実用量

(188) 実用量である周辺線量当量 $H^*(d)$ と方向性線量当量 $H'(d)$ の換算係数はモンテカルロ法を用いていくつかのグループにより計算された (3.4.2節参照)。これらの著者らにより計算された係数は、彼らの推定した不確実性の範囲で良く一致している (Cross, 1989)。ICRUとICRPの両方によりここで勧告される $H^*(10)$ 、 $H'(0.07)$ 及び $H'(10)$ についての標準的換算係数の値は、以前 *ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) で勧告されたものと大きくは変わらない (第5章参照)。

周辺線量当量

(189) この報告書に示す周辺線量当量 $H^*(10)$ についての換算係数は、*ICRU Report 47* (ICRU, 1992a) から直接とられたものであり、現存の公表データについての Wagnerら (1985) と Grosswendtら (1988) による以前の評価にもとづいている。*ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) に与えられた換算係数との比較から、 $H^*(10)$ の三つのデータセットは良く一致し、光子エネルギー3 MeVまでは2%以下、10 MeVでおよそ5%の違いである。

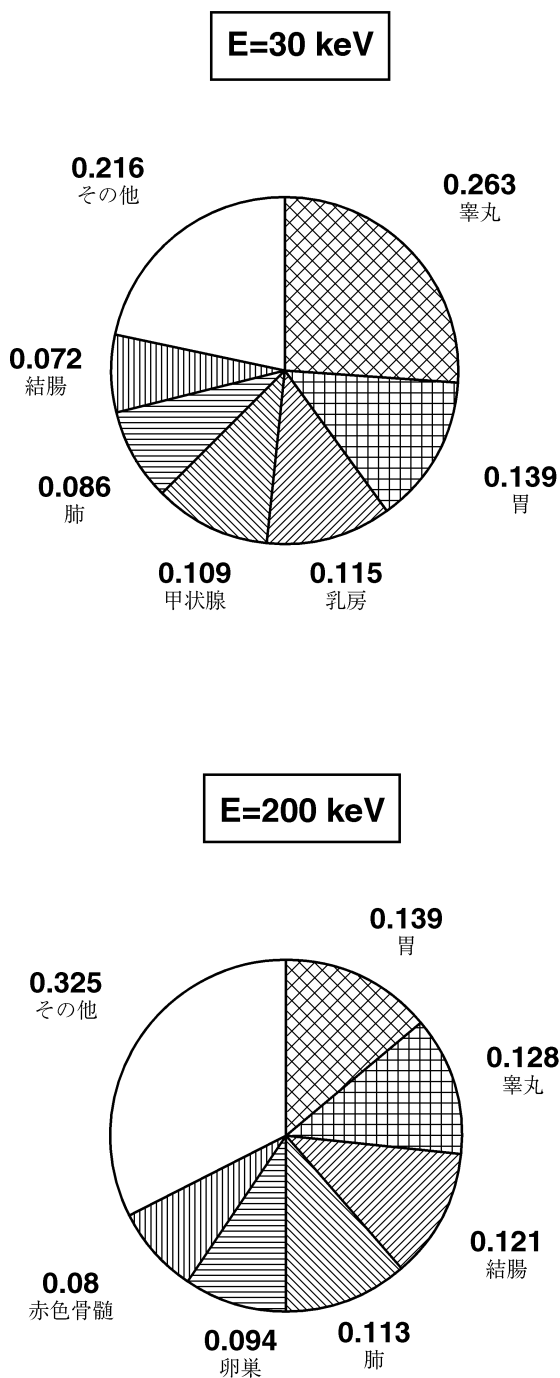


図16 成人人体形状計算モデルにAP照射ジオメトリーで入射する30 keVと200 keVの光子についての、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与

(190) このように良い一致があるので、ICRUは30 keVないし10 MeVの光子エネルギーに対し、換算係数 $H^*(10)/K_a$ の数値を算出するための一つの経験的な解析関数を採用した(ICRU, 1992a; Wagnerら, 1985)。この式から導かれた値を、これらの光子エネルギーについて、付属書2の表A.21に再掲する。30 keV未満については、表A.21の値はICRU Report 47(ICRU, 1992a; Grosswendtら, nd; HubbellとSeltzer, 1995も参照)に与えられたデータにもとづいている。

(191) 正確な解釈が必要な場合には、表A.21の換算係数の数値間の補間を、直線-対数スケール上で、4点(三次)ラグランジュ補間公式を用いて行うことを推奨する。付属書2の表A.22-25にある角度依存係数の補間には、直線-直線スケール上での4点(三次)ラグランジュ補間公式を推奨する。

方向性線量当量

(192) 委員会が勧告する方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ についての標準的換算係数の主な出典はDimbylowとFrancis(1989)のデータとICRU Report 47のデータである(2.6.3節参照)。

(193) ICRU球の深さ0.07 mm及び10 mmにおける方向性線量当量 $H'(0.07, 0^\circ)$ と $H'(10, 0^\circ)$ の換算係数の値を付属書2の表A.22とA.23に示す[表のデータ間の補間の議論については、189-191項“周辺線量当量”を参照]。光子エネルギー及び、入射場に対向する半径とICRU球の主軸との間の角度 α の関数としての換算係数 $H'(d, \alpha)/\Phi$ の変化は、次式で定義される角度依存係数によって調べることができる：

$$R(d, \alpha) = H'(d, \alpha) / \Phi / H'(d, 0^\circ) / \Phi \quad (4.1)$$

また、 $R(d, \alpha)$ の値も、 0° から 180° までの α の値について、これらの表に含められている。これらの角度依存係数はDimbylowとFrancis(1989)のデータとICRU Report 47のデータから導かれたものである。

(194) これら二つの深さ(0.07 mmと10 mm)における実用量は、それぞれ弱透過性放射線と強透過性放射線のモニタリングに用いられる。 $H'(3, \alpha)$ の値は、この量が光子モニタリングの日常業務に広く用いられていないので、与えていない。もし中程度の深さの組織(たとえば眼の水晶体)が照射されそうなきには、その組織はふつう遮蔽(たとえば防護めがね)によって防護されるし、通常は $H'(0.07)$ と $H^*(10)$ の測定によって光子場における防護のための十分な情報が得られるであろう。

個人線量当量

(195) 個人線量当量という量の論議は2.6.4節にある。現在、人体中の $H_p(d)$ についての計

算値は得られていない。しかし、*ICRU Report 47*でGrosswendt (1990) の計算にもとづくICRUスラブ中の $H_{p,slab}$ についての換算係数が勧告された。付属書2の表A.24とA.25の作成にはTillら (1995) のデータとGrosswendtら (nd) の改訂されたデータが用いられており、これらの表には空気カーマからの換算係数のほかに、 0° から 75° までの角度に対する $H_p(10, \alpha)$ と $H_p(0.07, \alpha)$ の角度依存係数も含まれている。

(196) 0.07 mm と 10 mm の深さにおける実用量が弱透過性及び強透過性放射線のモニタリングに用いられるので、組織スラブファントム中のこれら二つの深さにおける個人線量当量を選んだ。角度依存係数は 75° までの角度 α について与えられている。

4.4. 中性子についての換算係数

4.4.1. 緒論

(197) この節では、中性子フルエンスから防護量と実用量への標準的換算係数を与える。ここに与えられている防護量は臓器吸収線量 D_T と実効線量 E であり、実用量は周辺線量当量 $H^*(d)$ と個人線量当量 $H_p(d)$ である。与えられている換算係数は、着目するファントム上にいくつかのジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子による照射に対するものである。これらの換算係数の計算に用いられた一般的方法は第3章に述べてある。

4.4.2. 中性子に対する特別な考察

(198) この報告書に示す換算係数は単一エネルギー入射中性子による照射に対するものである。実際には、単一エネルギー中性子による被ばくはめったに起らない。放射線場における中性子のエネルギーは通常広い範囲にわたっており、エネルギーで10桁にも及ぶ例もある。さらに、いわゆる“中性子場”の大部分は、ほとんど必ず光子や、ときにはその他の放射線を伴う混合放射線場である。このような放射線場についての換算係数を評価するのならば、単一エネルギー粒子に対する係数を対応するスペクトルにわたって適切に平均しなければならない(4.2.1節参照)。

(199) 中性子は身体中で多くの相互作用を行い、中性子はそれによってエネルギーを失い、最終的には体内で吸収されるか又は体内から出てゆく。この減速過程の間に多くの種類の二次粒子が生成されることがある。これらの二次粒子のエネルギー(したがってLET)は広い範囲に分布する。ファントム中のある位置におけるLET(したがって線質係数)で表した吸収線量の分布は多くの変数で決まり、そのうちで最も重要なのは相互作用断面積、二次粒子エネルギースペクトル、及び、相互作用点からその位置までの二次粒子の輸送である。このように、中性子の外部照射によって体内の任意の点に生じるエネルギー沈着は複雑なプロセスであり、エネルギーに強く依存する。

(200) 中性子の相互作用による二次光子の生成は、この光子が組織中をかなり透過することから、とくに重要である。なかんづく、 ${}^1\text{H}(n, \gamma) {}^2\text{D}$ 反応による水素の熱中性子捕獲で放出される2.2 MeV光子は、人体内でのエネルギー沈着に重要な役割を演じており、コンプトン散乱の結果、中性子で照射される身体中の約1 MeVを超える二次光子源である。約1 MeVまでの入射エネルギーの中性子については、二次光子が体内の深部に吸収線量の大部分を沈着する。体内の10 mmの深さでは、熱中性子及び中速中性子による照射による吸収線量の90%が光子の寄与であり、10 keVを超える中性子エネルギーでは、吸収線量への光子の寄与は急激に減少して、1 MeVでは20%未満になる (DietzeとSiebert, 1994)。

(201) 中性子の入射エネルギーが増加するにつれて、光子以外の放射線がエネルギー沈着に重要な部分を占めるようになる。この報告書で考察する中性子の入射エネルギーでは、光子について陽子が人体組織の吸収線量の2番目に重要な源である。熱中性子のエネルギーでは、 ${}^{14}\text{N}(n, p) {}^{14}\text{C}$ 反応 (これは約600 keVの陽子を生成する) が陽子による吸収線量の大部分に寄与する。約1 keVを超えるエネルギーでは、水素との弾性散乱による反跳陽子が沈着するエネルギーが重要になり、数MeV以上のエネルギーでは核反応 $[(n, D), (n, T), (n, \alpha)]$ 等による荷電粒子の生成が次第にエネルギー沈着の重要なメカニズムになる。

(202) 20 MeV以下の中性子エネルギーにおいては、吸収線量はカーマ近似を用いて計算されているが、もっと高いエネルギーでは二次荷電粒子平衡がつかぬに達成されているとは限らず、二次荷電粒子の輸送を考慮しなければならない (20 MeV陽子の組織中の飛程は約4 mmである)。カーマ近似とその限界については3.4.2節に詳細に論じられている。

(203) *ICRP Publication 60*における防護量の定義では、線質による荷重に関してかなりの変更が勧告されている。防護量の計算にあたって、LETに関連付けられた線質係数 ($Q(L)-L$ 関係) を用いる代わりに、身体に入射する放射線によってのみ定まり (すなわち、着目点における放射線ではなく)、関連する組織中の平均吸収線量に適用される放射線荷重係数 w_R を用いることとなった。 $Q(L)-L$ 関係は、防護量の計算に用いられるいくつかの例外的状況を除いて、実用量の計算に引き続き用いられた (さらなる論議については2.4.2節参照)。

4.4.3. 計算方法

コンピュータコード

(204) 線量の計算に使用される輸送コードの一般的特徴については3.4.2節に論じた。ここに報告するデータの計算には、いくつかの異なるコードが用いられている。合同課題グループは9つの著者グループのデータを評価した。各グループが防護量と実用量の計算に用いたコンピュータコードを、3.4.2節に述べたコードの簡単な記述とともに、表5と表6に示す。いくつかのいわゆる“標準的な”モンテカルロコードが用いられた: LAHET, MCNP, MORSE-CG

及びSAM-CE。これに加えて、JAERI (Yamaguchi, 1993) とPTB (Hollnagel, 1990) で開発され実行されている特別なコードも用いられた。

(205) MCNPコードは6つの著者グループによって使用されている。この輸送コードはENDF/B中性子断面積データファイルと組み合わせた場合、20 MeV以下の中性子エネルギーに対する計算に限られる。しかしながら、断面積データファイルを拡張することにより、Leutholdら (1992) はMCNPコードを用いて30 MeVまでのエネルギーについて計算を行うことができた。MORSE及びSAM-CEコードと、Hollnagelのカスタマイズされたコードも、断面積データのために20 MeVまでに限られていた (表5参照)。

(206) NabelssiとHertel (1993b, 1994) は、180 MeVまでの中性子についてLAHETコードを使用した。このコードは高エネルギー粒子の輸送計算に適用することができる。ICRU球に入射する中性子エネルギー5 GeVまでの計算に、SannikovとSavitskaya (1993, nd) はHADRONコードを使用した。

(207) すべての著者は、20 MeV以下のエネルギーでカーマ近似 (荷電粒子は相互作用点から輸送されなかった、とする近似) を用いた (カーマ近似の論議については3.4.1節参照)。表5と表6に示す輸送コードのうち、LAHETとHADRONだけが相互作用点以外の場所への高エネルギー荷電粒子の輸送を取り扱っている。NabelssiとHertel (1993b, 1994) 及びSannikovとSavitskaya (1993, nd) はその計算の中で、荷電粒子のエネルギーが20 MeVに減衰するまではその輸送を考慮し、それ以下ではカーマ近似を用いていた。

(208) 熱中性子によるエネルギー沈着の計算には特別な考察が適用される。熱中性子の散乱は、散乱が起こる物質の水素の分子結合 (たとえば水又はポリカーボネート) と化学組成に強く依存する。さらに熱領域では、組織カーマ係数と ${}^1\text{H}(n, \gamma){}^2\text{D}$ 及び ${}^{14}\text{N}(n, p){}^{14}\text{C}$ 反応断面積の両方が中性子速度に逆比例して変化するので、中性子のエネルギー分布が重要である。したがって、計算された熱中性子に対する平均カーマ係数と二次光子フルエンスは、水素の結合と、熱エネルギー分布を記述する精密さ (すなわち、低エネルギー領域で選ばれたエネルギー群の数と幅) に依存する。

(209) いろいろな著者グループの用いたエネルギー群 (口語ではしばしばエネルギービンという) の数は大きく異なっていた。たとえばYamaguchi (1993) は1つの熱中性子群だけを用いたのに対し、Leutholdら (1992) は1 eV以下の中性子に20のエネルギー群を用いていた。まとめを表5と6に示す。エネルギー群の数と幅の選択は、いろいろな著者グループにより計算された換算係数の値にかなり影響している (Schuhmacherら, 1994)。諸計算の間の違いは、深部にある臓器と、中性子の減衰過程及び二次光子の寄与が最も重要になる1 keV以下の中性子エネルギーにおいて、最大になる (4.4.4節参照)。

表5 中性子についての防護量に対する換算係数の計算の要約

著者	コード/データベース /モデル	計算された防護量 (D_T, H_T, E)	ジオメトリー	エネルギー範囲	エネルギー の点数
Morstin ら (1992)	モンテカルロコード： MCNP 中性子断面積： ENDF/B-IV カーマ係数：ENDF/B-IV(計算) モデル：EVA	すべて	AP,PA,LLAT, RLAT	熱-20 MeV	33
Nabelssi と Hertel (1993a)	モンテカルロコード： MCNP 中性子断面積：ENDF /B-V & RMCCS-MCNP カーマ係数： Caswell ら(1980) モデル：PNL(男, 女)	すべて	AP,PA,LLAT, RLAT,ROT	10 MeV-19 MeV	14
Leuthold ら (1992)	モンテカルロコード： SAM-CE 中性子断面積： ENDF/B-IV カーマ係数： ICRU 26 (1977) モデル：ADAM と EVA	すべて	AP,PA,LAT, ROT	10 eV-13.5 MeV	14
Leuthold ら (nd)	モンテカルロコード： MCNP 中性子断面積： ENDF/B-IV カーマ係数： White ら(1992) モデル：ADAM と EVA	すべて	AP,PA,LLAT, RLAT,ROT, ISO	熱-20 MeV	19
Yamaguchi (1993, 1994c-d)	モンテカルロコード： MORSE-CG 中性子断面積： JENDL-3 カーマ係数： Caswell ら(1980) モデル：MIRD	すべて	AP,PA,RLAT, ROT,ISO	熱-18.3 MeV	16
Stewart ら (1993)	モンテカルロコード： MCNP 中性子断面積： ENDF/B-V カーマ係数： Caswell ら(1980) モデル：PNL(男, 女)	すべて	AP,PA,LAT	1 keV-20 MeV	17
Hollnagel (1990,1992, 1994a)	モンテカルロコード： HL-PH 中性子断面積： ENDF/B-IV カーマ係数： Caswell ら(1980) モデル：ADAM と EVA	すべて	AP,PA,LAT, ROT,ISO	熱-20 MeV	32

表6 中性子についての防護量に対する換算係数の計算の要約

著者	コード/データベース	計算された実用量			エネルギー範囲	エネルギー の点数
		$H^*(10)$	$H(10, \alpha)$	$H_{p,slab}(10, \alpha)$		
Sannikovと Savitskaya (1993,nd)	モンテカルロコード： HADRON;FANEUT 中性子断面積：HADRON カーマ係数：Caswellら(1980)	Yes	No	No	熱-5 GeV	21
Nabelssiと Hertel (1993a, 1994)	モンテカルロコード：HMCNP 中性子断面積：ENDF/B-IVと RMCCS-MCNP カーマ係数：ICRU 26 (1977)	Yes	No	No	1 keV-180 MeV	30
Leutholdら (1992)	モンテカルロコード：MCNP 中性子断面積：ENDF/B-IV カーマ係数：ICRU26(1977)	Yes	No	No	熱-30 MeV	32
Hollnagel (1994b)	モンテカルロコード：HL-KUQU 中性子断面積：ENDF/B-IV カーマ係数：Caswellら(1980)	Yes	$0^\circ \leq \alpha \leq 180^\circ$	$0^\circ \leq \alpha \leq 75^\circ$	熱-19 MeV	33
Schuhmacherら (1994);Siebert とSchuhmacher (1994);Siebert ら(nd)	モンテカルロコード：MCNP 中性子断面積：ENDF/B-V カーマ係数：Caswellら(1980)	Yes	$0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$	$0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$	熱-20 MeV	61

モデルとファントム

(210) 検討した防護量の計算の大部分は成人モデルを用いてなされていた。小児について利用できるデータは限られていた。計算は成人ファントムについては両性具有のMIRD-5ファントム又はMIRDをベースとして改良された男女別のファントム(ADAMとEVA)(Kramersら, 1982)を用いて実行されていた。実用量は、そのために定められたモデル、すなわちどちらもICRU組織代用物質で作られたICRU球又はスラブについて計算されていた。表5と表6に、いろいろなグループにより用いられたモデルをまとめてある。

(211) 著者の多くはその計算の中でADAMとEVAモデルにもとづいた男女別のファントムを用いた。ある著者は、*ICRP Publication 60*及びKramer-Drexlerの式[式(2.13)](KramerとDrexler, 1982)に定められたのとは異なる多くの臓器・組織についても計算を行っていた。計算に含まれた臓器の数は20(Leutholdら, nd)から60(Yamaguchi, 1993)にもわたっている。2つのグループは男性と女性の臓器・組織の両方を含む両性具有のモデル[MIRD-5ファ

ントム (Snyderら, 1978) 及びCristyの成人モデル (Cristy, 1980) を用いた。ICRPの規定に適応させるためのこれらのモデルとファントムの変遷と発展の議論は3.3.3節に見られる。

(212) いろいろな年齢を代表する, Cristyのモデルにもとづくいろいろな寸法のファントムについても計算が行われた (Yamaguchi, 1994)。

物理データ

(213) 物理データを含むいくつかの異なったデータベースがいろいろなグループによって使用された。中性子断面積の主な情報源は, すでに利用できるデータファイルすなわち ENDF/B-IV (NNCSC, 1974), ENDF/B-V (Garber, 1979) 及びJENDL-3 (Shibataら, 1990; JENDL-3, 1990) であった。中性子カーマ係数は断面積データから直接計算された (Morstinら, 1992) か, 又は *ICRU Report 26* (ICRU, 1977), Caswellら (1990) 又は Whiteら (1992) により公表された数値表からとられた。これらの中性子断面積データベースは約 10 MeV 以下の中性子エネルギーに対し一般に良く一致しているが, もっと高いエネルギーでは断面積とカーマ係数のデータにいくらかの差が見られた。LAHETコードを用いた 30 MeV 以上の中性子エネルギーでの計算については, 物理データベース中に利用できる断面積の実験データがきわめて少なく, 用いられた必要な断面積は核内カスケードと蒸発モデルを適用することによって理論計算から導かれたものであった。

(214) 委員会勧告中の最近の2つの変更 (4.4.2節で論じた) が実用量の値に影響を与えている。第一に, 新しい $Q(L) - L$ 関係が *ICRP Publication 60* で導入された。第二に, 液体の水における陽子と α 粒子に対して *ICRU Report 49* (ICRU, 1993a) に公表された新しい阻止能を適用することにより, 中性子の \bar{Q} はそのエネルギーにもよるが最大で 25% 減少する。これら2つの効果はたがいに逆向きであるが, その正味の影響は中性子の \bar{Q} の値を 40% まで増加させる。

(215) ファントム中の吸収線量に適用すべき平均線質係数の増加は, 2つの理由から, 単一エネルギー中性子について示されている $Q_n(E)$ の値に見られる極端な増加よりはずっと小さい。身体中の吸収線量は無散乱中性子, 散乱中性子及び二次光子の3つの寄与の合計に由来する。第一に, 光子の平均線質係数 \bar{Q} は 1 とされており, 光子は吸収線量にかなり寄与するので, 混合放射線に対する平均線質係数はそれに応じて小さくなる。第二に, 中性子の平均線質係数 \bar{Q}_n は対応する中性子スペクトルにわたって平均することによって計算しなければならない。 \bar{Q}_n の正味の増加は Q_n の極端な増加よりは小さくならう。この両方の効果のため, 体内における平均線質係数の総体的な増加は, 単一中性子エネルギーについて示された $Q_n(E)$ の値の増加から一見して予想されるよりは小さくなる。

4.4.4. 利用できるデータ

防護量

(216) 合同課題グループは7つの著者グループの臓器線量データを検討した（表5参照）。これらの著者たちは、いろいろな全身照射ジオメトリーでの臓器吸収線量と実効線量について換算係数のデータセットを提供した。データが利用できた照射ジオメトリーは、前方-後方（AP）、後方-前方（PA）、左側方と右側方（LLATとRLAT）[臓器が身体の垂直軸に対し対称的に位置している場合は、単に側方（LAT）]、回転（ROT）、及び等方（ISO）である（3.5節参照）。得られた臓器線量データはすべてこの報告書のために考察し、きわめてわずかな例外はあるが、標準的換算係数の最終評価に含めた（4.4.5参照）。図17にいくつかの臓器の吸収線量を中性子エネルギーの関数として示す。曲線は、APジオメトリーで照射された人体形状モデルの結腸、女性乳房、肺、赤色骨髄、睪丸、及び皮膚に対する、単位フルエンスあたりの吸収線量 D_T/Φ を、 pGy cm^2 の単位で示したものである。評価された臓器吸収線量と実効線量のデータの完全なセットは、付属書1に図で、また付属書2に表で示してある。

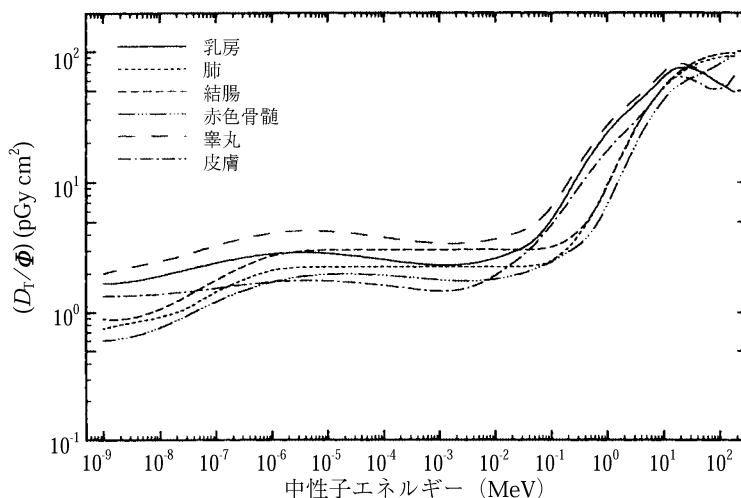


図17 人体形状計算モデル上の中性子エネルギーの関数として表した、AP照射ジオメトリーでの、選ばれた臓器に対する臓器吸収線量の換算係数

(217) 予想しうるわずかな例外はあるが、両性具有モデルについての計算から得られる臓器線量データは男性又は女性モデルでのものと比べて大きな違いはない。例外は乳房と生殖腺（すべての照射ジオメトリーで）及びAP照射のときの肺（女性乳房による遮蔽のため）である。

実用量

(218) 実用量である周辺線量当量 $H^*(10)$ の換算係数は5グループによって計算された。さらに、これらのグループのうち2つは、 $H(10, \alpha)$ と、スラブファントムを用いて $H_{p,slab}(10, \alpha)$ を計算した (表6参照)。合同課題グループによって評価された周辺線量当量 $H^*(10)$ と個人線量当量 $H_{p,slab}(10, \alpha)$ の値を、付属書1に中性子エネルギーの関数として図で、また付属書2に表で示す。

データの変動性の解析：防護量—臓器吸収線量

(219) 7つの著者グループによる臓器線量データセット (表5) から、各データセット内及び異なったデータセット間のばらつきについて、いくつかの結論を引き出すことができる。臓器吸収線量について計算された換算係数の統計的不確実性は、それらの著者によって通常10%よりずっと小さいと推定された。しかし、別々のグループの作成した臓器吸収線量データを比較すると、異なった著者らの間のデータのばらつきは、ある場合には推定された統計的不確実性よりもはるかに大きかった。最悪のケースでは、このばらつきは2倍を超えたが、多くの場合にはこれよりずっと小さかった。このことは、データの中に、まだ見つかっていない系統的な不確実性の源がある可能性を示唆している。

(220) 図18と19に、臓器線量計算データの変動性について選ばれた2つの例を示す。いろいろな著者が計算した個々のデータ点を中性子エネルギーの関数としてプロットし、評価された換算係数を示す実線を引いてある。図18は、いろいろな著者のデータ間の一致が良い、女性の肝臓の例である。図19は、いろいろな著者のデータ間にもっと大きな変動のある、男性の結腸の例である。臓器線量のばらつきを示す一連の図を付属書1の図A.36—A.55に示す。体表面に近い臓器 (図A.43, 睾丸), 身体中軸に近い臓器 (図A.42, 卵巣; 図A.49, 肺), 個々のデータセットが良く一致している例 (図A.44—A.48, 肝臓), 及び個々のデータセットのばらつきがもっとも著しい例 (図A.51—54, 胃) についてのデータも示してある。図A.50は“残りの臓器”の吸収線量の計算例である。

(221) 起こりうる系統的誤差の詳細かつ厳密な解析を行っても、このばらつきを説明することは困難であり、またこの報告書の範囲外でもある。しかし、ある程度の定性的な説明は可能である。すなわち、多くのデータセットの個々のデータ点間の変動は、著者たちの用いたいろいろな人体形状モデル, 輸送コード, 及び物理データベースの違いによるものであろう。

(222) 身体の多くの臓器・組織のモデリングはコードによって異なる。1 MeV以上の中性子エネルギーでは、臓器吸収線量は一般に30%以内で一致している。個々のデータ点間の違いは100 keV以下の中性子エネルギーで、かつ二次光子の寄与が全吸収線量のかなりの部分を占める深部の臓器 (たとえば胃, 結腸) について最も顕著である (図A.37—41及びA.51—54)

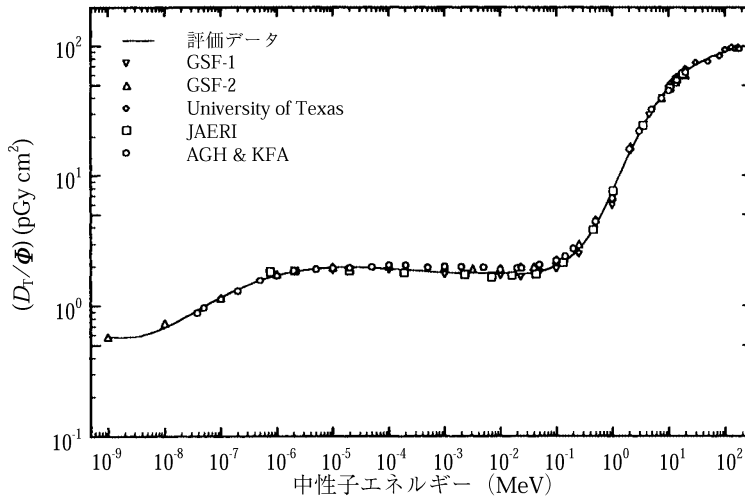


図18 RLAT照射ジオメトリーで人体形状モデルに入射する中性子エネルギーの関数として表した、女性の肝臓線量の例についての臓器線量換算係数の、研究機関間の変動。実線はデータに対して評価された最善のフィットを示す。

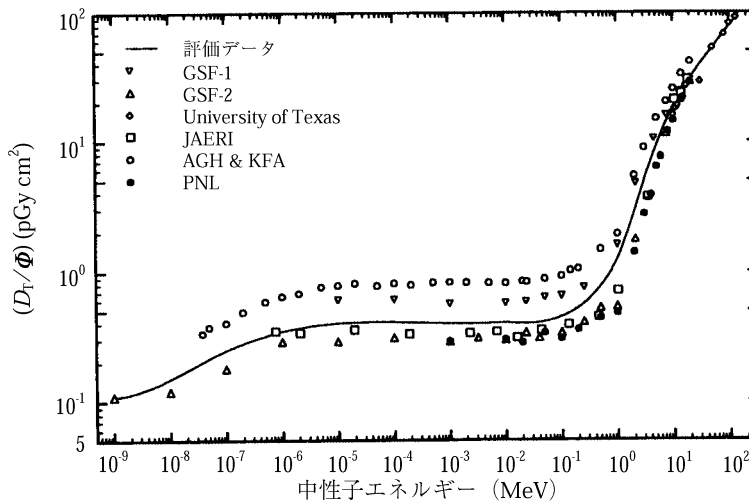


図19 RLAT照射ジオメトリーで人体形状モデルに入射する中性子エネルギーの関数として表した、男性の結腸線量の例についての臓器線量換算係数の、研究機関間の変動。実線はデータに対して評価された最善のフィットを示す。

参照)。食道に対してデータ間の差が最も大きいのは、おそらく、もとのMIRDファントムに含まれていなかったこの臓器のモデリングの違いによるものであろう。

防護量—実効線量

(223) 実効線量は、個々の臓器線量が変化してもあまり変化しない。そのため、ある特定

の臓器について、いろいろな著者による臓器線量の計算値の間に非常に大きい差があっても、実効線量の計算値は良く一致する。図20に、いろいろな著者が得た E の推定値を比較した一例を示す。AP, PA, RLAT, LLAT, ROT, 及びISO照射ジオメトリーの照射に対するこのような比較の完全なセットを付属書1の図A.56－A.61に示す。 E についてのこれらの図は、いろいろなジオメトリーで照射された、男女別の成人人体形状モデルについての、骨髄、結腸、肝臓、肺、卵巣、“残りの臓器”、胃、睾丸、甲状腺に対するグラフ(図A.36－A.55)を載せた、やはり付属書1の、個々の臓器吸収線量データについての同様の比較のセットと比較できる。容易に分かるように、いろいろな著者による実効線量のデータセットの対応する変動は個々の臓器線量の一部についての変動よりずっと小さい。

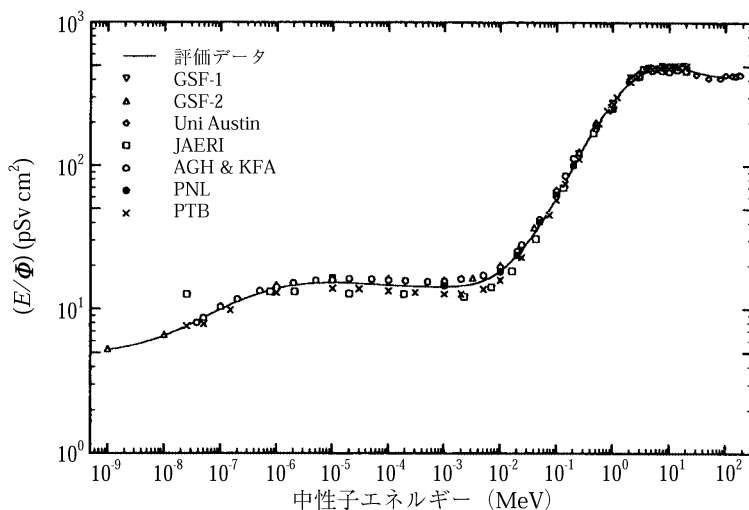


図20 AP照射ジオメトリーで成人人体形状モデルに入射する中性子エネルギーの関数として表した、実効線量換算係数の、研究機関間の変動

実用量

(224) これらのグループによる実用量に対するデータ間の変動は、臓器吸収線量に対するものよりも小さい。一例として図21と31に、いくつかのグループによって計算された、フルエンスから周辺線量当量への換算係数 $H^*(10)/\Phi$ のデータの比較を示す。図31は5つのグループ(記号で識別)のそれぞれの計算値と、合同課題グループが評価した最善のフィット(実線で示す)を示す。個々のデータ点間の変動は、 $H^*(10)/\Phi$ のもとのデータと最善フィット値との比を中性子エネルギーの関数として示した図21のほうがもっとよく分かるかもしれない。データ点間の変動は一般に±10%以下である。

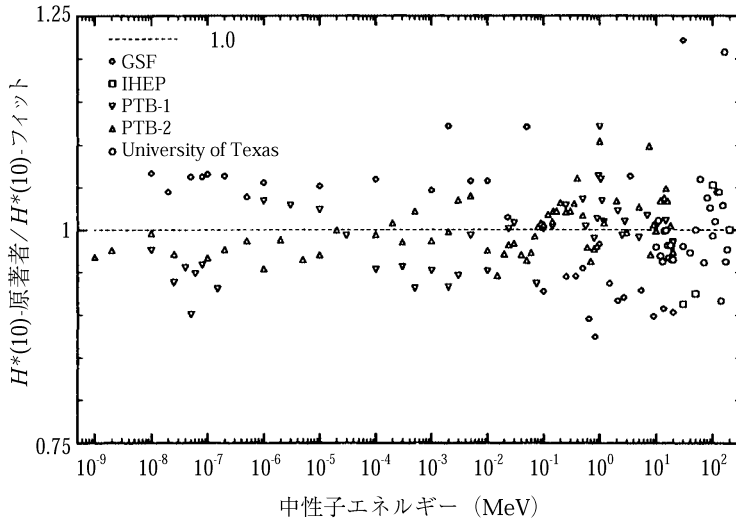


図21 周辺線量当量換算係数 $H^*(10)/\Phi$ の研究機関間の変動。合同課題グループにより評価された最良フィット（破線）に対する、各著者の提供した換算係数のもとのデータの比を、中性子エネルギーの関数として示す。

4.4.5. 換算係数と解析：防護量

臓器及び組織の線量

(225) 7つの著者グループによる、13の臓器・組織（“残りの臓器”を含む）と6つの照射ジオメトリーについての臓器吸収線量データセットを評価した（表5の要約を参照）。これらの利用できるデータすべて（合計で約900データセット）をこの報告書のために考察し、少数の例外を除いて、解析に含めた。データを解析に含める判断規準の詳細と評価手順はSiebertと協同者（nd）によって述べられている。少数の例について、1つの著者グループの単一臓器のデータを除外する必要があるがあった。たとえば、一つのケースでは、食道がコード中に実際にモデル化されておらず、代わりに臓器が用いられていた（Stewartら、1993）。もう一つの例としては、Yamaguchiのコードで熱領域に一つの中性子群が使われ、また水素の化学結合が考慮されていなかったため、熱中中性子のデータ（Yamaguchi、1993）がやはり除外された。上の理由で、このデータは他のすべての著者らの得た線量よりもずっと高い線量となっていた（4.4.3節参照）。他の少数のケースでは、データが他のデータセットから著しく外れていたため、特定の一つの臓器及び/又は一つの照射ジオメトリーに対するデータが除外された。

(226) ICRP Publication 60 (ICRP, 1991a) に荷重係数が与えられている臓器の各々について、単位フルエンスあたりの吸収線量の換算係数の最善推定値のセットが、標準的換算係数の基礎として導かれた。ほとんどの場合、臓器線量は男女別モデルで計算され、両性の臓器線量の値は平均されていた。データの解析にあたって、男女別モデルで計算された臓器線量の平均値はユニセックスファントムで計算されたものと一緒にした。

(227) 各著者グループのデータ点は、各臓器について中性子エネルギーの関数として一つのデータセットにまとめ、各臓器及び各性についての一つのまとめられたデータセットとした。ある一つのデータセットの各点には、解析にさいして同じ重みをつけた。臓器吸収線量を入射中性子エネルギーのなめらかな一価関数として導くためには、最小2乗スプラインフィットを用いた。つぎにこの関数を、指定された中性子エネルギーにおけるデータを評価するのに使用した。各臓器について評価された関数を、付属書1の図A.20－A.34に、中性子エネルギーの関数として示す。ほとんどの臓器については、両性について平均されたデータを与えてある。性に特有の臓器すなわち女性乳房、卵巣、及び睾丸についてのデータも掲げた。

(228) 表A.26－A.40は、ICRPが組織荷重係数を勧告している特定の臓器[すなわち、膀胱、骨（赤色骨髄）、骨（表面）、乳房、結腸、生殖腺（卵巣、睾丸、及び平均値）、肝臓、肺、食道、“残りの臓器”、皮膚、胃、及び甲状腺]に対する評価された換算係数を示す。多くの臓器に対しては、LAT照射ジオメトリーについて一つのデータセットだけを与えてある。胴体中に非対称に位置する臓器（たとえば、結腸、肝臓及び胃）については、二つの側方照射の換算係数間にかなりの差があるので、LLATとRLATに対するデータを別々に示す。

(229) 表A.37に“残りの臓器”に対する換算係数を示す。これらの値はいろいろな著者による“残りの臓器”のデータから評価されたものであり、“残りの臓器”を構成する個別の臓器・組織（副腎、脳、腎臓、筋肉、脾臓、小腸、膵臓、大腸上部、胸腺、及び子宮）のデータにもとづいている。すべての著者は、彼らの“残りの臓器”のデータを、臓器・組織に同じ重みをつけて平均しており、質量荷重平均及び“脚注3”として知られる特別なルールを適用しなかった（さらなる論議については、2.5.4節参照）。

(230) 熱エネルギーから180 MeVまでの中性子エネルギーについてデータが与えられている。表に掲げられた以外のエネルギーにおける精密なデータが必要ならば、対数－対数スケールの4点（三次）ラグランジュ補間公式を用いて補間を行うことを推奨する。

実効線量

(231) 実効線量のデータは、評価された臓器吸収線量のデータから決定した。臓器等価線量の換算係数 H_T/Φ は、 D_T/Φ に、その中性子入射エネルギーの中性子に対応する放射線荷重係数を乗じて得た。¹ AP, PA, LAT, ROT及びISO照射ジオメトリーでの、熱エネルギーから180 MeVまでの中性子による全身照射に対する、単位フルエンスあたりの実効線量についての換算係数の推奨値を表A.41にまとめてある。この表に示す以外のエネルギーにおける精密なデータが必要となきには、対数－対数スケールでの4点（三次）ラグランジュ補間公式を用

¹ w_R の連続関数が用いられた。第2章の式(2.5)参照。

いて補間することを推奨する。

(232) 図22に、いろいろな照射ジオメトリーに対する中性子エネルギーの関数としてプロットした換算係数の値を示す。

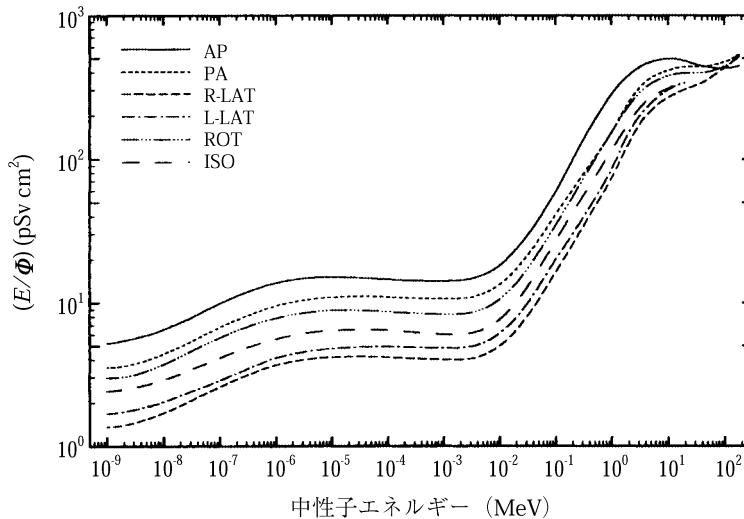


図22 成人人体形状計算モデルにいろいろな照射ジオメトリーで入射する中性子のエネルギーの関数で表した、両性について平均された標準的換算係数。これらの標準的データは表A.41にも与えられている。

実効線量のエネルギー依存性

(233) 臓器線量換算係数の中性子エネルギー依存性は、ある程度、身体中のその臓器の深さによって決まるが、すべての臓器についてその傾向には一般的な類似性がある。熱エネルギーから約1 eVまでは換算係数に増加が見られ、1 eVから約10 keVまではエネルギーにほとんど依存しない。10 keVから約1 MeVの間では、換算係数に急激な増加が見られることがある。この増加の始まりは身体中のその臓器の深さに依存する。大まかに言って、臓器が深いほど増加の開始するエネルギーは高くなる(図17参照)。10 keVから1 MeVのエネルギー範囲では、中性子の相互作用による反跳陽子及びその他の二次荷電粒子が吸収線量に大きく寄与しはじめる。10 MeVを超える入射エネルギーでは、照射された体表面近くの位置での吸収線量は、その電離飛程がエネルギーとともに増加する二次荷電粒子によって相互作用点からエネルギーが運び去られるため、減少する。

(234) 実効線量の値の決定に重要ないくつかの臓器(すなわち、大きい組織荷重係数をもつ臓器)は身体の前部付近に位置するので、AP照射ジオメトリーに対する実効線量のエネルギー

ギー依存性は、高いエネルギーにおいて、他の照射ジオメトリーのそれと異なる。10 MeV以上では、PA, LAT, ROT及びISO照射ジオメトリーに対して実効線量は中性子エネルギーとともに増加しつづけるが、AP照射ジオメトリーに対しては、実効線量は実際少し減少する(付属書1, 図A.56 - A.61参照)。

(235) この効果の一つの例として、図23に、AP及びPAの両ジオメトリーにおける睾丸(前部に浅く位置する臓器)の吸収線量をエネルギーの関数として示す。APジオメトリーでは、1MeVを超える中性子エネルギーに対し、睾丸の吸収線量、したがって実効線量への寄与におけるその重要性は減少することが分かるであろう。他のジオメトリー(LAT, ROT, ISO)では、10 MeV以下のエネルギーで、睾丸の吸収線量の実効線量への寄与の重要性は少なくなる(図23及び図25 - 29参照)。

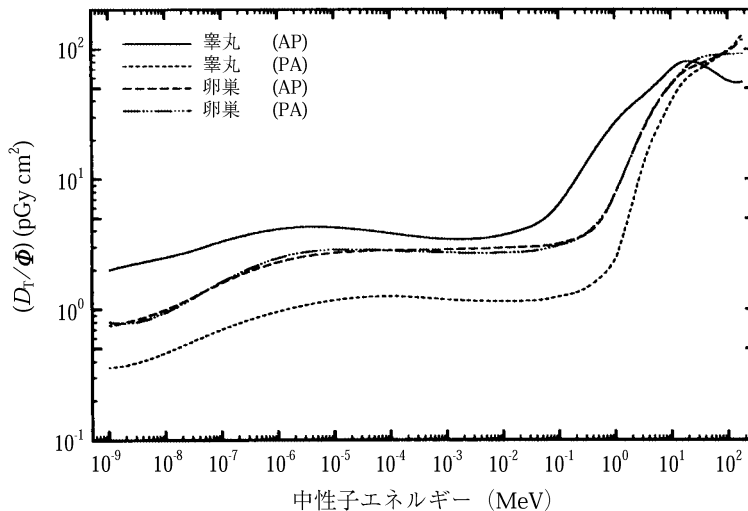


図23 成人人体形状計算モデルに入射する中性子のエネルギーの関数で表した、AP及びPA照射ジオメトリーにおける生殖腺の吸収線量の比較

実効線量の角度依存性

(236) 実効線量に対する換算係数の角度依存性は、エネルギー依存性と同様に、値が大きい組織荷重係数を持った人体臓器の位置によってある程度決まるため、複雑である。しかし、つぎのようにいくらか一般化することができる：50 MeVを超えるエネルギーでは、入射中性子は人体組織中に深く透過するため、角度依存性は小さい。もっと低いエネルギーでは、APジオメトリーの照射で実効線量は最高になり、LATジオメトリーでは最低値になる。この一般的な所見は、体内深くにある臓器は筋肉及び胴体や腕のその他の組織によって遮蔽されている、という理由で説明できるであろう。

実効線量の年齢依存性

(237) 図24に、いろいろな年齢の小児を表す人体形状計算モデルに対するAPジオメトリーでの実効線量の計算結果を、成人と対比して示す。約10 keV以下の中性子エネルギーでは、実効線量は身体寸法の減少とともに減少するが、もっと高いエネルギーでは、この傾向は逆になる。低いエネルギーでは、熱中性子捕獲からの二次光子が実効線量に最大の寄与をもつ（組織体積が大きいほど熱化のプロセスは効果的になる）が、10 keVを超えるエネルギーでは、深部臓器の吸収線量の減少（周りにある胴体外側部分の遮蔽による）が次第に重要になる。つまり、身体が小さいほど遮蔽は少なくなる。エネルギーが約10 MeVを超えて増加すると、胴体外側部分の遮蔽効果は無視できるようになり、あるいは逆転さえして、身体寸法の大きいほうが実効線量が高くなる。

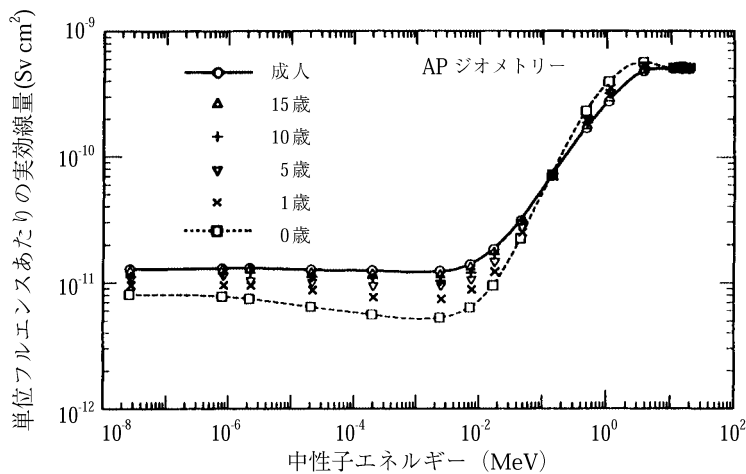


図24 いろいろな寸法（年齢に対応する）の小児を表す人体形状計算モデルにAPジオメトリーで入射する中性子に対する、エネルギーと年齢の関数で表した実効線量。

実効線量に対する特定の臓器・組織の相対的寄与

(238) 図25-30に、実効線量に対する特定の組織・臓器の相対的寄与をまとめてある。6つの図が示されているが、それぞれAP, PA, RLAT, LLAT, ROT及びISO照射ジオメトリーに対するものである。6つの図の各々には2つのデータ表示法がとられている。第1（上）の表示法では、比 $w_T H_T / E$ が中性子エネルギーの関数としてプロットされている。データは、最も高い荷重係数を持つ5つの臓器に対するものである。第2（下）の表示法では、選ばれたエネルギーにおけるいろいろな臓器の相対的重要性が円グラフで示されている。

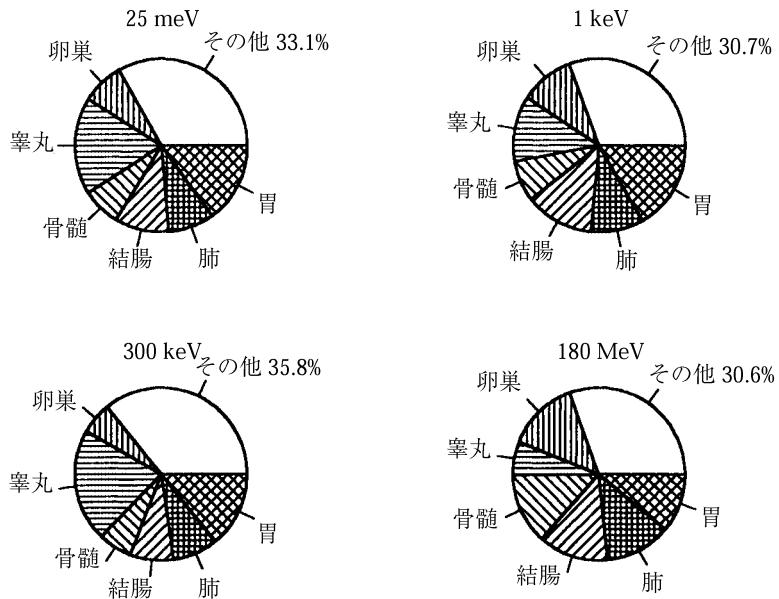
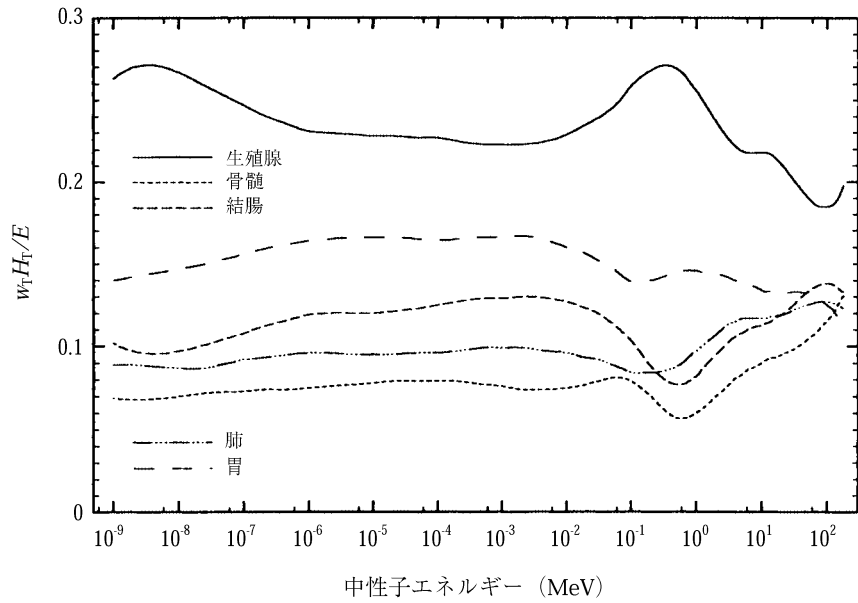


図25 成人人体形状計算モデルにAP照射ジオメトリーで入射する中性子エネルギーの関数で表した、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与 (ADAMとEVAのデータの平均)

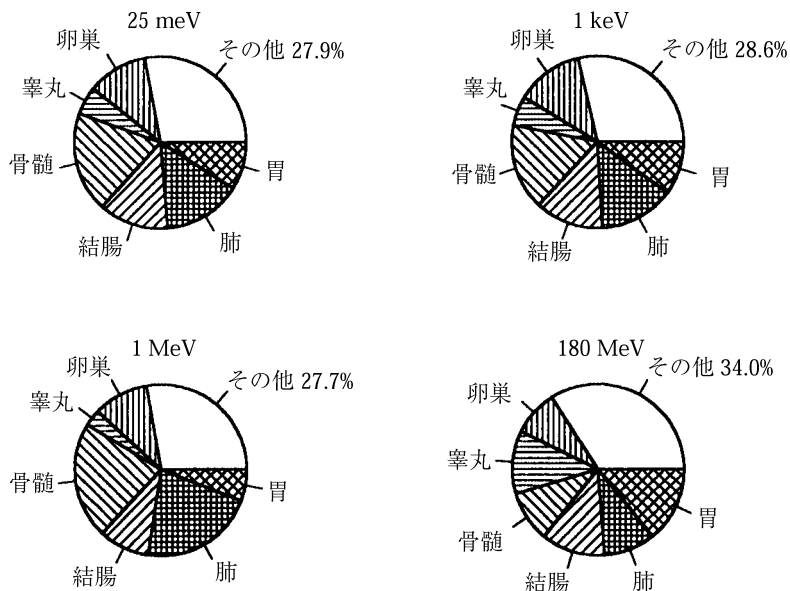
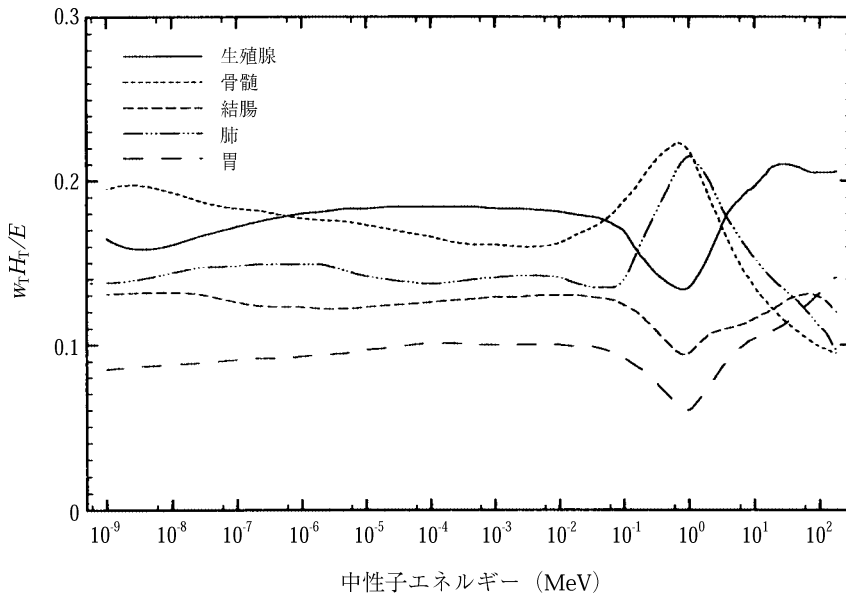


図26 成人人体形状計算モデルにPA照射ジオメトリーで入射する中性子エネルギーの関数で表した、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与 (ADAMとEVAのデータの平均)

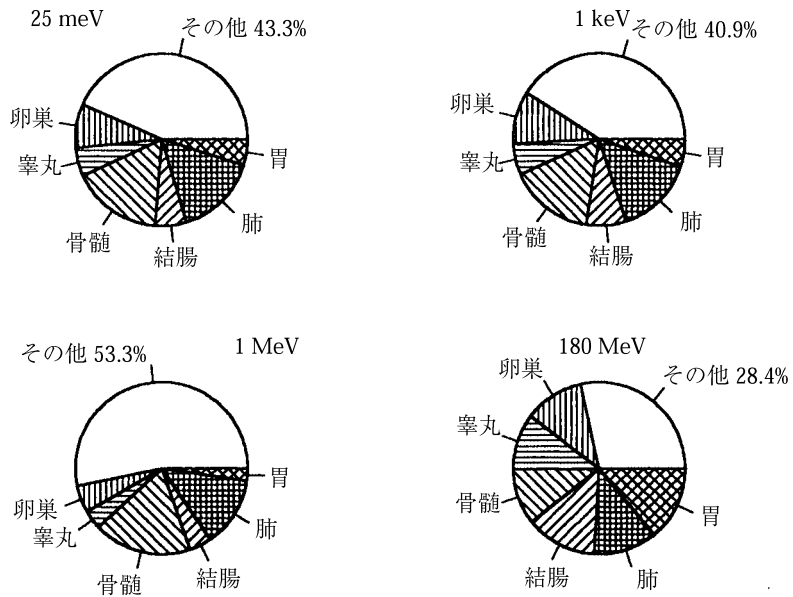
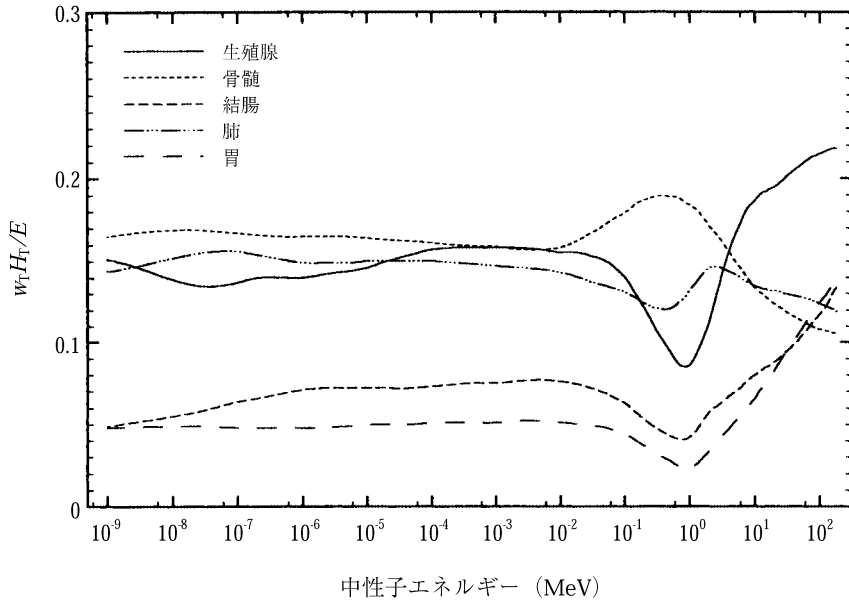


図27 成人人体形状計算モデルにRLAT照射ジオメトリーで入射する中性子エネルギーの関数で表した、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与 (ADAMとEVAのデータの平均)

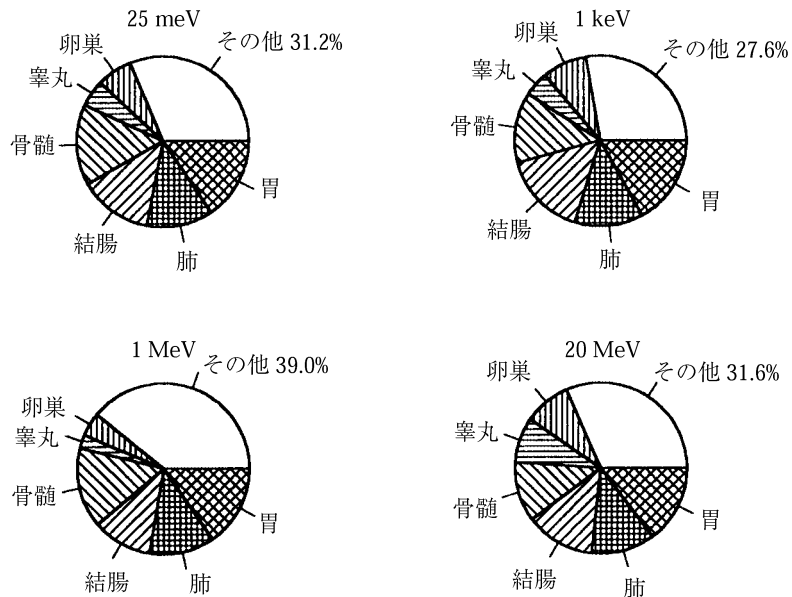
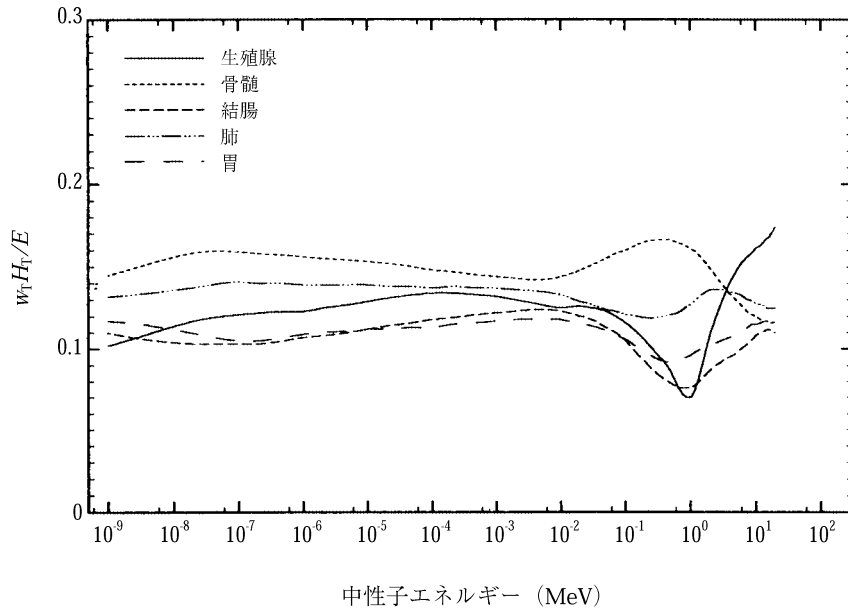


図28 成人人体形状計算モデルにLLAT照射ジオメトリーで入射する中性子エネルギーの関数で表した、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与 (ADAMとEVAのデータの平均)

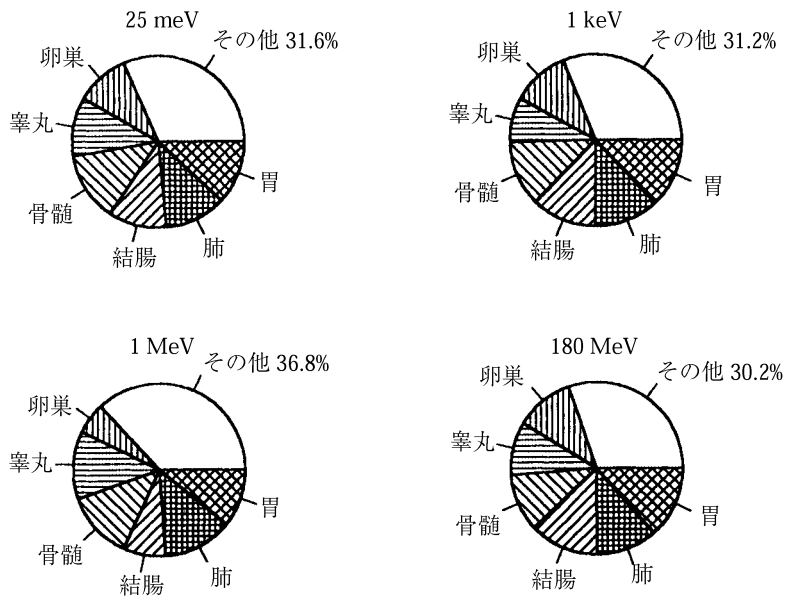
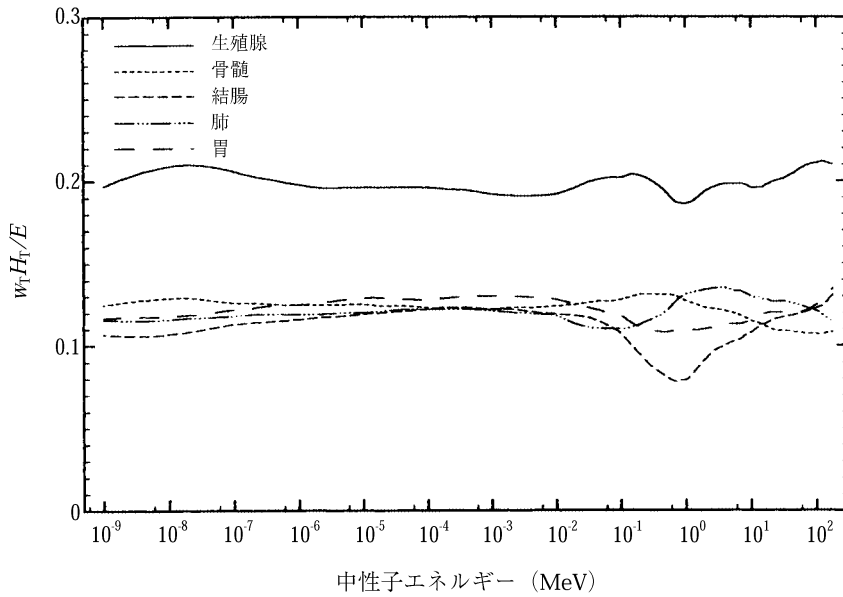


図29 成人人体形状計算モデルにROT照射ジオメトリーで入射する中性子エネルギーの関数で表した、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与 (ADAMとEVAのデータの平均)

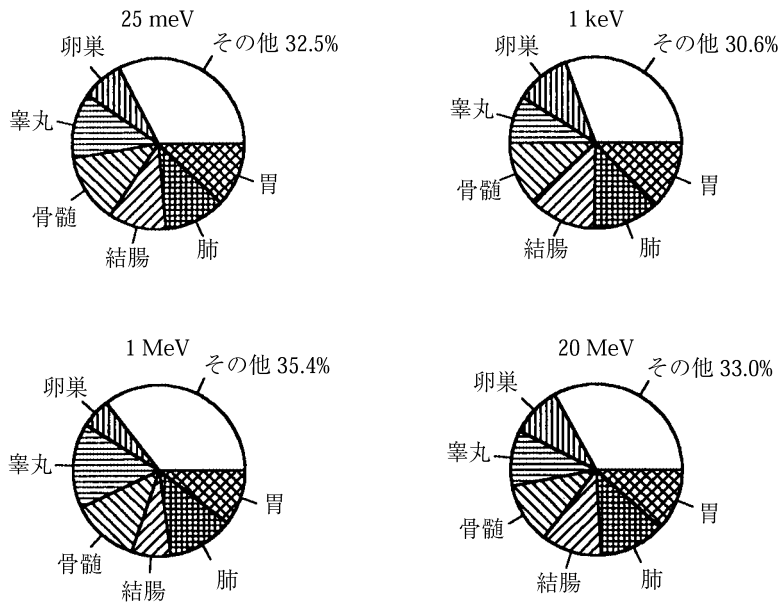
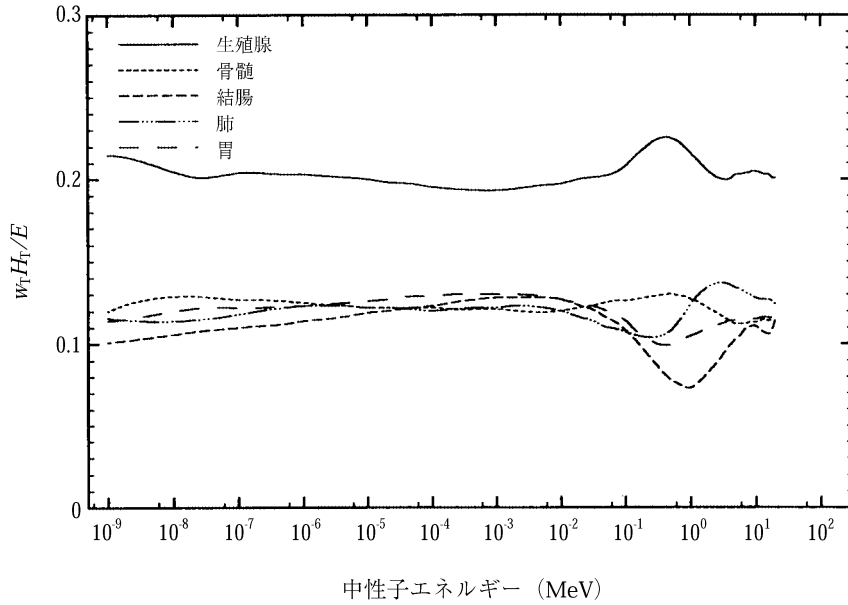


図30 成人人体形状計算モデルにISO照射ジオメトリーで入射する中性子エネルギーの関数で表した、実効線量に対する特定臓器の相対的寄与 (ADAMとEVAのデータの平均)

(239) AP照射ジオメトリーでは、実効線量に最大の寄与を持つ“単一の”臓器は生殖腺である(約500 keVのエネルギーで E の値の28%にも及ぶ)。PA又はLAT照射ジオメトリーでは、生殖腺の優勢な寄与はそれほど顕著でなくなり、実効線量に対するいろいろな臓器の相対的寄与は、ある程度、身体中におけるそれらの位置で決まる。図25-30には、ROTとISOジオメトリーについて、各臓器の相対的寄与は、エネルギーとはほとんど無関係に、対応する組織荷重係数にほぼひとしいことが示されている。

実用量についての換算係数：周辺線量当量

(240) 中性子フルエンスから周辺線量当量 $H^*(10)$ への換算係数は、Leutholdら(1992)、SchuhmacherとSiebert(1992)、SannikovとSavitskaya(1993, nd)、Hollnagel(1994b)、NabelssiとHertel(1994)、SiebertとSchuhmacher(1994)、Siebertら(nd)により報告されている(表6参照)。これらの著者の計算値は全体的に10%以内で一致する(図21と31参照)。

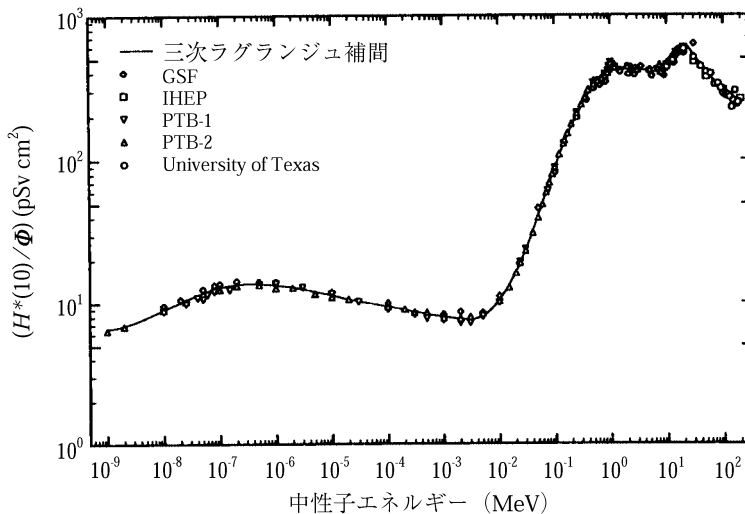


図31 中性子に対する周辺線量当量について複数の研究機関が得た標準的換算係数

(241) Schuhmacherら(1994)は、換算係数の数値へのいくつかのパラメータの影響の感度解析を報告しており、換算係数への感度が最も高いパラメータは、選択された $Q(L)-L$ 関係、荷電粒子の阻止能、用いたカーマ係数の値、及び低中性子エネルギー領域で選択されたエネルギービンの数であることを見出した。

(242) すべての著者のデータを、さらに荷重することなしに、最小2乗スプラインフィッ

ティングすることによって、熱エネルギーから180 MeVまでの範囲の中性子エネルギーの関数として、1組の標準的換算係数 $H^*(10)/\Phi$ が決定された。評価手順の詳細はSiebertと協同者(nd)によって公表されている。もとのデータとスプラインでフィットされたデータを図31に示す。図21には $H^*(10)$ の計算値の、スプラインフィットにより得られた“最良値”あるいは“推奨値”に対する比を、いろいろな著者間のデータの変動を含めてプロットしてある。

(243) 表A.42は標準的換算係数の推奨値をまとめたものである。この表に与えられた以外のエネルギーにおける精密なデータが必要ならば、対数-対数スケールでの4点(三次)ラグランジュ補間公式を用いて補間を行うことを推奨する。

(244) 20から180 MeVの間のエネルギーに対する換算係数はNabelssiとHertel(1994)及びSannikovとSavitskaya(1993, nd)のデータにもとづく。これらのデータは、20 MeV未満のエネルギーで他のデータとの矛盾はないが、もっと高いエネルギーでの係数の正確さは、中性子断面積の不確実性がエネルギーとともに増すことの影響を受ける。

方向性線量当量

(245) 方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ の値は、とくに光子又は電子の放射線場のエリアモニタリングに実用上有用であるが、中性子モニタリングでは関心の程度は限られている。

(246) あらゆるエネルギーの中性子は人の組織中へ深く透過するので、実際問題として $H'(0.07, \alpha)$ と $H'(3, \alpha)$ のデータは必要ない。実務上は、 E を制限すれば眼の水晶体は十分に防護される。 $H'(10, 0^\circ)/\Phi$ の値は $H^*(10)/\Phi$ とひとしく、また $\alpha \neq 0^\circ$ の $H'(10, \alpha)/\Phi$ の値は中性子場のエリアモニタリングには必要ない。これらすべての理由から、中性子に対する方向性線量当量の換算係数の値はこの報告書には示さない。

個人線量当量

(247) 個人線量当量という量については2.6.4節に論じた。現在のところ、人体について計算された $H_p(d)$ のデータは乏しい。Hollnagelは肺の手前の場所における $H_p(10)$ の予備的な計算を行い、また $H_{p, \text{testes}}$ と $H_{p, \text{thymus}}$ の利用についても調べている。完全な計算がなされるまでは、 $H_{p, \text{slab}}$ についての換算係数が利用でき、またもし臓器が注意深く選択されているならば、 $H_{p, \text{organ}}$ の値を $H_{p, \text{torso}}$ の代わりに使用してよい(5.3.3節の論議を参照)。

(248) ICRU Report 47の示唆するところによると、標準的な条件(たとえば単一エネルギー中性子ビームの前方からの入射)下での線量計校正の目的には、ICRU組織等価物質で作られた $30 \times 30 \times 15$ cmスラブ中の線量当量が、 $H_p(10)$ を推定するための人体の後方散乱の適切な近似となる。SiebertとSchuhmacher(1994)は $H_{p, \text{slab}}(10, \alpha)/\Phi$ の値を報告しており、それらを付属書2の表A.42にまとめ、また図32に示す。

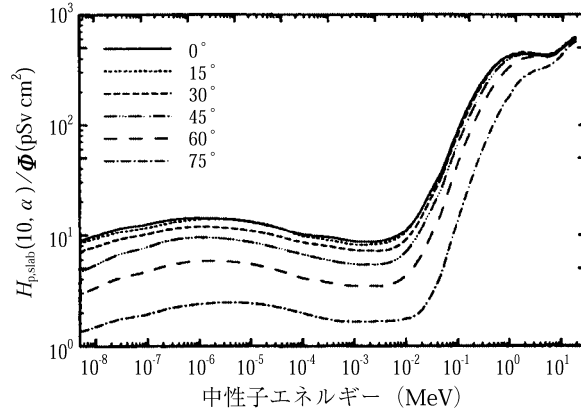


図32 標準的計算モデルとしてのICRUスラブに入射する中性子に対する、入射エネルギーと入射角の関数で表した $H_{p,slab}(10, \alpha)$ についての換算係数

(249) 換算係数は、ICRUスラブファントムへの放射線の一連の入射角 ($\alpha = 0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$, 及び 75°) 及び、熱エネルギーから20 MeVの中性子エネルギーの範囲について計算されている (図33参照)。これらのデータは、スラブファントムを個人線量計の校正のための標準的ファントムとして用いることのできる実際的な角度範囲をカバーしている。図33は同じ角度範囲についてのICRUスラブ中の個人線量当量 $H_{p,slab}(10, \alpha)$ の $H_{p,slab}(10, 0^\circ)$ に対する

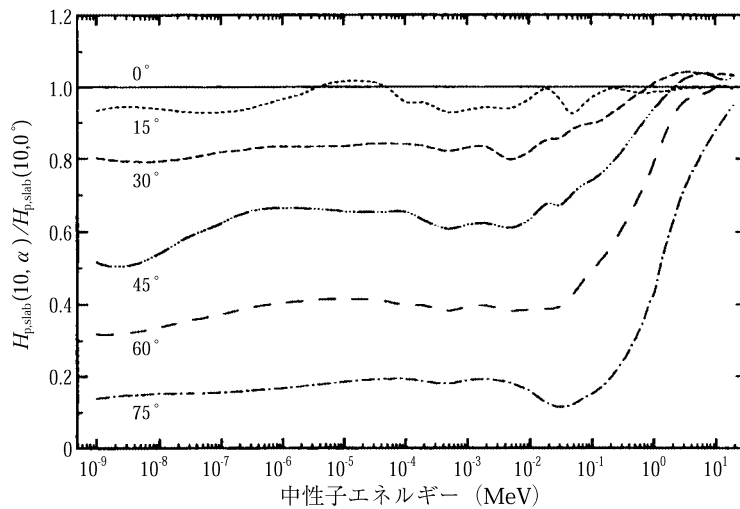


図33 ICRUスラブ中で計算された $H_{p,slab}(10, \alpha)$ の $H_{p,slab}(10, 0^\circ)$ に対する比で示された、 $H_{p,slab}$ についての換算係数の角度依存性

比を示す。

(250) 個人線量計の校正用にICRU球をファントムとして使用することが示唆されていたことがある (ICRU, 1985)。これは原理的には受け入れ可能であるが、平らな前面を持つICRUファントムのほうが実用上もっと有用である。この報告書ではICRU球を用いた $H(10, \alpha)/\Phi$ のデータを中性子に対して示さない。

4.5. 電子についての換算係数

4.5.1. 緒論

(251) 電子については臓器吸収線量のデータが乏しいので、この節では主としてフルエンズと実用量を結ぶ換算係数を論ずる。選ばれた少数の臓器中の吸収線量と実効線量については、換算係数に対しいくらかの限られたデータが利用できる (SchultzとZoetelief, 1996, nd)。実用量については、方向性線量当量 $H(d, \alpha)$ についての換算係数の標準的な値を提供することに重点をおいて論じた。この量は、ここで考察するエネルギー領域の電子による照射の場合においては、個人線量当量 $H_p(d, \alpha)$ の十分な数値的近似でもある。

4.5.2. 電子についての特別な考察

(252) 10 MeV以下の電子エネルギーに対しては、電子の飛程が小さいので、皮膚、眼の水晶体、及びその他の表層部の臓器が放射線防護上の主な関心事である。組織中の電子の飛程は、60 keVにおける約50 μm から10 MeVにおける約50 mmまで増加する。したがって、厚さが非常に薄く、身体中の浅い部分に位置する体積中の吸収線量を定める必要がある。適切なモデルを構築しなければならない (4.5.3節参照)。スラブ又はICRU球といった、身体の単純化されたモデル (ファントム) は、放射線防護に関係する照射条件を十分に代表している。

4.5.3. 計算方法

コンピュータコード

(253) ここに報告するデータの計算にはいくつかの異なったコードが用いられており、その概略は3.4.2節に記述してある。防護量の計算については、SchultzとZoetelief (1996, nd) は臓器吸収線量を定めるのにMCNP-4コードを使用した。MCNP-4コードはPadoani (1993)により実用量の計算にも使われた。実用量はまたHirayama (1994), Petoussiら, (1993), Petousi-Henss (1994), FerrariとPellicioni (1994b)及びMa (1995)によりEGS-4コードを用いて、Gualdriniら (1994)によりMCNP-BOコード (GualdriniとPadoani, 1994a, b)を用いて、またGrosswendt (1993, 1994a)によりPTB-BGコードを用いて、計算された。

モデルとファントム

(254) 臓器吸収線量と実効線量についての換算係数の計算は、男性及び女性のMIRDファントムを用いて行われた (SchultzとZoetelief, 1996, nd)。

(255) 上記の著者らは、皮膚の線量の計算に、皮膚のモデルを用いた。このモデルは、放射線に不感の表層 (厚さ 0.07 mm)、厚さ 1.93 mmの有感の第2層、及び最後に第3の厚さ 20 mmの組織層から成る。

(256) SchultzとZoetelief (1996) はまた、MIRDファントムの顔面に入射する半径 80 mmの電子ビームを考えて、眼の水晶体の線量を計算した。眼の水晶体の小体積に電子の飛跡を集中することにより、吸収線量の計算の精度は大きく改善された。

(257) “皮膚線量”は有感部分 (第2層) について計算されており、皮膚線量を他の臓器線量 (とくに眼の水晶体) 及び該当する実用量と比較するときには、このことを考慮しなければならない。

(258) 実用量の計算は一般に、ICRU組織等価物質から成るスラブファントム中の、ICRUが推奨する3つの深さ (0.07, 3, 及び 10 mm) において行われた。Petoussiら (1993), Petoussi-Henssら (1994), Grosswendt (1994b) 及びFerrariとPellicioni (1994b) もICRU球中の計算を行った。

物理データ

(259) データベース及び、電子と光子の輸送における粒子ヒストリーをサンプリングする一般理論については3.4.2節に記述してある (ICRU, 1996も参照)。大部分の著者はその計算において圧縮ヒストリーモデルに基づいていた。多重散乱はMolière又はGoudsmit-Saundersonの多重散乱理論のいずれかで扱われた。一つの著者グループはLandauのエネルギー損失ストラグリングを用いた。表7に各著者グループが使用したコンピュータコード、物理データベース、人体形状モデル、ファントム及び照射ジオメトリーをまとめてある。

4.5.4. 利用できるデータ

(260) SchultzとZoetelief (1996, nd) によるMIRDファントム (ADAMとEVA) を用いた最近の計算から、APジオメトリーの照射に対する臓器吸収線量、 H_E 、及び E のデータが得られた。50 keVから10 MeVのエネルギー範囲における電子についての、線量当量対フルエンスの比 $H(d, \alpha)/\Phi$ 又は $H_p(d, \alpha)/\Phi$ の計算値の完全な評価がPTB Report DOS-24に示されている (GrosswendtとChartier, 1994; Chartierら, 1996も参照)。この報告はGrosswendt (1993, 1994a) 及びHirayama (1994) により公表された基礎データを使用し、Ma (1995), Gualdriniら (1994) 及びPadoani (1993) の寄与も含まれている。

4.5.5. 換算係数と解析：防護量

臓器及び組織の線量

(261) 科学文献に公表された、電子照射についての臓器吸収線量のデータはほとんどない。ICRU Report 43には、放射線治療計画用に設計されたシミュレーションコードを用いて計算された、5ないし46 MeVのエネルギーの電子の照射による、複雑な人体形状ファントム中の線量分布が与えられている (ICRU, 1988)。SchultzとZoetelief (1996, nd) は、100 keVないし10 MeVのエネルギー範囲の単一エネルギー電子によりAPジオメトリーで照射された、成人男性及び女性のMIRD型ファントム (ADAMとEVA) 中の臓器線量と実効線量を、MCNP-4コードを用いて計算した。少数の臓器に対する換算係数を付属書2の表A.43に示す。

防護量：実効線量

(262) SchultzとZoetelief (1996, nd) は、すぐ上に記した条件について計算された臓器吸収線量のデータから、実効線量データを推定した。これらのデータも表A.43に掲げてある。

実効線量のエネルギー依存性

(263) 図34に、10 MeVまでの電子エネルギーの関数としてプロットした実効線量の値を

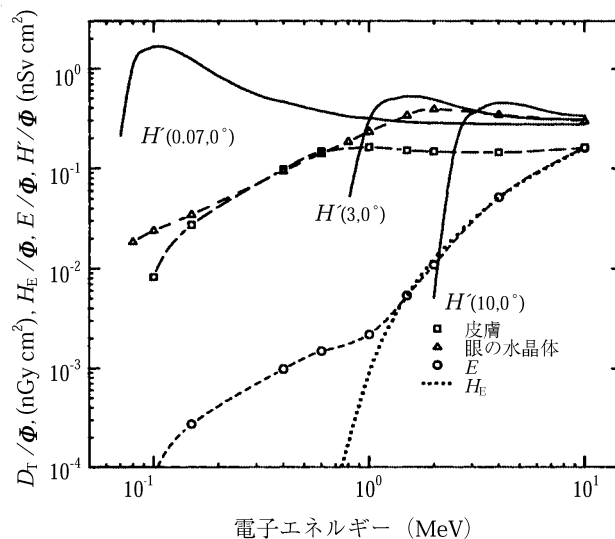


図34 電子に対する防護量と実用量。

電子エネルギーの関数として表した、実効線量 E 、実効線量当量 H_E 、眼の水晶体と皮膚に対する臓器吸収線量 D_T 、及び深さ $d = 0.07, 3$ 及び 10 mmにおける方向性線量当量 $H'(d, 0^\circ)$ 。

示す。電子エネルギーの増加につれて、より深い臓器までつぎつぎに放射線が届くようになり、 E は増加する。約1 MeVまでの電子エネルギーについては、皮膚が実効線量の75%以上に寄与する。

実効線量の角度依存性と年齢依存性

(264) 放射線の入射角度あるいは照射される身体（ファントム）の寸法のいずれについても、それによる実効線量の変化を記述した現在利用できるデータはない。

実効線量に対する特定の臓器・組織の相対的寄与

(265) 実効線量に最も大きく寄与する臓器を付属書2の表A.43に示す。皮膚及び眼の水晶体についてのデータは図34にプロットされている。

実用量：周辺線量当量

(266) この報告書で扱われるエネルギー範囲の大部分を占める70 keVと10 MeVの間のエネルギーの電子に対しては、周辺線量当量はほとんど関係しない。もし必要ならば、 $H^*(10)$ と $H^*(10, 0^\circ)$ の二つの量はもっと高いエネルギーで数値的にひとしいので、 $H^*(10, 0^\circ)$ の計算値から $H^*(10)$ の値を求めることができる（4.3.5節参照）。

表7 電子についての防護量と実用量に対する換算係数の計算の要約

著者	コード/データベース /モデル	計算された量	ジオメトリ	エネルギー 範囲	エネルギー の点数	角度の 点数
Grosswendt (1993,1994)	モンテカルロコード:PTB-BG 物理データ:圧縮ヒストリー モデル/CSDA Molière多重散乱理論 Landauエネルギー損失 ストラグリング モデル:ICRU組織球とスラブ	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{mm}$ $0^\circ \leq \alpha \leq 89^\circ$	平行ビーム	50keV-10MeV	28	18
Gualdriniら (1994)	モンテカルロコード:MCNP-BO 物理データ:圧縮ヒストリー モデル Molière多重散乱理論 モデル:ICRU組織スラブ	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{ mm}$ $0^\circ \leq \alpha \leq 83^\circ$	平行ビーム	50keV-10MeV	17	7
Padoani (1993)	モンテカルロコード:MCNP4-A 物理データ:圧縮ヒストリー モデル/ETRAN Goudsmit-Saunderson多重 散乱理論 モデル:ICRU組織スラブ	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{ mm}$ $0^\circ \leq \alpha \leq 75^\circ$	平行ビーム	50keV-0.8MeV	9	6
Petoussiら (1993)	モンテカルロコード:EGS4 物理データ:圧縮ヒストリー モデル Molière多重散乱理論 モデル:ICRU組織球	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{ mm}$ $\alpha = 0^\circ$	平行ビーム	50keV-5MeV	15	1
Ferrariと Pelliccioni (1994b)	モンテカルロコード:FLUKA 物理データ:なし モデル:ICRU組織球	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{ mm}$ $\alpha = 0^\circ$	平行ビーム	70keV-10GeV	34	1
Hirayama (1994)	モンテカルロコード:EGS4 物理データ:圧縮ヒストリー モデル Molière多重散乱理論 モデル:ICRU組織スラブ	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{ mm}$ $0^\circ \leq \alpha \leq 89^\circ$	平行ビーム	50keV-10MeV	13	8
Schultzと Zoetelief (1996)	モンテカルロコード:MCNP-4 物理データ:圧縮ヒストリー モデル ITSコード(Halbleibら, 1992) モデル:MIRD(ADAMとEVA) 皮膚モデル, 眼球モデル	選ばれた臓器 の E, H_E, D_T $\alpha = 0^\circ$	AP 平行ビーム	100keV-10MeV	8	1
Ma(1995)	モンテカルロコード:EGS4 物理データ:圧縮ヒストリー モデル Molière多重散乱理論 モデル:ICRU組織スラブ	$H'(d, \alpha)$ $d=0.07, 3, 10\text{ mm}$	平行ビーム	50keV-10MeV	15	7

方向性線量当量

(267) 電子照射で最も関心が高い実用量は方向性線量当量（4.5.2節）である。この量はICRU球中で定められるが、あとで示すようにICRUスラブ内の計算からも導かれる。

ICRU球とICRUスラブにおける線量当量の決定の比較

(268) 10 MeV以下の電子エネルギーでは、電子の飛程はICRU球の半径よりもずっと小さい。さらに、球の曲率は浅い位置の線量当量に無視しうるほどの影響しかない。したがって、ICRU球と組織等価スラブについて計算されたデータは、実質的に一致する（Petoussiら、1994；FerrariとPellicioni、1994b；Grosswendt、1994b）。それゆえ、つぎのように書ける：

$$H(d, \alpha) = H_{\text{slab}}(d, \alpha) \quad (4.2)$$

(269) フルエンスから方向性線量当量 $H(d, \alpha)$ への換算係数の値が、拡張放射線場の条件の下で、ICRU組織代用物で作られた300 mm × 300 mm × 150 mmスラブファントムの深さ d において計算された線量当量から導かれている。この換算係数を付属書2の表A.44に示す。

データの変動性の解析

(270) フルエンスから線量当量への換算係数の標準的な値が垂直入射と斜め入射の電子について評価された。後者については、角度依存係数を、エネルギーと入射角の関数として決定した。

(271) ほとんどの場合、いろいろなデータセット間の一貫性を検証したのち、すべての異なった、しかし一貫した、独立する決定の平均値を計算することによって、換算係数の標準的な値とそれに伴う不確かさを求めた。この簡単な手順は、ある場合には使うことができなかった。たとえば、個別のデータ点の数が限られているか、又はある特定の角度範囲にわたって、すぐ近くの電子エネルギーにおいてデータに系統的なシフトが見られるときは手順を改良した。使用した特定の手法の詳細はGrosswendtとChartier（1994）によって述べられている。さらに各評価値には不確かさをつけ、個々の値がその平均値の周りにどのくらいばらつくかを推定できるようにした。

電子の垂直入射

(272) いろいろなコンピュータコード（Grosswendt、1993；1994a；Gualdriniら、1994；Hirayama、1994；Ma、1995；Padoani、1993）から導かれた換算係数 $H(d, 0^\circ)/\Phi$ の絶対値がよく一致していることは、図35－38を調べればわかるであろう。

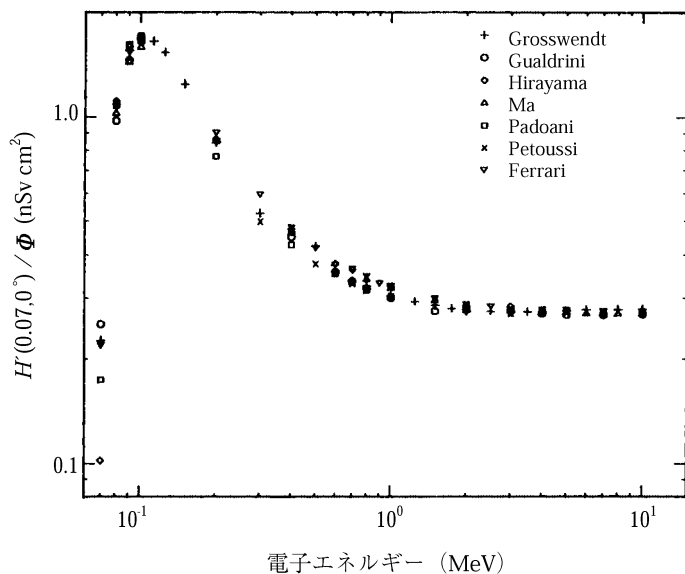


図35 ICRU組織代用物中の深さ0.07 mmにおいて数人の著者が計算した、単位入射電子フルエンスあたりの $H(0.07, 0^\circ)$ の値を示すデータの比較。

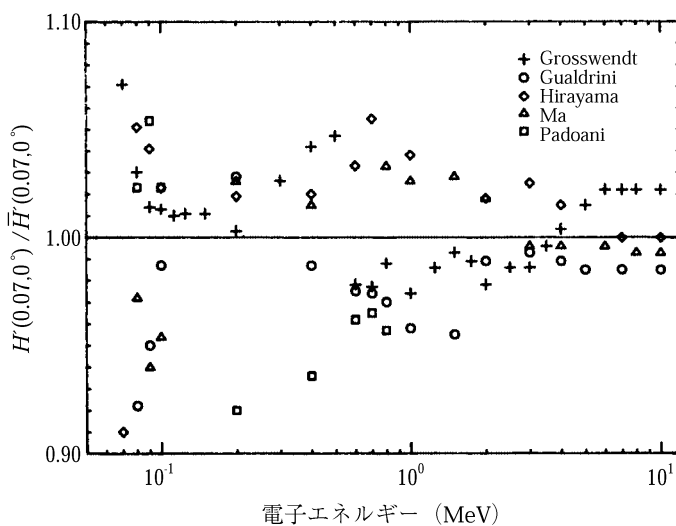


図36 電子に対する実用量のデータの変動性：ICRU組織代用物中の深さ0.07 mmにおいて数人の著者が計算した推定値の、平均値からの偏りを示す比 $H(0.07, 0^\circ) / \bar{H}(0.07, 0^\circ)$

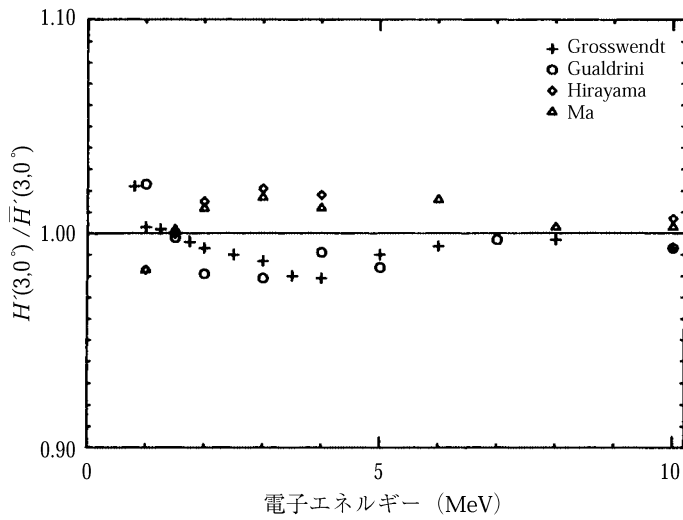


図37 電子に対する実用量のデータの変動性：ICRU組織代用物中の深さ3 mmにおいて数人の著者が計算した推定値の、平均値からの偏りを示す比 $H'(3, 0^\circ)/\bar{H}'(3, 0^\circ)$

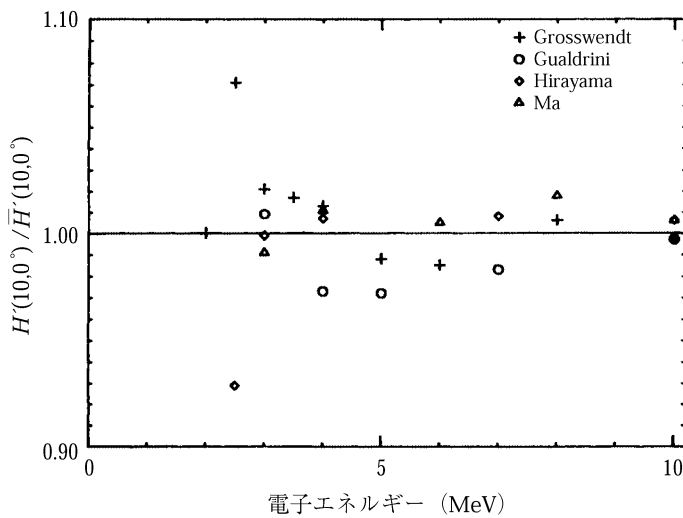


図38 電子に対する実用量のデータの変動性：ICRU組織代用物中の深さ10 mmにおいて数人の著者が計算した推定値の、平均値からの偏りを示す比 $H'(10, 0^\circ)/\bar{H}'(10, 0^\circ)$

(273) 図35には組織内の深さ0.07 mmにおけるデータがまとめてある。計算データ間の差はエネルギーの増加とともに、70 keVにおける約20%から10 MeVにおける約5%へと連続的に減少している。

(274) いろいろな著者の出したデータ間の差は、図36-38にも、図35とはいくらか違ったやり方で示されている。これらの図には、 $H'(d, 0^\circ)$ の、すべての一貫したデータの平均値 $\bar{H}'(d, 0^\circ)$ に対する比が、深さ0.07, 3, 及び10 mmのそれぞれについて、電子エネルギーの関数としてプロットされている。これらの図の示すところでは、平均値からの偏りはエネルギーの増加とともに小さくなり、大多数のデータを含めた場合、深さ0.07 mmでは7から3%、深さ3 mmでは5から1%、深さ10 mmでは7から1%にわたっている。

垂直入射についての標準的換算係数

(275) 利用できる公表データを平均する手法を用いて、3つの標準的深さのそれぞれにおける標準的換算係数の一組を導いた。この手法は*PTB Report DOS-24* (GrosswendtとChartier, 1994)に記述されている。数値は付属書2の表A.44に、また、対応するなめらかな曲線を図34に示す。随伴する標準偏差は電子エネルギーの増加とともに減少する。代表的な値は、0.07 mmの深さで5から1%、3 mm及び10 mmの深さで3から1.5%へ変化する。

角度依存係数

(276) 換算係数 $H'(d, \alpha)/\Phi$ が電子エネルギーと、スラブ前面への放射線の入射角 α でどう変化するかは、ICRUの推奨する3つの深さ(0.07, 3及び10 mm)について次式で定義される角度依存係数 $R(d, \alpha)$ によって調べることができる。

$$R(d, \alpha) = H'(d, \alpha)/\Phi / H'(d, 0^\circ)/\Phi \quad (4.3)$$

$R(d, \alpha)$ の計算は、 0° から 89° まで変化する α について行われた。

(277) 公表データの各セット間の一致が良いことは、ICRU組織代用物ファントム中の深さ0.07及び10 mmにおける角度依存性係数の個々の値(Grosswendt, 1993; 1994a; Ma, 1995; Gualdriniら, 1994; Padoani, 1993 Hirayama, 1994)と平均値 $\bar{R}(d, \alpha)$ を比較した図39と40からわかる。これらの図においては、比 $R(d, \alpha)/\bar{R}(d, \alpha)$ は入射角 α に関して、電子エネルギーの関数としてプロットされている。すべての深さにおいて、また大部分のデータに対して、平均値からの偏りは一般におよそ1から4%にわたっており、大きな入射角と低い電子エネルギーにおいてわずかな系統的シフトがある。

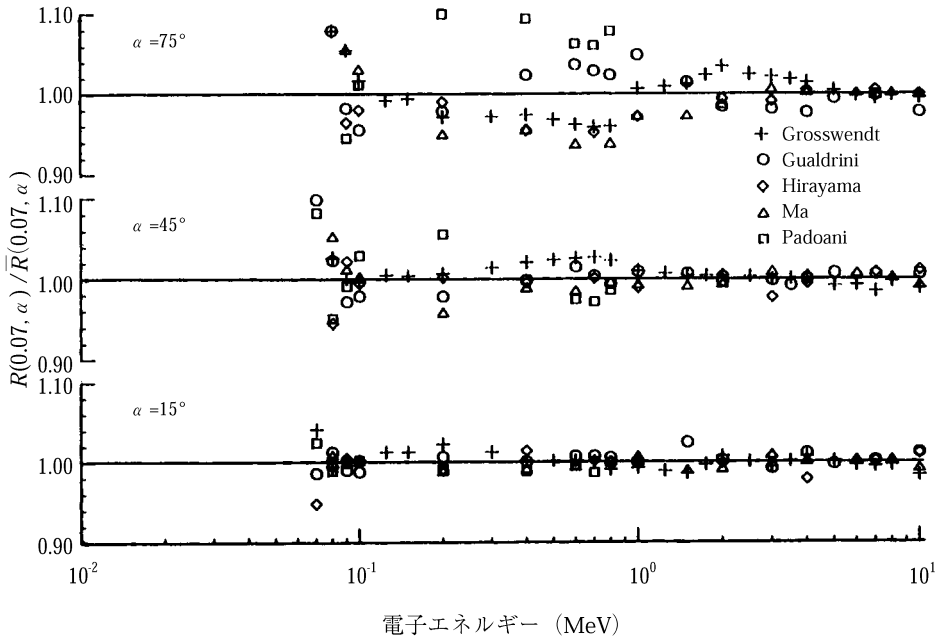


図39 電子エネルギーと角度 α の関数として、ICRU 組織代用物中の深さ 0.07 mm において計算された、数人の著者らの推定値の、平均値からのずれを示す。比 $R(0.07, \alpha) / \bar{R}(0.07, \alpha)$ の値。データは $\alpha = 15^\circ, 45^\circ$ 及び 75° の値についてプロットしてある。

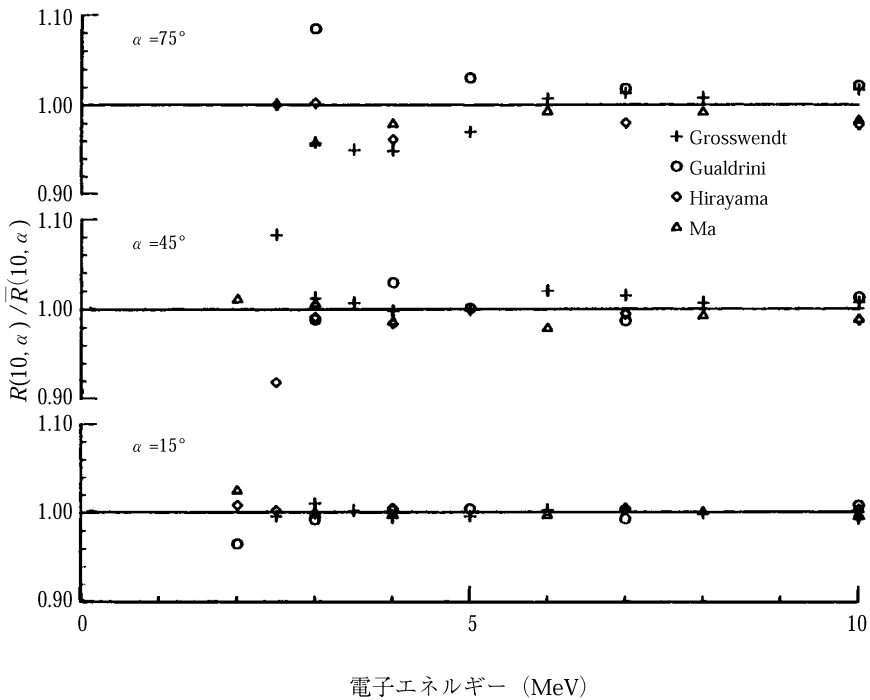


図40 電子エネルギーと角度 α の関数として、ICRU 組織代用物中の深さ 10 mm において計算された、数人の著者らの推定値の、平均値からのずれを示す。比 $R(10, \alpha) / \bar{R}(10, \alpha)$ の値。データは $\alpha = 15^\circ, 45^\circ$ 及び 75° の値についてプロットしてある。

標準的方向依存係数

(278) 標準的方向依存係数は、推奨されているICRU組織の3つの深さにおいて、*PTB Report DOS-24* (GrosswendtとChartier, 1994)に記された評価手法を用いて導かれたものである。得られた標準的角度依存係数を、ICRUの4元素組織代用物について、図41-43にまとめて示し、また対応する数値データを付属書2の表A.45-47に掲げてある。図から明らか

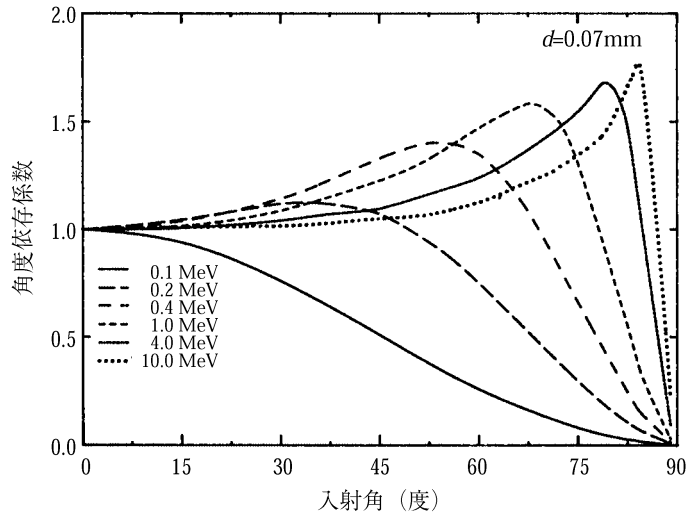


図41 ICRU組織代用物中の深さ0.07 mmにおける、入射角の関数で表された、電子についての角度依存係数の標準的な値。

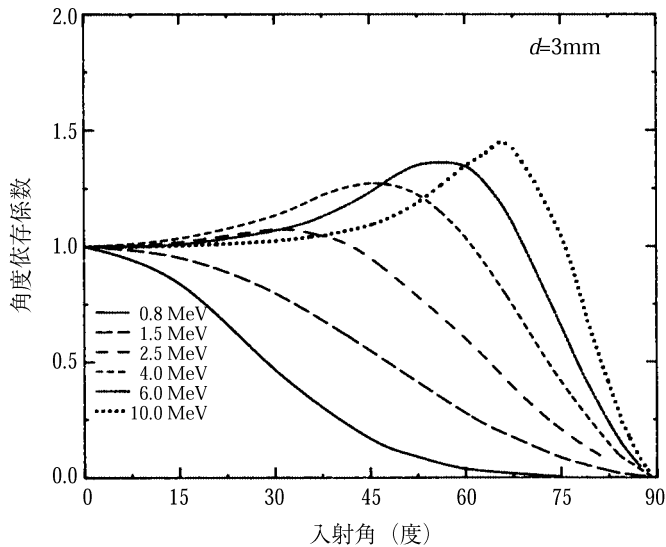


図42 ICRU組織代用物中の深さ3 mmにおける、入射角の関数で表された、電子についての角度依存係数の標準的な値。

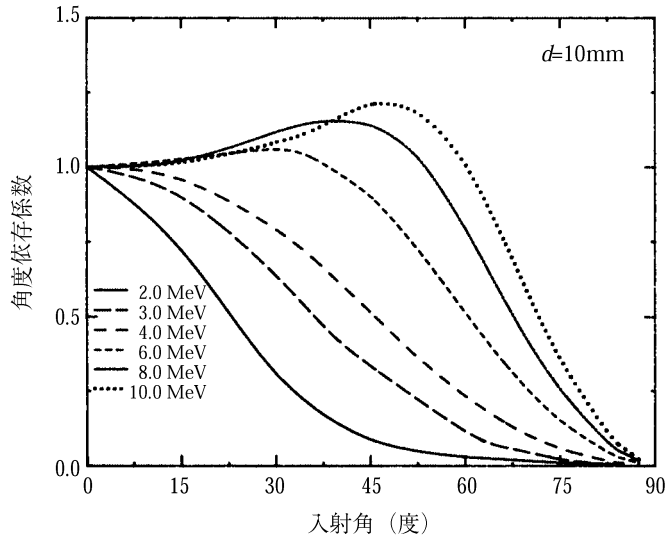


図43 ICRU組織代用物中の深さ10 mmにおける、入射角の関数で表された、電子についての角度依存係数の標準的な値。

ように、 $\bar{R}(d, \alpha)$ は、とくに深さ $d = 0.07$ mm, 電子エネルギー 2 MeV 以上, 及び入射角 $\alpha > 75^\circ$ において、入射角 α に強く依存する。

個人線量当量

(279) *ICRU Report 47* (4.3.2節) には、ICRU組織スラブファントム中の線量当量 $H_{p,slab}(d, \alpha)$ が人体胴部の個人線量当量の満足すべき代用物になると示唆されている。したがって、前節に示した標準的換算係数と標準的角度依存係数はフルエンスから個人線量当量への換算係数として適切と思われる。

5. 諸量の間関係

5.1. 緒 論

(280) この章は、ICRPとICRUの勧告の最近における変更が防護量と実用量の両方に与えた影響を調べ、これらの量の間関係を論じ、防護量を予言するものとしての実用量の性能を述べる。

5.2. 防護量と実用量における変更

5.2.1. 総論

(281) 放射線防護のための外部電離放射線の線量計測に用いられる諸量に影響を与える概念の変更、規定の修正及び物理データの変更については第2章に述べた。

(282) この章はとくにつぎの点に重点を置きながら、これらの変更が防護量と実用量及びそれらの性能に与える影響を解析する：

- ・ 現在勧告されているICRPの基本防護量（実効線量 E ）と以前の勧告によるもの（実効線量当量 H_E ）との比較（5.2.2節）。
- ・ 実用量（周辺線量当量 H^* 、方向性線量当量 H' 、及び個人線量当量 H_p ）についての換算係数の現在の推奨値と以前の推奨値との比較（5.2.3節）。

5.2.2. 防護量

(283) この節は、防護量における変更、すなわち線量当量から等価線量へ、及び実効線量当量から実効線量への変更（ICRP, 1977, 1991a）の影響を考察する。この節において、“実効線量当量”という用語が用いられるときはいつも、*ICRP Publication 26*に定義された量を指すものとする。他のいかなる“実効線量当量に似た”量を計算するさいにも、この定義を変更して用いることはない。

光子

(284) 実効線量と実効線量当量の間の違いの主な理由は、実効線量の内訳に皮膚が含まれていることである。この変更の結果は低エネルギー光子でとくに顕著に現れる（図7参照）。

臓器とそれらの組織荷重係数 w_T についてこれら二つの防護量が異なるために起こる違いはもっと小さい。臓器線量当量（線質係数を用いて評価）と臓器等価線量（放射線荷重係数を用いて評価）の間の、放射線による荷重の違いによって、 E と H_E の間に数値的な違いは起こらない。光子についての平均線質係数 \bar{Q} は約束によって1とされ、放射線荷重係数も1と定められているからである。

(285) この報告書で考察するすべての照射ジオメトリー（AP, PA, LAT, ROT, 及びISO）について、また、約20 keVを超えるすべての光子エネルギーについて、 H_E と E の違いは小さい。このことは、AP照射ジオメトリーにおける E と H_E についての換算係数を比較した図44、及び、すべての照射ジオメトリーにおける E/H_E を示した図45の両方からわかる。

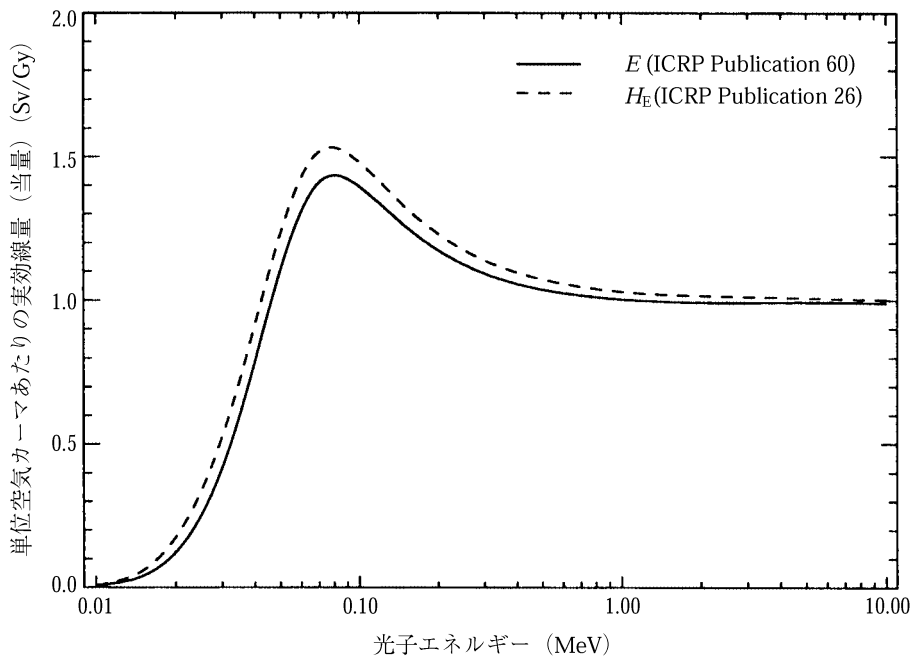


図44 光子エネルギーの関数として表した、AP照射ジオメトリーにおける実効線量 E と実効線量当量 H_E についての換算係数の比較。

(286) すべての照射ジオメトリーと100 keVを超える光子エネルギーについて、 E と H_E の違いは12%を超えない。しかし、25と100 keVの間（及びPAとLATジオメトリー）では、 H_E は E とかなり異なり、2倍にもなる。10–100 keVのエネルギー範囲にわたって、 E と H_E の換算係数の間の違いは、多方向からの照射ジオメトリー（ROTとISO）のほうがPA及びLATジオメトリーに対するよりも小さい（すなわち、比 E/H_E はもっと1に近づく）。1 MeVを超える光子エネルギーでは、比 E/H_E はエネルギーによって比較的変わらず、すべてのジオメトリーについて1.0に近づく。光子エネルギーが20 keV以下になるような別の極端なエネルギースペク

トルのときには、 E はいくつかの照射ジオメトリーにおいてかなり H_E を上回ることがある (図45参照)。

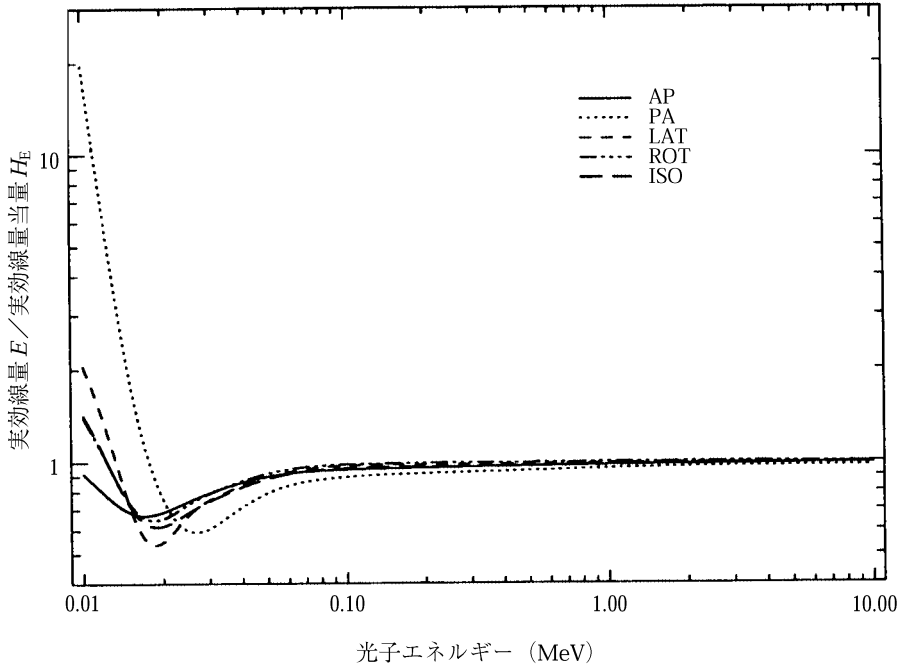


図45 光子エネルギーの関数として表した、いくつかの照射ジオメトリーについての比 E/H_E 。

(287) 比 E/H_E のエネルギーによる変化は、照射ジオメトリー、臓器の位置、及びその組織荷重係数 w_T によって複雑に決まる。このことは図47に示されており、ここにはAPジオメトリーで照射されたいくつかの選ばれた臓器 (結腸, 女性乳房, 肺, 赤色骨髄及び皮膚) についての臓器等価線量換算係数がエネルギーの関数として示されている。低い光子エネルギーでは、臓器等価線量は深部の臓器よりも表層部の臓器のほうがずっと大きく、この効果は皮膚で最も顕著に表れる。この理由から、皮膚を内訳に含む実効線量と皮膚が除かれている実効線量当量とでは、非常に低い光子エネルギーに対し、実効線量のほうが、いくつかの照射ジオメトリーにおいて実効線量当量よりも大きくなる。

(288) E は皮膚の寄与があるために H_E より大きいですが、AP照射ジオメトリーで低エネルギー光子により照射されるときには、かなりの線量を受ける臓器である乳房の荷重係数が減らされたため、このことはいくらか緩和される (たとえば図45で、APジオメトリーに対する10 keVでの比 E/H_E とPA照射ジオメトリーに対する比とを比較)。女性乳房は H_E に対し荷重係数0.15でかなり寄与するが、実効線量ではその荷重係数は0.05なので、乳房の相対的寄与は減る (図46と47参照)。

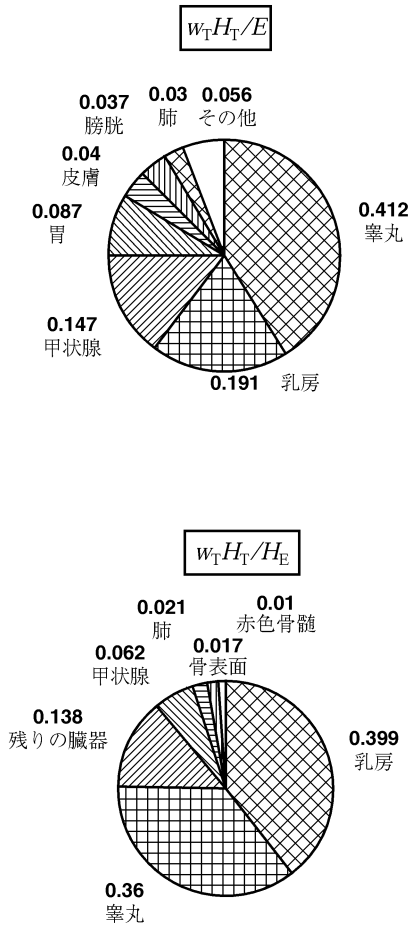


図46 成人人体形状計算モデルにAP照射ジオメトリーで入射する20 keV光子についての、実効線量と実効線量当量に対する特定臓器の相対的寄与

(289) およそ 25 keV を超えるエネルギーでは（この場合、深部の臓器が照射され、したがって、表層部の臓器への線量とそれらの荷重係数の変更の影響は相対的に重要さが減る）、実効線量と実効線量当量の数値的な違いは、主に“残りの臓器”の内訳における2つの変更による。第一に最も重要なものとして、*ICRP Publication 60*では“残りの臓器”の荷重係数を*ICRP Publication 26*のそれと比べて1/6に減らした。第2に、 H_E に寄与する“残りの臓器”の線量は、“残りの臓器”のうち最大の線量となる5つの臓器の平均であるが、 E に寄与する“残りの臓器”の線量は固定された10個の臓器の線量の平均であるため、前者は後者よりも大きい。

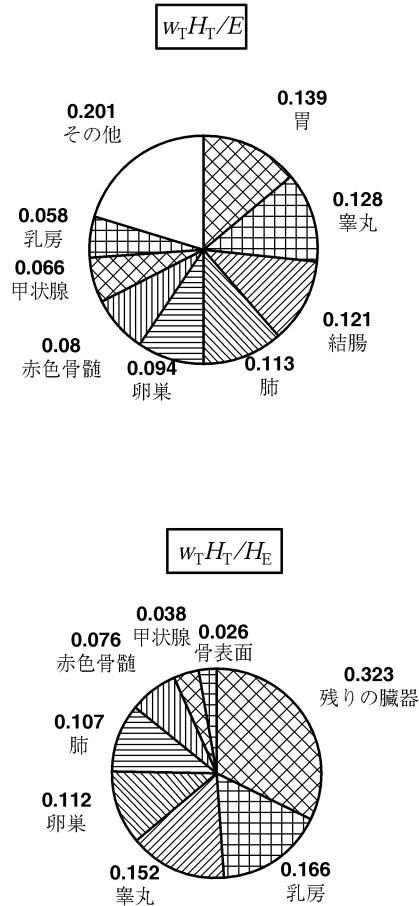


図47 成人人体形状計算モデルにAP照射ジオメトリーで入射する200 keV光子についての、実効線量と実効線量当量に対する特定臓器の相対的寄与。

(290) APジオメトリーでの20 keV及び200 keVにおける E と H_E への相対的寄与に対する w_T の影響は、図46と47に見られる。¹

中性子

(291) 防護量の新しい規定の影響は中性子の場合に最も顕著である。その結果、とくに放射線荷重係数の概念が導入されたため、フルエンスから臓器線量及び実効線量への換算係数の値が変更された(さらなる論議については2.4節と4.4.2節を参照)。

(292) 中性子フルエンスから実効線量への換算係数は、標準の照射ジオメトリーについて第4章に与えられている。図48に4つの照射ジオメトリー(AP, PA, LAT, ROT)に対する

¹ $w_T H_T$ の絶対値は H_E と E とで異なることに注意(ICRP Publication 26と60における内訳及び用語解説の表1と3の w_T の表も参照)。

比 E/H_E を示す。AP ジオメトリーでは、熱エネルギーから 1 MeV までのエネルギー範囲で、比 E/H_E は 2 と 4 の間で変化する。PA ジオメトリーでは、この比は熱エネルギーにおける 1.5 から約 1 keV における 4 まで単調に増加し、ついで 10 keV と 200 keV の間でエネルギーとともに急に立ち上がり、50 - 200 keV あたりから 7 - 7.5 の広いピークを超え、その後 10 MeV 付近で 1 に下がる。LAT と ROT ジオメトリーでは、この比のエネルギー依存性は PA ジオメトリーと似ており、10 keV と 200 keV の間で一つの広いピークがあって、比の最大値は 4 から 5 の間にある。4 つのジオメトリーすべてにおいて、10 MeV では E/H_E の値は約 1 である。

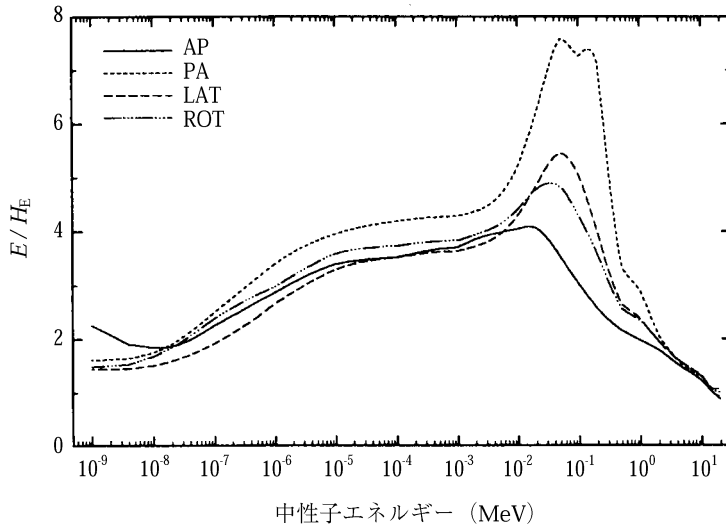


図 48 中性子エネルギーの関数として表した、成人人体形状計算モデル (ADAM と EVA における計算値の平均) にいくつかの照射ジオメトリーで入射する中性子についての比 E/H_E 。

(293) まとめとして、中性子については E と H_E の間にかなりの違いがある。この大きな違いは、主として、放射線荷重の方法と、これら 2 つの量の計算に用いる荷重係数による。 H_E の計算では、放射線荷重はエネルギー沈着点において $Q(L) - L$ 関係を用いて行われる。したがって、荷重は、減速した中性子のスペクトルと誘導された光子のスペクトルによって沈着された吸収線量に適用される (2.4 節及び 4.4.2 節の論議を参照)。それに対して、 E の計算に用いる w_R の値は身体に入射する中性子のエネルギーのみで決まり、体内で起こる核変換の性質の変化によって変わらない。

(294) 中性子エネルギーと照射ジオメトリーを変えた場合の E と H_E との違いを図 49 に示す。この図は、AP と PA ジオメトリー及び 2 つのエネルギーにおける、実効線量当量 H_E と実効線量 E に対する特定臓器の相対的寄与を比較したものである。ここでのエネルギーは、これら 2 つの量の違いが最大になるエネルギー領域にある 100 keV と、違いが小さい 14 MeV に選

んだ。実効線量当量 (H_E) と実効線量 (E)¹ に対する特定臓器の相対的寄与を示すデータ² を掲げてある。実効線量当量については、各構成臓器に対して、平均線質係数 \bar{Q} の個々の値を示してある。実効線量については、図に示す w_R の値 (これは臓器に無関係である) を式 (2.5) から計算した。

(295) 図49をよく見ると、図48に示された比 E/H_E を定性的に理解することができる。このためには、 w_R の値と各臓器に対する平均線質係数 \bar{Q} の値の間の違いに注目するとよい。14 MeVでは、式 (2.5) から計算された w_R の値は7.7である。臓器の平均線質係数はAPとPAジオメトリーの両方において、APジオメトリーの骨表面を除き、7.0と9.0の間で変化する。したがって、どちらのジオメトリーでも E と H_E の間にはわずかな違いしか予想されないはずであり、このことは図48で確かめられる。しかしながら、100 keVでは、臓器平均線質係数は臓器及び照射ジオメトリーによって大きく異なる。さらに、臓器平均線質係数 \bar{Q} の値は w_R の計算値16とかなり違っている。たとえばAPジオメトリーでは、 H_E の計算に用いた卵巣の平均線質係数は実効線量 E の計算に用いた放射線荷重係数の値の10%よりも小さいが、睾丸については55%である。同様にPAジオメトリーで100 keVにおいて、卵巣及び睾丸に対する平均線質係数はすべて、実効線量の計算に用いた放射線荷重係数の値の10%より小さい。

(296) これらの議論から、 E と H_E の違いが最大になるのはPAジオメトリーで、かつ減速された中性子が一次 (非衝突) 中性子よりも小さい Q_n の値を持つ100 keV付近の入射中性子エネルギーにおいてであると結論されよう。

電子

(297) 実効線量の内訳の一つの臓器として皮膚が含まれたことにより、実効線量と実効線量当量との間に違いが生じる。この違いは比較的低い電子エネルギーでのみ顕著である。

(298) SchultzとZoetelief (1996) はMIRDファントム (ADAMとEVA) を用いた実効線量 E についての換算係数の計算を報告している。この計算はAPジオメトリーに限られているが、80 keVから10 MeVまでのエネルギー範囲にわたったものである。著者らはまた、同じ条件での H_E についての換算係数の新しい計算も報告した。 H_E の新しい換算係数と以前文献に報告されたものとの一致は良い。

(299) APジオメトリーで1.5から10 MeVの電子エネルギーに対し、比 E/H_E は0.7に近い値でほとんど一定のままである。1 MeVでは比 E/H_E はおよそ1であり、1 MeV以下では電子

¹ $w_T H_T$ の絶対値は H_E と E とで異なることに注意 (ICRP Publication 26 と 60 における内訳及び用語解説の表1と3の w_T の表も参照)。

² H_E についてはICRP Publication 51より、また E についてはこの報告書からとった (第4章の諸表を参照)。乳房、卵巣、及び睾丸の平均線質係数の値はHollnagel (1994a及び私信) から得た。

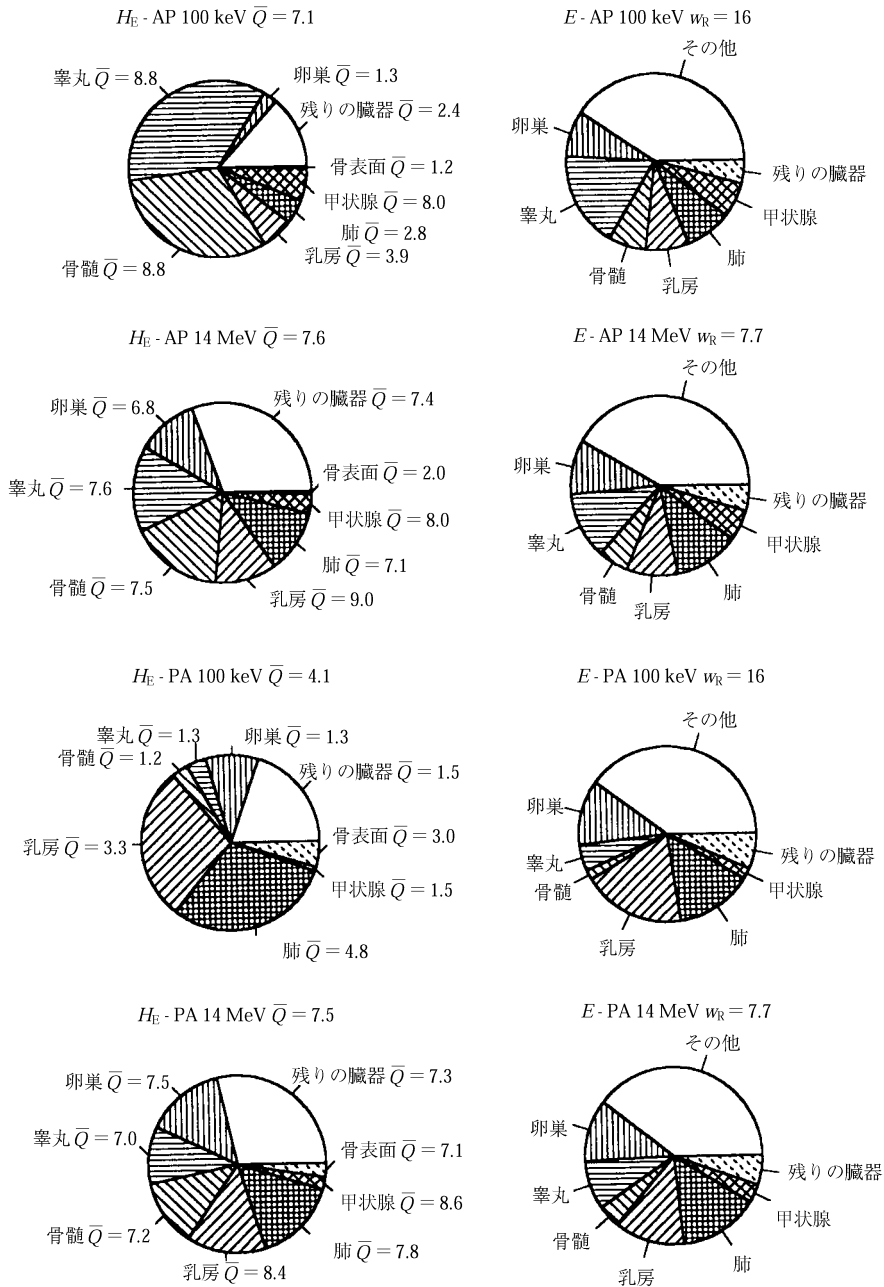


図49 成人人体形状計算モデル (ADAMとEVAにおける計算値の平均) にAP及びPAジオメトリーで入射する100 keVと14 MeV中性子についての、実効線量と実効線量当量に対する特定臓器の相対的寄与。

エネルギーの減少とともに急激に増加する（図50）。600 keV以下では、 E/H_E のこの急激な増加はまったく、 H_E の内訳に含まれていない皮膚の線量によるものである。このエネルギーでは、最も表面に近い臓器の線量寄与も2桁以上低い。

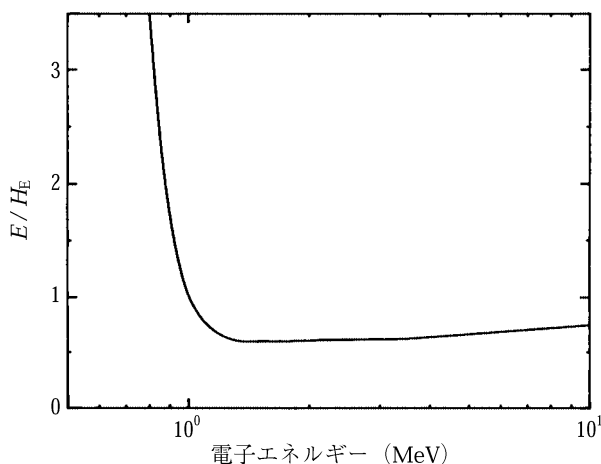


図50 電子エネルギーの関数として表した、成人人体形状計算モデル（ADAMとEVAにおける計算値の平均）にAP照射ジオメトリーで入射する電子についての比 E/H_E 。

要約：防護量における変化

(300) 光子については、大部分の照射ジオメトリーに対して、実効線量 E と実効線量当量 H_E についての換算係数間の違いは一般に5%より小さい。25 keV以下のエネルギーでは、実効線量の内訳に皮膚が含まれるため、 E と H_E の間にはかなりの違い（>30%）がある。この変更によって実効線量は低エネルギーにおいて実効線量当量よりも数値的に大きくなる。しかし、PAとLATジオメトリーでは、25ないし100 keVの光子エネルギーにおいて、 E は H_E の半分しかない。

(301) 中性子については、ICRPが意図するように、フルエンスから実効線量 E への換算係数と実効線量当量 H_E への換算係数との間には大きな違いがある。この違いは、一部には中性子に対する放射線荷重係数の値の選択のために生じ、また一部には、実効線量の計算にあたって、放射線荷重係数が入射中性子のエネルギーで決まり、臓器・組織中の線質とは無関係に臓器・組織中の吸収線量に適用されるために生じる。1 MeVまでの中性子エネルギーに対する E についての換算係数は、一般に H_E についてのそれよりも2-4倍大きい。この増加はICRPの意図と合致している。ある特定のエネルギーと照射ジオメトリーでは、 E についての換算係数は H_E についてのそれより7倍も大きくなりうる。約10 MeV及びそれ以上では、 E と H_E についての換算係数間の違いは小さい（<5%）。180 MeVまでのエネルギーに対するデータは不完全である。

5.2.3. 実用量

総論

(302) *ICRU Report 39* (ICRU, 1985) の刊行以来、実用量の定義と換算係数の値には改変があった (ICRU, 1992a, b)。方向性線量当量 $H'(d)$ の精密な定義は変更され、新しい量である個人線量当量 $H_p(d)$ が透過性個人線量当量と表層部個人線量当量に取って代わった (ICRU, 1992a, b)。これらの定義の変更の結果として該当する換算係数の数値が変わることはなかった。

(303) *ICRU Report 49* (ICRU, 1993a) に与えられた陽子と ${}^4\text{He}^{++}$ イオンの阻止能の改定値は線質係数に影響した (2.4.8 参照)。

(304) *ICRP Publication 60* の勧告もまた防護量ばかりでなく実用量に影響を与えた。実用量における変更は、主として改訂された $Q(L) - L$ 関係 (ICRP, 1991a) によって生じた。阻止能の改訂以降、この関係にはこれ以上の変更はなされていない。これらの変更は実際のモニタリングと測定に関係があるが、實際上、実用量についての換算係数値のこの変更の影響は中性子についてだけ重要である。

(305) この節では、周辺線量当量、方向性線量当量及び個人線量当量についての換算係数の現在の推奨値と *ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) のそれらとを比較する。古いデータと新しいデータとの間の違いを、勧告された放射線荷重方法の変更と計算に用いた物理データベースの修正の観点から論ずる。

光子。周辺線量当量

(306) 10 keV から 10 MeV の間の光子エネルギーに対する空気カーマから周辺線量当量 $H^*(10)$ への換算係数の値を付属書 2 の表 A.21 に示す。これらの値は *ICRP Publication 51* (ICRP, 1987) の推奨値とそれほど違わない。採用したデータは、数組の公表データを評価した最も新しい *ICRU Report 47* (ICRU, 1992a) からとった。

光子。方向性線量当量

(307) この量の定義は少し修正されたが、換算係数の数値は *ICRP Publication 51* 及び *ICRU Report 43* (ICRP, 1987 ; ICRU, 1988) の推奨値からたいして変わっていない。付属書 2 の表 A.22 と A.23 に、ICRU 球の主軸に対する角度 α の値が 0° と 180° の間の範囲についての $H'(10, \alpha)$ と $H'(0.07, \alpha)$ の換算係数の推奨値を示す。量 $H'(3)$ は放射線防護の実際のモニタリングに広く使われていないので、この報告書には換算係数を与えない。

光子。個人線量当量

(308) 付属書2の表A.24とA.25に、光子入射角 α で 75° までの関数として、 $H_{p,\text{slab}}(10, \alpha)$ と $H_{p,\text{slab}}(0.07, \alpha)$ 及び対応する角度依存係数 $R(d, \alpha)$ の値をまとめてある。いろいろな照射ジオメトリーと光子エネルギーについての人体胴部における計算が行われるまでは、これらの代用の換算係数 $H_{p,\text{slab}}(d, \alpha)$ がどの程度人体胴部における $H_p(d)$ を模擬しているかを推定することはできない。しかし、誤差は小さいと思われる(2.6.4節参照)。

中性子。周辺線量当量

(309) 1985年以来、周辺線量当量についての換算係数に2つの変更があった。すなわち、新しい $Q(L)-L$ 関係が勧告され(ICRP, 1991a)、また陽子と α 粒子に対する新しい阻止能データが公表された(ICRU, 1993a)。これらの変更の詳細な論議は2.4.8節にあり、またその結果は図51に見られよう。

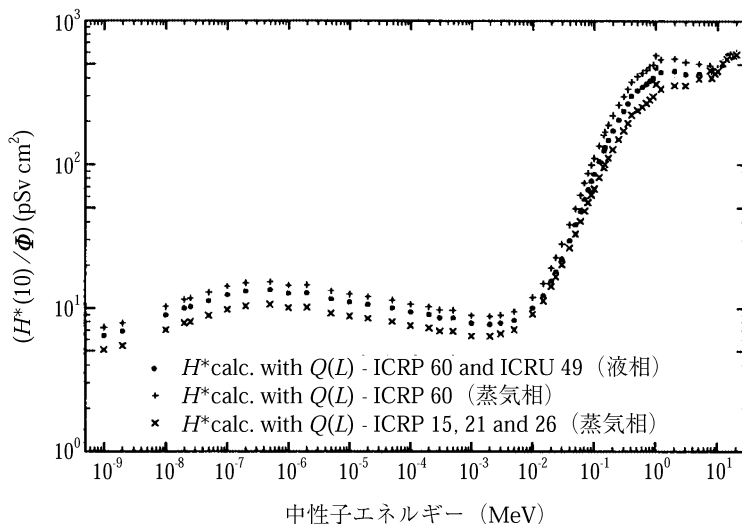


図51 異なる $Q(L)-L$ 関係と、蒸気相及び液相の両方における水の阻止能にもとづく、AP照射ジオメトリーでの中性子に対する換算係数 $H^*(10)/\Phi$ 。

(310) 図51には、 $Q(L)-L$ 関係(ICRP, 1977; ICRU, 1993a)と、水蒸気及び液相の水の阻止能データ(ICRU, 1993a)の両方を用いて得られた、中性子フルエンスから周辺線量当量への換算係数が示されている。ここにある3本の曲線はそれぞれ、(1) ICRP Publication 15, 21及び26に使われている $Q(L)-L$ 関係と蒸気相の水の阻止能、(2) ICRP Publication 60の $Q(L)-L$ 関係と蒸気相の水の阻止能、及び(3) ICRP Publication 60の $Q(L)-L$ 関係と液相における水の新しい阻止能、を用いて得られたものである。ICRP Publication 60で導入された

$Q(L) - L$ 関係における違いは、約1 MeV以上ではきわめてわずかである。1 MeV以下の小さな違いは、熱エネルギーから中エネルギー領域で約25%であり、400 keV近傍で最大の約40%に達する。

中性子。方向性線量当量

(311) 中性子は深部まで透過するので、中性子についての方向性線量当量の値への関心は限られており、したがって、中性子に対してはこの量についての換算係数を与えない。

中性子。個人線量当量

(312) 前側の半球におけるAP照射条件の下では、 $H_{p,slab}(10, 0^\circ)$ の値は $H^*(10)$ に非常に近い(図52及び付属書2の表A.42を参照)。その他の放射線入射方向については、 $H_{p,slab}(10, \alpha)$ のデータを適用することで大まかな推定ができよう。個人線量当量の詳細な論議については2.6.4節を参照。

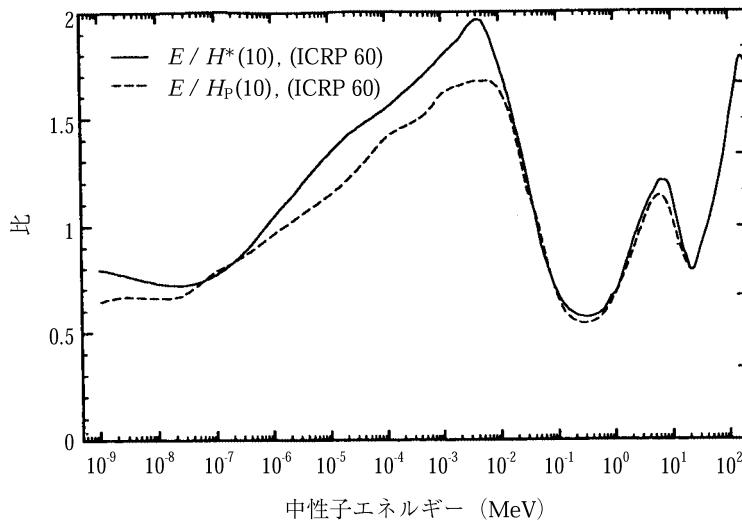


図52 中性子エネルギーの関数として表した、実効線量 E の $H^*(10)$ 及び $H_{p,slab}(10, 0^\circ)$ に対する比。

電子。方向性線量当量

(313) 最近計算された数値とICRP Publication 51及びICRU Report 47に与えられた値の比較によると、新データと旧データの間には大した差はない。この報告書に勧告する標準的な値は数人の著者の提供するデータの広範な解析の結果である。この解析には、標準的な値の不確かさの推定値も含まれている。付属書2の表A.44に電子フルエンスから $H'(0.07, \alpha)$ 、 $H'(3, \alpha)$ 及び $H'(10, \alpha)$ への換算係数の値を示す。ここで α はICRU球の主軸に対する角度である。表A.45からA.47までには、 $0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$ の範囲の α の値に対して $H'(0.07, \alpha)$ 、 $H'(3, \alpha)$ 及び

$H'(10, \alpha)$ の計算を容易にするための角度依存係数の値が与えられている。

電子。個人線量当量

(314) 光子の場合にそうであったように、ICRUファントムについて計算されたデータが個人線量当量の代用として役立つであろう。ICRU球とスラブ中で計算された $H'(d)$ のデータは、たがいにあまり違わない。したがって、表A.44の $H'(d)$ のデータは人体胴部における $H_p(d)$ としても役立つかもしれない。個人線量当量の詳細な議論は2.6.4節にある。

要約

(315) 電子と光子の場合、この報告書に与えた周辺線量当量及び方向性線量当量についての換算係数と以前*ICRP Publication 51*及び*ICRU Report 43*で公表されたものとの差は小さい(5%以下)。人体胴部に入射する光子と電子に対する個人線量当量についての換算係数は得られていないが、それらの値は、組織等価球及びスラブファントム中の線量当量の計算から得られるものと近いと仮定する。

(316) 中性子に対しては、*ICRP Publication 60*の新しい $Q(L) - L$ 関係と*ICRU Report 49*の阻止能のために、周辺線量当量についての換算係数にいくらかの変更がある。1MeV以下のエネルギーでは、 $H^*(10)$ についての換算係数は*ICRP Publication 51*に与えられているものより一般に20-40%高い。10 MeVを超えるエネルギーでは、これらのデータセット間に大きな違いはない。個人線量当量については、換算係数に同様の変更がある。

5.3. 防護量と実用量との間の関係： 実用量の性能

5.3.1. 総論

(317) 実用量は、外部放射線源からの照射に対する適切な防護量を十分な近似で容易に測定できるようにし、一方ではその量の極端な過小評価又は過大評価を避けるように考案されたものである。*ICRP Publication 60*の勧告で変更がなされるまでは、それは“広いエネルギー範囲にわたる中性子と光子、及び通常の操業において存在する電子については、ICRU球中の指定されたある深さにおける線量当量を決定することにより、この目的は通常満たされる”(ICRU, 1985)ということであった。過去10年にわたりICRPとICRUの両方の諸勧告に変更があったため、実用量は直接に影響を被った。したがって、実用量が引き続きICRPの防護量の十分な尺度を提供するかどうかをもう一度確かめることは重要である。

(318) 防護量の予言者としての実用量の性能をこの節で述べる。このことは、防護量とくに実効線量と、場所及び個人のモニタリングに用いられる実用量（すなわち、周辺線量当量、方向性線量当量及び個人線量当量）との間関係調べることで行われる。これらの関係を、光子、中性子、及び電子につき、この報告書の換算係数を用いて論じ、別に断らない限り、この論議を通じてその関係を用いることとする。

(319) 実用量は通常の作業条件における適切な防護量の合理的な推定値を提供するように考案された。身体の外照射については、このことは適切な防護量の値が実用量の値よりも小さい、という目標によって単純に表現することができよう。この目標は人々がさらされる放射線場に適用され、この放射線場は通常広いエネルギースペクトル及びいろいろな照射ジオメトリーと関連していることを強調しなければならない。

(320) 一例として、図53にAPジオメトリーにおける中性子による実効線量 E を推定する上での周辺線量当量 $H^*(10)$ の性能を示す。中性子フルエンスからの換算係数の比（光子と電子に対する同様の図はあとに示されている）が一連の放射線エネルギーとジオメトリーについて計算されている。 $E/H^*(10)$ が1を超えるエネルギー範囲では、防護量は実用量により過小評価される。反対に、 $E/H^*(10)$ が1より小さければ、実用量は防護量の過大評価を与えることになる。

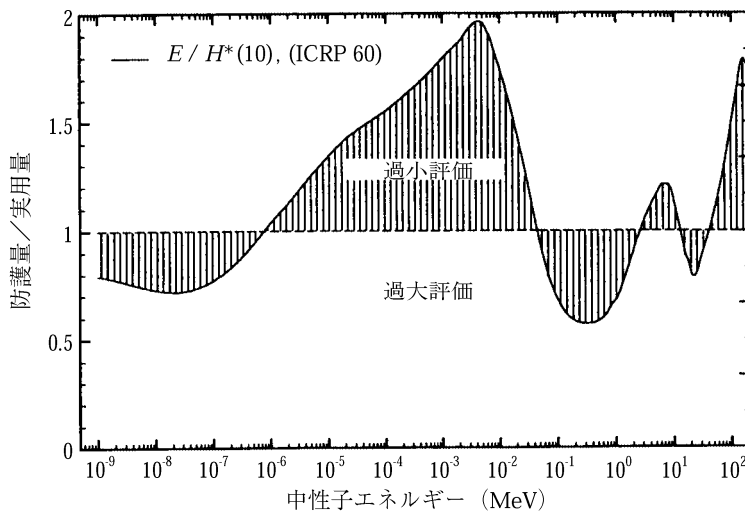


図53 AP照射ジオメトリーでの中性子に対する実効線量の指標としての周辺線量当量 $H^*(10)$ の性能。

(321) 防護量と実用量の比較の妥当性を保証するため、いろいろな照射ジオメトリーにおける諸量についての換算係数の値を区別する一つの規約を採用した。

- ・ **APジオメトリー**：APジオメトリーにおけるフルエンス又は空気カーマから実効線量への換算係数を $E(\text{AP})$ と記す。 $H^*(10)$ は整列場で定義され、したがって $H^*(10)$ についての換算係数はすべてのジオメトリーで同じなので、 $E(\text{AP})$ は $H^*(10)$ に対する換算係数と比較することができる。また、 $H'(10, 0^\circ)$ と $H_p(10, 0^\circ)$ に対する換算係数はそれぞれICRU球の主軸及びICRUスラブの前面と 0° の角度で入射する放射線に対応しているので、 $E(\text{AP})$ はこれらの量とも比較することができる。
- ・ **PAジオメトリー**：PAジオメトリーにおけるフルエンス又は空気カーマから実効線量への換算係数を $E(\text{PA})$ と記す。 $E(\text{PA})$ は照射ジオメトリーと無関係な（上記参照） $H^*(10)$ に対する換算係数と比較することができる。また、 $H'(10, 180^\circ)$ と $H_p(10, 180^\circ)$ に対する換算係数はそれぞれICRU球の主軸及びICRUスラブの前面と 180° の角度で入射する放射線に対応しているので、 $E(\text{PA})$ はこれらの量とも直接比較することができる。
- ・ **LATジオメトリー**：LATジオメトリーにおけるフルエンス又は空気カーマから実効線量への換算係数を $E(\text{LAT})$ と記す。 $E(\text{LAT})$ は照射ジオメトリーと無関係な $H^*(10)$ に対する換算係数と直接比較することができる。また $H'(10, 90^\circ)$ についての換算係数はICRU球の主軸と 90° の角度の照射に対応するので、 $E(\text{LAT})$ は $H'(10, 90^\circ)$ と直接比較することができる。 $H_{p,\text{slab}}(10, 90^\circ)$ についての換算係数も利用できるが、公表されたデータにはいくらか不確かさがある。いずれにしても、 $H_{p,\text{slab}}(10, 90^\circ)$ はLATジオメトリーでの身体中の $H_p(d)$ に密接には対応していそうもないので、 $E(\text{LAT})$ を $H_{p,\text{slab}}$ のデータと比較することの妥当性は疑問である。
- ・ **ROTジオメトリー**：ROTジオメトリーにおけるフルエンス又は空気カーマから実効線量への換算係数を $E(\text{ROT})$ と記す。 $E(\text{ROT})$ は照射ジオメトリーとは無関係な $H^*(10)$ に対する換算係数と直接比較することができる。 $E(\text{ROT})$ は $H'(10, \text{ROT})$ と比較することができる。後者の換算係数は 360° 回転する面平行ビーム中のICRU球の深さ 10 mm における線量当量について得られる（ICRP, 1987）。さらに、 $E(\text{ROT})$ は $H_{p,\text{slab}}(10, \text{ROT})$ と比較することができる。後者の換算係数は $H_{p,\text{slab}}(10, \alpha)$ の値から得られる。ここで、 α はICRUスラブの前面における面平行ビームの入射角である。この比較の目的には、 $H_{p,\text{slab}}(10, \text{ROT})$ を、 α を 0° から 360° まで 15° おきに変えた $H_{p,\text{slab}}(10, \alpha)$ の値を平均することによって得た（Tillら, 1995）。
- ・ **ISOジオメトリー**：ISOジオメトリーにおけるフルエンス又は空気カーマから実効線量への換算係数を $E(\text{ISO})$ と記す。 $E(\text{ISO})$ は照射ジオメトリーとは無関係な $H^*(10)$ に対する換算係数と直接比較することができる。 $E(\text{ISO})$ は $H'(10, \text{ISO})$ と比較ことができ、後者の換算係数は完全に等方的な放射線場中のICRU球の深さ 10 mm における線量当量について得られる（ICRP, 1987）。 $H_{p,\text{slab}}(10, \text{ISO})$ のデータは、光子、電子及び中性子

について得られていない。

(322) 実効線量の値とICRUスラブ中の個人線量当量 $H_{p,slab}(d)$ との比較に加えて、後者が身体上の特定の点の下にある軟組織中で定義される $H_p(d)$ とどのように対応するかを見ることは有用である。残念なことに、この報告書が印刷にまわるときまでにはデータが得られていないので、近似を用いなければならない。それで、身体の軟組織中における $H_p(d)$ として期待できそうな値を比較する目的で、身体表面に近い小臓器の線量当量を、光子に対する吸収線量データと、中性子に対する吸収線量及び $Q(L)-L$ 関係を用いて計算した。とくに胸腺と睾丸の線量当量がこの目的に適していると考えられ、これらの計算のもっと詳細はあとで述べる。換算係数は $H_{p,organ}(\text{geometry})$ と記し、これを、とくに $H_{p,slab}(d)$ と比較するため、身体中の $H_p(d)$ の追加の代用尺度を提供するのに用いる。

(323) まとめとして、防護量と実用量について行った比較と、特定の照射ジオメトリーについての対応を下に示す。

ジオメトリー	防護量	実用量	
		場所のモニタリング	個人モニタリング
AP	$E(\text{AP})$	$H^*(10), H'(10, 0^\circ)$	$H_{p,slab}(10, 0^\circ), H_{p,organ}(\text{AP})$
PA	$E(\text{PA})$	$H^*(10), H'(10, 180^\circ)$	$H_{p,slab}(10, 180^\circ), H_{p,organ}(\text{PA})$
LAT	$E(\text{LAT})$	$H^*(10), H'(10, 90^\circ)$	スラブデータ不確実, $H_{p,organ}(\text{LAT})$
ROT	$E(\text{ROT})$	$H^*(10), H'(10, \text{ROT})$	$H_{p,slab}(10, \text{ROT}), H_{p,organ}(\text{ROT})$
ISO	$E(\text{ISO})$	$H^*(10), H'(10, \text{ISO})$	スラブデータなし, $H_{p,organ}(\text{ISO})$

5.3.2. 場所のモニタリング

光子

(324) 実効線量 E と周辺線量当量 $H^*(10)$ の関係は図 54 と 55 に見ることができる。この図には、照射ジオメトリー AP, PA 及び ROT に対する、光子エネルギーの関数として表した E と $H^*(10)$ 及び比 $E/H^*(10)$ が示されている。これらの図を調べると、エネルギー 10 MeV までの光子に対しては、 $H^*(10)$ はつねに E を過大評価する (すなわち $E/H^*(10) < 1$) ことがわかる。

(325) 60 keV と 10 MeV の間の光子エネルギーに対しては、比 $E/H^*(10)$ の値は AP ジオメトリーで 0.75 から 0.92 まで、ROT ジオメトリーで 0.48 から 0.85 までの範囲にわたる (図 55 参照)。それゆえ、周辺線量当量は広い範囲の光子エネルギーと照射ジオメトリーに対して、15% を超える過大評価を与える。低い光子エネルギーでは、過大評価の程度はかなりなものになり、25 keV では AP ジオメトリーにおいて比 $E/H^*(10)$ はおよそ 3, また ROT と PA

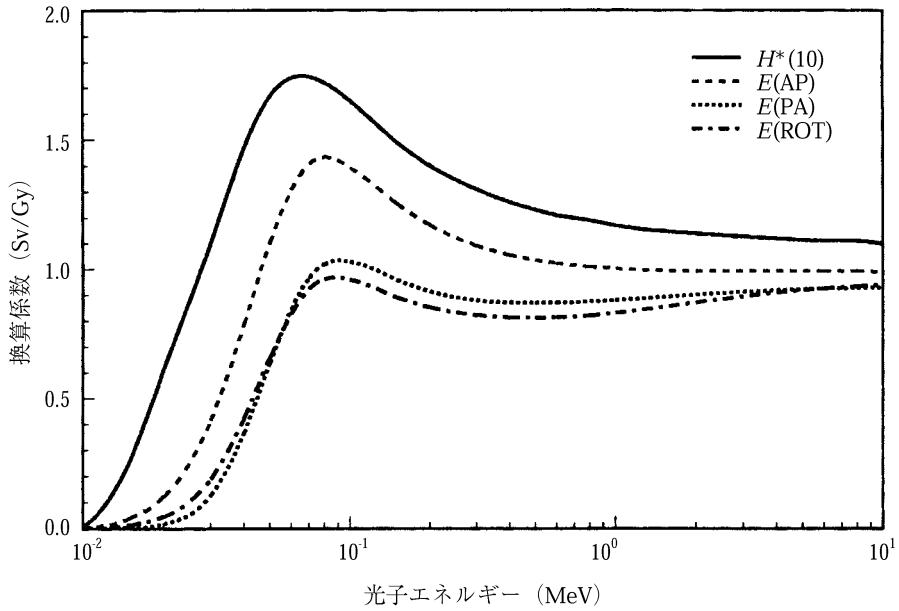


図54 光子エネルギーの関数として表した，種々の照射ジオメトリーにおける，周辺線量当量と実効線量についての換算係数。

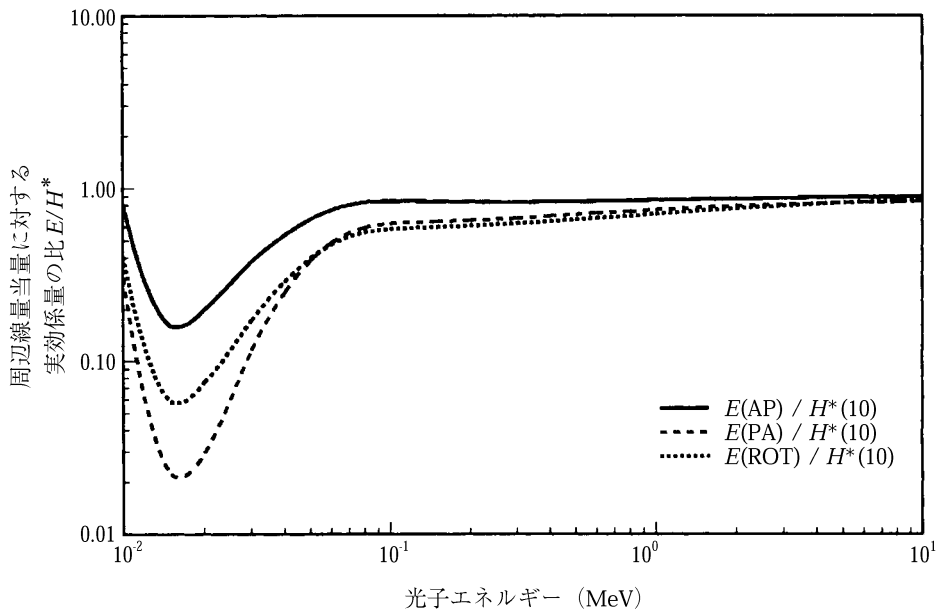


図55 光子エネルギーの関数として表した，種々の照射ジオメトリーにおける比 $E/H^*(10)$ 。

ジオメトリーにおいては10に近づく。低い光子エネルギーにおいては皮膚と眼の水晶体に対する線量が放射線防護上最も重要であり（4.5.2節参照），この状況では E と $H^*(10)$ の実際の適用は限られたものになることを，もう一度述べておくことは重要である。

中性子

(326) 図56と57は、実効線量と周辺線量当量の関係及び比 $E/H^*(10)$ を示す。入射中性子エネルギー40 MeVまでは、APとPAを除くすべてのジオメトリーについて、周辺線量当量は実効線量を過大評価する。40 MeV以上では、 $H^*(10)$ はすべてのジオメトリーで E を過小評価する。APジオメトリーでは、周辺線量当量は約1 eVから40 keV、3 MeVから13 MeV及び40 MeV以上のエネルギー範囲で E を過小評価する。 E はまた、PAジオメトリーについて、約10 eVから20 keVのエネルギー範囲で過小評価されるが、過小評価の大きさはAPジオメトリーの場合よりもずっと小さい。

(327) 実際には、単一エネルギー中性子の照射はまれである。このため、広範囲のエネルギー分布を有する中性子の照射を考慮する必要がある。このような条件下では、周辺線量当量は通常、実効線量に対して過大評価（安全側）になる。

(328) 数人の著者がいろいろな中性子スペクトルについて放射線防護の実務上の意味合いを調べている（Bartlettら，1992；Posnyら，1992；Clarkら，1993；Marshallら，1994）。これらの研究の示すところでは、原子力工業施設（たとえば原子力発電所及び核燃料再処理施設）において典型的な中性子スペクトルは100 keVから1 MeVの間のエネルギー範囲にピークがあり、これは減速した核分裂中性子の特徴である。このエネルギー範囲において、比 $E/H^*(10)$ は、 $H^*(10)$ の測定値がすべての照射ジオメトリーで E を過大評価しそうなことを示している。この一般的結論には、とくに10 keV以下のエネルギーの中性子数が多い場合に、例外があるが、このような状況はまれである。

(329) よく使われる校正用線源を作業場で用いる場合、計算された比 $E/H^*(10)$ は、 $H^*(10)$ が E の合理的過大評価になることを示している。たとえばAPジオメトリーで、重水

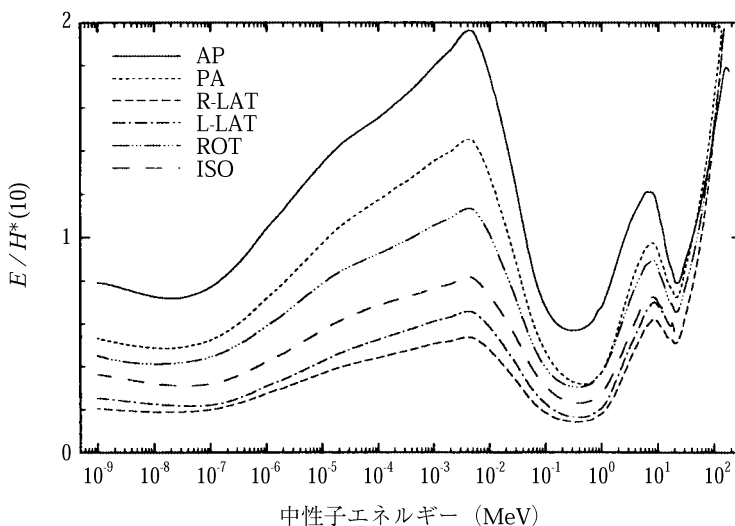


図56 中性子エネルギーの関数として表した、いくつかの照射ジオメトリーに対する比 $E/H^*(10)$ 。

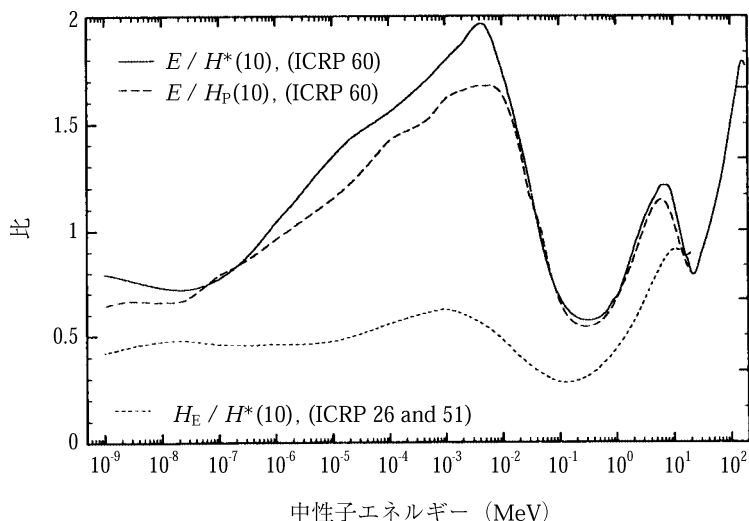


図57 中性子エネルギーの関数として表した比 $E/H^*(10)$ （実線）と $E/H_{p,\text{slab}}(10)$ （破線）。 E は人体形状計算モデルにAPジオメトリーで入射する中性子について計算され、また E も $H^*(10)$ もICRP Publication 60に定める通りに計算されている。比較のため、比 $H_E/H^*(10)$ （下の点線）も示してある。

を満たした直径 400 mm の球中で減速した ^{252}Cf スペクトルにおける $E/H^*(10)$ は0.91であり、減速なしの ^{252}Cf スペクトルではこの比は0.88、またかなり“硬い”Am-Be中性子源スペクトルではこの比は1.05である。

(330) しかしながら、これに対して、高エネルギーの放射線が存在し[たとえば、高々度を飛行する航空機のキャビン内又は $H^*(10)$ が実効線量の安全側の尺度であると仮定するのは妥当でないかもしれない高エネルギー加速器の近傍]、 $H^*(d)$ の d としてもっと大きい深さの値が適切かもしれないようないくつかの環境がある。もし信頼のおける結果を得ようとするのならば、測定を行おうとする中性子のスペクトルを知っておくべきであることをつねに強く勧告する。

5.3.3. 個人モニタリング

光子、実効線量と個人線量当量

(331) 図58に、APジオメトリーにおける E と $H_{p,\text{slab}}(10, 0^\circ)$ についての換算係数を示す。 $E(\text{AP})$ は $H^*(10, 0^\circ)$ 及び $H_{p,\text{slab}}(10, 0^\circ)$ と比較される。なぜならば、これらの量に対する換算係数は、それぞれ、ICRU球の主軸及びICRUスラブの前面に 0° の角度で入射する放射線に対応するからである。比較のため、 $H^*(10)$ についての値も図58に含めてあるが、 $\alpha = 0^\circ$ においては $H^*(10, 0^\circ)$ は $H^*(10)$ にひとしい。10 MeVまでのすべての光子エネルギーに対して、 $H_{p,\text{slab}}(10, 0^\circ)$ は $H^*(10)$ と同程度に E を過大評価している。図59には同じエネルギー範囲についての比 $E/H_{p,\text{slab}}(10, 0^\circ)$ を示してある。

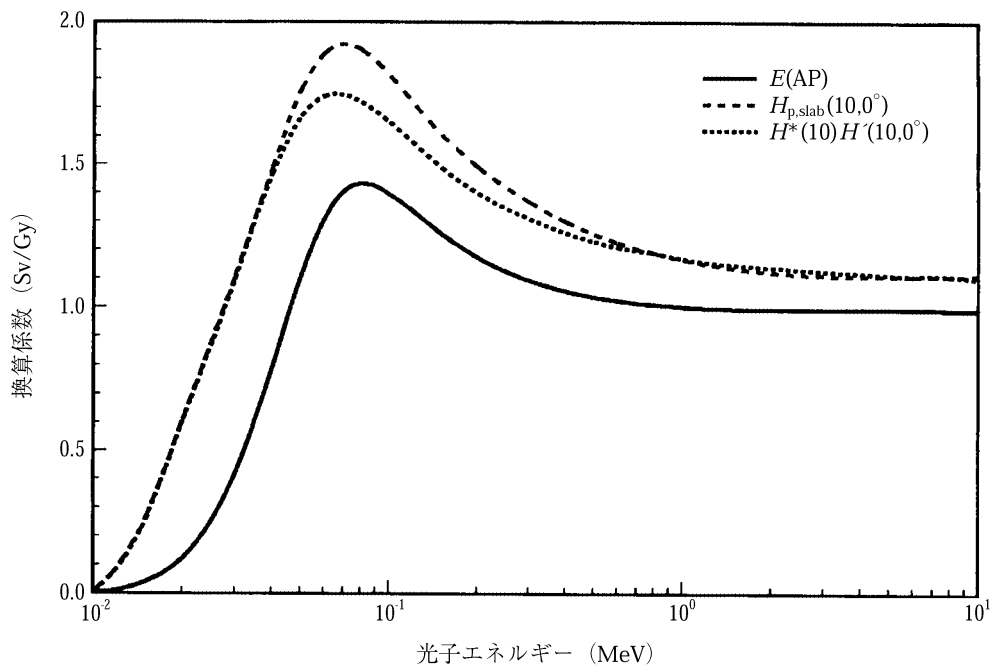


図 58 AP照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，実用量と実効線量についての換算係数。

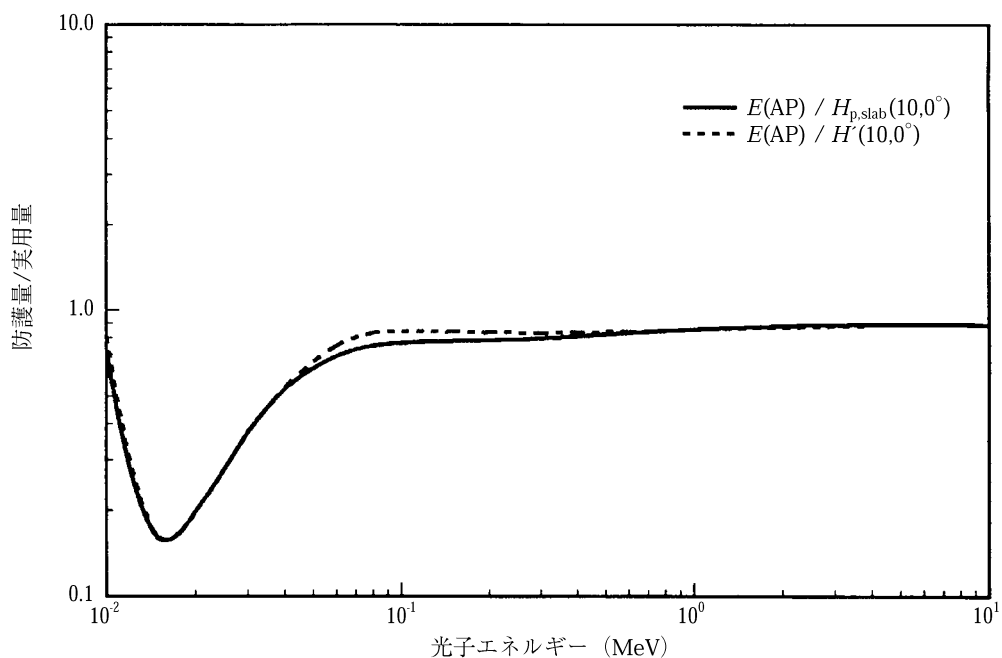


図 59 AP照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，比 $E/H_{p,slab}(10, 0^\circ)$ と比 $E/H'(10, 0^\circ)$ 。

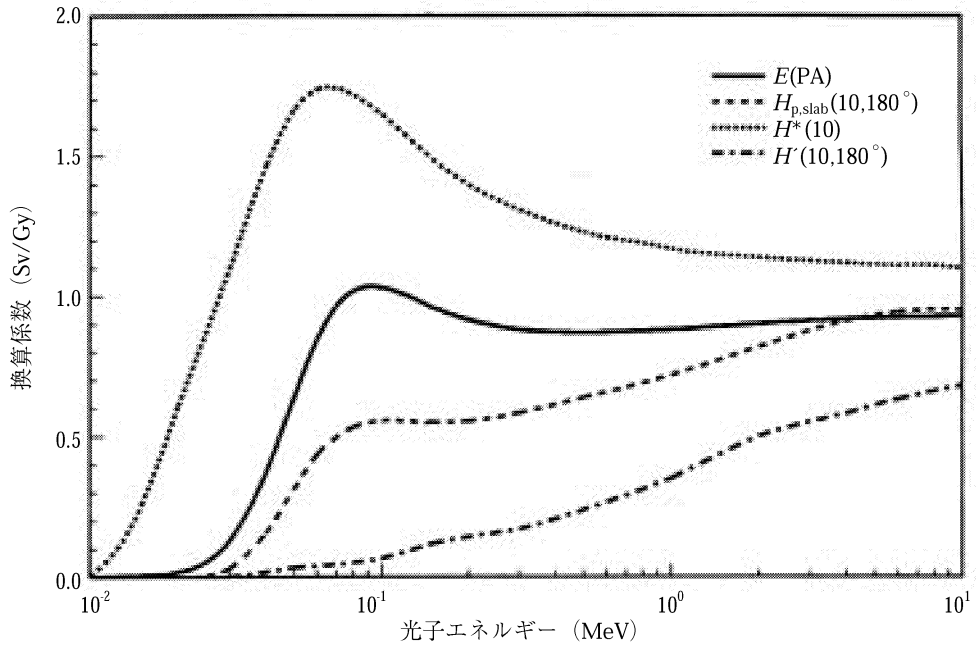


図60 PA照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，実用量と実効線量についての換算係数。

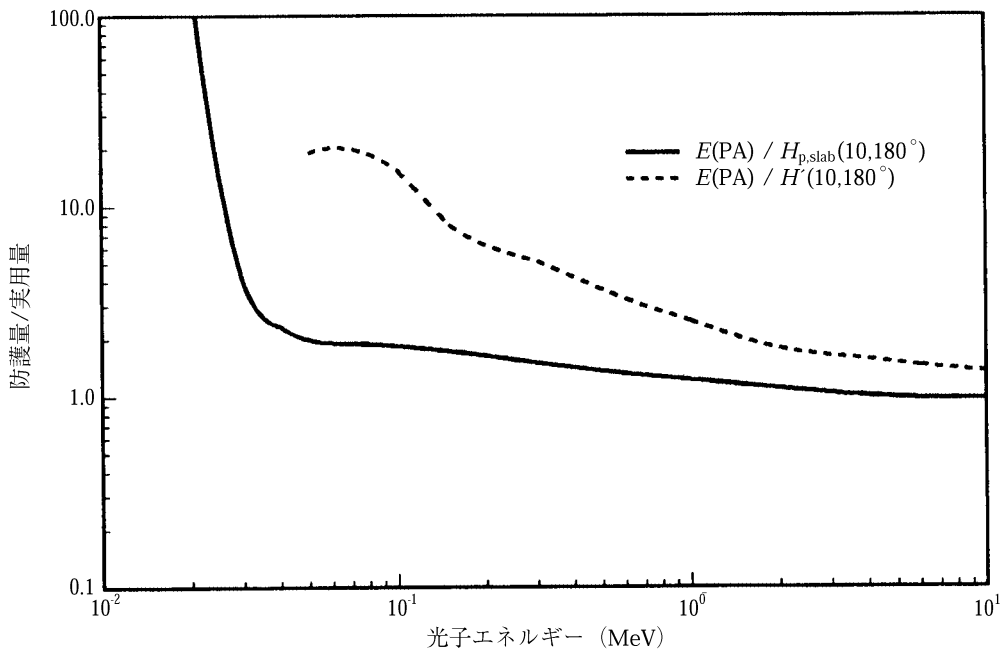


図61 PA照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，比 $E/H_{p,\text{slab}}(10,180^\circ)$ と比 $E/H'(10,180^\circ)$ 。

(332) PAジオメトリーにおいては、 $H_{p,slab}(10, 180^\circ)$ が人体胴部における $H_p(10)$ に近い尺度を提供するであろうと仮定されている。図60に E , $H_{p,slab}(10, 180^\circ)$, $H^*(10)$ 及び $H'(10, 180^\circ)$ についての換算係数を、また図61に比 $E/H_{p,slab}(10, 180^\circ)$ と比 $E/H'(10, 180^\circ)$ を示す。これらの比は、 $H_p(10)$ が1 MeV又はそれ以上までのエネルギーの光子に対して実効線量を過小評価することがありそうなことを示している。低い光子エネルギーで過小評価の程度が非常に大きくなるようであるが、これは実際の状況で、照射が主として背後から起こるときに身体の前部に個人線量計を着用していることに相当することを注意すべきである。それゆえ、実効線量の過小評価はそのような場合予想されるはずである。

(333) LATジオメトリーでは、実効線量と $H_p(d)$ の計算の比較に特別な問題がある。第1に、ICRUスラブにおける線量当量について利用できるデータは、最近まで $\alpha > 75^\circ$ について信頼できなかった (Ambrosiら, 1991)。第2に、 $\alpha = 90^\circ$ において、スラブと人体の間のファントムジオメトリーは極端に違うので、 $H_{p,slab}(10, 90^\circ)$ のデータを実効線量との比較に用いることは疑問である。ICRU球ではそのようなファントムジオメトリーの違いはずっと少ないので、スラブの代わりにICRU球を用い、したがってLATジオメトリーにおける実効線量との比較には $\alpha = 90^\circ$ の方向性線量当量を用いる。図62に $E(\text{LAT})$ と $H'(10, 90^\circ)$ についての換算係数の値を、比較のため $H^*(10)$ とともに示す。これらの換算係数から、ほとんどの光子エネルギーについて、 $H'(10, 90^\circ)$ は $E(\text{LAT})$ の良い尺度であることがわかる。このことは比 $E/H'(10, 90^\circ)$ をプロットした図63にも見られる。

(334) ROTジオメトリーでは、スラブ中の線量当量 $H_{p,slab}(10, \text{ROT})$ とICRU球中の線量当量 $H'(10, \text{ROT})$ についてのデータが利用できる。これらのデータは実効線量についての換算係数と比較することができる。換算係数のセットを、比較のため $H^*(10)$ のデータとともに、図64に示す。このジオメトリーでは、 $H_p(d)$ は実効線量の非常に良い尺度になりそうなことが見られる。図65に与えられた比 $E/H_{p,slab}(10, \text{ROT})$ と $E/H'(10, \text{ROT})$ を見ると、約40 keV以上の光子エネルギーでこの一致の良さがよくわかる。このエネルギー以下では、実用量による E のいくらかの過大評価がある。

(335) ISOジオメトリーでは、ICRU組織等価球中の線量当量についての換算係数が利用できるが、スラブについてはない。図66に $E(\text{ISO})$, $H^*(10)$ 及び $H'(10, \text{ISO})$ に対する換算係数を示す。このデータから、この照射ジオメトリーで、40 keVを超える光子エネルギーについては、 $H_p(d)$ はやはり E の良い尺度のようである。しかしこのエネルギー以下では、図67の比 $E/H'(10, \text{ISO})$ が示すように、実用量による E のかなりの過大評価がありそうである。

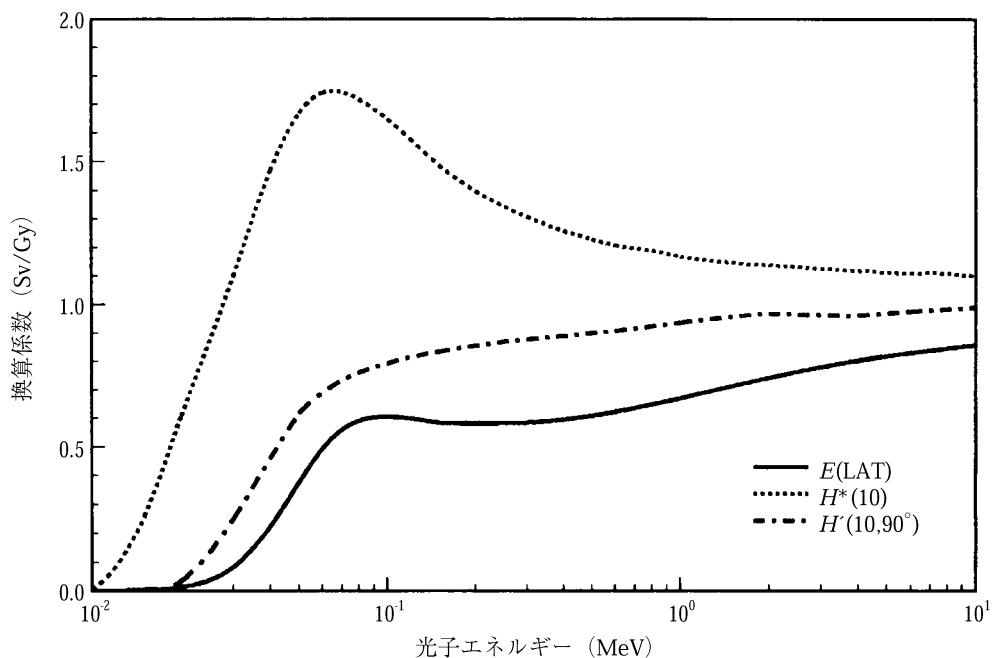


図62 LAT照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，実用量と実効線量についての換算係数。

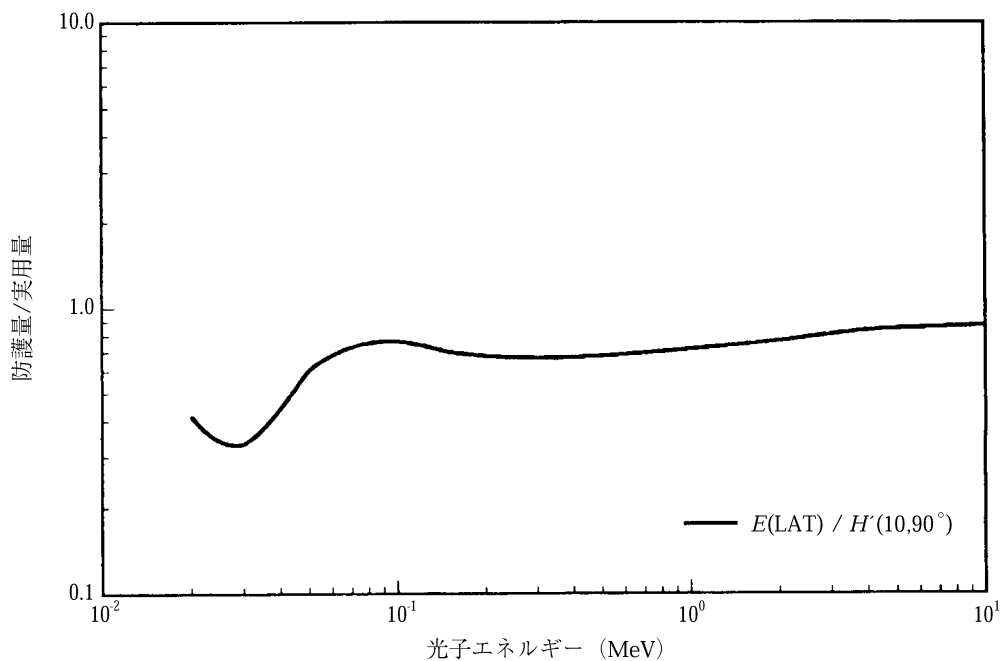


図63 光子エネルギーの関数として表した比 $E(\text{LAT}) / H'(10,90^\circ)$ 。

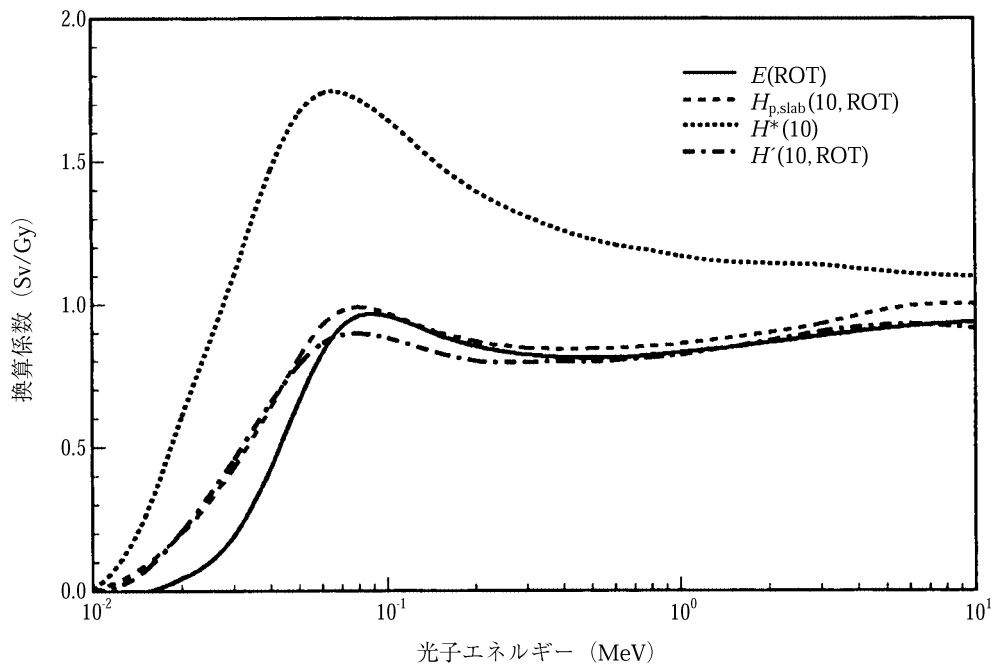


図64 ROT照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，実用量と実効線量についての換算係数。

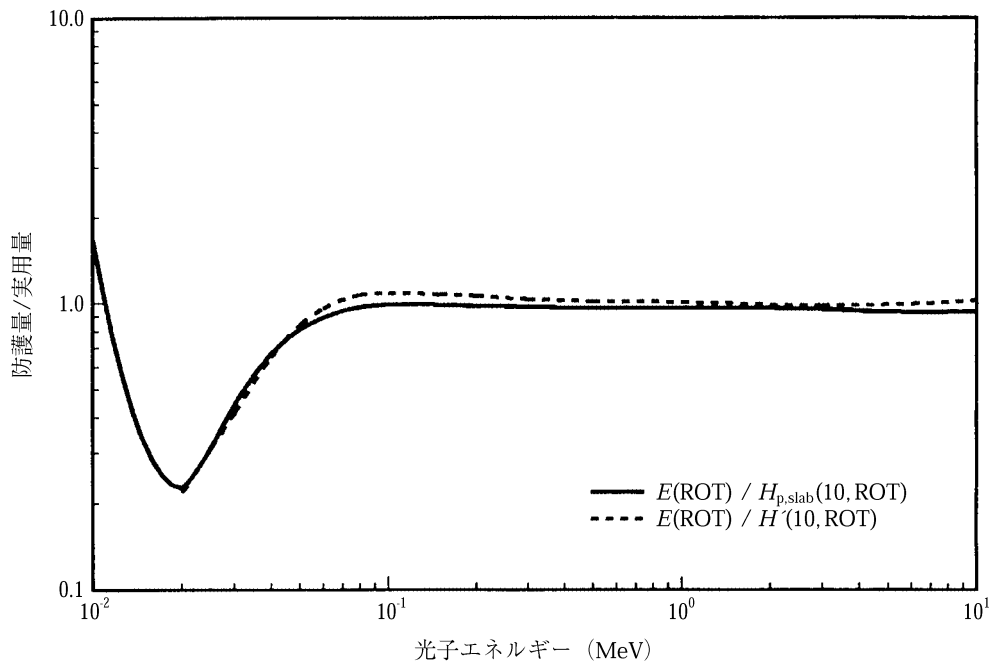


図65 光子エネルギーの関数として表した，比 $E/H_{p,slab}(10, ROT)$ と $E/H'(10, ROT)$ 。

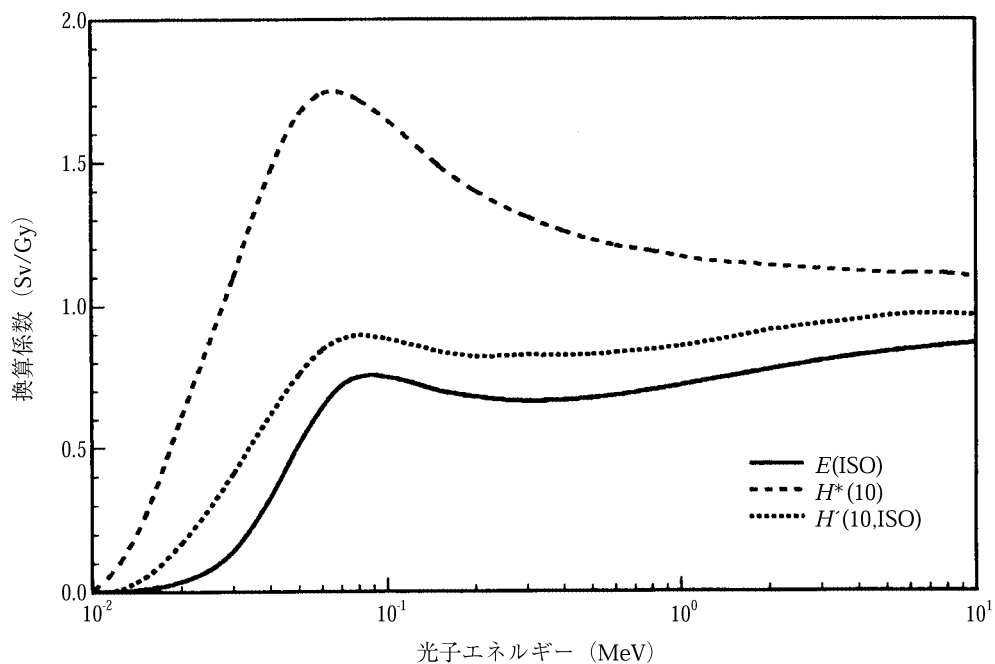


図66 ISO照射ジオメトリーにおける，光子エネルギーの関数で表した，実用量と実効線量についての換算係数。

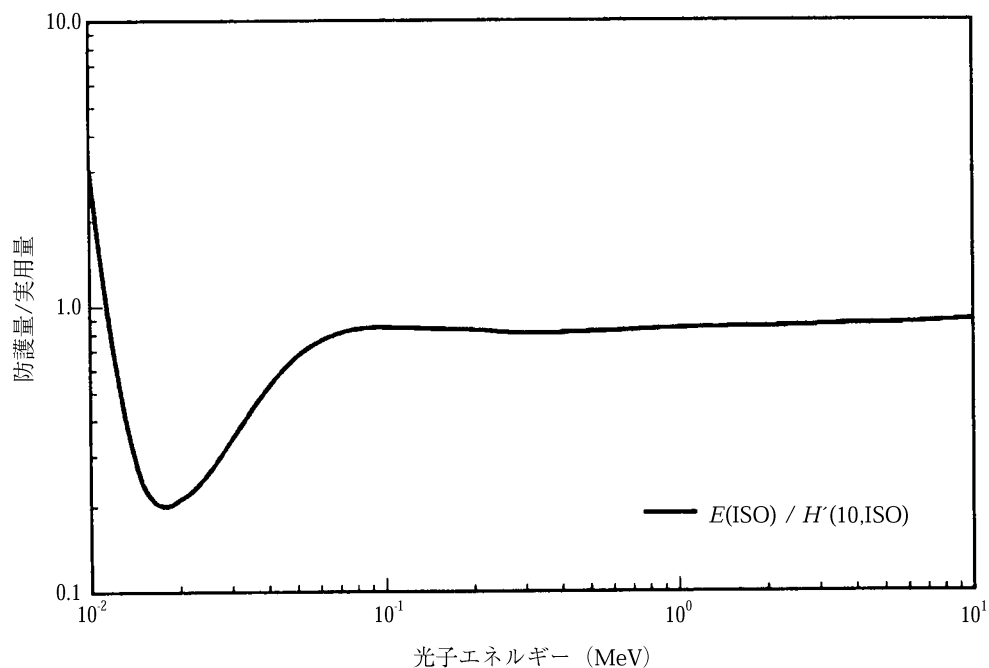


図67 光子エネルギーの関数として表した比 $E(\text{ISO}) / H'(10, \text{ISO})$ 。

光子に対する H_p の近似

(336) すぐ前の諸節において、実効線量 E と、スラブファントム又は球ファントム（方向性線量当量）中で計算された個人線量当量とを比較した。これらの線量が、身体内軟組織中で定義された $H_p(d)$ の合理的な近似であるかどうかを確認するためには、身体表面近くに位置する小臓器（たとえば胸腺と辜丸）の平均線量と比較するとよい。人体胴部中の $H_p(d)$ の確定的な計算がないので、身体中の適切な位置にある小臓器の等価線量を1点で定義された量 $H_p(d)$ の近似であると仮定することができ、以後 $H_{p,organ}$ と呼ぶ。ここで“organ”という語は人体胴部の代用として用いる臓器を指すものとする。

(337) 光子の場合におけるこの便法の妥当性は、図68と69のデータを比較することである程度推測できるかもしれない。図68には換算係数の比 $E/H_{p,slab}(10)$ がAP, PA, 及びROTジオメトリーについて、又比 $E/H(10)$ がLATとISOジオメトリーについて示されている。図69には図68と同じジオメトリーについて $E/H_{p,thymus}$ が示されている。これらの比とその一般的傾向は、エネルギーと照射ジオメトリーの両方について、2つの図で非常に似ている。しかし、 $H_{p,thymus}$ は人体胴部の $H_p(d)$ の近似なので、これら2つの図からは定性的な結論のみを引き出すべきである。

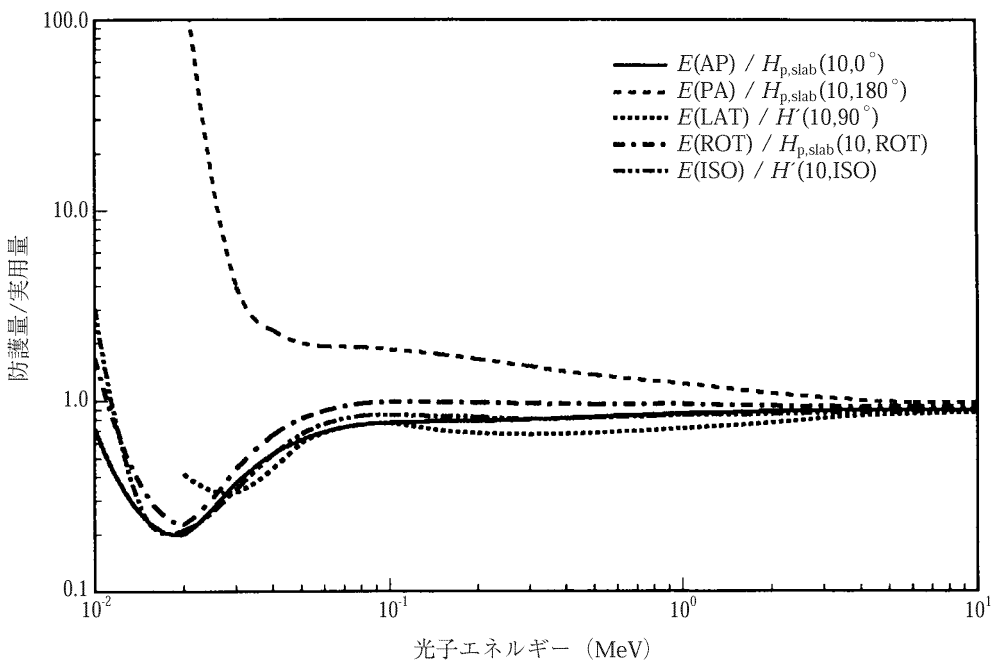


図68 どちらも光子エネルギーの関数として表した、いくつかの照射ジオメトリーについての比 $E/H_{p,slab}(10)$ と $E/H(10)$ 。

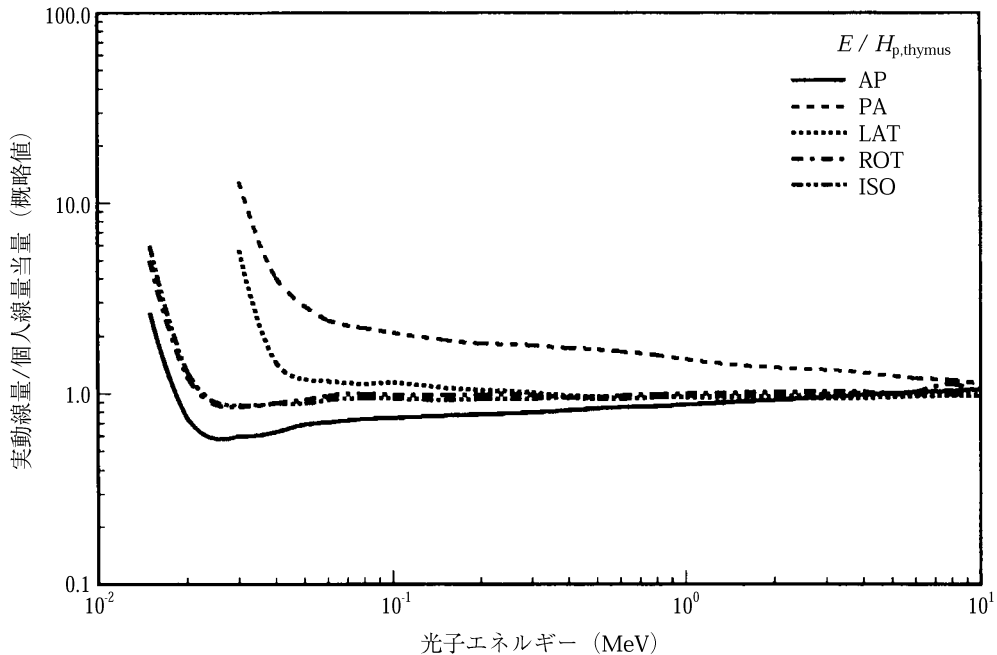


図69 光子エネルギーの関数として表した、いくつかの照射ジオメトリーについての比 $E/H_{p,\text{thymus}}$ 。

(338) これらの比較から、作業場や環境に一般にある光子照射ジオメトリー（AP、ROT及びISO）について、人体胸部における $H_p(d)$ は実効線量の良い尺度であるか又は合理的な過大評価を与えるかのいずれかでありそうに思われる。この結論はLATジオメトリーの場合にも出てくる。¹しかしPAジオメトリーでは、人体胸部の $H_p(d)$ は広い光子エネルギー範囲で E をかなり過小評価する。このあとのほうの結論は予期されないものではなく、主として背後から照射される身体の前面に個人線量計を着用する実際の状況に対応している（332項も参照）。

(339) まとめとして、周辺線量当量（これはすべての照射ジオメトリーで E を過大評価する）の場合と異なり、 $H_p(d)$ はAP及びROTジオメトリーで E の過大評価あるいは良い尺度を与えるが、PA照射ジオメトリーでは E を過小評価することがあると考えてよい。

中性子。実効線量と個人線量当量

(340) 人体又は適切な人体形状ファントム中の $H_p(d)$ に対する換算係数の決定的なデータの代わりに、いろいろなジオメトリーについて、ICRU組織等価球及びスラブファントム中の線量当量の計算が行われた。

¹光子照射の場合、LATジオメトリーで $H_{p,\text{slab}}(10)$ と $H_{p,\text{thymus}}$ はそのエネルギー依存性でいくらか似ているが、この類似性は中性子に対してあてはまらないようである。

(341) APジオメトリーにおいて、比 $E/H_{p,slab}(10)$ は比 $E/H^*(10)$ と非常に良く似ている（図57参照）。AP以外のジオメトリーにおける E と $H_{p,slab}$ との比較は困難をはらんでおり、データの解釈に大きな注意が必要である。しかしながら、個人線量計の装着位置が正しくないため、あるいは予期しない方向からの照射のために生じる個人線量測定上の誤差の程度が推定できるためには、AP以外のジオメトリーでの比 $E/H_p(10)$ の値を知る実際的な必要性がある。1 eVと50 keVの間の中性子エネルギーで $H_{p,slab}(10)$ が E を過小評価する可能性があると思える理由がある。

中性子に対する H_p の近似

(342) 光子の場合と同様に、身体表面近くの小臓器に対する等価線量を定めることにより、ある一般的な観察を行うことが可能である。胸腺と男性生殖腺（睾丸）は寸法が適当で、かつ、もっと精密な計算の結果を推測する目的に適した深さに位置している。図70と71に、いろいろな照射ジオメトリーに対する比 $E/H_{p,testes}$ と比 $E/H_{p,thymus}$ をそれぞれ示す。各臓器の線量当量は、ICRP Publication 60の $Q(L)-L$ 関係を用い、成人計算モデル（ADAMとEVA）について計算された。予期されたかもしれないように、臓器の解剖学的位置と、中性子散乱に関する臓器吸収線量の感受性から、この2つの臓器についての曲線は同じというには程遠い。それにもかかわらず、APジオメトリーでは個人線量当量は実効線量の適切な尺度であり、しかし他のジオメトリーでは個人線量当量 $H_p(10)$ により E は著しく過小評価される可能性があることが、これらから示唆される。この暫定的な結論は人体モデル又は適当な計算モデルの $H_p(d)$ を、うまいやり方で計算することの重要性を強調するのに役立つ。この報告書の執筆中に人体形状ファントム（ADAMとEVA）の胴体中央部にある仮の臓器における $H_p(d)$ の予備的計算が私信によって課題グループに知らされたが、決定的な助言ができるためにはさらなる研究が必要である。

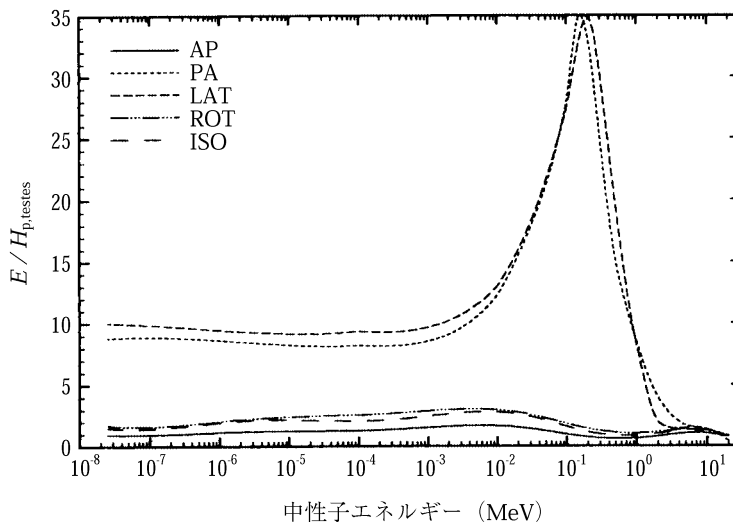


図70 中性子エネルギーの関数として表された、いくつかの照射ジオメトリーでの比 $E/H_{p,testes}$ 。

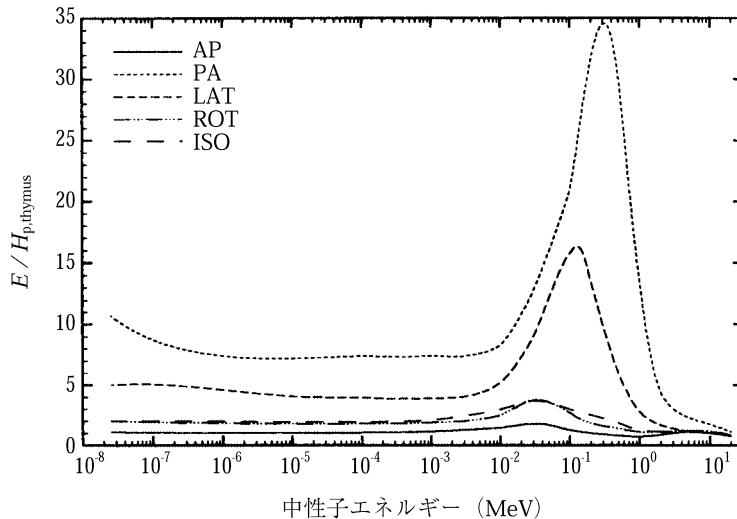


図71 中性子エネルギーの関数として表された、いくつかの照射ジオメトリーでの比 $E/H_{p,\text{thymus}}$ 。

中性子。皮膚線量と方向性線量当量

(343) 中性子照射に対しては一般に $H'(0.07) < H'(3) < H'(10)$ であり¹したがって、実効線量の限度が守られていれば眼と皮膚の限度を超えることはない (Jahrら, 1985)。したがって、中性子は透過性であるがゆえに、中性子に対する防護において皮膚被ばくは実際上関心がなく、この報告書には中性子の方向性線量当量についての換算係数を与えない。

電子。総論

(344) 電子による実効線量 E について利用できる計算は少なく、実用量との比較は困難である。実際上最も関心の高いのは、方向性線量当量 $H'(0.07)$ と皮膚線量との比較である。現在利用できるデータによれば、APジオメトリーでの $H_{p,\text{skin}}$ と $H'(0.07, 0^\circ)$ 又は $H_{p,\text{slab}}(0.07, 0^\circ)$ の比較ができるだけである。

電子。皮膚線量と方向性線量当量

(345) 皮膚線量 $H_{p,\text{skin}}$ と方向性線量当量 $H'(0.07, 0^\circ)$ との関係を図72に示す。低い電子エネルギーでは、実用量は皮膚線量をかなり過大評価する。しかし、0.5と10 MeVの間では、実用量は平均皮膚線量の合理的な推定値を与える (係数2以内)。現在のところ、10 MeVを超えるデータはない。

¹この一般則が破られるような、中性子共鳴領域での少数の離散的エネルギーが存在する (たとえば1 MeV又は5.12 MeV) が、差異は決して大きくない (10%以下)。

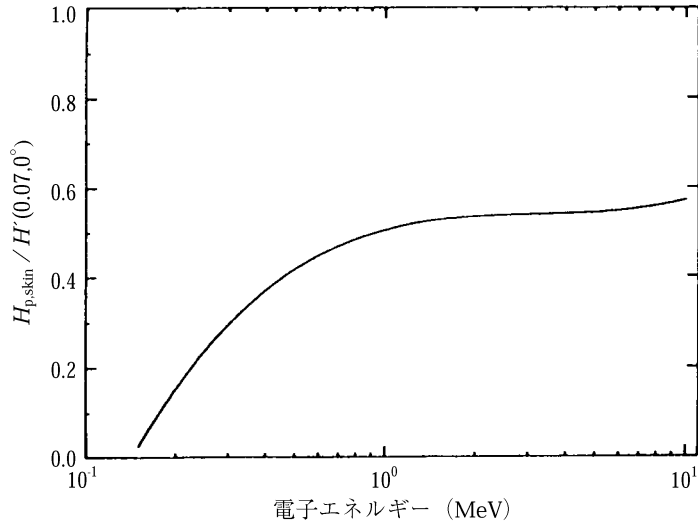


図72 電子エネルギーの関数として表した、方向性線量当量 $H(0.07, 0^\circ)$ に対する皮膚線量 $H_{p,skin}$ の比。

電子。皮膚線量と個人線量当量

(346) 電子と物質との相互作用の性質を考えれば、人体胸部の個人線量当量 $H_p(d)$ の計算値はICRU球中の方向性線量当量 $H(0.07)$ 又はICRUスラブ中の線量当量 $H_{p,slab}(0.07)$ と数値的にひとしいと仮定することができる (4.4節参照)。図72に電子エネルギーの関数として表した比 $H_{p,skin}/H(0.07, 0^\circ)$ [又は $H_{p,skin}/H_{p,slab}(0.07)$] を示す。

電子。実効線量と個人線量当量

(347) 1.5 MeVを超える電子エネルギーでは、実効線量への皮膚線量の寄与は無視できるようになる。電子の飛程が増加するので、睾丸、赤色骨髄、卵巣、及び胃といった、人体内で次第に深く位置する臓器が電子エネルギーの増加とともに次々に照射され、 E に寄与するようになる。図34に電子エネルギーの関数として表した、APジオメトリーでの実効線量のグラフを示す。同じグラフに示す $H(10)$ の曲線から、約2 MeVを超える電子エネルギーでは $H_p(10)$ が E を過大評価することがわかる。10 MeVでは、過大評価は2.5倍より少し大きい。

5.3.4. 要約

(348) 定義、内訳、及び物理データベースの変更をすべて考慮すると、光子と電子については、場所のモニタリング用の実用量 (周辺線量当量及び方向性線量当量) の測定は、すべての照射ジオメトリーにおいて、防護量を合理的に過大評価する、と結論されよう。

(349) 中性子についても、すべてではないが大部分の照射ジオメトリーにおいて上と同じ結論になる。低い中性子エネルギー (約1 eV) で、APジオメトリーのときにはとくに重要な

例外があり、この場合防護量の約25%の過小評価が生じうる。

(350) およそ20 MeV以上のエネルギーの放射線を扱うときには、組織中の深さ10 mmにおいて定義されている実用量は防護量を十分に過大評価しないおそれがあるので、特別な注意が必要である。

(351) 光子と電子については、個人モニタリング用の実用量（個人線量当量）の測定は、放射線防護で最も関心の高いジオメトリー（APとROT）において、実効線量の良い推定値を与えるはずである。しかし、もし過小評価を避けなければならないならば、その他のジオメトリー（とくにPAジオメトリー）においては注意が必要である。このことは、モニタされる人の個人線量計を適切な位置に着用させることによって達成されるであろう。

(352) 個人線量当量の測定も、あるエネルギーの中性子に対しては、ROTジオメトリーであっても、実効線量を過小評価するおそれがある。しかし、中性子エネルギーが広いエネルギースペクトルにわたって分布する（たとえば核分裂中性子、あるいは減速した核分裂スペクトル）典型的な作業条件の下では、 $H_p(10)$ の測定は E の合理的な尺度になりそうである（すなわち、25%以上の過大評価を与える）。もし信頼のおける結果を得ようとするのなら、測定を行う中性子のスペクトルについて知っておくべきであるということをつねに強く勧告する。

5.4. 一般的結論

(353) この章の主な関心事は、ICRUの勧告する実用量が、*ICRP Publication 60*の新しい勧告に照らして、防護量を適切に表す測定可能量を提供するというその目標を今なお達成しているかどうかを考察することであった。

(354) もともとは1985年に定められた実用量は*ICRP Publication 26*の要件を満たすように考案され、*ICRP Publication 60*に勧告された $Q(L) - L$ 関係の改訂を除けば、本質的に不変のままである。それゆえ、*Publication 60*の刊行に続く変更された諸条件の中でのその性能を理解することが、実際上の大きな関心事である。

(355) この報告書に示されたデータの解析が示すところでは、わずかな例外はあっても、一般的には実用量は引き続きその目的を達している。

(356) ある照射ジオメトリーあるいは放射線エネルギーによっては、防護量と実用量の違いがかなり大きいことがある。エネルギーの場合については一般につきの3つに分類することができよう：低エネルギーの（したがって透過性の小さい）電子と光子、中エネルギーの中性子、及び高エネルギーの中性子。

(357) 実際のところ、透過性の小さい放射線は簡単な遮蔽で減衰するので、実務上問題と

なることはめったにない。中性子被ばくは一般に広いエネルギースペクトルについて起こるので、この場合は実用量は普通適切である。しかし、高空を飛行する航空機のキャビン内に見られるような、この報告書の範囲を超える高エネルギー放射線については、別のさらなる研究が必要である。

(358) したがって、実用量は外部放射線に対する放射線防護のためのほとんどの測定によって満足な基礎を提供することは明らかである。そうでない場合においては、この報告書に示すデータが特別な測定プログラムの設計、その結果の適切な解釈及び結果と防護量との関係づけのための根拠を提供する。

謝辞—いくつかの未公表の資料が、その作成中及び公表前に課題グループに提供された。

引用文献

- Ambrosi, P., Böm, J., Dietze, G., Grosswendt, B. (1991). Conversion coefficients for the dose equivalent for photons in slab phantoms (Letter to the Editor). *Radiat. Prot. Dosim.*, **37**(2), 133-134.
- Andreo, P. (1991). Monte Carlo techniques used in medical radiation physics. *Phys. Med. Biol.*, **36**, 861-920.
- Andreo, P., Brahme, A. (1984). Restricted energy-loss straggling and multiple scattering of electrons in mixed Monte Carlo procedures. *Radiat. Res.*, **100**, 16-29.
- Bartlett, D. T., Britcher, A. R., Bardell, A. G., Thomas, D. J., Hudson, I. F. (1992). Neutron spectra, radiological quantities and instrument and dosimeter responses at a Magnox reactor and a fuel reprocessing installation. *Radiat. Prot. Dosim.*, **44**, 233-238.
- Berger, M. J. (1963). Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. In *Methods in Computational Physics*, ed. B. Alder, S. French and M. Rotenberg, Vol. 1, pp. 135-215. Academic Press, New York.
- Berger, M. J., Hubbell, J. H. (1987). XCOM: photon cross sections on a personal computer. National Bureau of Standards Report NBSIR 87-3597.
- Berger, M. J., Wang, R. (1987). Multiple-scattering angular deflections and energy-loss straggling. In *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*, ed. T. M. Jenkins, W. R. Nelson and A. Rindi, Ch. 2, p. 21. Plenum Press, New York.
- Bertini, H. W. (1969). Intranuclear cascade calculation of the secondary nucleon spectra from nucleon-nucleus interactions in the energy range 340-2900 MeV. *Phys. Rev.*, **18**, 1711-1730.
- Biskpchuk, A. M., Borodin, V. E., Golovachik, V. T., Korshunova, E. P., Lebedev, V. N., Sannikov, A. V. (1987). Interpretation of the readings of combined albedo-track personnel neutron dosimeters in the terms of dose equivalent. *Kernenergie*, **30**, 419-424.
- Briesmeister, J. F., ed. (1986). *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.
- Briesmeister, J. F. (1991). *MCNP-4 Newsletter*. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico.
- Briesmeister, J. F., ed. (1993). *MCNP-A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4A*.

- Report No. LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico.
- Caswell, R. S., Coyne, J. J., Randolph, M. L. (1980). Kerma factors for neutron energies below 30 MeV. *Radiat. Res.*, **83**, 217-54.
- Chartier, J-L., Grosswendt, B., Gualdrini, G. F., Hirayama, H., Ma, C-M., Padoani, F., Petoussi, N., Seltzer, S. M., Terrissol, M. (1996). Reference fluence-to-dose-equivalent conversion coefficients and angular dependence factors for 4-element ICRU tissue, water and PMMA slab phantoms irradiated by broad electron beams. *Radiat. Prot. Dosim.*, **63**(1), 7-14.
- Clark, M. J., Bartlett, D. T., Burgess, P. H., Francis, T. M., Marshall, T. O., Fry, F. A. (1993). Dose quantities for protection against external radiations. *Documents of the NRPB*, **4**(3), 1-51 .
- Cristy, M. (1980). *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose*. Report No. ORNL/NUREG/TM-367. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.
- Cristy, M., Eckerman, K. F. (1987). *Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources, part I: methods*. Report No. ORNL/TM-8381/VI. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.
- Cross, W. G. (1989). Accuracy of conversion factors for ICRU dosimetric quantities. *Radiat. Prot. Dosim.*, **28**, 41-46.
- Dietze, G., Siebert, B. R. L. (1994). Photon and neutron dose contributions and mean quality factors in phantoms of different size irradiated by monoenergetic neutrons. *Radiat. Res.*, **140**, 130-133.
- Dimbylow, P. J., Francis, T. M. (1983). The effect of photon scatter and consequent electron build-up in air on the calculation of dose equivalent quantities in the ICRU sphere for photon energies from 0.662 to 10 MeV. *Phys. Med. Biol.*, **28**, 817-828.
- Dimbylow, P. J., Francis, T. M. (1984). The calculation of dose equivalent quantities in the ICRU sphere for photon energies from 0.01 to 10 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **9**, 49-53.
- Dimbylow, P. J., Francis, T. M. (1989). *Calibration of photon personal dosimeters in terms of the ICRU operational quantities: calculations of phantom backscatter and depth-dose*. Report No. NRPB-R23. National Radiological Protection Board, U.K.
- Drexler, G. (1968). Verlauf der Ionendosis an Grenzschichten. In *Microdosimetry*. Proc. Symp. Microdosimetry, Ispra, 13-15 November 1967, ed. H. G. Ebert, pp. 433-442. EUR 3747 d-f-e, European Communities, Brussels.
- Drexler, G., Eckerl, H., Zankl, M. (1989a). On the influence of the exposure model on organ doses. *Radiat. Prot. Dosim.*, **28**, 181-188.

- Drexler, G., Veit, R., Zankl, M. (1989b). The quality factor for photons. *Radiat. Prot. Dosim.*, **32**, 83-89.
- Emmett, M. B. (1975). *The MORSE Monte Carlo radiation transport system*. Report No. ORNL-4972. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.
- Ferrari, A. P., Guaraldi, P. (1992). An improved multiple scattering model for charged particle transport. *Nucl. Instr. Meth.*, **B71**, 412-426.
- Ferrari, A., Pelliccioni, M. (1994a). On the conversion coefficients from fluence to ambient dose equivalent. *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**(4), 251-255.
- Ferrari, A., Pelliccioni, M. (1994b). Dose equivalents for monoenergetic photons incident on the ICRU sphere. *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**, 207-210.
- Ford, R. L., Nelson, W. R. (1978). *The EGS code system: computer programmes for the Monte Carlo simulation of electromagnetic cascades showers*. Report No. SLAC-210, Version 3. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California.
- Garber, D. (1979). *Evaluated Nuclear Data File ENDF/B. Version IV*. Brookhaven National Laboratory, Upton, New York.
- Golovachik, V. T., Kustrarjov, V. N., Savitskaya, E. N., Sannikov, A. V. (1989). Absorbed dose and dose equivalent depth distributions for protons with energies from 2 to 600 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **28**, 189-199.
- Goudsmit, S., Saunderson, T. L. (1940). Multiple scattering of electrons. *Phys. Rev.*, **57**, 24.
- Grosswendt, B. (1989). Conversion coefficients for the ICRU operational quantities in a cubic water phantom for the individual monitoring of photons. In *Intercomparison for individual monitoring*. Report IAEA-RC-408. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.
- Grosswendt, B. (1990). Conversion coefficients for calibrating individual photon dosimeters in terms of dose equivalents defined in an ICRU tissue cube and PMMA slabs. *Radiat. Prot. Dosim.*, **32**, 219-231 .
- Grosswendt, B. (1991). The angular dependence and irradiation geometry factor for the dose equivalent for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material and PMMA. *Radiat. Prot. Dosim.*, **31**, 221-235.
- Grosswendt, B. (1993). *The fluence-to-absorbed dose conversion factors for 4-element ICRU tissue, water, and PMMA slab phantoms irradiated by broad external electron beams of normal and oblique incidence*. PTB Report Dos-22. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig.
- Grosswendt, B. (1994a). Determination of electron depth-dose curves for water, ICRU tissue, and

- PMMA and their application to radiation protection dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**, 85-97.
- Grosswendt, B. (1994b). Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, private communication.
- Grosswendt, B., Hohlfeld, K. (1982). Angular dependence of specified depth dose equivalent quantities in the ICRU sphere for photon radiation. *Radiat. Prot. Dosim.*, **3**, 169-174.
- Grosswendt, B., Roos, M. (1986). Zur Bestimmung von Elektronenreichweiten in Wasser aus Messungen in Festkörperphantomen, *Medizin Physik*. 265-274.
- Grosswendt, B., Chartier, J. L. (1994). *Fluence-to-absorbed dose conversion coefficients and angular-dependence factors for 4-element ICRU tissue, water and PMMA slab phantoms irradiated by broad electron beams*, PTB-Report Dos-24. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig.
- Grosswendt, B., Hohlfeld, K., Kramer, H. M., Selbach, H. J. (1988). *Conversion factors for ICRU dose equivalent quantities for the calibration of radiation protection dosimeters*. Report PTB-DOS-11e. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig.
- Grosswendt, B., Buermann, L., Kramer, H. M., Till, E., Zankl, M. (nd). Reference coefficients $H_p(0.07, \alpha)$ and $H_p(10, \alpha)$ from air kerma to the dose equivalent quantities in the ICRU slab (unpublished).
- Gualdrini, G. F., Padoani, F. (nd). *MCNPE-BO. A New Version of MCNP for the Coupled Transport of Neutrons, Photons and Electrons: User Manual* (unpublished).
- Gualdrini, G. F., De Maio, U., Padoani, F. (1994). *Absorbed doses per unit fluence for tissue equivalent slab phantoms for electrons from 50 keV to 10 MeV*. ENEA Report RT/AMB 94/23.
- Guaraldi, R., Padoani, F. (1994a) *Implementation of algorithms based on a new electron model in MCNP (under-pinned by Molière theory)*. ENEA Report RT/ERG/94/17.
- Guaraldi, R., Padoani, F. (1994b). *Benchmarking of the code MNNP-BO-ENEA*. ENEA Report RT/ERG/94/21.
- Halbleib, J. A., Kensek, R. P., Mehlhorn, T. A., Valdez, G. D., Seltzer, S. M., Berger, M. J. (1992). *ITS version 3.0: the integrated TIGER series of electron/photon transport codes*. Report No. SAND 91-1634. Sandia National Laboratories, Livermore, California.
- Hirayama, H. (1994). Calculation of absorbed dose at 0.07, 3.0, and 10.0 mm depths in a slab phantom for monoenergetic electrons. *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**, 107-124.
- Hollnagel, R. A. (1990). Effective dose equivalent and organ doses for neutrons from thermal to 14 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **30**, 149-159.

- Hollnagel, R. A. (1992). Calculated effective doses in anthropoid phantoms for broad neutron beams with energies from thermal to 19 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **44**, 155-158.
- Hollnagel, R. A. (1994a). Conversion functions of effective dose, E , and effective dose equivalent, H_E for neutrons with energies from thermal to 20 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**, 209-212.
- Hollnagel, R. A. (1994b). Conversion functions of the dose equivalent $H_{s1}(10)$ in the ICRU slab used for the calibration of personal neutron dosimeters. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**, 227-230.
- Hollnagel, R. A., Jahr, R., Siebert, B. R. L. (1984). Influence of charged particle build-up on dosimetric quantities in the surface layer of the ICRU spherical phantom. In *Radiation-Risk-Protection*, Compacts of the 6th Int. Congr. IRPA, 7-12 May 1984, Berlin, Vol. III, pp. 970-973.
- Hollnagel, R. A., Alberts, W. G., Dietze, G. (1994). On the definition of the remainder in *ICRP 60* with respect to external neutron irradiation. *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**, 93-97.
- Hubbell, J. H. (1982). Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, **33**, 1269-1290.
- Hubbell, J. H., Seltzer, S. M. (1995). *Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to Z=92 and 48 additional substances of dosimetric interest*. NIST Report NISTIR 5632, May 1995. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, Maryland.
- ICRP (1958). *Recommendations of the ICRP*, ICRP Publication 1. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1964). *Protection Against Electromagnetic Radiation above 3 MeV and Electrons, Neutrons and Protons*, ICRP Publication 4. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1970). *Protection Against Ionizing Radiation from External Sources*, ICRP Publication 15. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1973). *Data for Protection Against Ionizing Radiation from External Sources* (Supplement to ICRP Publication 15), ICRP Publication 21. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1975). *Report of the Task Group on Reference Man*, ICRP Publication 23. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1977). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 26. *Annals of the ICRP* **1**(3). Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1978). *Statement from the 1978 Stockholm Meeting of the International Commission on Radiological Protection*. *Annals of the ICRP* **2**(1). Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1980). *Statement and Recommendations of the International Commission on Radiological Protection from its 1980 Stockholm Meeting*. *Annals of the ICRP* **4**(3/4). Pergamon Press, Oxford.

- ICRP (1985). *Statement from the 1985 Paris Meeting of the International Commission on Radiological Protection*. *Annals of the ICRP* **15**(2/3). Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1987). *Data for Use in Radiological Protection Against External Radiation*, ICRP Publication 51. *Annals of the ICRP* **17**(2/3). Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1991a). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP* **21**(1-3). Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1991b). *Annual Limits on Intake of Radionuclides by Workers Based on the 1990 Recommendations*, ICRP Publication 61. *Annals of the ICRP* **21**(1-4). Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1993). *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2. Ingestion Dose Coefficients*. ICRP Publication 67. *Annals of the ICRP* **23**(3-4). Elsevier Science, Oxford.
- ICRP (1995a). *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). Elsevier Science, Oxford.
- ICRP (1995b). *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 4. Inhalation Dose Coefficients*. ICRP Publication 71. *Annals of the ICRP* **25**(3-4). Elsevier Science, Oxford.
- ICRP/ICRU (1963). Report of the ICRP/ICRU Committee on RBE, *Health Phys.*, **9**, 357.
- ICRU (1970). *Linear energy transfer*. ICRU Report 16. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1971). *Radiation protection instrumentation and its application*. ICRU Report 20. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1976). *Conceptual basis for the determination of dose equivalent*. ICRU Report 25. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1977). *Neutron dosimetry for biology and medicine*. ICRU Report 26. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1980). *Radiation quantities and units*. ICRU Report 33. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1984). *Stopping powers for electrons and positrons*. ICRU Report 37. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1985). *Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources*. ICRU Report 39. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda,

- Maryland.
- ICRU (1986). *The quality factor in radiation protection*. ICRU Report 40. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1988). *Determination of dose equivalents from external radiation sources-part 2*. ICRU Report 43. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1992a). *Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations*. ICRU Report 47. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1992b). *Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection*. ICRU Report 48. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1993a). *Stopping powers and ranges for protons and alpha-particles*. ICRU Report 49. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1993b). *Quantities and units in radiation protection dosimetry*. ICRU Report 51. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU (1996). *Dosimetry of external beta-rays for radiation protection*. ICRU Report 56. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ISO (1989). *Neutron reference radiations for calibrating neutron measuring devices used for radiation protection purposes and for determining their response as a function of neutron energy*. ISO Report 8529.
- ISO (1992). *X- and gamma-reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy - part 1: characteristics of the radiation and their methods of production*. ISO Report/CD 4037-1.
- ISO (1993). *Reference beta-radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of beta-radiation energy*. ISO Report/DIS 6980.
- ISO (1995a). *Reference photon radiations: calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of photon energy and angle of incidence*. ISO Report/CDV 4037-3.
- ISO (1995b). *Reference neutron radiations: calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of neutron energy and angle of incidence*. ISO Report/CDV 8529-3.
- Jahr, R., Siebert, B. R. L. (1991). Some considerations on radiation weighting factors for neutrons.

- Letter to the Editor. *Rad. Prot. Dosim.*, **35**, 271-272.
- Jahr, R., Hollnagel, R., Siebert, B. R. L. (1985). Calculations of specified depth dose equivalent in the ICRU sphere resulting from external neutron irradiation with energies ranging from thermal to 20 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **10**, 75-87.
- Kalinovskii, A. N., Mokhov, N. V., Nikitin, Yu. P., trans. S. Y. Amoretti (1989). *Passage of High-Energy Particles through Matter*. American Institute of Physics, New York.
- Knight, J. N., Roussin, R. W. (1983). *Photon interaction data*. Report No. DLC-99/HUGO. Radiation Shielding Information Center, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.
- Kramer, R. (1979). *Ermittlung von Konversionsfaktoren zwischen Körperdosen und relevanten Strahlungskenngrößen bei externer Röntgen- und Gammabestrahlung*, GSF-Bericht S-556. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, Munich, Germany.
- Kramer, R., Drexler, G. (1982). On the calculation of the effective dose equivalent. *Radiat. Prot. Dosim.*, **3**, 13-24.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G., Drexler, G. (1982). *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. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, Munich, Germany.
- Kurochkin, I. (1994). Institute for High Energy Physics, Serpukhov, private communication.
- Landau, L. (1944). On the energy loss of fast particles by ionization. *T. Phys. (USSR)*, **8**, 201.
- Leuthold, G., Schraube, H. (1992). GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit. Neuherberg, private communication.
- Leuthold, G., Mares, V., Schraube, H. (1992). Calculation of the neutron ambient dose equivalent on the basis of the ICRP revised quality factors. *Radiat. Prot. Dosim.*, **40**, 77-84.
- Leuthold, G., Mares, V., Schraube, H. (nd). *Monte Carlo Calculation of Dose Equivalents for Neutrons in Anthropomorphic Phantoms using ICRP-60 Recommendations*. GSF-Bericht, private communication.
- Lewis, C. A., Ellis, R. E. (1979). Additions to the Snyder mathematical phantom. *Phys. Med. Biol.*, **24**, 1019-1024.
- Lichtenstein, H., Cohen, M. O., Steinber, H. A., Trubetzkoy, E. S., Beer, M. (1979). *The SAM-CE Monte Carlo System for Radiation Transport and Criticality Calculations in Complex Configurations*, Revision 7.0. Computer Code Manual of the Electric Power Research Institutes (MAGI) EPRI-CCM-8. Mathematical Application Group Inc., Palo Alto, California.

- Lux, I., Koblinger, L. (1991). *Monte Carlo Particle Transport Methods: Neutron and Photon Calculations*. CRC Press, Boca Raton, Florida.
- Ma, C. M. (1992). Monte-Carlo simulation of dosimeter response using transputers -Joint Department of Physics, The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden Hospital. *ICR-PHYS*, **1**, 92.
- Ma, C. M. (1995). *The fluence-to-dose-equivalent conversion factors for 4-element ICRU tissue, water and PMMA slab phantoms irradiated by external electron beams*. NRCC Report PIRS-0490, Ottawa.
- Marshall, M., Thomas, D. J., Perks, C. A., Naismith, O. F. (1994). Radiation quantities: significance of the angular and energy distribution of the radiation field. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**(3/4), 239-248.
- Molière, G. (1948). Theorie der Streuung schneller geladener Teilchen, II Mehrfach- und Vielfach-streuung. *Z. Naturforsch. A*, **3A**, 78-97.
- Morstin, K., Kopec, M., Schmitz, Th. (1992). Equivalent dose versus dose equivalent for neutrons based on new ICRP recommendations. *Radiat. Prot. Dosim.*, **44**, 159-164.
- Nabelssi, B. K., Hertel, N. E. (1993a). Ambient dose equivalents, effective dose equivalents and effective doses for neutrons from 10 to 20 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **48**, 153-168.
- Nabelssi, B. K., Hertel, N. E. (1993b). Effective dose equivalent and effective dose for neutrons from 30 to 180 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **48**, 227-243.
- Nabelssi, B. K., Hertel, N. E. (1994). Ambient dose equivalent, deep dose equivalent index and ICRU sphere depth-dose calculations for neutrons from 30 to 180 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**, 169-182.
- Nahum, A. E. (1976). Calculations of electron flux spectra in water irradiated with megavoltage electron and photon beams with applications to dosimetry. PhD Thesis, University of Edinburgh, U.K.
- NCRP (1957). *Protection against neutron radiation up to 30 MeV*. NCRP Report 20. United States Department of Commerce, Washington D.C.
- NCRP (1991). *Conceptual basis for calculations of absorbed dose*. NCRP Report 108. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland.
- Nelson, W. R., Hirayama, H., Rogers, D. W. O. (1985). *The EGS4 code-system*. Report No. SLAC 235. Stanford Linear Accelerator, Stanford, California.
- NNCSC (1974). *Evaluated nuclear data file ENDF/B. version IV*. Prepared by the National Neutron Cross Section Center, Upton, Long Island, New York.

- Padoani, F. (1993). ENEA, Centro Richerche Energia 'Ezio Clementel', Bologna, Italy, private communication.
- Patterson, H. W., Thomas, R. H. (1973). *Accelerator Health Physics*. Academic Press, New York.
- Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Fehrenbacher, G., Drexler, G. (1993) *Dose distribution in the ICRU sphere for monoenergetic photons and electrons and for ca. 800 radionuclides*. GSF-Bericht D-85748. GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg, Germany.
- Petoussi, N., Zankl, M., Drexler, G. (1994). Depth-dose distribution for electrons and beta rays in the ICRU sphere. In *Strahlenschutz: Physik und Messtechnik*, Proc. 26th Jahrestagung des Fachverbandes Strahlenschutz e.V., Karlsruhe, Germany, 24-26 May, pp. 260-265. Publikationsreihe 'Fortschritte im Strahlenschutz', W. Koelzer, R. Maushart.
- Posny, F., Chartier, J-L., Buxerolle, M. (1992). Neutron spectrometry system for radiation protection: measurements at workplaces and in calibration fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, **44**, 239-242.
- Prael, R. E., Lichtenstein, H. (1989). *User guide to LSC: the LAHET code system*. Report No. LA-UR-89-3014. Radiation Transport Group, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico.
- Reece, W. D., Poston, J. W., Xu, X. G. (1993). *Assessment of the effective dose equivalent for external photon radiation. volume 1: calculational results for beam and point source geometries*. Report No. TR-101909. Electric Power Research Institute, Palo Alto, California.
- Rohrlich, F., Carlson, B. C. (1954). Positron-electron differences in energy loss and multiple scattering. *Phys. Rev.*, **93**, 38-44.
- Roussin, R. W., Knight, J. R., Hubbell, J. H., Howerton, R. (1983). *Description of the DLC-99/HUGO package of photon interaction data in ENDF/B-V format*. Report No. ORNL-RSIC-46 (ENDF-335). Radiation Shielding Information Center, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.
- Sannikov, A. V., Savitskaya, E. N. (1993). *Ambient dose and ambient dose equivalent conversion factors for high energy neutrons*. Report CERN/TIS-RP/93-14. CERN, Geneva.
- Sannikov, A. V., Savitskaya, E. N. (nd). Ambient dose and ambient dose equivalent conversion factors for high energy neutrons. In *Proceedings of the Eighth Symposium on Neutron Dosimetry*, Paris, 13-17 November 1995.
- Schultz, F. W., Zoetelief, J. (1996). Organ and effective doses in the male phantom ADAM exposed in AP direction to broad beams of monoenergetic electrons. *Health Phys.*, **70**(4), 498-504.

- Schultz, F. W., Zoetelief, J. (nd). Organ doses per unit fluence for adult persons in broad anterior-posterior beams of monoenergetic electrons (0.1 to 10 MeV): Monte Carlo calculations, private communication.
- Schuhmacher, H., Siebert, B. R. L. (1992). Quality factors and ambient dose equivalent for neutrons based on the new ICRP recommendations. *Radiat. Prot. Dosim.*, **40**(2), 85-89.
- Schuhmacher, H., Hollnagel, R., Siebert, B. R. L. (1994). Sensitivity study of parameters influencing calculations of fluence-to-ambient dose equivalent conversion coefficients for neutrons. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**, 221-225.
- Selbach, H-J., Grosswendt, B., Hohlfeld, K., Kramer, H. M. (1985). Experimental and computational determination of the dose equivalent distribution in the ICRU sphere. *Radiat. Prot. Dosim.*, **12**(2), 129-133.
- Seltzer, S. M. (1991). Electron-photon Monte Carlo calculations. The ETRAN code. *Appl. Radiat. Isot.*, **42**(10), 917-941 .
- Seltzer, S. M., Berger, M. J. (1986). Bremsstrahlung energy spectra from electrons with kinetic energy 1 keV-10 GeV incident on screened nuclei and orbital electrons. *At. Data Nucl. Data Tables*, **35**, 345.
- Shibata, K., Nakagawa, T., Asami, T., Fukahori, T., Narita, T., Chiba, S., Mizumoto, M., Hasegawa, A., Kikuchi, Y., Nakajima, Y., Igarasi, S. (1990). *Japanese evaluated nuclear data library*. Report No. JEARI 1319, Version 3. Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki, Japan.
- Siebert, B. R. L. (1994a). Radiation quantities: their interrelationships. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**, 193-202.
- Siebert, B. R. L. (1994b). Some considerations on the interrelation of stopping power data for heavy ions in water and quality factors for neutrons. *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**, 301-303.
- Siebert, B. R. L., Schuhmacher, H. (1994). Calculated fluence-to-directional and personal dose equivalent conversion coefficients for neutrons. *Radiat. Prot. Dosim.*, **54**, 231-238.
- Siebert, B. R. L., Schuhmacher, H. (1995). Quality factors, ambient and personal dose equivalent for neutrons, based on the new ICRU stopping power data for protons and alpha particles. *Radiat. Prot. Dosim.*, **58**, 177-183.
- Siebert, B. R. L., Caswell, R. S., Coyne, J. J. (1983). *Calculations of quality factors for fast neutrons in materials composed of H, C, N, and O*. In *Proceedings of the 8th Symposium on Microdosimetry*, ed. J. Booz and H. G. Ebert, EUR 8395, ECSC, Brussels, pp. 1131-1140. Harwood Academic Press, London.

- Siebert, B. R. L., Alberts, W. G., Hollnagel, R. A., Leuthold, G., Schraube, H. (1995). A proposal to revise the radiation weighting factors for neutrons on the basis of new calculations. *Radiat. Prot. Dosim.*, **58**, 69-71.
- Siebert, B. R. L., Dietze, G., Hollnagel, R. A., Leuthold, G., Mortsin, K., Perks, C. A., Schraube, H. (nd). Neutron fluence-to-protection and -to-operational quantities coefficients. EURADOS Report PTB-ND. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Germany.
- Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G., Fisher, H. L. (1969). Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, *MIRD Pamphlet No.5*, Revised. Society of Nuclear Medicine, New York.
- Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G.G., (1978). Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, *MIRD Pamphlet No.5*, Revised. Society of Nuclear Medicine, New York.
- Spanier, J., Gelband, E. M. (1969). *Monte Carlo Principles and Neutron Transport Problem*. Addison-Wesley, Reading, Massachusetts.
- Sternheimer, R. M., Berger, M. J., Seltzer, S. M. (1984). Density effect for the ionization loss of charged particles in various substances. *Atomic Data and Nucl. Data Tables*, **30**, 261-271.
- Stewart, R. D., Tanner, J. E., Leonwich, J. A. (1993). An extended tabulation of effective dose equivalent from neutrons incident on a male anthropomorphic phantom. *Health Phys.*, **65**(4), 405-413.
- Storm, E., Israel, H. I. (1970). *Photon cross sections from 1keV to 100 MeV for elements Z =1 to Z = 100*. *Nucl. Data Tables*, **A7**, 565-681.
- Till, E., Zankl, M., Drexler, G. (1995). *Angular dependence of depth doses in a tissue slab irradiated with monoenergetic photons*, GFS-Bericht No.27/95. Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH, Munich, Germany.
- Veit, R., Zankl, M., Petoussi, N., Mannweiler, E., Williams, G., Drexler, G. (1989). Tomographic anthropomorphic models. Part I: construction technique and description of models of an 8-week-old baby and a 7-years-old child, GFS-Bericht No.3/89. Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH, Munich, Germany.
- Veit, R., Panzer, W., Zankl, M., Scheurer, C. (1992). Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom. *Z. Med. Phys.*, **2**, 123-126.
- Wagner, S. R. (1987). The definition of the individual dose equivalent. *Radiat. Prot. Dosim.*, **20**, 271-273.

- Wagner, S. R., Groswendt, B., Harvey, J. R., Mill, A. J., Selbach, H. J., Siebert, B. R. L. (1985). Unified conversion coefficients for the new ICRU operational radiation protection quantities. *Radiat. Prot. Dosim.*, **12**, 231-235.
- Warner, G. G., Craig, A. M. Jr (1968) *ALGAM, a computer program for estimating internal dose for gamma-ray sources in a man phantom*. Report No. ORNL-TM-2250. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.
- White, R. M., Broerse, J. J., DeLuca, P. M. Jr., Dietze, G., Haight, R. C., Kawashima, K., Menzel, H. G., Olsson, N., Wamberise, A. (1992). Status of nuclear data for use in neutron therapy. *Radiat. Prot. Dosim.*, **44**, 11-20.
- Williams, G., Zankl, M., Eckerl, H., Drexler, G. (1985a). *Organ doses from occupational exposures*. Report GSF S-1079. Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH, Munich, Germany.
- Williams, G., Jankowski, J., Swanson, W. P., Drexler, G. (1985b). Comparison of experimental and theoretical depth doses in the ICRU sphere using ^{137}Cs . *Health Phys.*, **49**, 94-99.
- Yamaguchi, Y. (1991). *DEEP code to calculate dose equivalents in human phantom for external photon exposure by Monte Carlo method*. Report No. JAERI-M 90-235. Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Ibaraki-Ken, Japan.
- Yamaguchi, Y. (1992). JEUNESSE: a computer code to calculate photon external doses using age-specific phantoms. *Hoken Butsuri (J. Japan Health Phys. Soc.)*, **27**, 305-312.
- Yamaguchi, Y. (1993). Effective dose for external neutron exposure. *Radioisotopes*, **42**, 35-36.
- Yamaguchi, Y. (1994a). Dose conversion coefficients for external photons based on ICRP 1990 recommendations. *J. Nucl. Sci. Technol.*, **31**, 716-725.
- Yamaguchi, Y. (1994b). Age-dependent effective doses for external photons. *Radiat. Prot. Dosim.*, **55**, 123-129.
- Yamaguchi, Y. (1994c). Age-dependent effective doses for neutrons from thermal to 18.3 MeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, **55**, 257-263.
- Yamaguchi, Y. (1994d). Calculation of effective dose for external neutrons. *J. Nucl. Sci. Technol.*, **31**, 821-827.
- Yamaguchi, Y., Yoshizawa, M. (1991). Calculation of effective dose for external photon exposure based on ICRP new recommendations. In *Proc. IV Natl Congr. Radiat. Prot. Soc., Int. Conf. Implications of the New ICRP Recommendations on Radiat., Prot. Practices and Interventions*, Salamanca, Spain, 6-9 November, pp. 485-495.
- Yamaguchi, Y., Yoshizawa, M. (1992). Angular dependence of organ doses and effective dose for external photon irradiation. In *Proc. 8th World Congr. Int. Radiat. Prot. Assoc.*, Montreal,

Canada, 17-22 May, pp.123-124.

Zankl, M., Drexler, G. (1995). An analysis of the equivalent dose calculation for the remainder tissues. *Health Phys.*, **69**, 346-355.

Zankl, M., Petoussi, N., Drexler, G. (1992). Effective dose and effective dose equivalent - the impact of the new ICRP definition for external photon irradiation. *Health Phys.*, **62**(51), 395-399.

Zankl, M., Petoussi, N., Drexler, G. (nd[a]). *The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part VII: Organ Doses Due to Parallel and Environmental Exposure Geometries*, GSF-Bericht. GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg (in preparation).

Zankl, M., Petoussi, N., Drexler, G. (nd[b]). *Tomographic Anthropomorphic Models, Part III: Organ Doses to an Eight Week Old Baby and a Seven Year Old Child due to Parallel and Environmental Exposure Geometries*, GSF-Bericht. GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg (in preparation).

Zankl, M., Veit, R., Williams, G., Schneider, K., Fendel, H., Petoussi, N., Drexler, G. (1988). The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection. *Radiat. Environ. Biophys.*, **27**, 153-164.

付属書

緒 論

この付属書には、本文第4章を補足する図（付属書1）と表（付属書2）が含まれている。
 注：この付属書のデータは、比較をするさいの助け及び計量学における一貫性を提供するため、高い精度で表わされている。しかしながら、これらのデータは放射線場のエネルギーと方向の理想化された表示及び理想化された人体形状計算モデルから導かれたものであることを念頭に置くべきである。

目 次

付属書 1	図	ページ
光子のデータ		
図A.1.	自由空気中の単位空気カーマあたりの膀胱の吸収線量	147
図A.2.	自由空気中の単位空気カーマあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量	147
図A.3.	自由空気中の単位空気カーマあたりの骨（表面）の吸収線量	148
図A.4.	自由空気中の単位空気カーマあたりの女性乳房の吸収線量	148
図A.5.	自由空気中の単位空気カーマあたりの結腸の吸収線量	149
図A.6.	自由空気中の単位空気カーマあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量	149
図A.7.	自由空気中の単位空気カーマあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量	150
図A.8.	自由空気中の単位空気カーマあたりの生殖腺（卵巣と睾丸の平均）の吸収線量	150
図A.9.	自由空気中の単位空気カーマあたりの肝臓の吸収線量	151
図A.10.	自由空気中の単位空気カーマあたりの肺の吸収線量	151
図A.11.	自由空気中の単位空気カーマあたりの食道の吸収線量	152
図A.12.	自由空気中の単位空気カーマあたりの“残りの臓器”の吸収線量	152
図A.13.	自由空気中の単位空気カーマあたりの皮膚の吸収線量	153
図A.14.	自由空気中の単位空気カーマあたりの胃の吸収線量	153
図A.15.	自由空気中の単位空気カーマあたりの甲状腺の吸収線量	154
図A.16.	自由空気中の単位空気カーマあたりの実効線量	154

図A.17. 自由空気中の単位空気カーマあたりの水晶体の吸収線量	155
図A.18. 自由空気中の単位空気カーマあたりの胸腺の吸収線量	155
図A.19. 自由空気中の単位空気カーマあたりの子宮の吸収線量	156

中性子のデータ

図A.20. 単位中性子フルエンスあたりの膀胱の吸収線量	156
図A.21. 単位中性子フルエンスあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量	157
図A.22. 単位中性子フルエンスあたりの骨（表面）の吸収線量	157
図A.23. 単位中性子フルエンスあたりの女性乳房の吸収線量	158
図A.24. 単位中性子フルエンスあたりの結腸の吸収線量	158
図A.25. 単位中性子フルエンスあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量	159
図A.26. 単位中性子フルエンスあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量	159
図A.27. 単位中性子フルエンスあたりの生殖腺（卵巣と睾丸の平均）の吸収線量	160
図A.28. 単位中性子フルエンスあたりの肝臓の吸収線量	160
図A.29. 単位中性子フルエンスあたりの肺の吸収線量	161
図A.30. 単位中性子フルエンスあたりの食道の吸収線量	161
図A.31. 単位中性子フルエンスあたりの“残りの臓器”の吸収線量	162
図A.32. 単位中性子フルエンスあたりの皮膚の吸収線量	162
図A.33. 単位中性子フルエンスあたりの胃の吸収線量	163
図A.34. 単位中性子フルエンスあたりの甲状腺の吸収線量	163
図A.35. 単位中性子フルエンスあたりの実効線量	164

中性子データの比較

図A.36. PAジオメトリーにおける骨髄（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	164
図A.37. APジオメトリーにおける結腸（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	165
図A.38. RLATジオメトリーにおける結腸（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	165
図A.39. RLATジオメトリーにおける結腸（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	166
図A.40. LLATジオメトリーにおける結腸（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	166

図A.41. LLATジオメトリーにおける結腸（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	167
図A.42. APジオメトリーにおける女性生殖腺（卵巣）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	167
図A.43. ROTジオメトリーにおける男性生殖腺（睾丸）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	168
図A.44. PAジオメトリーにおける肝臓（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	168
図A.45. RLATジオメトリーにおける肝臓（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	169
図A.46. RLATジオメトリーにおける肝臓（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	169
図A.47. LLATジオメトリーにおける肝臓（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	170
図A.48. LLATジオメトリーにおける肝臓（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	170
図A.49. APジオメトリーにおける肺（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	171
図A.50. PAジオメトリーにおける“残りの臓器”（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	171
図A.51. RLATジオメトリーにおける胃（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	172
図A.52. RLATジオメトリーにおける胃（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	172
図A.53. LLATジオメトリーにおける胃（男性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	173
図A.54. LLATジオメトリーにおける胃（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	173
図A.55. PAジオメトリーにおける甲状腺（女性）の平均吸収線量についての、 評価データと元のデータ	174

中性子による実効線量データの比較

図A.56. APジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ	174
-------------------------------------	-----

図A.57. PAジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ	175
図A.58. RLATジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ	175
図A.59. LLATジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ	176
図A.60. ROTジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ	176
図A.61. ISOジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ	177

付属書2	表	ページ
------	---	-----

光子のデータ

表A.1. 単一エネルギー光子の単位フルエンスあたりの空気カーマに対する換算係数	181
表A.2. 単位空気カーマあたりの膀胱の吸収線量	182
表A.3. 単位空気カーマあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量	183
表A.4. 単位空気カーマあたりの骨（表面）の吸収線量	184
表A.5. 単位空気カーマあたりの女性乳房の吸収線量	185
表A.6. 単位空気カーマあたりの結腸の吸収線量	186
表A.7. 単位空気カーマあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量	187
表A.8. 単位空気カーマあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量	188
表A.9. 単位空気カーマあたりの生殖腺（男性と女性の平均）の吸収線量	189
表A.10. 単位空気カーマあたりの肝臓の吸収線量	190
表A.11. 単位空気カーマあたりの肺の吸収線量	191
表A.12. 単位空気カーマあたりの食道の吸収線量	192
表A.13. 単位空気カーマあたりの“残りの臓器”の吸収線量	193
表A.14. 単位空気カーマあたりの皮膚の吸収線量	194
表A.15. 単位空気カーマあたりの胃の吸収線量	195
表A.16. 単位空気カーマあたりの甲状腺の吸収線量	196
表A.17. 単位空気カーマあたりの実効線量	197
表A.18. 単位空気カーマあたりの水晶体の吸収線量	198
表A.19. 単位空気カーマあたりの胸腺の吸収線量	199
表A.20. 単位空気カーマあたりの子宮の吸収線量	200
表A.21. 光子フルエンス及び空気カーマから周辺線量当量及び方向性線量当量 への換算係数	201
表A.22. 空気カーマから方向性線量当量 $H'(10, 0^\circ)$ への換算係数と角度依存係数	202
表A.23. 空気カーマから方向性線量当量 $H'(0.07, 0^\circ)$ への換算係数と角度依存係数	203

表A.24. 空気カーマからICRUスラブ中の $H_p(10)$ への換算係数と角度依存係数	204
表A.25. 空気カーマからICRUスラブ中の $H_p(0.07)$ への換算係数と75°までの角度依存係数 (Grosswendt, 1991)	205

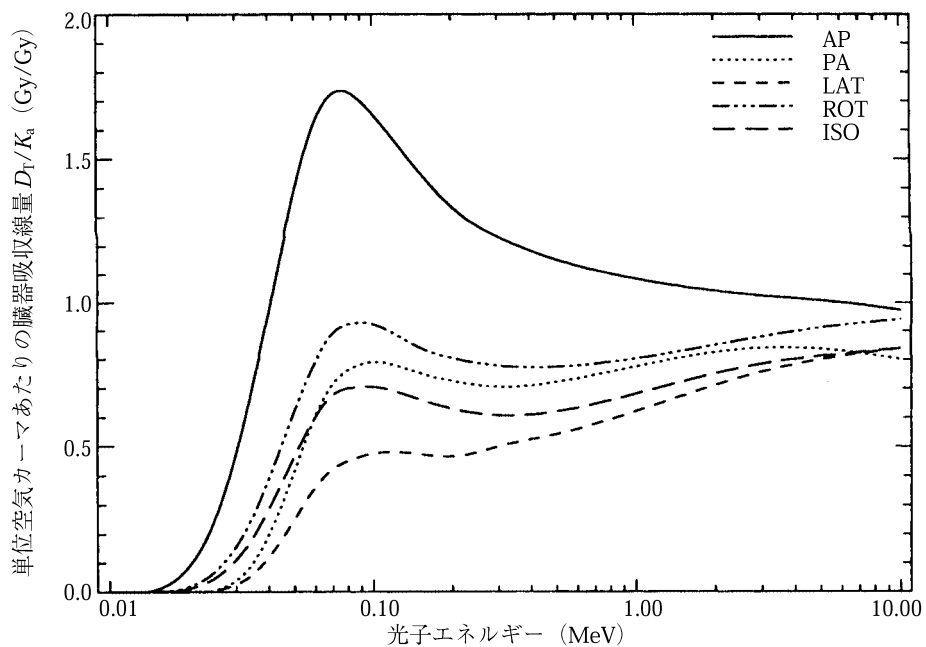
中性子のデータ

表A.26. 単位中性子フルエンスあたりの膀胱の吸収線量	206
表A.27. 単位中性子フルエンスあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量	207
表A.28. 単位中性子フルエンスあたりの骨（表面）の吸収線量	208
表A.29. 単位中性子フルエンスあたりの女性乳房の吸収線量	209
表A.30. 単位中性子フルエンスあたりの結腸の吸収線量	210
表A.31. 単位中性子フルエンスあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量	211
表A.32. 単位中性子フルエンスあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量	212
表A.33. 単位中性子フルエンスあたりの生殖腺（卵巣と睾丸の平均）の吸収線量	213
表A.34. 単位中性子フルエンスあたりの肝臓の吸収線量	214
表A.35. 単位中性子フルエンスあたりの肺の吸収線量	215
表A.36. 単位中性子フルエンスあたりの食道の吸収線量	216
表A.37. 単位中性子フルエンスあたりの“残りの臓器”の吸収線量	217
表A.38. 単位中性子フルエンスあたりの皮膚の吸収線量	218
表A.39. 単位中性子フルエンスあたりの胃の吸収線量	219
表A.40. 単位中性子フルエンスあたりの甲状腺の吸収線量	220
表A.41. 単位中性子フルエンスあたりの実効線量	221
表A.42. 単位中性子フルエンスあたりの周辺線量当量 $H^*(10)/\Phi$ と個人線量当量 $H_{p,slab}(10, \alpha)/\Phi$	222

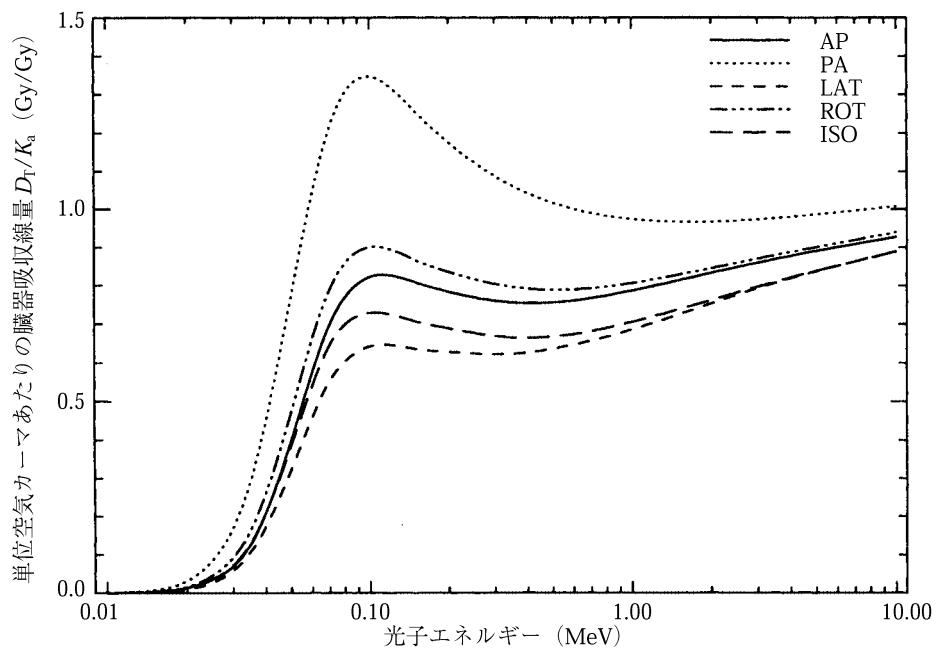
電子のデータ

表A.43. 電子フルエンスからの臓器吸収線量及び実効線量に対する標準的換算係数	223
表A.44. 電子フルエンスからの方向性線量当量に対する標準的換算係数	224
表A.45. 深さ0.07 mmにおける角度依存係数の標準的な値	225
表A.46. 深さ3 mmにおける角度依存係数の標準的な値	226
表A.47. 深さ10 mmにおける角度依存係数の標準的な値	227

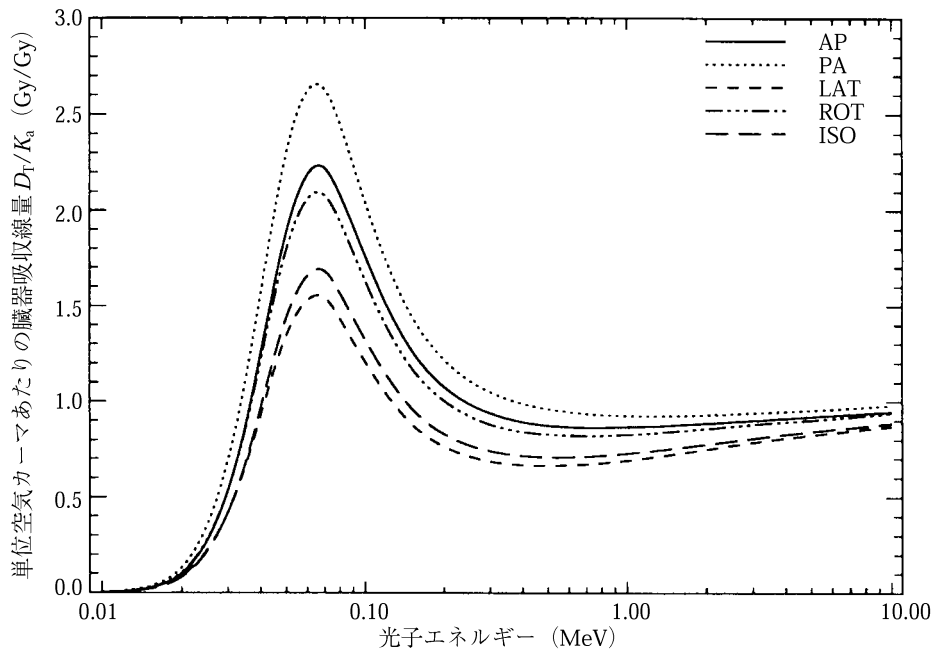
付属書1 図



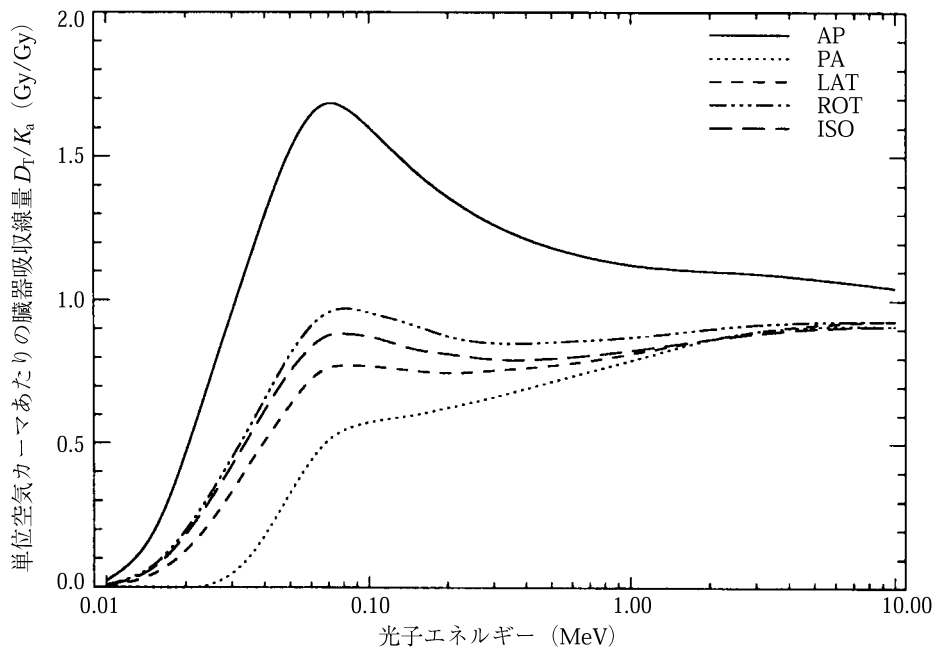
図A.1. 自由空気中の単位空気カーマあたりの膀胱の吸収線量



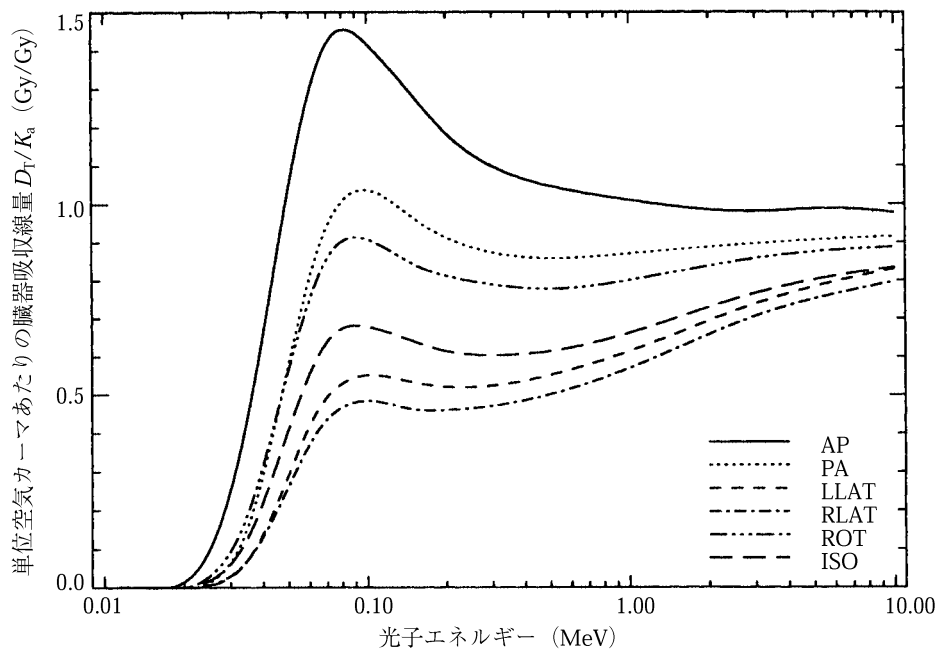
図A.2. 自由空気中の単位空気カーマあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量



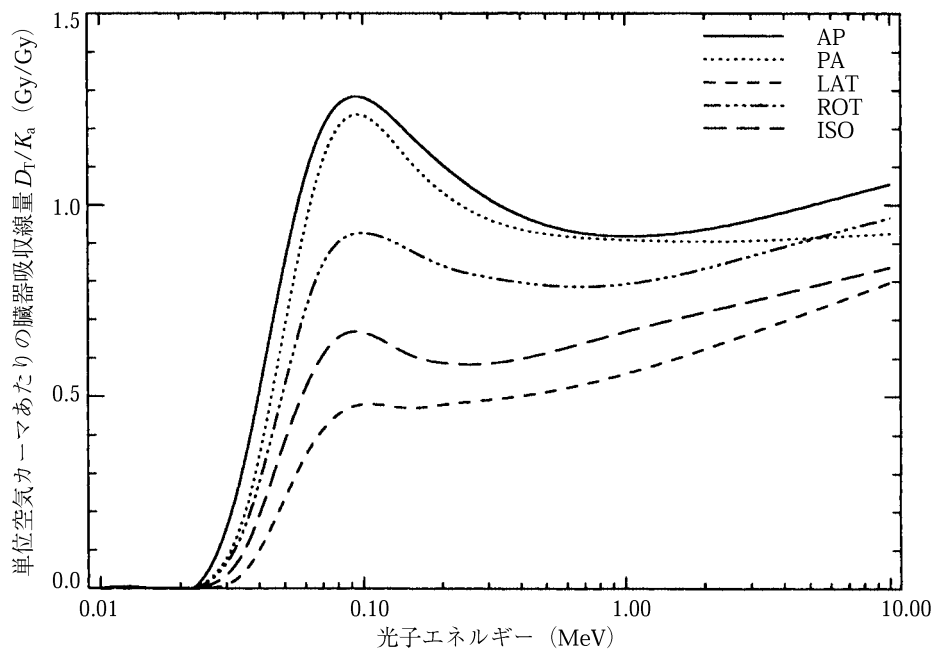
図A.3. 自由空気中の単位空気カーマあたりの骨（表面）の吸収線量



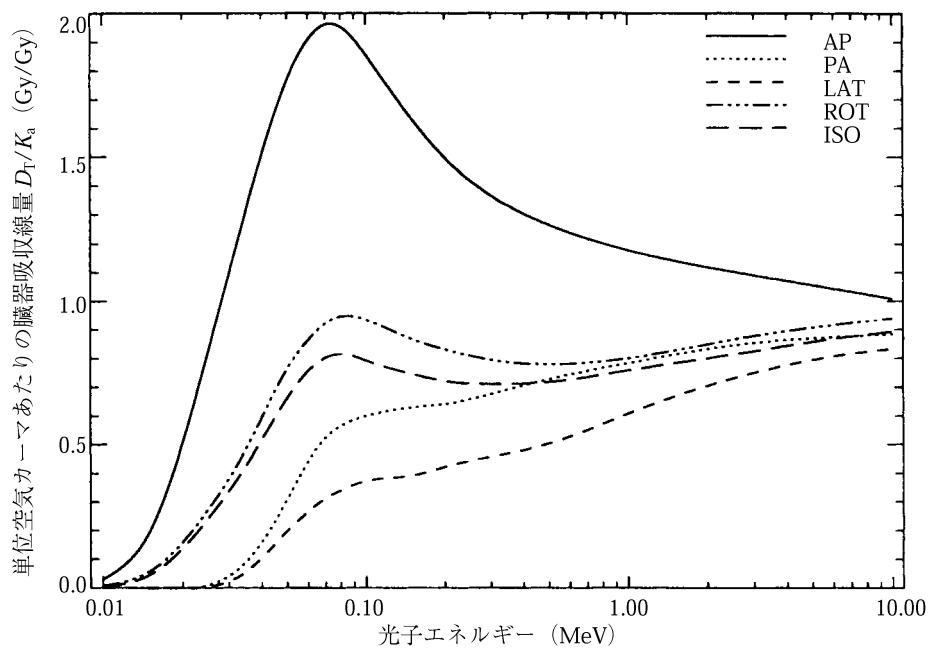
図A.4. 自由空気中の単位空気カーマあたりの女性乳房の吸収線量



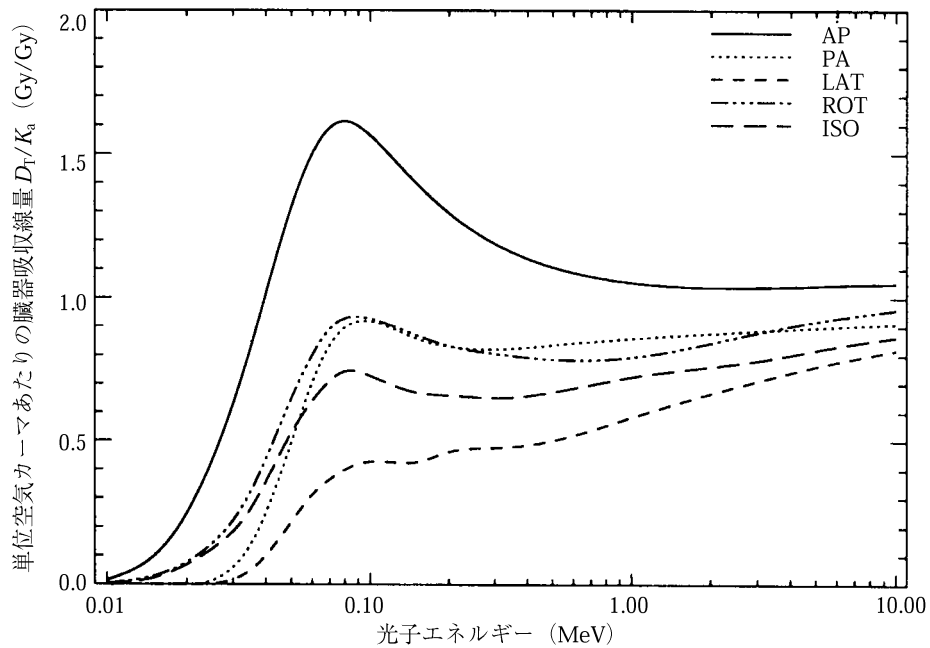
図A.5. 自由空気中の単位空気カーマあたりの結腸の吸収線量



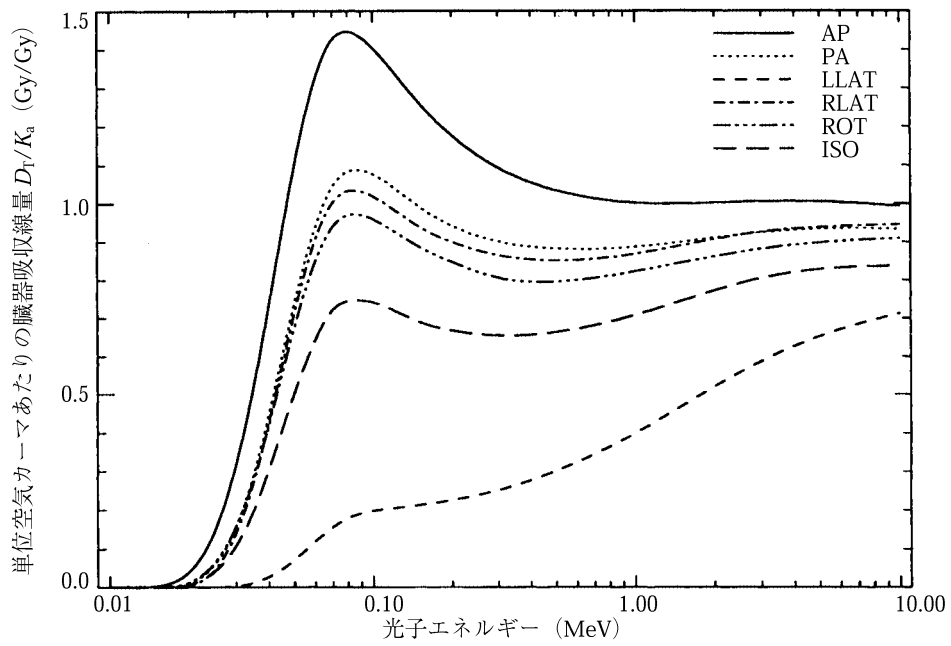
図A.6. 自由空気中の単位空気カーマあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量



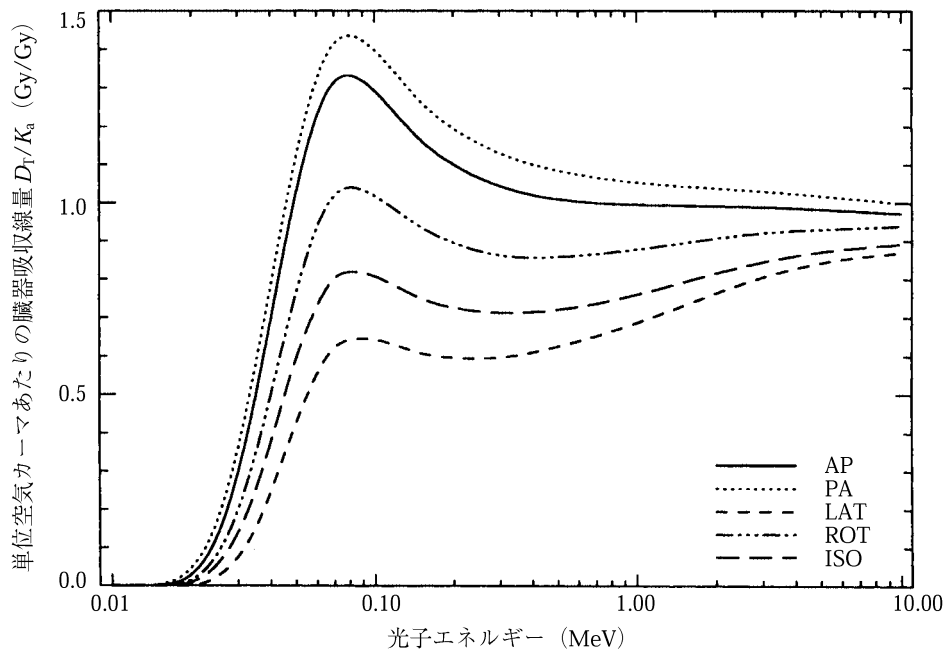
図A.7. 自由空气中の単位空気カーマあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量



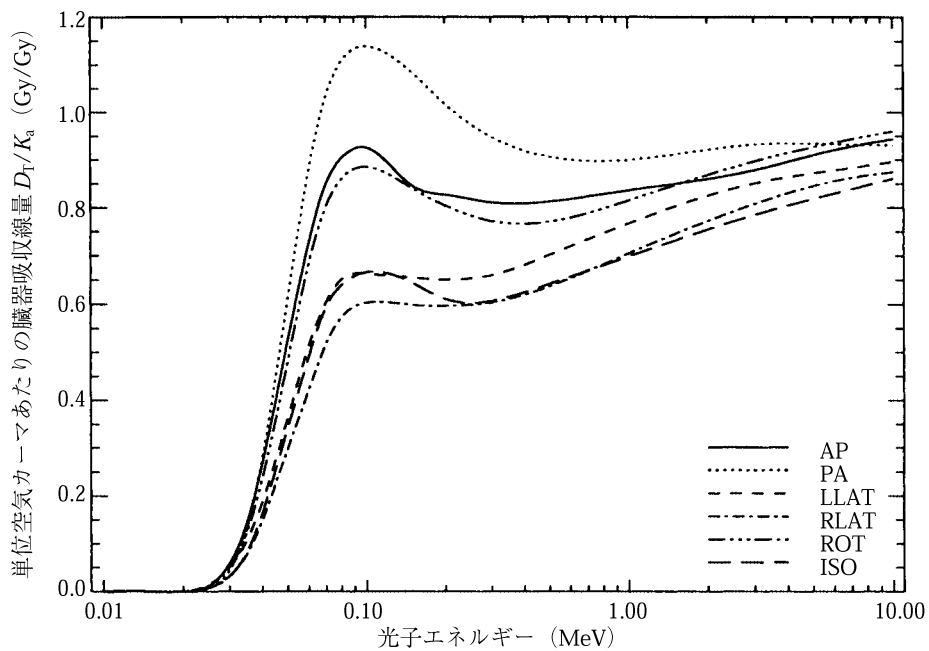
図A.8. 自由空气中の単位空気カーマあたりの生殖腺（卵巣と睾丸の平均）の吸収線量



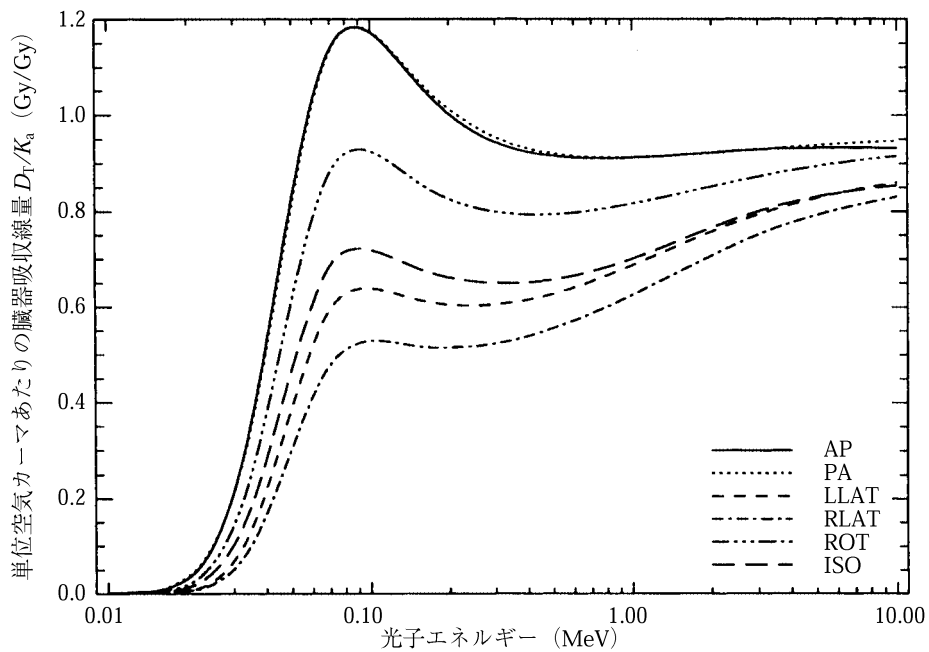
図A.9. 自由空気中の単位空気カーマあたりの肝臓の吸収線量



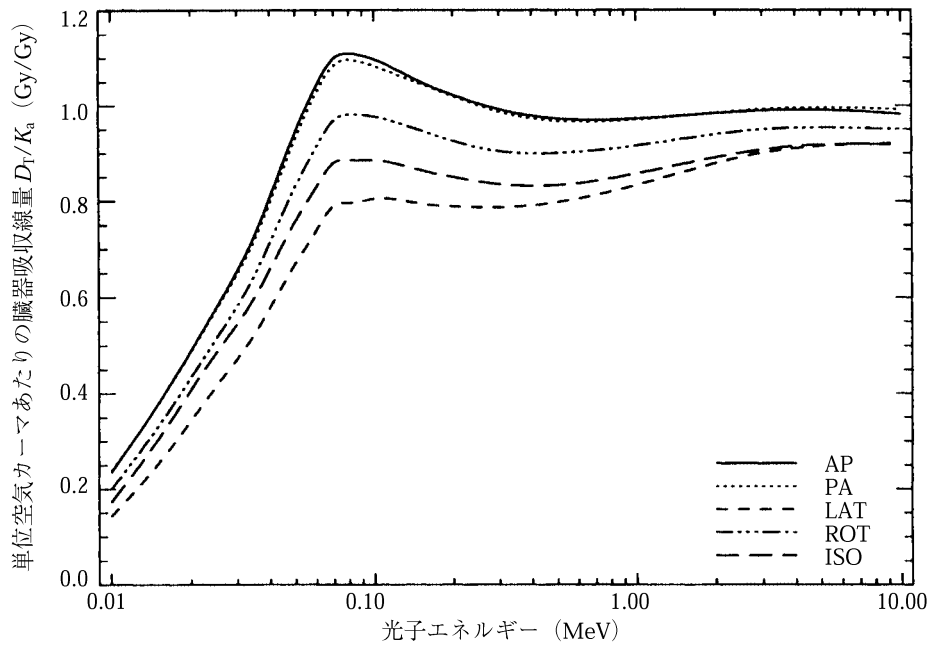
図A.10. 自由空気中の単位空気カーマあたりの肺の吸収線量



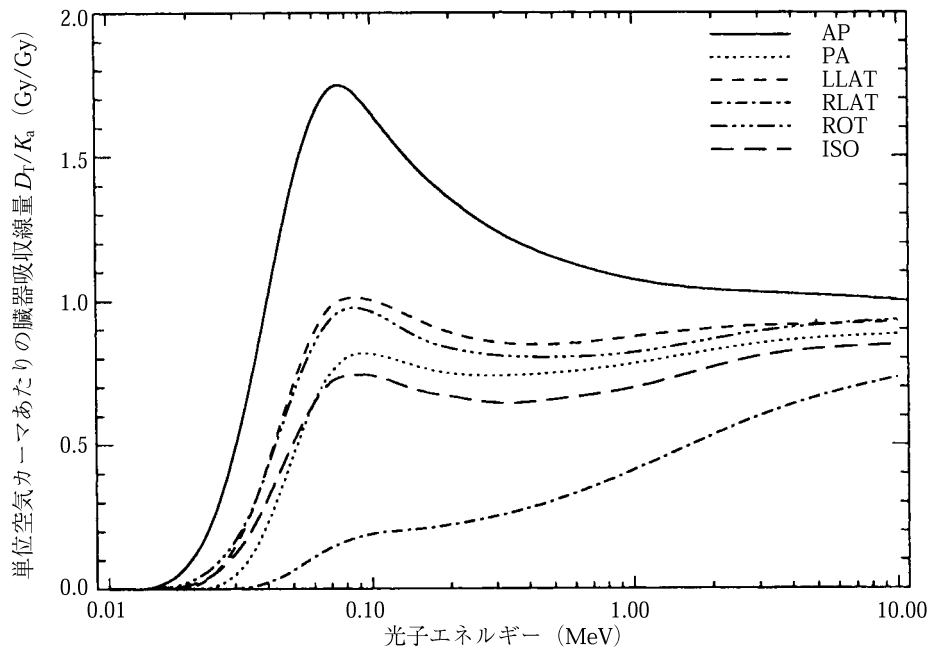
図A.11. 自由空气中の単位空気カーマあたりの食道の吸収線量



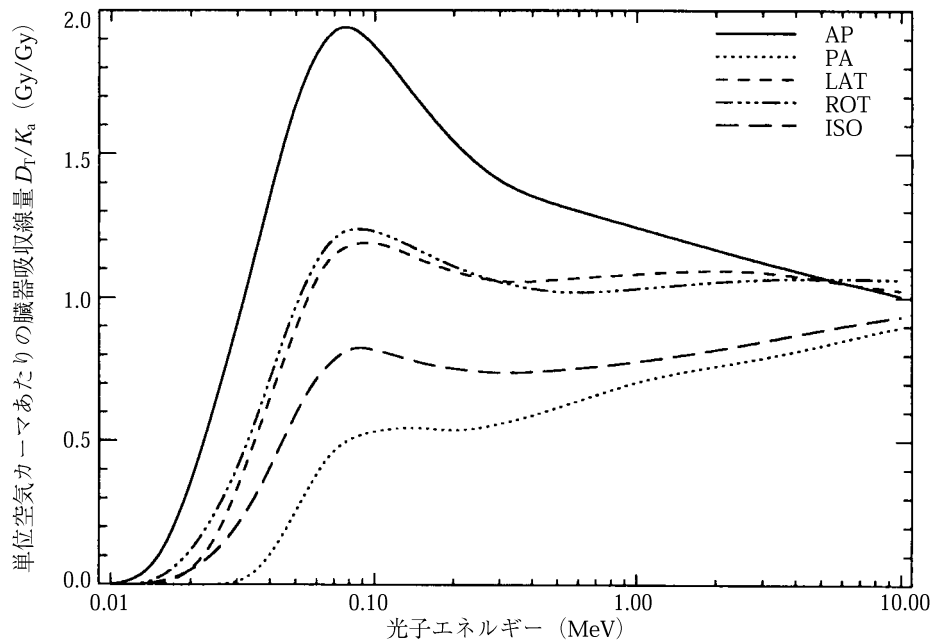
図A.12. 自由空气中の単位空気カーマあたりの“残りの臓器”の吸収線量



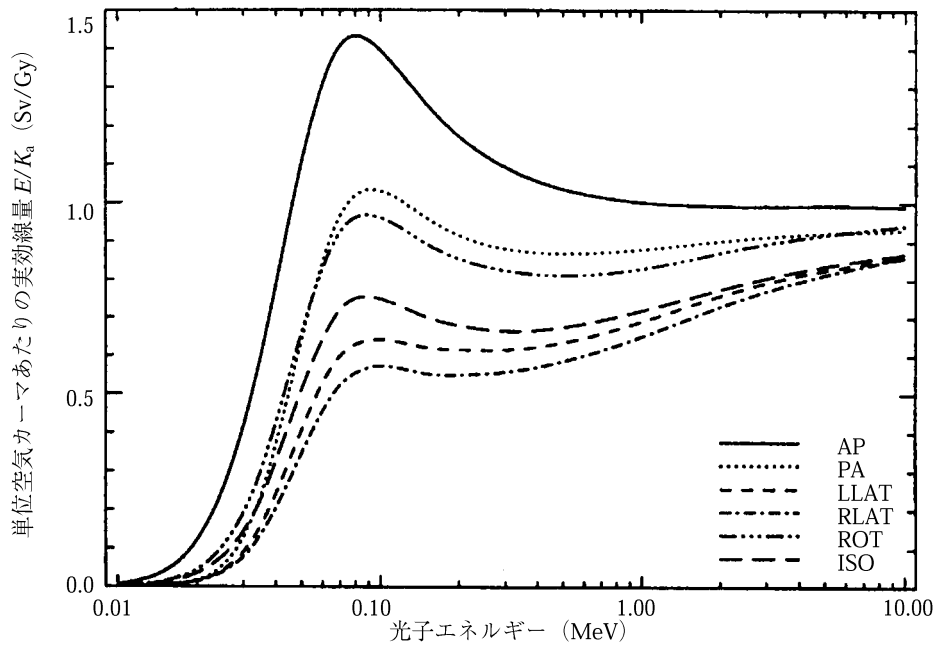
図A.13. 自由空气中の単位空気カーマあたりの皮膚の吸収線量



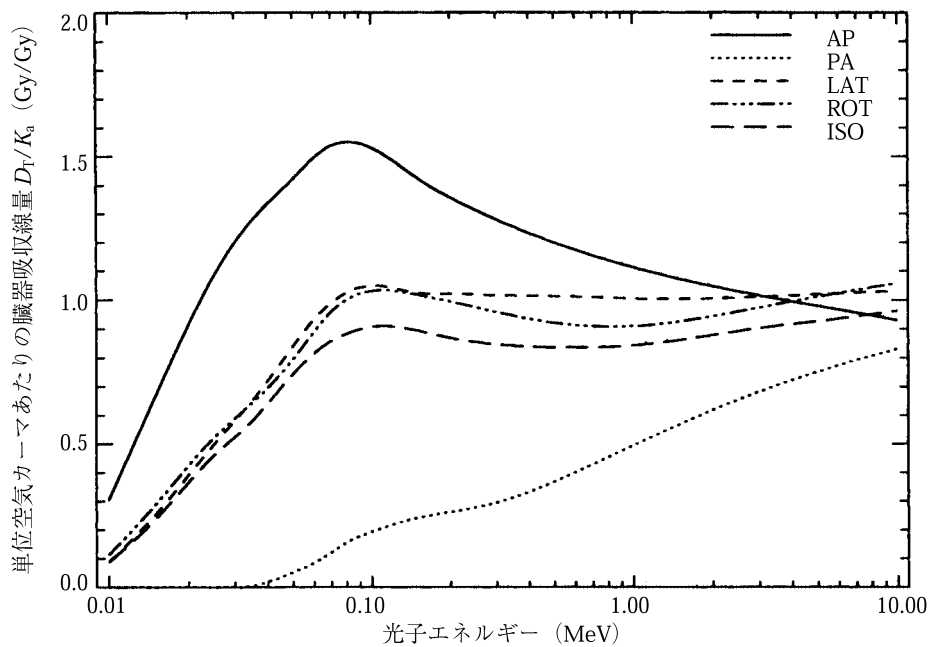
図A.14. 自由空气中の単位空気カーマあたりの胃の吸収線量



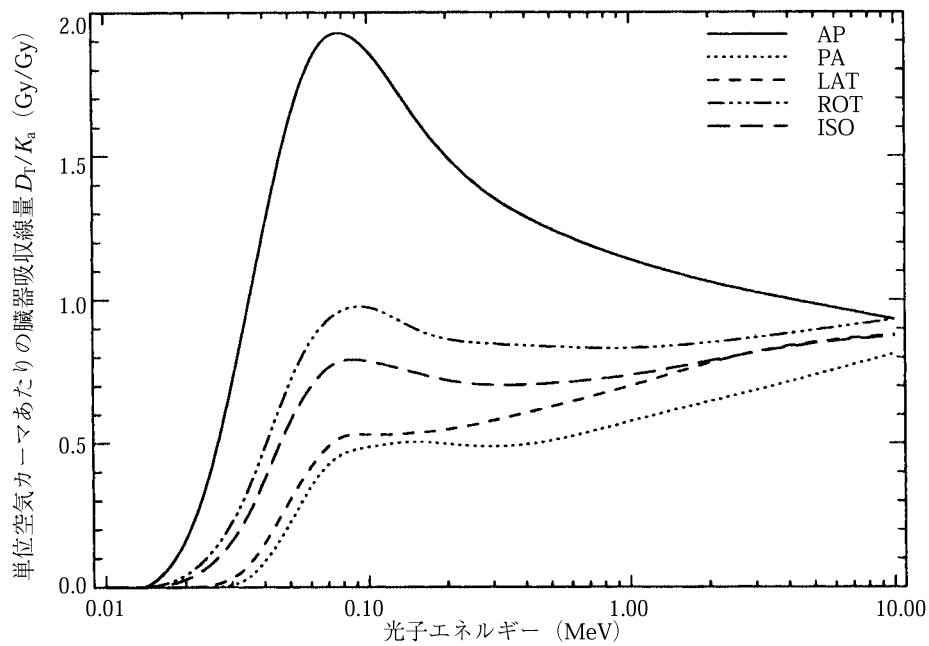
図A.15. 自由空気中の単位空気カーマあたりの甲状腺の吸収線量



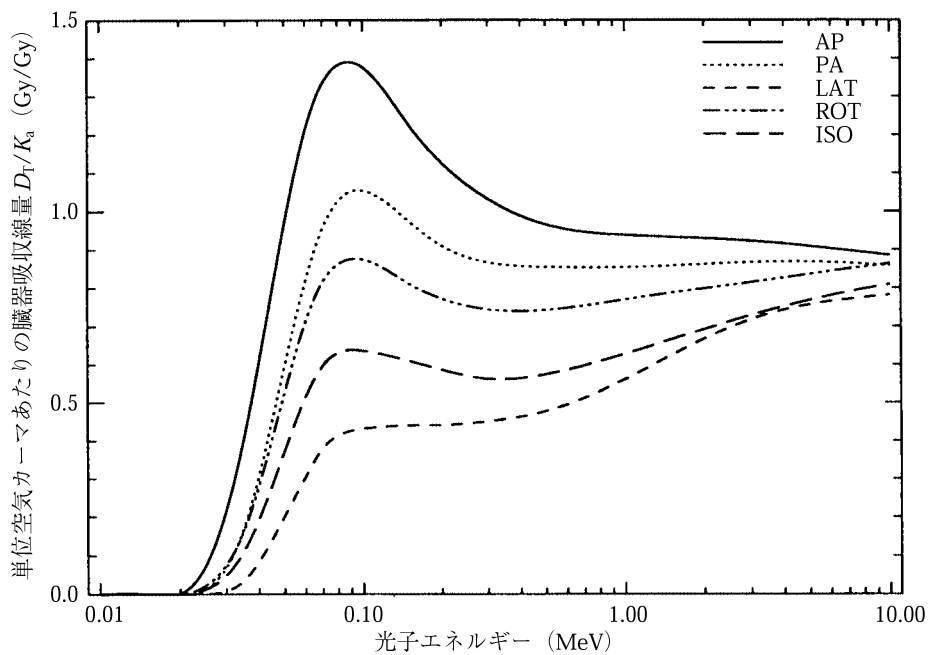
図A.16. 自由空気中の単位空気カーマあたりの実効線量



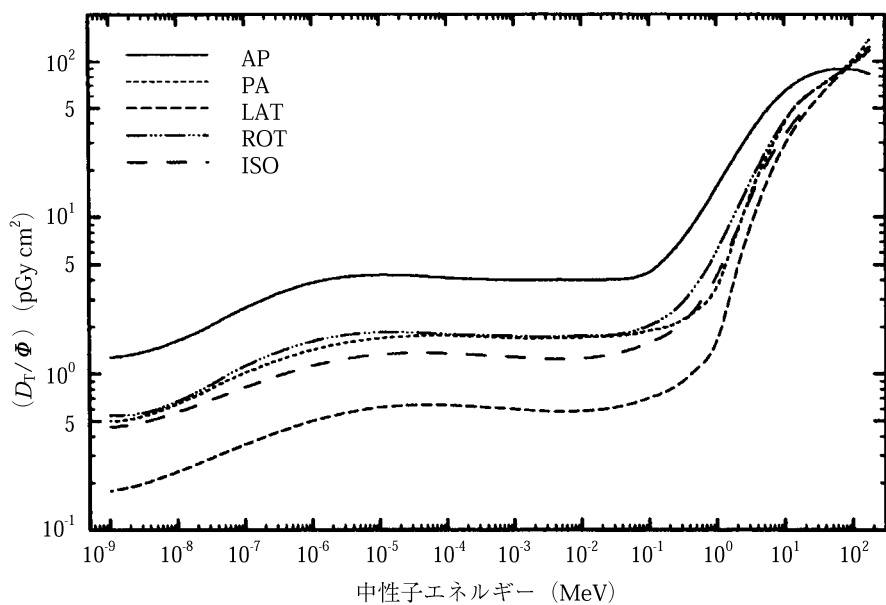
図A.17. 自由空気中の単位空気カーマあたりの水晶体の吸収線量



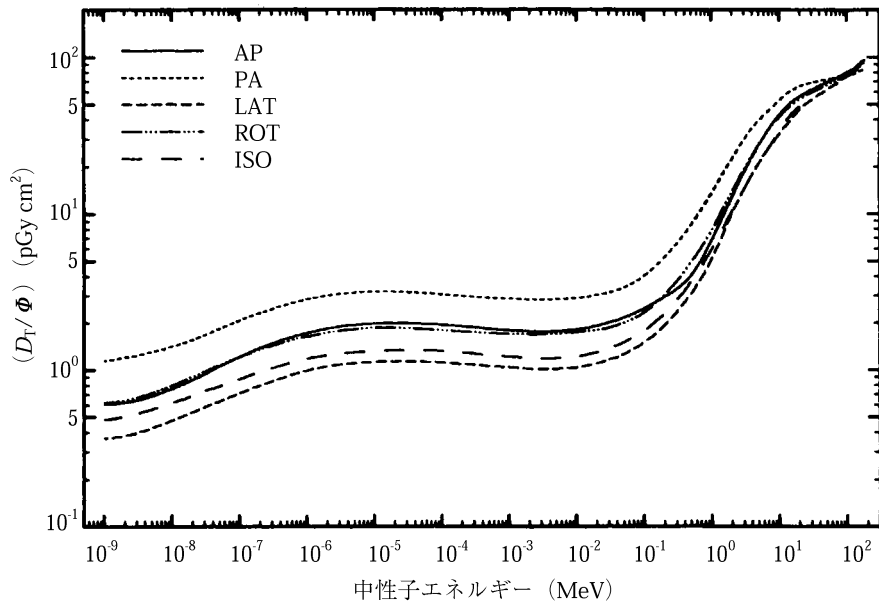
図A.18. 自由空気中の単位空気カーマあたりの胸腺の吸収線量



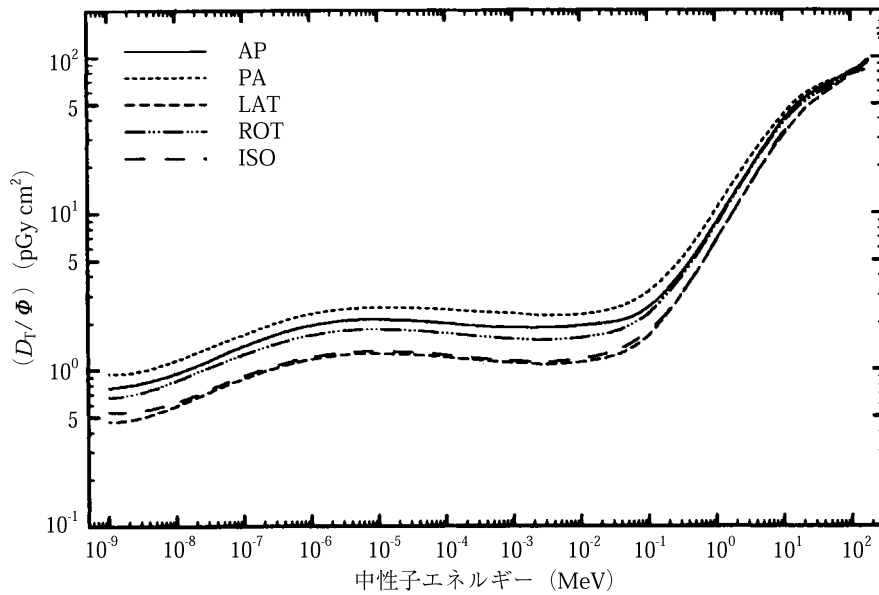
図A.19. 自由空気中の単位空気カーマあたりの子宮の吸収線量



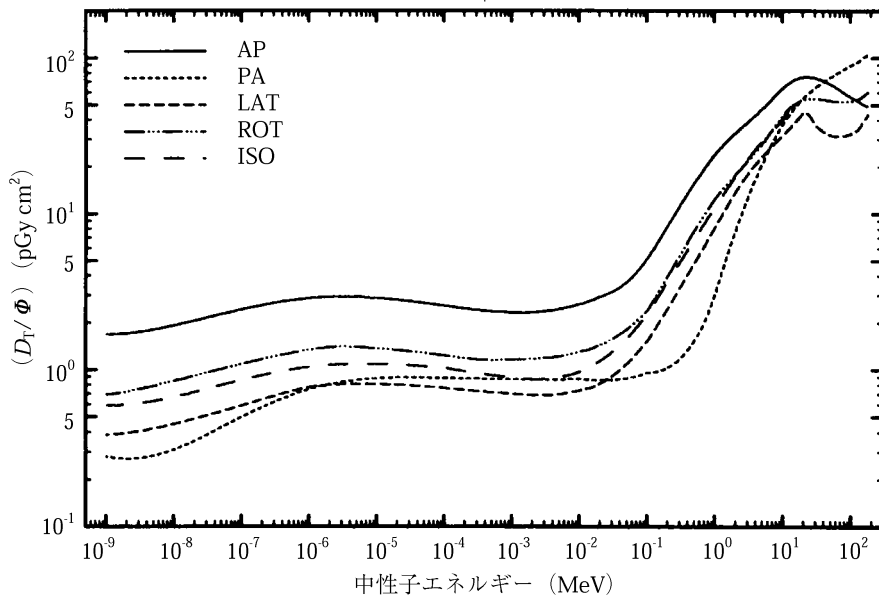
図A.20. 単位中性子フルエンスあたりの膀胱の吸収線量



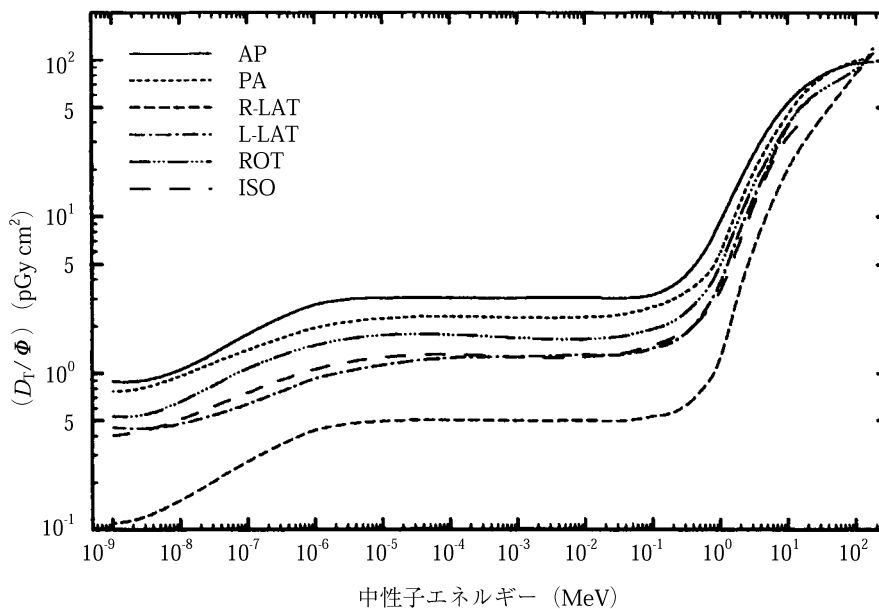
図A.21. 単位中性子フルエンスあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量



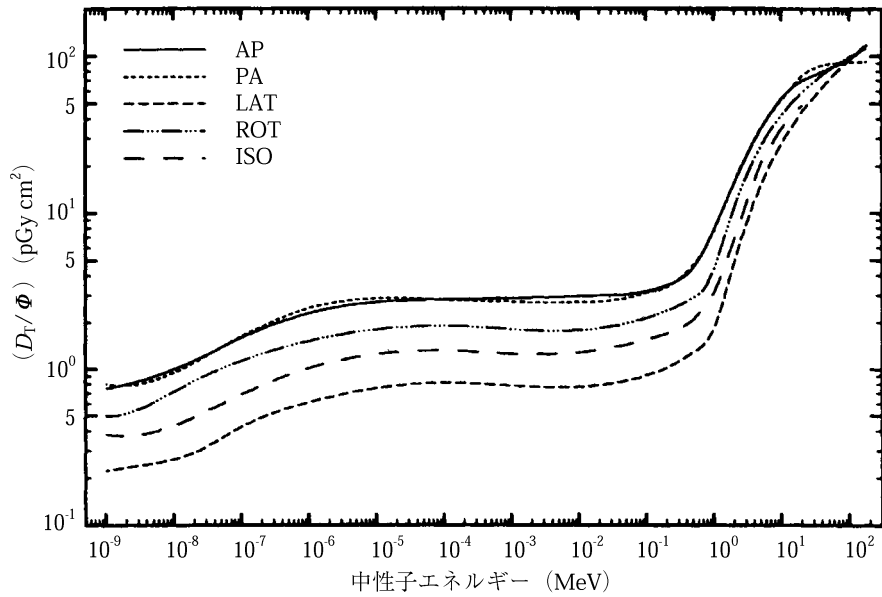
図A.22. 単位中性子フルエンスあたりの骨（表面）の吸収線量



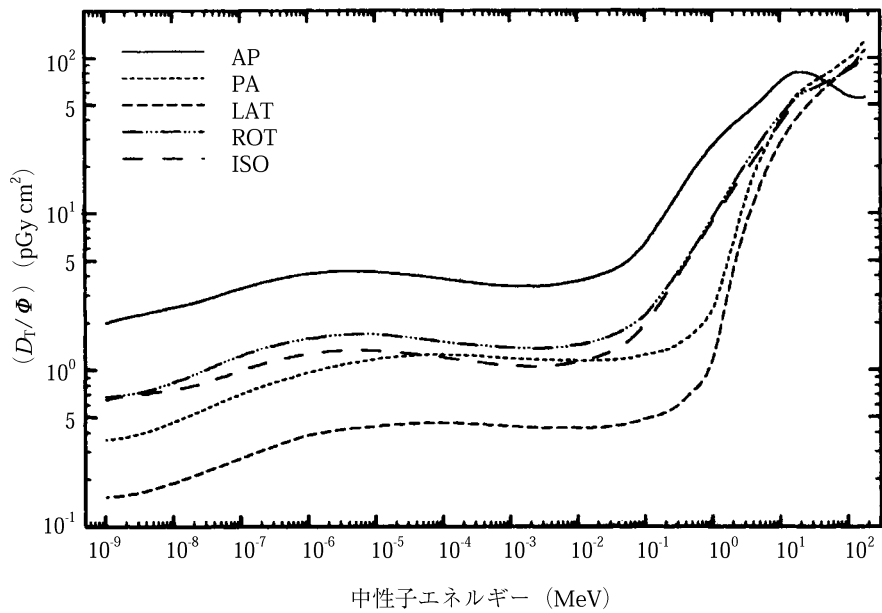
図A.23. 単位中性子フルエンスあたりの女性乳房の吸収線量



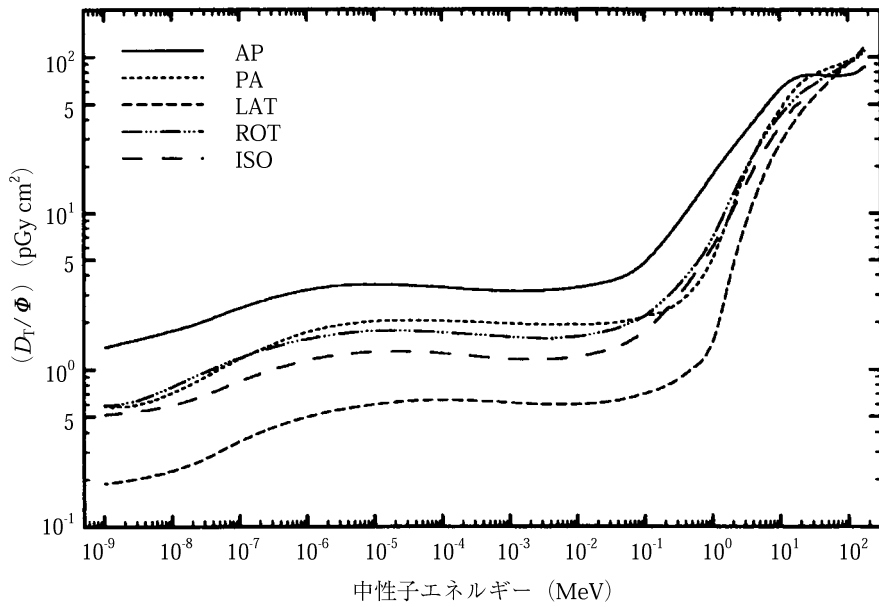
図A.24. 単位中性子フルエンスあたりの結腸の吸収線量



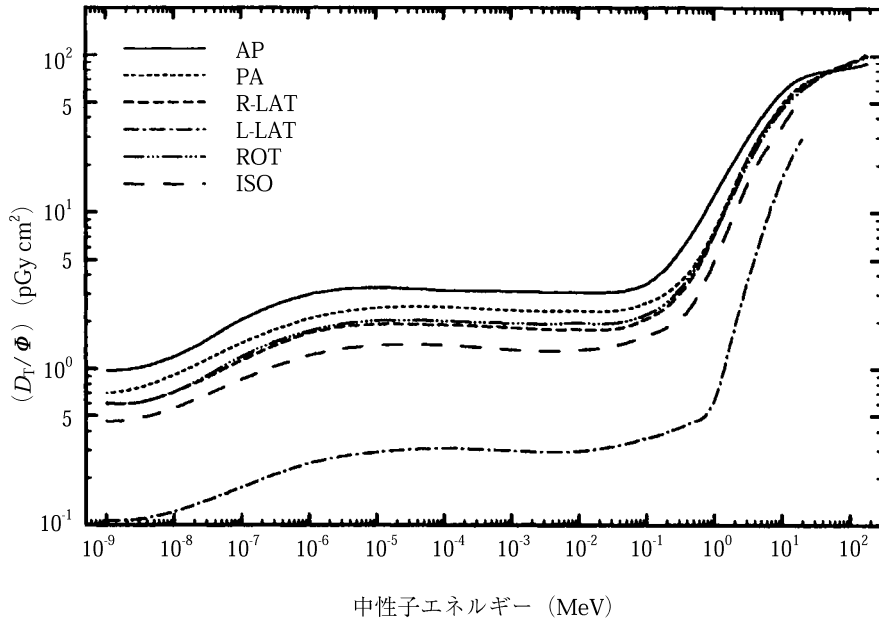
図A.25. 単位中性子フルエンスあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量



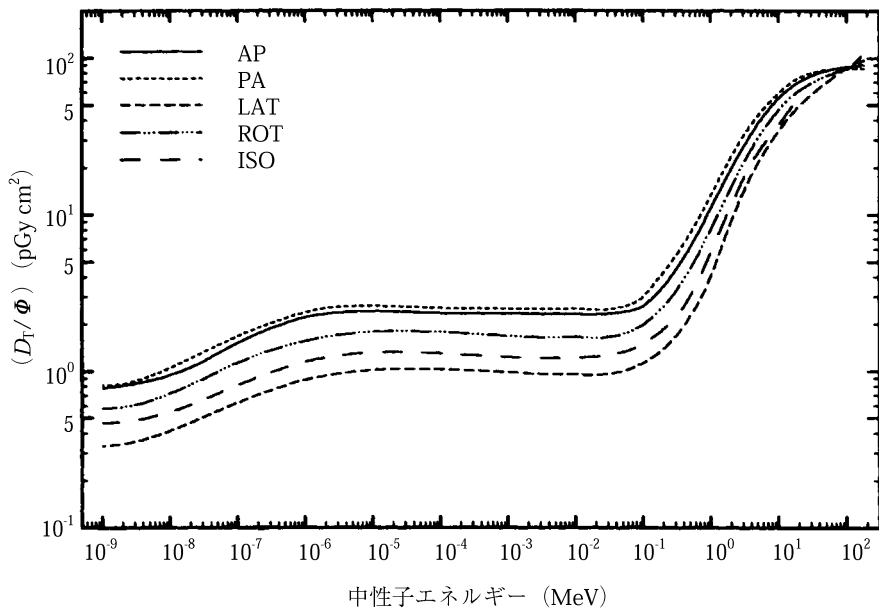
図A.26. 単位中性子フルエンスあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量



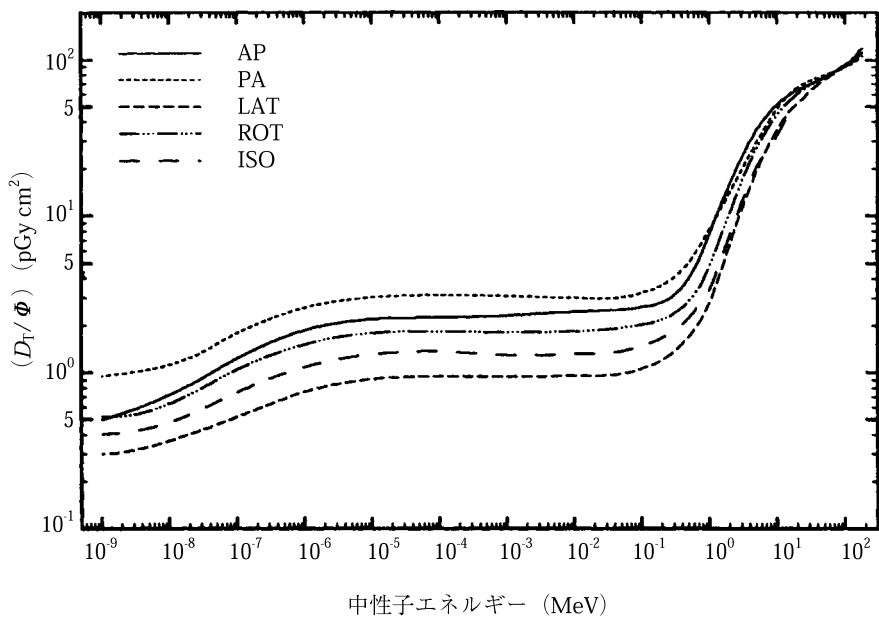
図A.27. 単位中性子フルエンスあたりの生殖腺（卵巣と睾丸の平均）の吸収線量



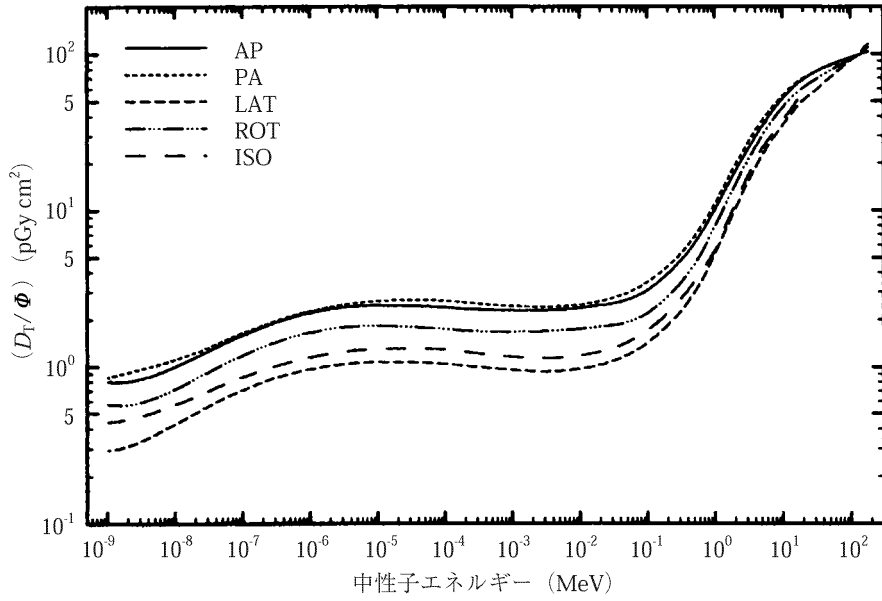
図A.28. 単位中性子フルエンスあたりの肝臓の吸収線量



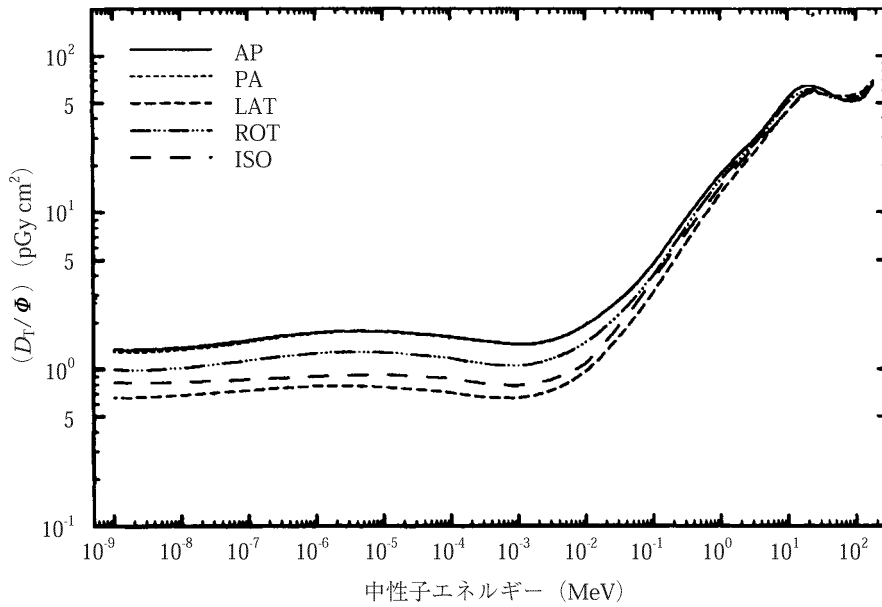
図A.29. 単位中性子フルエンスあたりの肺の吸収線量



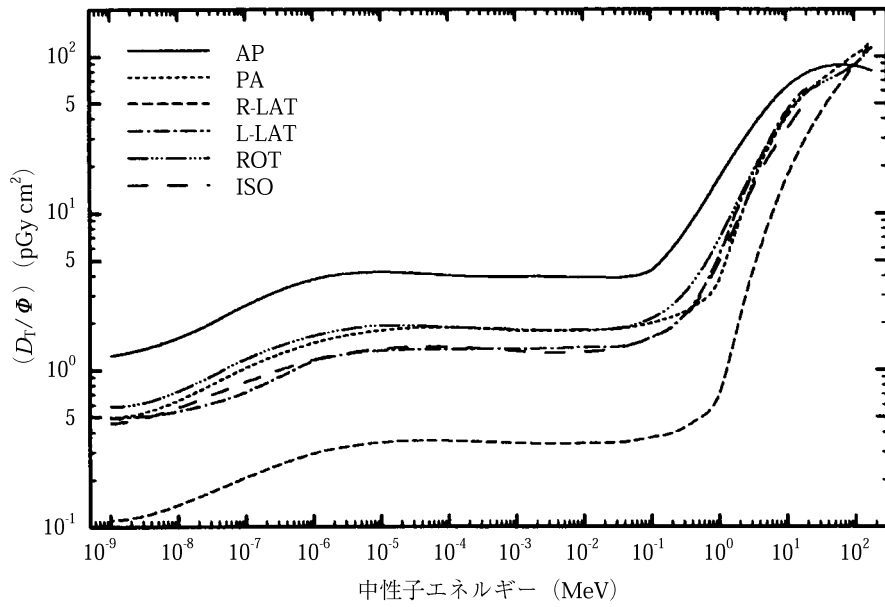
図A.30. 単位中性子フルエンスあたりの食道の吸収線量



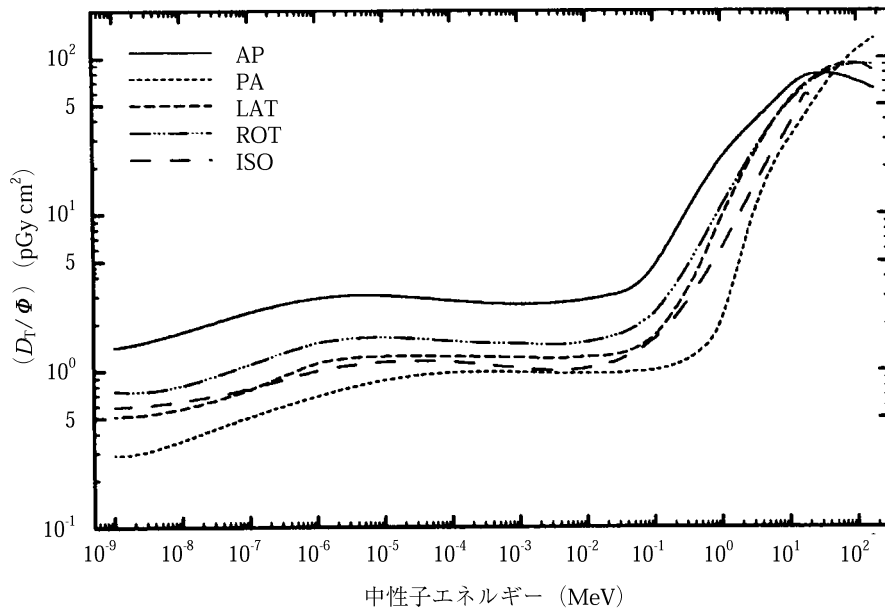
図A.31. 単位中性子フルエンスあたりの“残りの臓器”の吸収線量



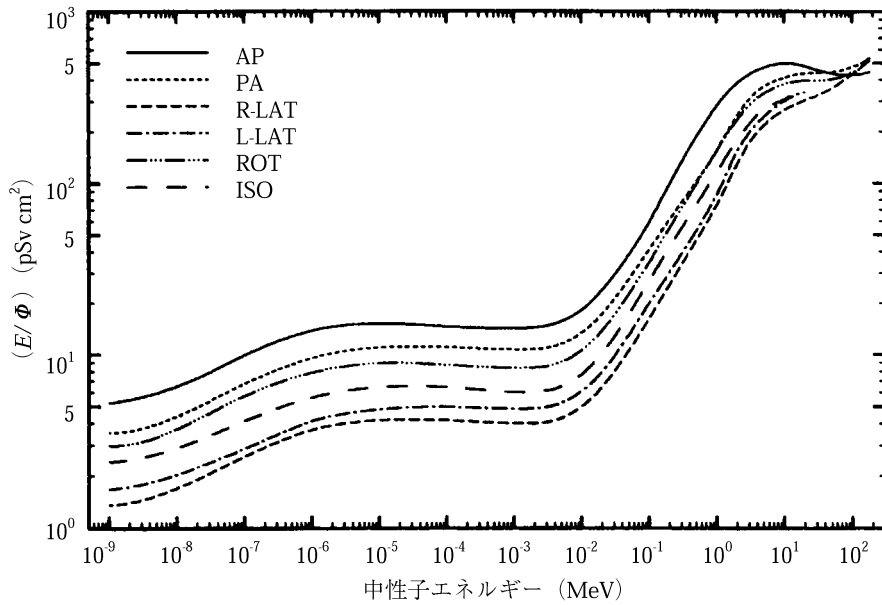
図A.32. 単位中性子フルエンスあたりの皮膚の吸収線量



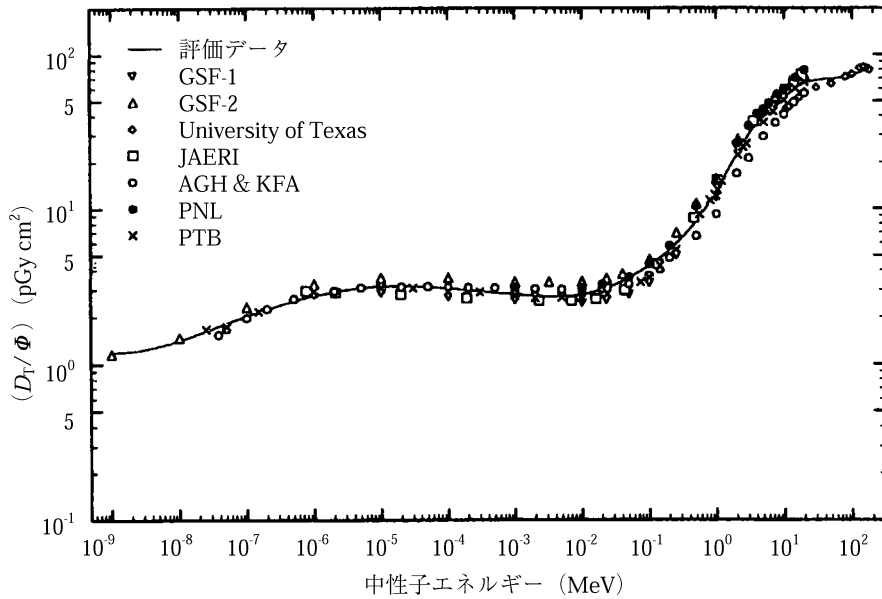
図A.33. 単位中性子フルエンスあたりの胃の吸収線量



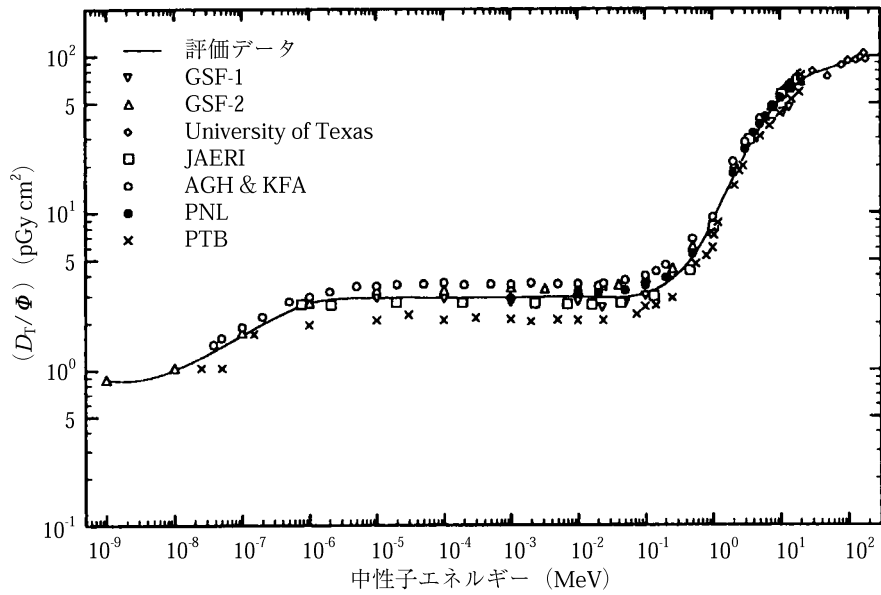
図A.34. 単位中性子フルエンスあたりの甲状腺の吸収線量



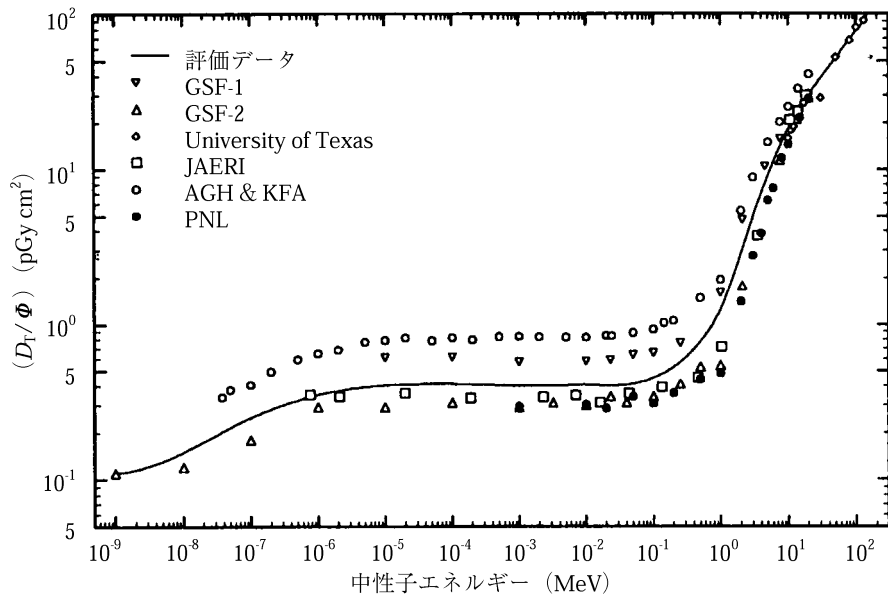
図A.35. 単位中性子フルエンスあたりの実効線量



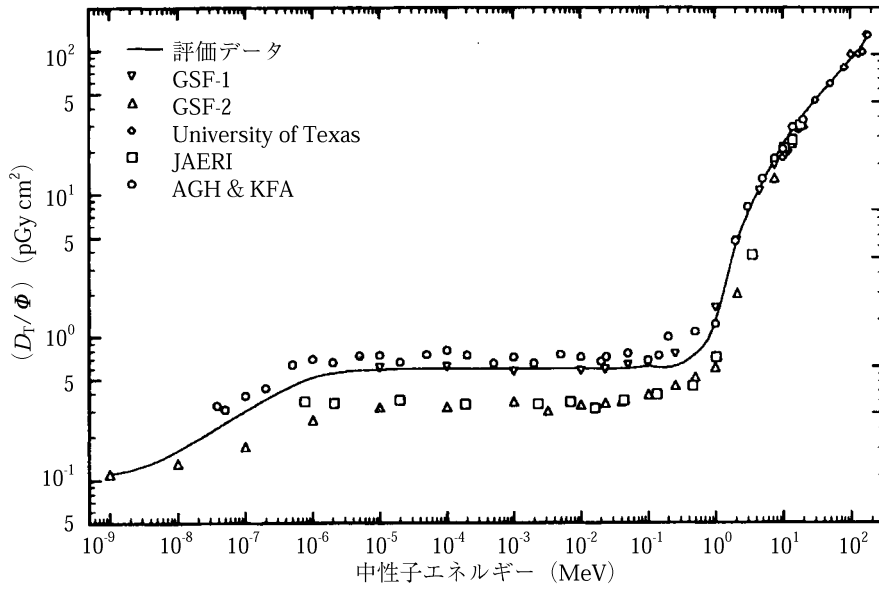
図A.36. PAジオメトリーにおける骨髄（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



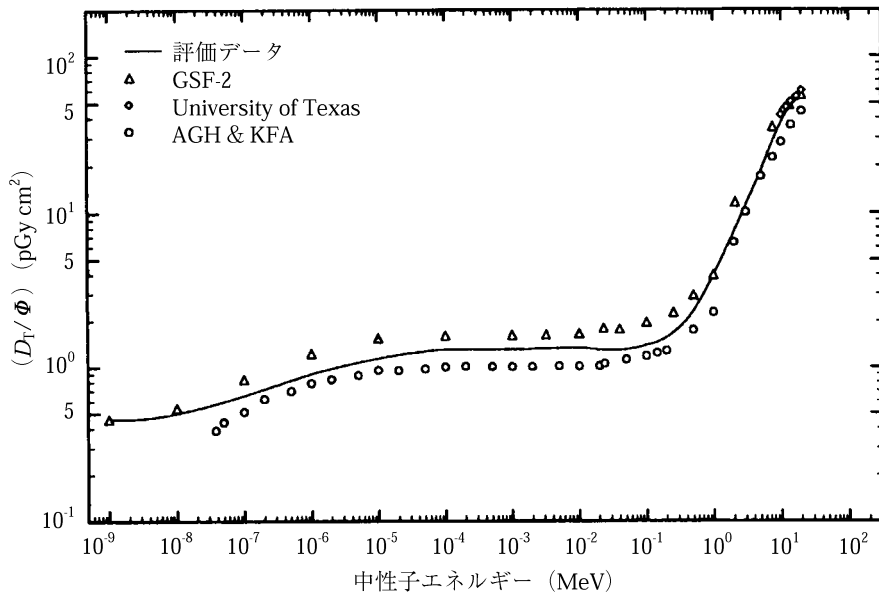
図A.37. APジオメトリーにおける結腸（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



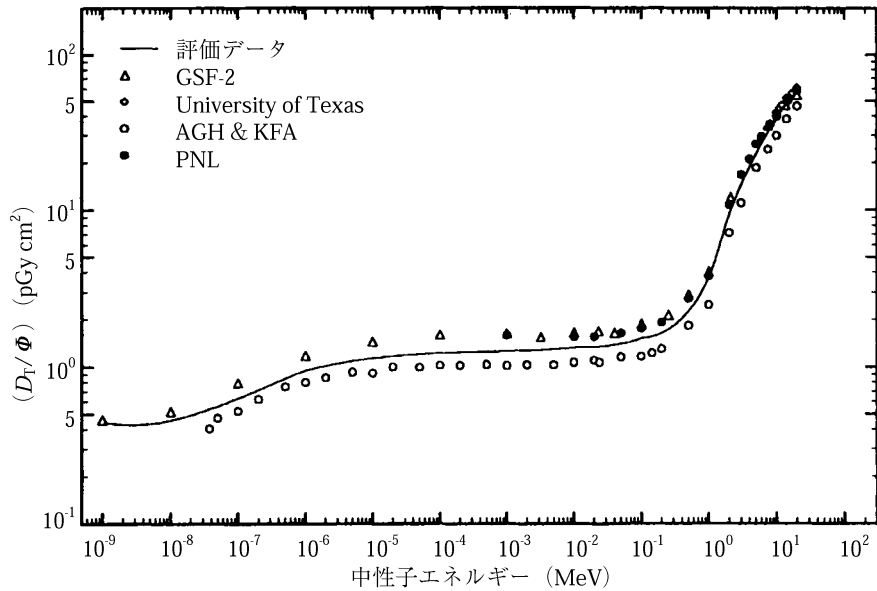
図A.38. RLATジオメトリーにおける結腸（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



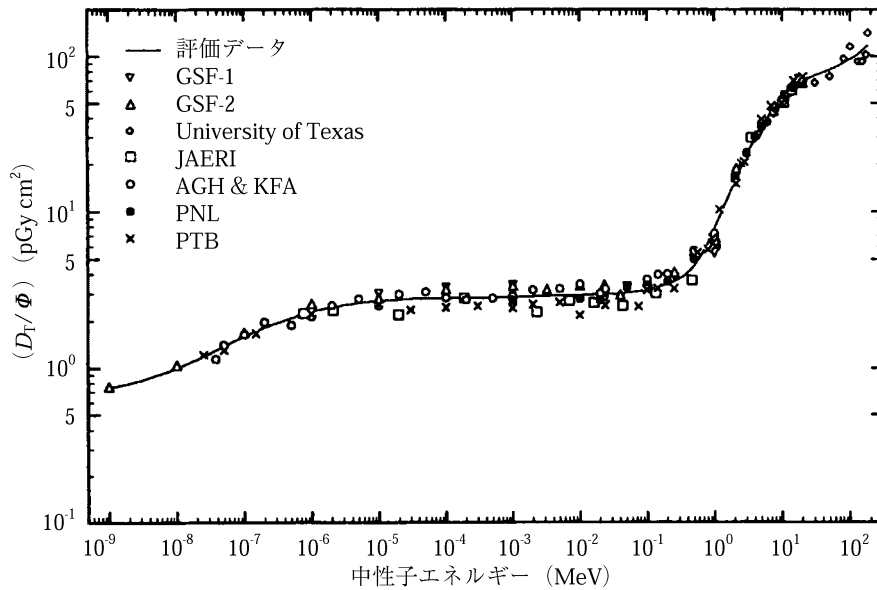
図A.39. RLATジオメトリーにおける結腸（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



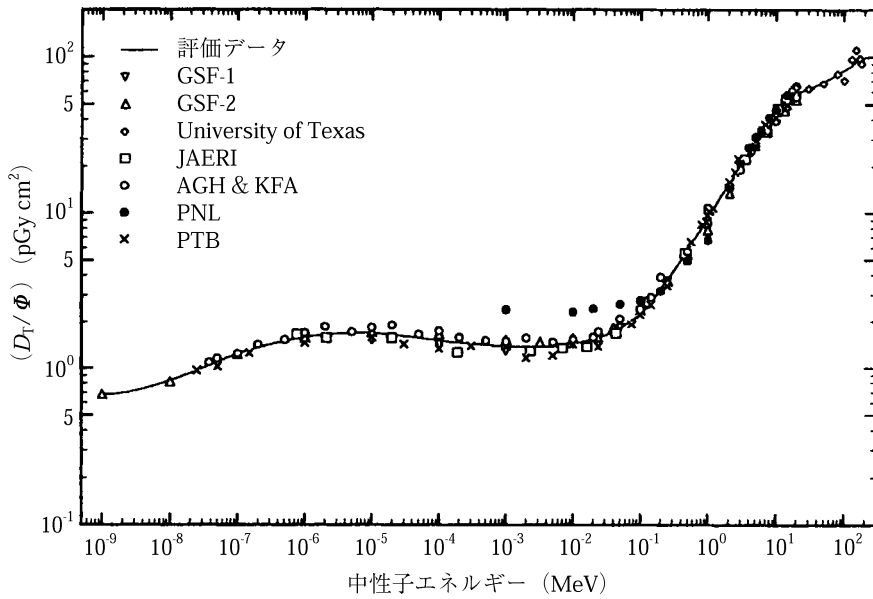
図A.40. LLATジオメトリーにおける結腸（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



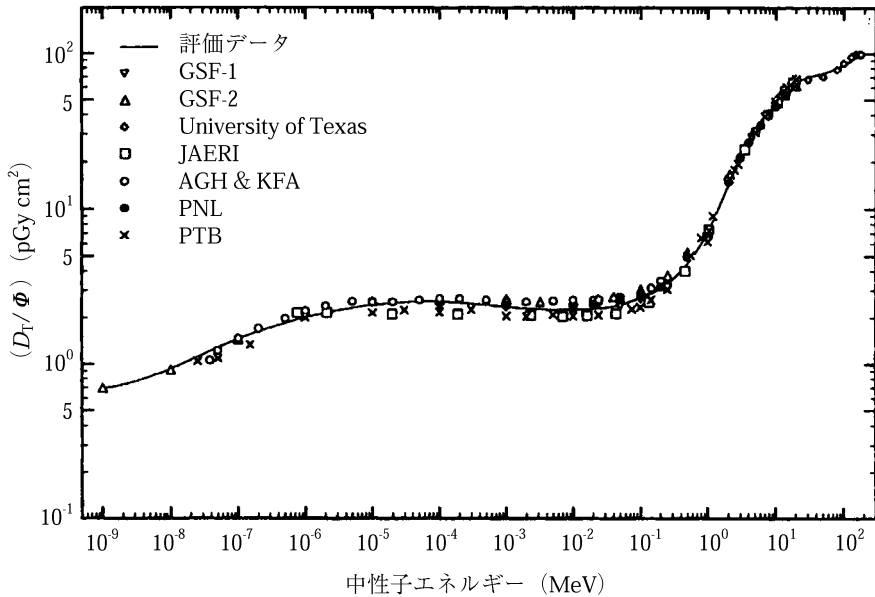
図A.41. LLATジオメトリーにおける結腸（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



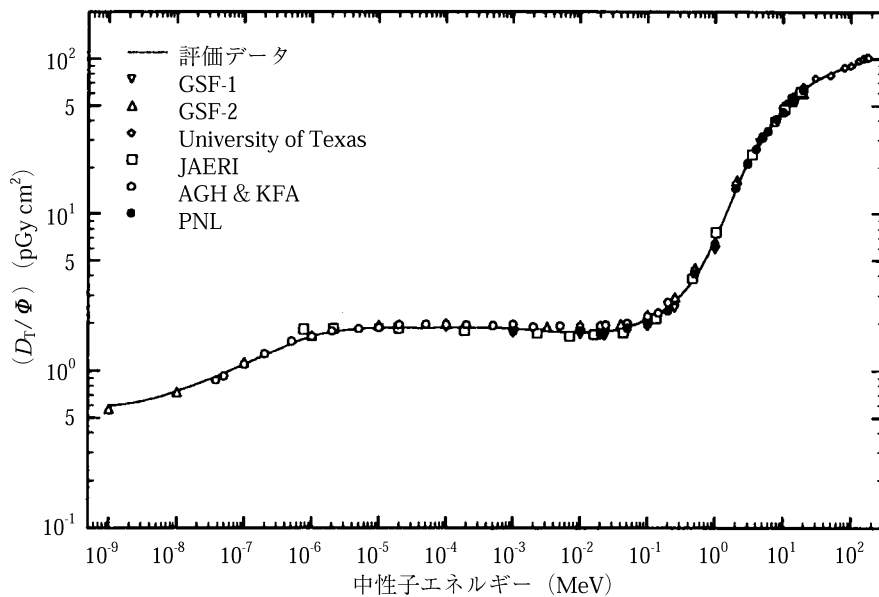
図A.42. APジオメトリーにおける女性生殖腺（卵巣）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



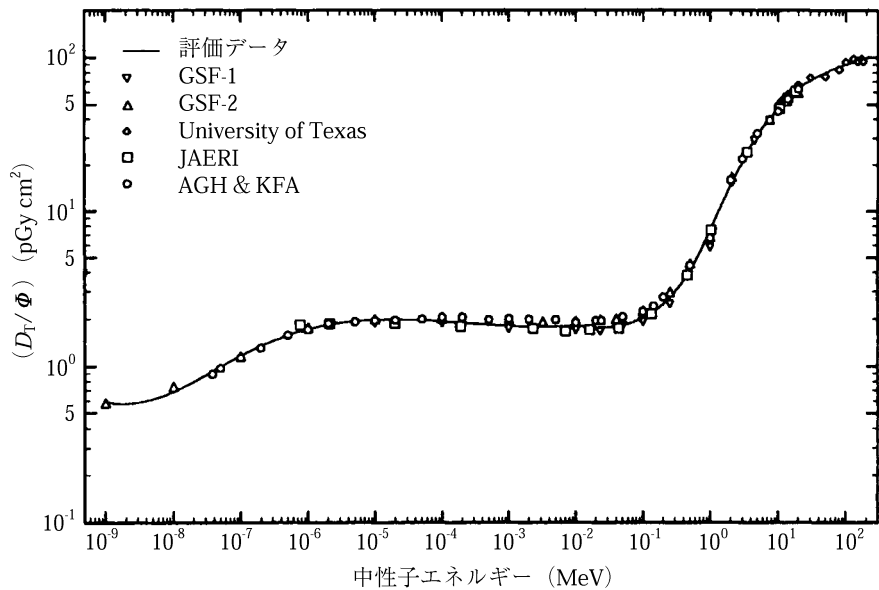
図A.43. ROTジオメトリーにおける男性生殖腺（睾丸）の平均吸収線量についての、評価データと元のデータ



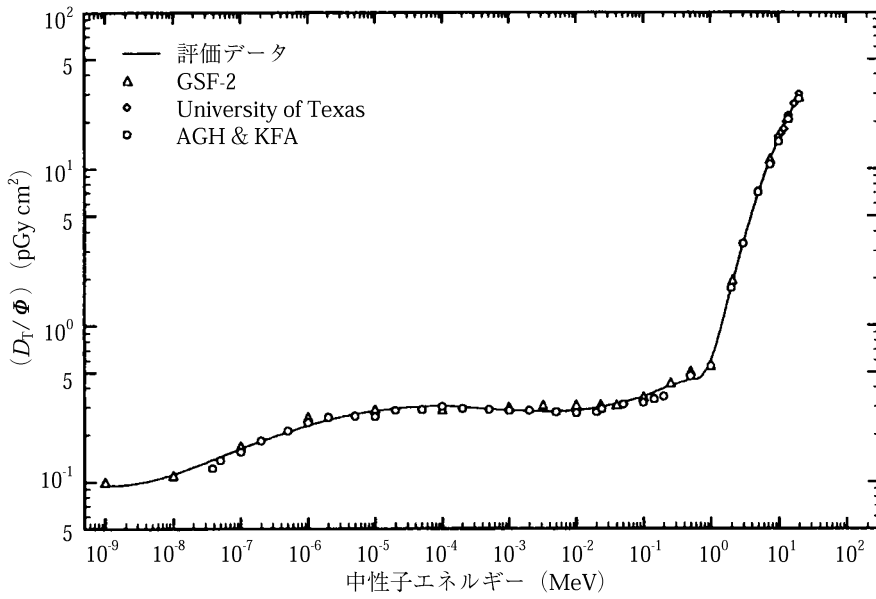
図A.44. PAジオメトリーにおける肝臓（男性）の平均吸収線量についての、評価データと元のデータ



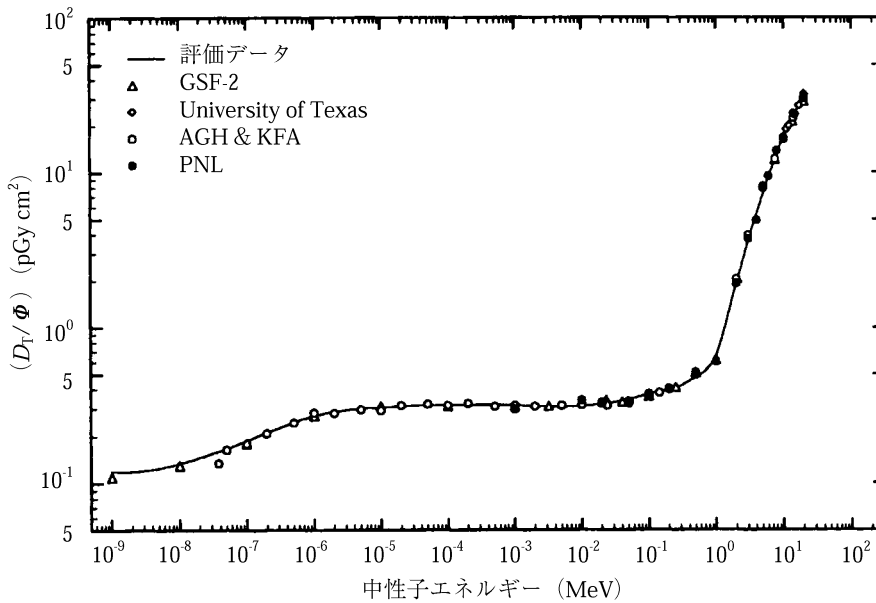
図A.45. RLATジオメトリーにおける肝臓（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



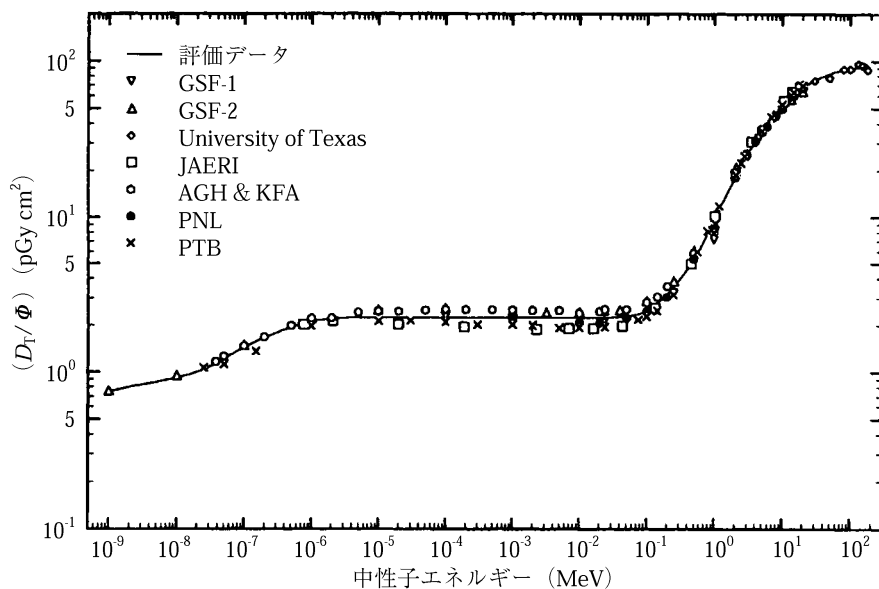
図A.46. RLATジオメトリーにおける肝臓（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



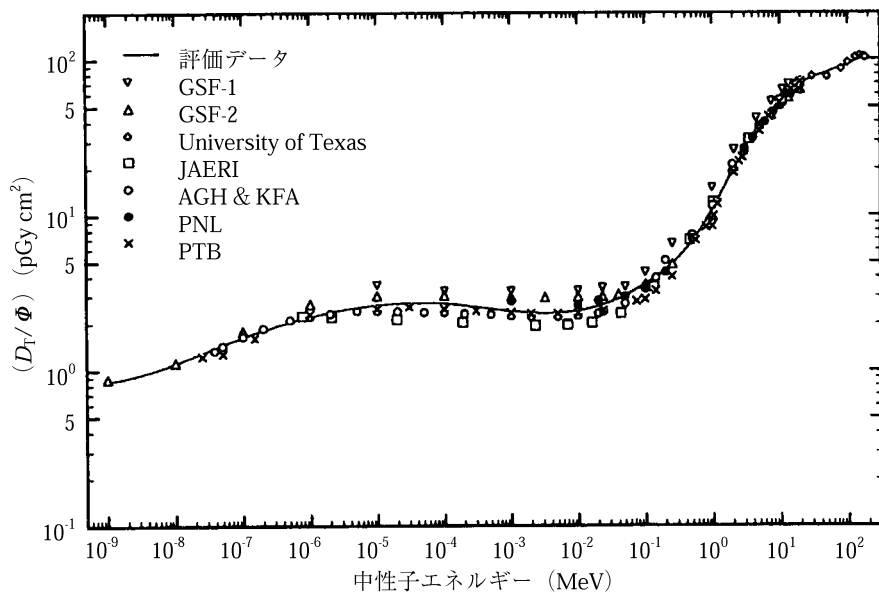
図A.47. LLATジオメトリーにおける肝臓（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



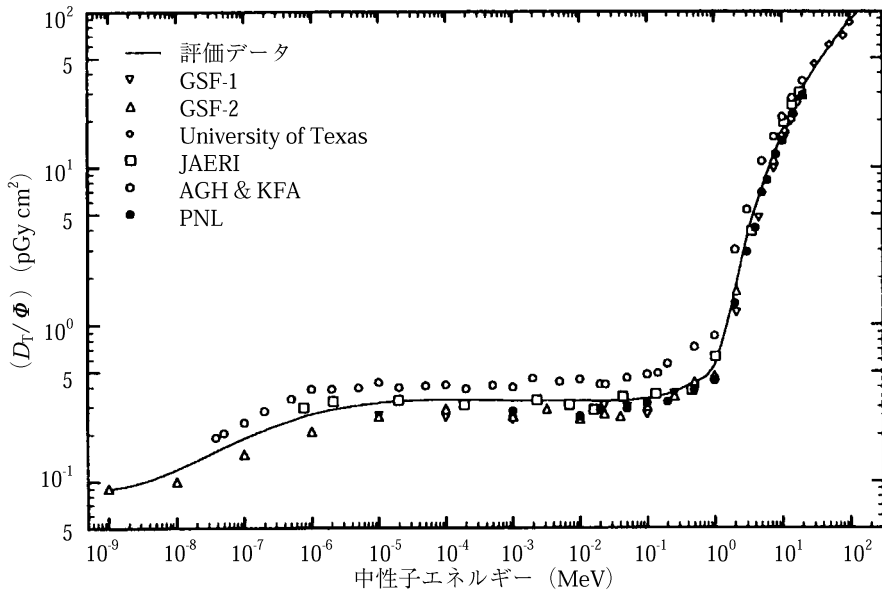
図A.48. LLATジオメトリーにおける肝臓（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



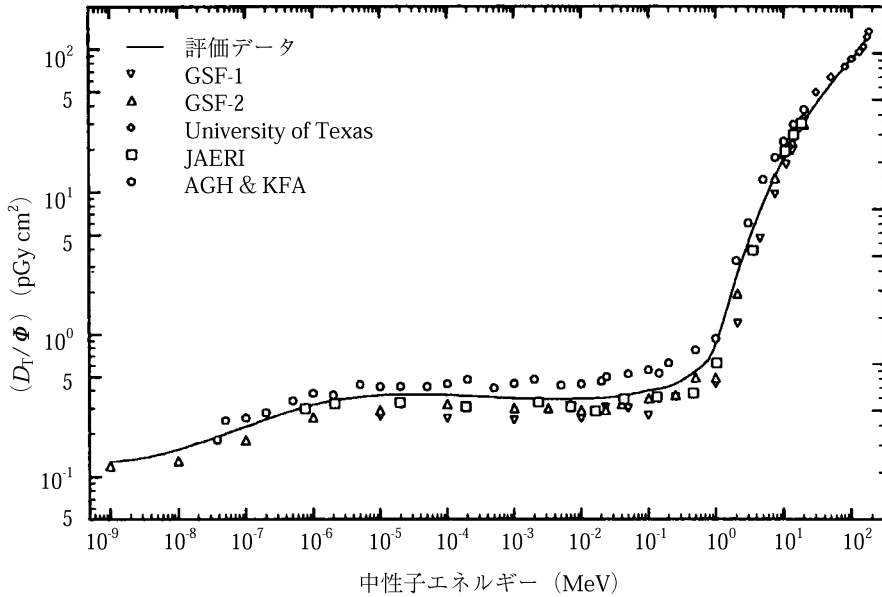
図A.49. APジオメトリーにおける肺（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



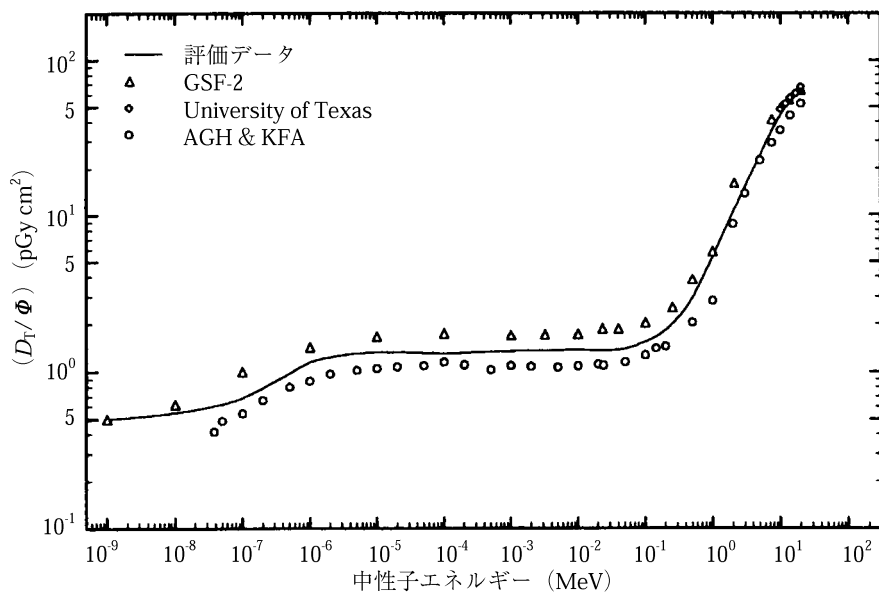
図A.50. PAジオメトリーにおける“残りの臓器”（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



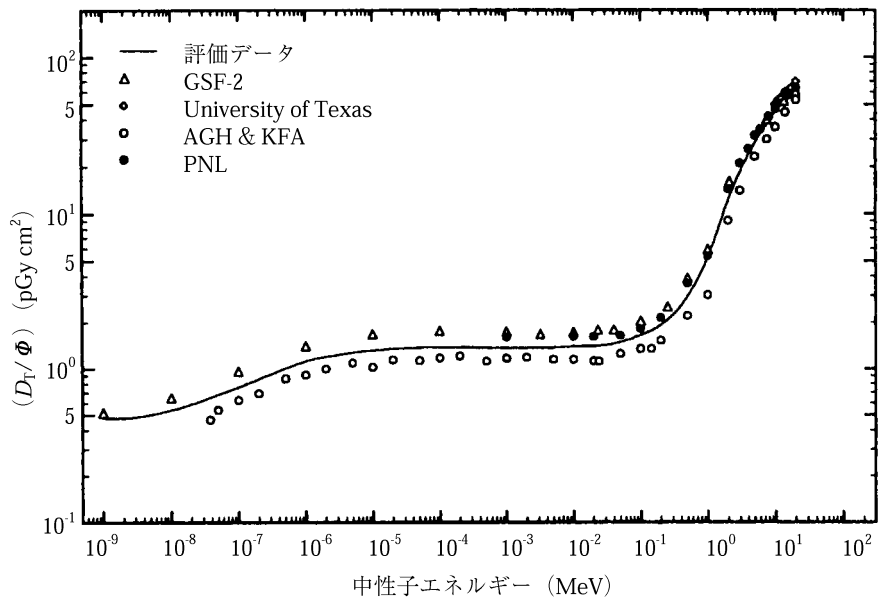
図A.51. RLATジオメトリーにおける胃（男性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



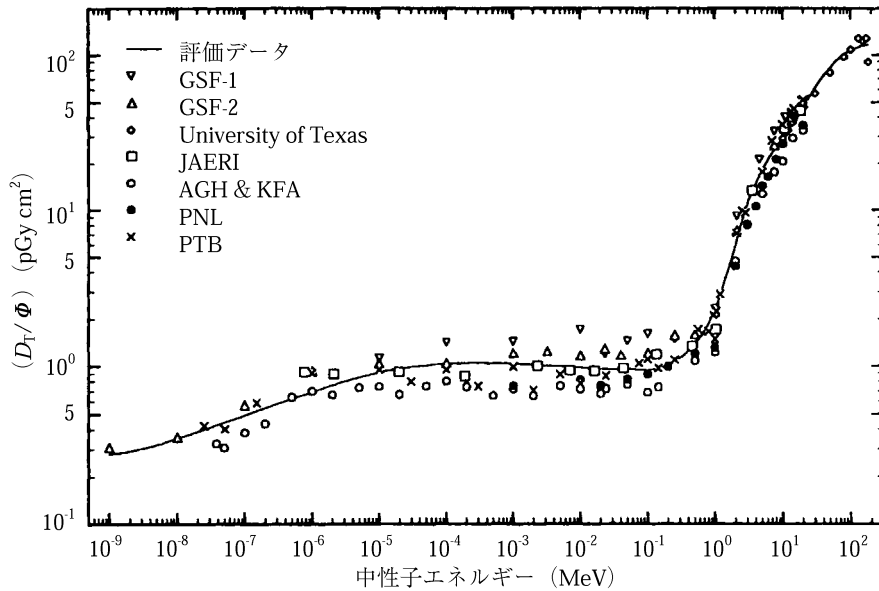
図A.52. RLATジオメトリーにおける胃（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



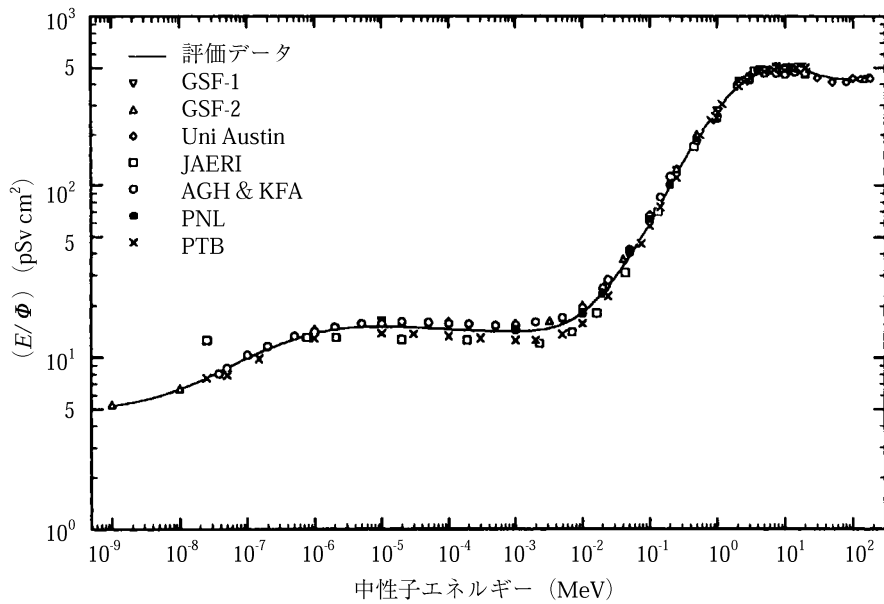
図A.53. LLATジオメトリーにおける胃（男性）の平均吸収線量
についての、評価データと元のデータ



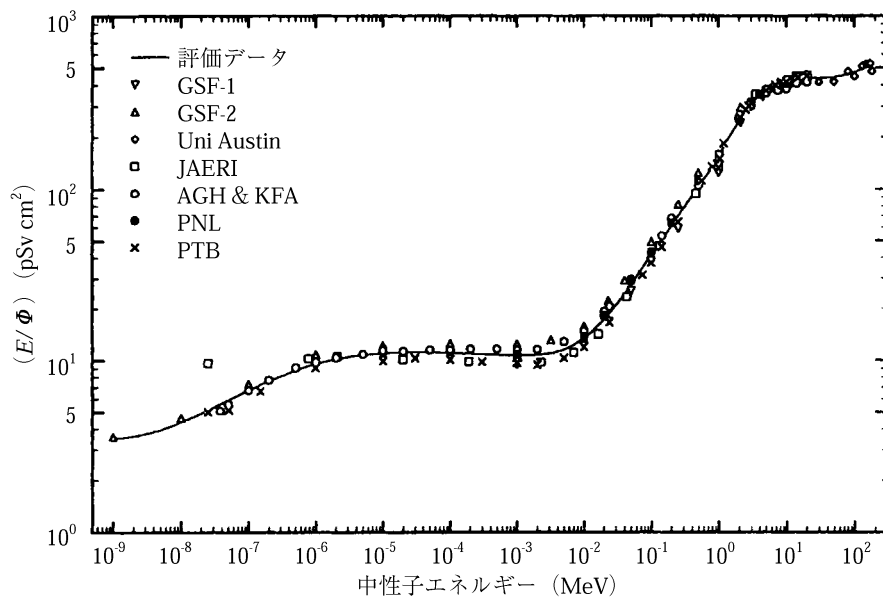
図A.54. LLATジオメトリーにおける胃（女性）の平均吸収線量
についての、評価データと元のデータ



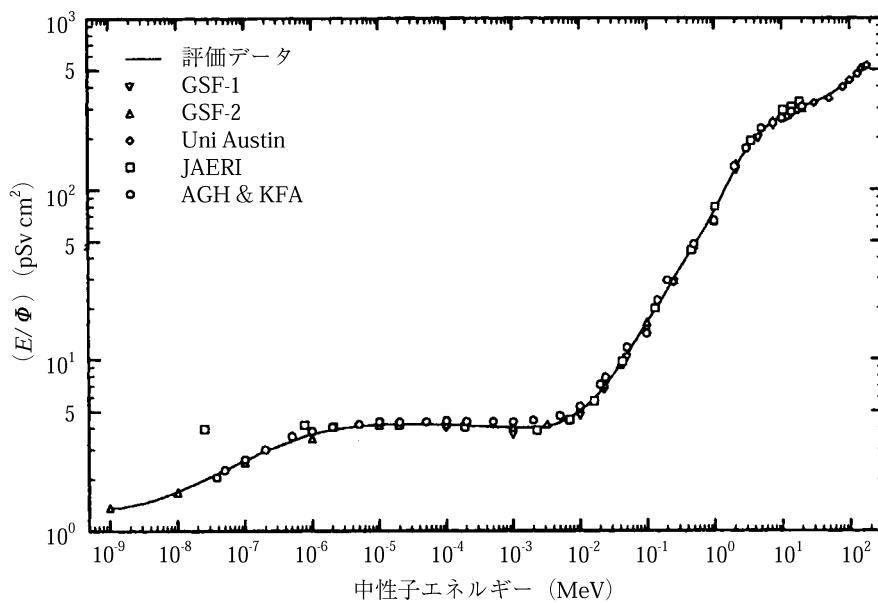
図A.55. PAジオメトリーにおける甲状腺（女性）の平均吸収線量
 についての、評価データと元のデータ



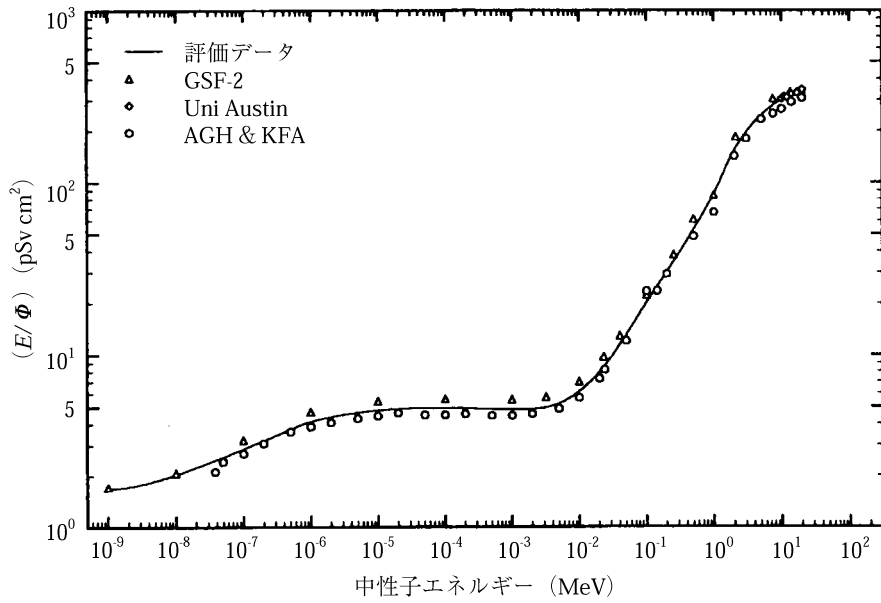
図A.56. APジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ



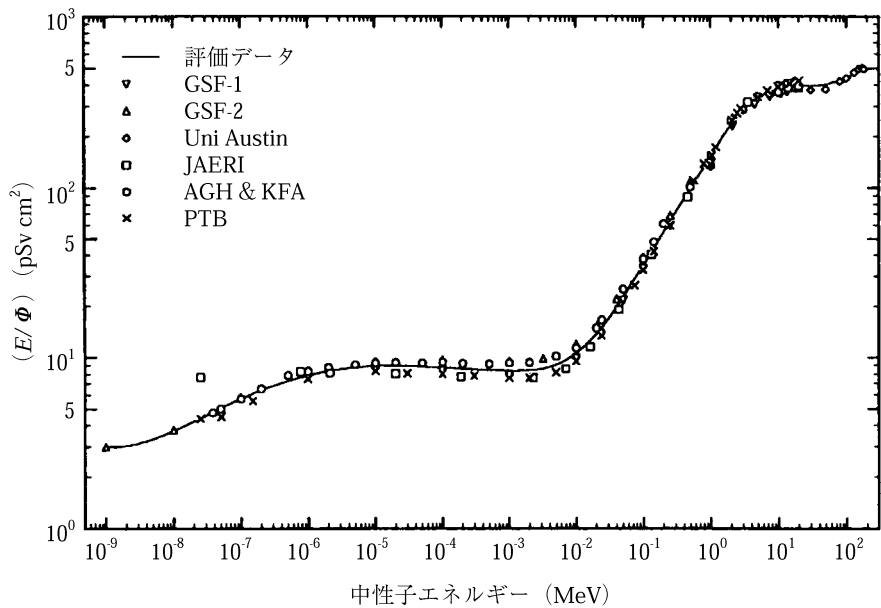
図A.57. PAジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ



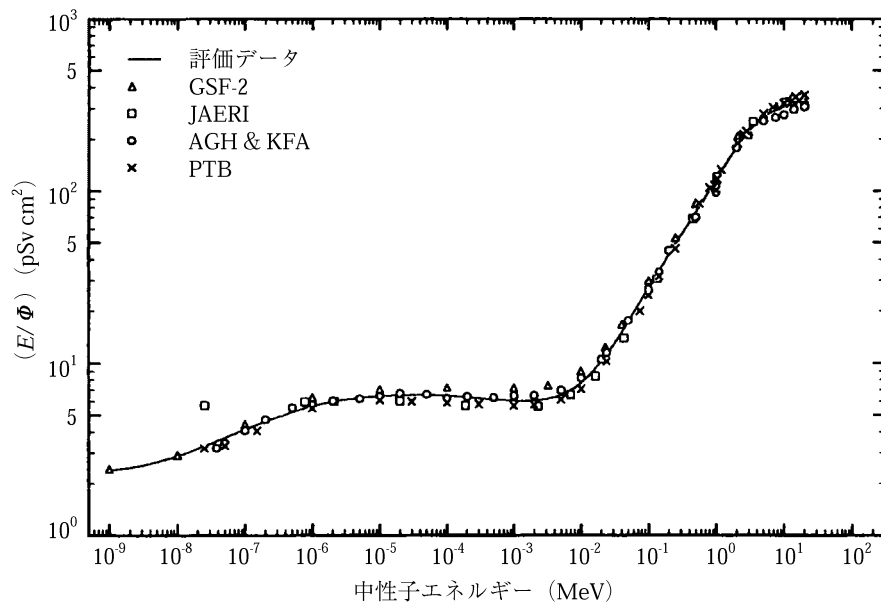
図A.58. RLATジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ



図A.59. LLATジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ



図A.60. ROTジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ



図A.61. ISOジオメトリーにおける実効線量の評価データと元のデータ

付属書 2 表

光子のデータ

表 A.1. 単一エネルギー光子の単位フルエンスあたりの
空気カーマに対する換算係数^a K_a/Φ 。

光子エネルギー (MeV)	K_a/Φ (pGy cm ²)
0.010	7.43
0.015	3.12
0.020	1.68
0.030	0.721
0.040	0.429
0.050	0.323
0.060	0.289
0.080	0.307
0.100	0.371
0.150	0.599
0.200	0.856
0.300	1.38
0.400	1.89
0.500	2.38
0.600	2.84
0.800	3.69
1.000	4.47
1.500	6.14
2.000	7.55
3.000	9.96
4.000	12.1
5.000	14.1
6.000	16.1
8.000	20.1
10.000	24.0

^a Hubbell(1982)のデータを使用した *ICRU Report 47* (ICRU, 1992a)のデータ。

表 A.2. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの膀胱の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.1（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.00834	0.000	0.000	0.00140	0.00081
0.020	0.0895	0.000	0.000	0.0184	0.0114
0.030	0.474	0.0391	0.0254	0.157	0.111
0.040	0.970	0.199	0.121	0.389	0.286
0.050	1.377	0.415	0.250	0.620	0.465
0.060	1.622	0.602	0.358	0.790	0.599
0.070	1.722	0.713	0.421	0.889	0.676
0.080	1.732	0.761	0.450	0.922	0.698
0.100	1.656	0.789	0.476	0.922	0.704
0.150	1.458	0.752	0.474	0.841	0.661
0.200	1.336	0.724	0.466	0.803	0.629
0.300	1.231	0.704	0.499	0.777	0.606
0.400	1.182	0.709	0.524	0.772	0.609
0.500	1.151	0.721	0.542	0.774	0.619
0.600	1.130	0.733	0.559	0.778	0.632
0.800	1.102	0.756	0.592	0.790	0.657
1.000	1.084	0.774	0.620	0.802	0.680
2.000	1.041	0.824	0.710	0.849	0.750
4.000	1.015	0.841	0.783	0.898	0.801
6.000	1.000	0.830	0.812	0.920	0.819
8.000	0.986	0.814	0.828	0.932	0.830
10.000	0.973	0.801	0.838	0.940	0.839

表 A.3. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.2（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.00029	0.00048	0.000	0.00022	0.00014
0.015	0.00411	0.00788	0.00197	0.00409	0.00311
0.020	0.0144	0.0316	0.00904	0.0167	0.0136
0.030	0.0697	0.171	0.0585	0.0932	0.0733
0.040	0.211	0.450	0.175	0.262	0.211
0.050	0.400	0.772	0.323	0.473	0.385
0.060	0.573	1.037	0.456	0.660	0.539
0.070	0.698	1.212	0.552	0.788	0.645
0.080	0.768	1.302	0.603	0.856	0.698
0.100	0.822	1.347	0.643	0.900	0.729
0.150	0.808	1.254	0.635	0.866	0.706
0.200	0.783	1.175	0.629	0.835	0.689
0.300	0.761	1.088	0.622	0.804	0.669
0.400	0.755	1.043	0.627	0.792	0.665
0.500	0.756	1.017	0.637	0.789	0.668
0.600	0.761	1.000	0.647	0.790	0.674
0.800	0.774	0.983	0.667	0.797	0.690
1.000	0.787	0.974	0.686	0.806	0.705
2.000	0.833	0.968	0.753	0.845	0.762
4.000	0.877	0.980	0.819	0.887	0.821
6.000	0.900	0.992	0.851	0.911	0.852
8.000	0.916	1.001	0.872	0.927	0.873
10.000	0.927	1.007	0.889	0.940	0.889

表 A.4. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの骨（表面）の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.3（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.00143	0.00201	0.00163	0.00161	0.00103
0.015	0.0247	0.0335	0.0218	0.0266	0.0197
0.020	0.101	0.132	0.0884	0.107	0.0826
0.030	0.537	0.694	0.422	0.539	0.422
0.040	1.257	1.572	0.928	1.218	0.970
0.050	1.884	2.297	1.344	1.793	1.437
0.060	2.185	2.617	1.526	2.057	1.653
0.070	2.219	2.628	1.541	2.078	1.678
0.080	2.083	2.452	1.432	1.941	1.565
0.100	1.757	2.040	1.206	1.628	1.322
0.150	1.268	1.448	0.883	1.175	0.965
0.200	1.074	1.216	0.763	1.002	0.829
0.300	0.938	1.048	0.685	0.879	0.739
0.400	0.892	0.987	0.666	0.840	0.713
0.500	0.873	0.959	0.663	0.826	0.706
0.600	0.866	0.943	0.666	0.821	0.707
0.800	0.863	0.929	0.676	0.821	0.715
1.000	0.866	0.924	0.690	0.826	0.727
2.000	0.885	0.929	0.749	0.858	0.775
4.000	0.912	0.947	0.808	0.893	0.828
6.000	0.928	0.960	0.837	0.911	0.855
8.000	0.938	0.971	0.856	0.927	0.872
10.000	0.947	0.980	0.870	0.939	0.885

表 A.5. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの女性乳房の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図 A.4 (付属書 1) に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.0223	0.000	0.00513	0.00869	0.00763
0.015	0.186	0.000	0.0451	0.0747	0.0664
0.020	0.465	0.000	0.128	0.198	0.183
0.030	0.958	0.0489	0.333	0.449	0.423
0.040	1.296	0.181	0.507	0.655	0.615
0.050	1.522	0.328	0.634	0.811	0.752
0.060	1.644	0.439	0.724	0.909	0.836
0.070	1.683	0.511	0.765	0.958	0.878
0.080	1.670	0.545	0.773	0.971	0.883
0.100	1.600	0.574	0.771	0.958	0.874
0.150	1.449	0.600	0.755	0.912	0.829
0.200	1.361	0.625	0.747	0.875	0.813
0.300	1.264	0.663	0.756	0.851	0.795
0.400	1.214	0.693	0.766	0.851	0.794
0.500	1.184	0.717	0.774	0.854	0.798
0.600	1.164	0.737	0.782	0.858	0.804
0.800	1.138	0.767	0.799	0.865	0.815
1.000	1.123	0.791	0.814	0.872	0.826
2.000	1.101	0.863	0.866	0.902	0.865
4.000	1.084	0.905	0.907	0.923	0.897
6.000	1.068	0.911	0.921	0.927	0.906
8.000	1.055	0.911	0.927	0.929	0.909
10.000	1.042	0.911	0.931	0.930	0.911

表 A.6. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの結腸の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.5（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.00034	0.000	0.000	0.000	0.00011	0.00009
0.020	0.0149	0.000	0.000	0.000	0.00047	0.00008
0.030	0.251	0.0655	0.0306	0.0281	0.0945	0.0619
0.040	0.661	0.295	0.133	0.141	0.319	0.224
0.050	1.040	0.581	0.263	0.292	0.566	0.411
0.060	1.289	0.805	0.370	0.419	0.748	0.553
0.070	1.417	0.940	0.436	0.493	0.856	0.638
0.080	1.454	1.006	0.467	0.529	0.902	0.673
0.100	1.416	1.036	0.484	0.550	0.907	0.677
0.150	1.280	0.963	0.462	0.532	0.842	0.640
0.200	1.184	0.912	0.459	0.520	0.812	0.614
0.300	1.099	0.873	0.471	0.523	0.789	0.603
0.400	1.065	0.860	0.486	0.536	0.780	0.606
0.500	1.046	0.857	0.501	0.551	0.778	0.614
0.600	1.035	0.858	0.516	0.565	0.780	0.623
0.800	1.020	0.863	0.544	0.591	0.790	0.643
1.000	1.010	0.870	0.570	0.614	0.800	0.662
2.000	0.985	0.887	0.658	0.694	0.838	0.729
4.000	0.984	0.901	0.733	0.765	0.868	0.788
6.000	0.988	0.908	0.765	0.797	0.879	0.811
8.000	0.984	0.912	0.783	0.816	0.884	0.825
10.000	0.978	0.915	0.797	0.830	0.888	0.834

表 A.7. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図 A.6（付属書 1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.020	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.030	0.158	0.0785	0.00963	0.0660	0.0351
0.040	0.511	0.345	0.0996	0.277	0.191
0.050	0.846	0.676	0.234	0.527	0.383
0.060	1.072	0.944	0.345	0.723	0.520
0.070	1.200	1.113	0.414	0.844	0.607
0.080	1.262	1.201	0.453	0.901	0.653
0.100	1.282	1.234	0.479	0.926	0.666
0.150	1.185	1.116	0.470	0.882	0.609
0.200	1.106	1.034	0.478	0.841	0.588
0.300	1.017	0.963	0.491	0.810	0.586
0.400	0.972	0.936	0.501	0.796	0.599
0.500	0.948	0.924	0.511	0.789	0.614
0.600	0.934	0.918	0.522	0.786	0.627
0.800	0.921	0.911	0.542	0.787	0.650
1.000	0.918	0.908	0.559	0.793	0.668
2.000	0.936	0.905	0.624	0.833	0.719
4.000	0.981	0.910	0.696	0.891	0.769
6.000	1.013	0.917	0.740	0.926	0.799
8.000	1.037	0.922	0.772	0.949	0.820
10.000	1.056	0.926	0.796	0.966	0.836

表 A.8. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの男性生殖腺（睾丸）の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図 A.7（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.0292	0.000	0.000	0.00744	0.00559
0.015	0.195	0.000	0.000	0.0571	0.0446
0.020	0.503	0.000	0.000	0.160	0.138
0.030	1.093	0.0411	0.0230	0.381	0.337
0.040	1.506	0.160	0.105	0.593	0.516
0.050	1.767	0.308	0.198	0.763	0.661
0.060	1.908	0.440	0.264	0.863	0.754
0.070	1.961	0.524	0.312	0.921	0.802
0.080	1.953	0.565	0.339	0.946	0.815
0.100	1.855	0.599	0.372	0.934	0.792
0.150	1.631	0.629	0.392	0.866	0.744
0.200	1.497	0.641	0.422	0.831	0.720
0.300	1.366	0.675	0.457	0.794	0.710
0.400	1.303	0.705	0.480	0.781	0.712
0.500	1.265	0.726	0.503	0.779	0.717
0.600	1.238	0.743	0.527	0.780	0.725
0.800	1.202	0.765	0.572	0.789	0.742
1.000	1.177	0.782	0.607	0.799	0.757
2.000	1.119	0.831	0.703	0.848	0.799
4.000	1.071	0.864	0.776	0.895	0.843
6.000	1.043	0.874	0.807	0.916	0.868
8.000	1.023	0.880	0.822	0.930	0.883
10.000	1.004	0.884	0.833	0.940	0.893

表 A.9. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの生殖腺の吸収線量^a D_T/K_a 。
これらのデータは図 A.8 (付属書 1) に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.0146	0.000	0.000	0.00372	0.00280
0.015	0.0970	0.000	0.000	0.0285	0.0223
0.020	0.246	0.000	0.000	0.0761	0.0675
0.030	0.628	0.0583	0.0165	0.223	0.184
0.040	1.013	0.248	0.100	0.435	0.356
0.050	1.313	0.492	0.216	0.647	0.527
0.060	1.499	0.703	0.310	0.799	0.638
0.070	1.589	0.834	0.364	0.890	0.709
0.080	1.613	0.896	0.398	0.927	0.743
0.100	1.564	0.917	0.426	0.926	0.727
0.150	1.399	0.858	0.425	0.870	0.669
0.200	1.296	0.830	0.461	0.833	0.658
0.300	1.189	0.821	0.476	0.806	0.650
0.400	1.137	0.828	0.486	0.793	0.658
0.500	1.108	0.836	0.502	0.786	0.671
0.600	1.088	0.843	0.520	0.784	0.685
0.800	1.066	0.852	0.555	0.786	0.708
1.000	1.054	0.859	0.584	0.794	0.725
2.000	1.037	0.877	0.667	0.844	0.761
4.000	1.040	0.893	0.741	0.903	0.803
6.000	1.045	0.901	0.779	0.931	0.834
8.000	1.049	0.907	0.803	0.948	0.852
10.000	1.055	0.910	0.819	0.961	0.865

^a 実効線量の計算には卵巣と睾丸の平均吸収線量が用いられるので、この表を示した。

表 A.10. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの肝臓の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.9（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.00316	0.00063	0.00015	0.000	0.00091	0.00046
0.020	0.0418	0.0109	0.00285	0.000	0.0139	0.00762
0.030	0.318	0.159	0.142	0.00300	0.159	0.109
0.040	0.732	0.448	0.427	0.0280	0.420	0.305
0.050	1.094	0.737	0.711	0.0723	0.674	0.502
0.060	1.321	0.934	0.902	0.119	0.846	0.641
0.070	1.425	1.043	1.001	0.156	0.938	0.721
0.080	1.446	1.083	1.032	0.180	0.970	0.744
0.100	1.403	1.077	1.019	0.198	0.959	0.742
0.150	1.261	0.992	0.940	0.213	0.887	0.690
0.200	1.176	0.942	0.899	0.226	0.847	0.667
0.300	1.094	0.901	0.865	0.251	0.806	0.654
0.400	1.056	0.887	0.854	0.277	0.795	0.656
0.500	1.034	0.882	0.851	0.301	0.796	0.663
0.600	1.022	0.881	0.852	0.324	0.800	0.672
0.800	1.008	0.882	0.859	0.364	0.811	0.690
1.000	1.002	0.886	0.868	0.399	0.822	0.708
2.000	1.002	0.910	0.906	0.520	0.861	0.772
4.000	1.006	0.931	0.934	0.626	0.892	0.820
6.000	1.003	0.935	0.940	0.671	0.902	0.832
8.000	0.998	0.934	0.943	0.695	0.906	0.836
10.000	0.994	0.933	0.945	0.713	0.909	0.837

表 A.11. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの肺の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.10（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.00175	0.00325	0.00009	0.00111	0.00058
0.020	0.0304	0.0482	0.00037	0.0163	0.0100
0.030	0.297	0.360	0.0759	0.200	0.141
0.040	0.693	0.780	0.246	0.498	0.375
0.050	1.023	1.117	0.425	0.762	0.592
0.060	1.223	1.319	0.552	0.932	0.727
0.070	1.313	1.414	0.620	1.017	0.800
0.080	1.331	1.435	0.641	1.039	0.817
0.100	1.291	1.397	0.642	1.018	0.806
0.150	1.164	1.264	0.607	0.936	0.749
0.200	1.101	1.195	0.596	0.895	0.725
0.300	1.044	1.130	0.597	0.862	0.712
0.400	1.021	1.101	0.610	0.856	0.714
0.500	1.009	1.084	0.625	0.858	0.720
0.600	1.003	1.074	0.639	0.861	0.728
0.800	0.997	1.061	0.664	0.869	0.744
1.000	0.995	1.054	0.686	0.877	0.760
2.000	0.991	1.038	0.764	0.907	0.815
4.000	0.985	1.024	0.829	0.927	0.861
6.000	0.980	1.013	0.852	0.932	0.878
8.000	0.975	1.005	0.863	0.936	0.886
10.000	0.971	0.999	0.870	0.939	0.893

表 A.12. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの食道の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.11（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.020	0.000	0.000	0.00015	0.00005	0.000	0.000
0.030	0.0585	0.0435	0.0321	0.0499	0.0507	0.0314
0.040	0.268	0.279	0.149	0.188	0.237	0.165
0.050	0.522	0.607	0.298	0.362	0.479	0.341
0.060	0.721	0.872	0.419	0.510	0.679	0.487
0.070	0.848	1.032	0.516	0.602	0.800	0.592
0.080	0.902	1.105	0.572	0.650	0.858	0.638
0.100	0.926	1.138	0.603	0.662	0.885	0.665
0.150	0.846	1.083	0.599	0.654	0.840	0.643
0.200	0.827	1.018	0.597	0.650	0.805	0.611
0.300	0.811	0.949	0.604	0.659	0.772	0.607
0.400	0.809	0.920	0.619	0.681	0.766	0.624
0.500	0.813	0.906	0.637	0.702	0.771	0.642
0.600	0.818	0.900	0.653	0.719	0.779	0.656
0.800	0.828	0.897	0.682	0.746	0.798	0.680
1.000	0.836	0.900	0.704	0.767	0.815	0.698
2.000	0.860	0.921	0.772	0.825	0.869	0.754
4.000	0.896	0.934	0.830	0.864	0.914	0.804
6.000	0.920	0.933	0.856	0.878	0.936	0.830
8.000	0.934	0.932	0.868	0.888	0.950	0.847
10.000	0.943	0.930	0.875	0.896	0.961	0.861

表 A.13. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの“残りの臓器”の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.12（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0.010	0.00065	0.00066	0.00027	0.00027	0.00048	0.00033
0.015	0.00643	0.00643	0.00230	0.00231	0.00438	0.00314
0.020	0.0326	0.0367	0.00665	0.00672	0.0201	0.0139
0.030	0.214	0.212	0.0525	0.0695	0.146	0.104
0.040	0.527	0.513	0.169	0.220	0.379	0.284
0.050	0.827	0.810	0.305	0.390	0.615	0.471
0.060	1.030	1.019	0.412	0.517	0.784	0.605
0.070	1.136	1.133	0.479	0.595	0.882	0.686
0.080	1.177	1.177	0.510	0.627	0.920	0.716
0.100	1.172	1.174	0.529	0.638	0.925	0.719
0.150	1.070	1.076	0.518	0.616	0.864	0.682
0.200	1.003	1.013	0.515	0.605	0.826	0.661
0.300	0.945	0.955	0.523	0.606	0.800	0.650
0.400	0.924	0.932	0.539	0.615	0.794	0.651
0.500	0.916	0.921	0.556	0.627	0.794	0.657
0.600	0.913	0.916	0.572	0.640	0.798	0.665
0.800	0.911	0.913	0.600	0.665	0.807	0.683
1.000	0.912	0.913	0.625	0.687	0.817	0.701
2.000	0.923	0.922	0.707	0.757	0.852	0.765
4.000	0.932	0.935	0.776	0.815	0.886	0.819
6.000	0.933	0.941	0.804	0.838	0.901	0.839
8.000	0.933	0.944	0.820	0.851	0.910	0.848
10.000	0.932	0.948	0.831	0.861	0.916	0.855

表 A.14. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの皮膚の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.13（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.235	0.237	0.142	0.200	0.172
0.015	0.377	0.377	0.252	0.331	0.303
0.020	0.488	0.487	0.343	0.433	0.407
0.030	0.654	0.648	0.472	0.581	0.544
0.040	0.808	0.796	0.578	0.714	0.658
0.050	0.944	0.929	0.669	0.830	0.758
0.060	1.040	1.025	0.738	0.911	0.828
0.070	1.098	1.083	0.790	0.968	0.879
0.080	1.109	1.096	0.796	0.981	0.886
0.100	1.097	1.083	0.805	0.977	0.885
0.150	1.050	1.046	0.795	0.948	0.865
0.200	1.022	1.020	0.789	0.926	0.850
0.300	0.992	0.987	0.787	0.904	0.835
0.400	0.978	0.973	0.791	0.899	0.832
0.500	0.972	0.967	0.797	0.900	0.833
0.600	0.970	0.966	0.805	0.903	0.837
0.800	0.970	0.967	0.819	0.909	0.847
1.000	0.972	0.970	0.833	0.916	0.857
2.000	0.984	0.984	0.879	0.939	0.891
4.000	0.991	0.995	0.910	0.953	0.914
6.000	0.989	0.995	0.917	0.953	0.919
8.000	0.986	0.994	0.920	0.952	0.919
10.000	0.982	0.992	0.921	0.950	0.918

表 A.15. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの胃の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.14（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0.010	0.00001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.00835	0.000	0.000	0.00014	0.00182	0.00107
0.020	0.0880	0.000	0.00021	0.00486	0.0249	0.0132
0.030	0.483	0.0489	0.00119	0.149	0.169	0.122
0.040	0.998	0.230	0.0223	0.431	0.422	0.314
0.050	1.408	0.459	0.0641	0.705	0.674	0.505
0.060	1.637	0.643	0.110	0.885	0.844	0.641
0.070	1.735	0.749	0.145	0.980	0.937	0.717
0.080	1.740	0.801	0.167	1.008	0.972	0.738
0.100	1.650	0.815	0.191	1.002	0.962	0.739
0.150	1.457	0.771	0.207	0.933	0.874	0.688
0.200	1.355	0.747	0.223	0.889	0.835	0.667
0.300	1.243	0.738	0.252	0.854	0.810	0.644
0.400	1.185	0.742	0.281	0.846	0.803	0.647
0.500	1.150	0.748	0.307	0.847	0.803	0.656
0.600	1.125	0.755	0.332	0.852	0.804	0.665
0.800	1.093	0.768	0.374	0.863	0.810	0.681
1.000	1.073	0.780	0.411	0.874	0.819	0.697
2.000	1.038	0.827	0.533	0.902	0.865	0.768
4.000	1.023	0.863	0.639	0.915	0.907	0.824
6.000	1.016	0.874	0.686	0.918	0.921	0.837
8.000	1.008	0.880	0.713	0.923	0.928	0.843
10.000	1.002	0.883	0.734	0.927	0.934	0.848

表 A.16. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの甲状腺の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.15（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.00126	0.000	0.000	0.00029	0.00012
0.015	0.0962	0.000	0.00211	0.0227	0.00969
0.020	0.358	0.000	0.0543	0.121	0.0510
0.030	0.910	0.0114	0.335	0.409	0.206
0.040	1.355	0.106	0.650	0.718	0.409
0.050	1.670	0.253	0.892	0.968	0.592
0.060	1.846	0.383	1.062	1.122	0.715
0.070	1.925	0.465	1.146	1.204	0.783
0.080	1.938	0.503	1.179	1.234	0.818
0.100	1.873	0.532	1.188	1.229	0.817
0.150	1.674	0.544	1.131	1.161	0.773
0.200	1.543	0.538	1.091	1.109	0.752
0.300	1.410	0.560	1.059	1.055	0.739
0.400	1.354	0.589	1.057	1.031	0.741
0.500	1.324	0.616	1.063	1.021	0.748
0.600	1.302	0.640	1.069	1.019	0.754
0.800	1.269	0.677	1.076	1.023	0.766
1.000	1.244	0.704	1.081	1.031	0.777
2.000	1.166	0.761	1.093	1.054	0.819
4.000	1.093	0.814	1.075	1.066	0.870
6.000	1.053	0.851	1.052	1.066	0.901
8.000	1.026	0.878	1.036	1.064	0.920
10.000	1.007	0.899	1.023	1.064	0.935

表 A.17. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの実効線量 E/K_a 。
これらのデータは図 8 と図 A.16 (付属書 1) に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	E/K_a (Sv/Gy)					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0.010	0.00653	0.00248	0.00172	0.00172	0.00326	0.00271
0.015	0.0402	0.00586	0.00549	0.00549	0.0153	0.0123
0.020	0.122	0.0181	0.0151	0.0155	0.0462	0.0362
0.030	0.416	0.128	0.0782	0.0904	0.191	0.143
0.040	0.788	0.370	0.205	0.241	0.426	0.326
0.050	1.106	0.640	0.345	0.405	0.661	0.511
0.060	1.308	0.846	0.455	0.528	0.828	0.642
0.070	1.407	0.966	0.522	0.598	0.924	0.720
0.080	1.433	1.019	0.554	0.628	0.961	0.749
0.100	1.394	1.030	0.571	0.641	0.960	0.748
0.150	1.256	0.959	0.551	0.620	0.892	0.700
0.200	1.173	0.915	0.549	0.615	0.854	0.679
0.300	1.093	0.880	0.557	0.615	0.824	0.664
0.400	1.056	0.871	0.570	0.623	0.814	0.667
0.500	1.036	0.869	0.585	0.635	0.812	0.675
0.600	1.024	0.870	0.600	0.647	0.814	0.684
0.800	1.010	0.875	0.628	0.670	0.821	0.703
1.000	1.003	0.880	0.651	0.691	0.831	0.719
2.000	0.992	0.901	0.728	0.757	0.871	0.774
4.000	0.993	0.918	0.796	0.813	0.909	0.824
6.000	0.993	0.924	0.827	0.836	0.925	0.846
8.000	0.991	0.927	0.846	0.850	0.934	0.859
10.000	0.990	0.929	0.860	0.859	0.941	0.868

表 A.18. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの水晶体の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.17（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.304	0.000	0.0880	0.114	0.0877
0.015	0.664	0.000	0.252	0.287	0.236
0.020	0.912	0.000	0.390	0.423	0.365
0.030	1.197	0.000	0.579	0.588	0.523
0.040	1.334	0.0186	0.718	0.694	0.639
0.050	1.419	0.0521	0.838	0.793	0.742
0.060	1.492	0.0837	0.930	0.886	0.812
0.070	1.536	0.122	0.988	0.958	0.857
0.080	1.550	0.156	1.023	0.999	0.882
0.100	1.530	0.193	1.049	1.030	0.907
0.150	1.425	0.241	1.024	1.017	0.894
0.200	1.357	0.262	1.020	0.994	0.868
0.300	1.280	0.295	1.015	0.958	0.846
0.400	1.232	0.333	1.013	0.935	0.839
0.500	1.199	0.369	1.012	0.921	0.836
0.600	1.174	0.401	1.010	0.913	0.835
0.800	1.138	0.453	1.007	0.908	0.837
1.000	1.113	0.495	1.004	0.909	0.843
2.000	1.047	0.618	1.005	0.943	0.878
4.000	0.995	0.723	1.015	0.995	0.917
6.000	0.967	0.775	1.022	1.024	0.936
8.000	0.946	0.807	1.028	1.044	0.950
10.000	0.931	0.833	1.034	1.063	0.963

表 A.19. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、
単位空気カーマあたりの胸腺の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.18（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.0151	0.000	0.000	0.00299	0.00163
0.020	0.161	0.00009	0.000	0.0422	0.0264
0.030	0.700	0.00762	0.0308	0.224	0.159
0.040	1.246	0.0887	0.151	0.482	0.373
0.050	1.621	0.223	0.302	0.710	0.572
0.060	1.826	0.347	0.415	0.853	0.694
0.070	1.913	0.425	0.488	0.929	0.762
0.080	1.926	0.463	0.523	0.964	0.788
0.100	1.866	0.487	0.530	0.974	0.786
0.150	1.640	0.505	0.536	0.901	0.747
0.200	1.499	0.498	0.549	0.863	0.720
0.300	1.359	0.489	0.580	0.846	0.703
0.400	1.289	0.496	0.606	0.840	0.704
0.500	1.246	0.510	0.628	0.836	0.710
0.600	1.215	0.525	0.646	0.834	0.715
0.800	1.171	0.553	0.675	0.831	0.726
1.000	1.141	0.577	0.700	0.832	0.738
2.000	1.063	0.645	0.779	0.850	0.786
4.000	1.003	0.715	0.840	0.883	0.835
6.000	0.972	0.758	0.861	0.905	0.856
8.000	0.950	0.789	0.872	0.920	0.867
10.000	0.933	0.813	0.880	0.932	0.875

表 A.20. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー光子に対する、自由空气中単位空気カーマあたりの子宮の吸収線量 D_T/K_a 。
これらのデータは図A.19（付属書1）に図示されている。

光子エネルギー (MeV)	D_T/K_a (Gy/Gy)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.015	0.00024	0.000	0.000	0.000	0.000
0.020	0.00133	0.000	0.000	0.000	0.000
0.030	0.217	0.0700	0.00817	0.0759	0.0491
0.040	0.606	0.309	0.0850	0.283	0.195
0.050	0.966	0.594	0.201	0.524	0.371
0.060	1.209	0.814	0.303	0.708	0.511
0.070	1.333	0.955	0.379	0.816	0.596
0.080	1.381	1.025	0.412	0.862	0.630
0.100	1.376	1.054	0.431	0.874	0.636
0.150	1.224	0.973	0.439	0.811	0.609
0.200	1.126	0.910	0.440	0.772	0.586
0.300	1.032	0.866	0.450	0.743	0.562
0.400	0.988	0.857	0.462	0.739	0.564
0.500	0.965	0.854	0.477	0.742	0.574
0.600	0.952	0.853	0.494	0.747	0.586
0.800	0.941	0.853	0.529	0.759	0.608
1.000	0.937	0.854	0.561	0.769	0.627
2.000	0.929	0.862	0.667	0.798	0.692
4.000	0.915	0.868	0.742	0.826	0.752
6.000	0.902	0.867	0.765	0.844	0.780
8.000	0.893	0.863	0.775	0.855	0.798
10.000	0.885	0.859	0.782	0.864	0.810

表 A.21. 光子フルエンス及び自由空気中空気カーマから周辺線量当量 $H^*(10)$ 及び
方向性線量当量 $H'(0.07,0^\circ)$ への換算係数^a。

光子エネルギー (MeV)	$H^*(10)/K_a$ (Sv/Gy)	$H'(0.07,0^\circ)/K_a$ (Sv/Gy)	K_a/Φ (pGy cm ²)	$H^*(10)/\Phi$ (pSv cm ²)	$H'(0.07,0^\circ)/\Phi$ (pSv cm ²)
0.010	0.008	0.95	7.60	0.061	7.20
0.015	0.26	0.99	3.21	0.83	3.19
0.020	0.61	1.05	1.73	1.05	1.81
0.030	1.10	1.22	0.739	0.81	0.90
0.040	1.47	1.41	0.438	0.64	0.62
0.050	1.67	1.53	0.328	0.55	0.50
0.060	1.74	1.59	0.292	0.51	0.47
0.080	1.72	1.61	0.308	0.53	0.49
0.100	1.65	1.55	0.372	0.61	0.58
0.150	1.49	1.42	0.600	0.89	0.85
0.200	1.40	1.34	0.856	1.20	1.15
0.300	1.31	1.31	1.38	1.80	1.80
0.400	1.26	1.26	1.89	2.38	2.38
0.500	1.23	1.23	2.38	2.93	2.93
0.600	1.21	1.21	2.84	3.44	3.44
0.800	1.19	1.19	3.69	4.38	4.38
1	1.17	1.17	4.47	5.20	5.20
1.5	1.15	1.15	6.12	6.90	6.90
2	1.14	1.14	7.51	8.60	8.60
3	1.13	1.13	9.89	11.1	11.1
4	1.12	1.12	12.0	13.4	13.4
5	1.11	1.11	13.9	15.5	15.5
6	1.11	1.11	15.8	17.6	17.6
8	1.11	1.11	19.5	21.6	21.6
10	1.10	1.10	23.2	25.6	25.6

^a データは、Hubbell 及び Seltzer (1995) のデータを使用した ICRU Report 47 (1992a) から採った。

K_a/Φ のデータは、Hubbell (1982) のデータを使用した初期の防護量 (表 A.1 参照) に対し、わずかに違いがある。

表 A.22. 自由空気中空気カーマから方向性線量当量 $H(10,0^\circ)$ への換算係数と角度依存係数 $R(10, \alpha)$ (ICRU(1992a) の図のデータによる; Grosswendt と Hohlfeld(1982))。

光子エネルギー (MeV)	$H(10,0^\circ)/K_a$ (Sv/Gy)	比 $H(10, \alpha)/H(10,0^\circ)$							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°
0.015	0.26	1.00	0.85	0.63	0.42	0.20	0.05	0.00	0.00
0.020	0.61	1.00	0.94	0.83	0.67	0.46	0.22	0.06	0.00
0.030	1.10	1.00	0.98	0.93	0.85	0.69	0.47	0.23	0.00
0.050	1.67	1.00	1.00	0.96	0.88	0.80	0.61	0.37	0.02
0.100	1.65	1.00	1.00	0.98	0.93	0.86	0.70	0.48	0.04
0.150	1.49	1.00	1.00	0.98	0.95	0.88	0.75	0.56	0.08
0.300	1.31	1.00	1.00	0.99	0.96	0.91	0.82	0.67	0.13
0.662	1.20	1.00	1.00	1.00	0.97	0.95	0.87	0.76	0.23
1.25	1.16	1.00	1.00	1.00	0.99	0.97	0.92	0.82	0.34
2	1.14	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.93	0.85	0.44
3	1.13	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.94	0.86	0.49
5	1.11	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.94	0.88	0.56
10	1.10	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.95	0.90	0.62

表 A.23. 自由空気中空気カーマから方向性線量当量 $H'(0.07,0^\circ)$ への換算係数と角度依存係数 $R(10, \alpha)$ (Dimbylow と Francis, 1989)。

光子エネルギー (MeV)	$H'(0.07,0^\circ)/K_a$ (Sv/Gy)	比 $H'(0.07, \alpha)/H'(0.07,0^\circ)$							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°
0.005	0.76	1.00	0.96	0.87	0.79	0.41	0.00	0.00	0.00
0.010	0.95	1.00	0.99	0.98	0.98	0.96	0.89	0.19	0.00
0.020	1.05	1.00	1.00	0.99	1.00	1.00	0.98	0.54	0.00
0.030	1.22	1.00	0.99	0.99	0.99	0.98	0.94	0.62	0.00
0.050	1.53	1.00	0.99	0.98	0.98	0.97	0.92	0.69	0.02
0.100	1.55	1.00	0.99	0.99	0.99	0.98	0.94	0.77	0.05
0.150	1.42	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	0.97	0.87	0.07
0.300	1.31	1.00	1.00	1.00	1.00	1.02	1.00	0.89	0.10
0.662	1.20	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.89	0.18
1.25	1.16	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.90	0.30
2	1.14	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.90	0.39
3	1.13	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.90	0.46
5	1.11	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.91	0.54
10	1.10	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.98	0.94	0.63

表 A.24. 自由空気中空気カーマから ICRU スラブ中の $H_p(10,0^\circ)$ への換算係数と角度依存係数 $R(10, \alpha)$ (Grosswendt ら, nd)。

光子エネルギー (MeV)	$H_p(10,0^\circ)/K_a$ (Sv/Gy)	比 $H_p(10, \alpha)/H_p(10,0^\circ)$					
		0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.010	0.009	1.000	0.889	0.556	0.222	0.000	0.000
0.0125	0.098	1.000	0.929	0.704	0.388	0.102	0.000
0.015	0.264	1.000	0.966	0.822	0.576	0.261	0.030
0.0175	0.445	1.000	0.971	0.879	0.701	0.416	0.092
0.020	0.611	1.000	0.982	0.913	0.763	0.520	0.167
0.025	0.883	1.000	0.980	0.937	0.832	0.650	0.319
0.030	1.112	1.000	0.984	0.950	0.868	0.716	0.411
0.040	1.490	1.000	0.986	0.959	0.894	0.760	0.494
0.050	1.766	1.000	0.988	0.963	0.891	0.779	0.526
0.060	1.892	1.000	0.988	0.969	0.911	0.793	0.561
0.080	1.903	1.000	0.997	0.970	0.919	0.809	0.594
0.100	1.811	1.000	0.992	0.972	0.927	0.834	0.612
0.125	1.696	1.000	0.998	0.980	0.938	0.857	0.647
0.150	1.607	1.000	0.997	0.984	0.947	0.871	0.677
0.200	1.492	1.000	0.997	0.991	0.959	0.900	0.724
0.300	1.369	1.000	1.000	0.996	0.984	0.931	0.771
0.400	1.300	1.000	1.004	1.001	0.993	0.955	0.814
0.500	1.256	1.000	1.005	1.002	1.001	0.968	0.846
0.600	1.226	1.000	1.005	1.004	1.003	0.975	0.868
0.800	1.190	1.000	1.001	1.003	1.007	0.987	0.892
1	1.167	1.000	1.000	0.996	1.009	0.990	0.910
1.5	1.139	1.000	1.002	1.003	1.006	0.997	0.934
3	1.117	1.000	1.005	1.010	0.998	0.998	0.958
6	1.109	1.000	1.003	1.003	0.992	0.997	0.995
10	1.111	1.000	0.998	0.995	0.989	0.992	0.966

表 A.25. 自由空気中空気カーマからICRUスラブ中の $H_p(0.07,0^\circ)$ への換算係数と
 角度依存係数 $R(10, \alpha)$ (Grosswendt ら, nd)。

光子エネルギー (MeV)	$H_p(0.07,0^\circ)/K_a$ (Sv/Gy)	比 $H_p(0.07, \alpha)/H_p(0.07,0^\circ)$					
		0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.005	0.750	1.000	0.991	0.956	0.895	0.769	0.457
0.010	0.947	1.000	0.996	0.994	0.987	0.964	0.904
0.015	0.981	1.000	1.000	1.001	0.994	0.992	0.954
0.020	1.045	1.000	0.996	0.996	0.987	0.982	0.948
0.030	1.230	1.000	0.990	0.989	0.972	0.946	0.897
0.040	1.444	1.000	0.994	0.990	0.965	0.923	0.857
0.050	1.632	1.000	0.994	0.979	0.954	0.907	0.828
0.060	1.716	1.000	0.995	0.984	0.961	0.913	0.837
0.080	1.732	1.000	0.994	0.991	0.966	0.927	0.855
0.100	1.669	1.000	0.993	0.990	0.973	0.946	0.887
0.150	1.518	1.000	1.001	1.005	0.995	0.977	0.950
0.200	1.432	1.000	1.001	1.001	1.003	0.997	0.981
0.300	1.336	1.000	1.002	1.007	1.010	1.019	1.013
0.400	1.280	1.000	1.002	1.009	1.016	1.032	1.035
0.500	1.244	1.000	1.002	1.008	1.020	1.040	1.054
0.600	1.220	1.000	1.003	1.009	1.019	1.043	1.057
0.800	1.189	1.000	1.001	1.008	1.019	1.043	1.062
1.000	1.173	1.000	1.002	1.005	1.016	1.038	1.060

中性子のデータ

表A.26. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する、単位中性子フルエンスあたりの膀胱の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図A.20 (付属書1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	1.28	0.50	0.18	0.55	0.46
1.0×10^{-8}	1.63	0.65	0.24	0.67	0.57
2.5×10^{-8}	1.94	0.77	0.28	0.81	0.66
1.0×10^{-7}	2.65	1.02	0.36	1.13	0.83
2.0×10^{-7}	3.03	1.14	0.40	1.29	0.92
5.0×10^{-7}	3.51	1.31	0.46	1.48	1.04
1.0×10^{-6}	3.84	1.42	0.50	1.61	1.13
2.0×10^{-6}	4.06	1.52	0.54	1.72	1.20
5.0×10^{-6}	4.24	1.63	0.59	1.81	1.29
1.0×10^{-5}	4.28	1.69	0.61	1.84	1.33
2.0×10^{-5}	4.27	1.73	0.63	1.85	1.35
5.0×10^{-5}	4.19	1.75	0.63	1.82	1.36
1.0×10^{-4}	4.11	1.76	0.63	1.80	1.35
2.0×10^{-4}	4.05	1.74	0.62	1.78	1.33
5.0×10^{-4}	3.99	1.71	0.61	1.76	1.30
1.0×10^{-3}	3.97	1.69	0.60	1.75	1.28
2.0×10^{-3}	3.98	1.69	0.58	1.73	1.25
5.0×10^{-3}	4.01	1.69	0.58	1.74	1.24
1.0×10^{-2}	3.97	1.71	0.58	1.76	1.26
2.0×10^{-2}	4.00	1.72	0.60	1.76	1.30
3.0×10^{-2}	4.01	1.74	0.61	1.78	1.34
5.0×10^{-2}	4.08	1.79	0.64	1.85	1.42
7.0×10^{-2}	4.22	1.83	0.67	1.93	1.50
1.0×10^{-1}	4.51	1.90	0.71	2.05	1.60
1.5×10^{-1}	5.18	1.96	0.75	2.24	1.72
2.0×10^{-1}	5.87	2.03	0.80	2.43	1.85
3.0×10^{-1}	7.24	2.20	0.89	2.86	2.12
5.0×10^{-1}	9.84	2.57	1.09	3.77	2.69
7.0×10^{-1}	12.3	2.91	1.25	4.72	3.33
9.0×10^{-1}	14.7	3.36	1.49	5.72	3.99
1.0×10^0	15.8	3.63	1.64	6.22	4.33
1.2×10^0	18.0	4.42	2.10	7.27	5.10
2.0×10^0	25.8	8.19	4.79	11.4	8.43
3.0×10^0	34.0	13.4	8.48	16.3	12.7
4.0×10^0	40.5	18.3	12.0	20.9	16.9
5.0×10^0	46.0	22.5	15.3	25.0	20.6
6.0×10^0	50.6	26.4	18.4	28.9	23.6
7.0×10^0	54.6	30.1	21.3	32.4	26.3
8.0×10^0	58.0	33.7	24.0	35.7	28.8
9.0×10^0	61.1	37.0	26.6	38.7	31.1
1.0×10^1	63.7	40.2	29.0	41.5	33.3
1.2×10^1	68.2	45.7	33.3	46.0	37.5
1.4×10^1	71.7	50.3	37.0	49.9	41.0
1.5×10^1	73.2	52.2	38.7	51.6	42.5
1.6×10^1	74.5	53.8	40.3	53.2	43.9
1.8×10^1	76.8	56.7	43.3	56.0	46.3
2.0×10^1	78.7	59.1	46.0	58.6	48.1
3.0×10^1	84.5	67.1	57.0	67.5	na ^a
5.0×10^1	88.6	77.4	72.6	78.5	na
7.5×10^1	89.3	89.3	86.0	88.0	na
1.0×10^2	88.5	101	96.6	95.8	na
1.3×10^2	87.0	113	106	103	na
1.5×10^2	85.3	125	114	109	na
1.8×10^2	83.1	138	124	117	na

^a データなし。

表 A.27. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する、単位中性子フルエンスあたりの骨（赤色骨髄）の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図 A.21（付属書 1）に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.61	1.14	0.37	0.62	0.48
1.0×10^{-8}	0.76	1.41	0.48	0.80	0.62
2.5×10^{-8}	0.91	1.61	0.56	0.94	0.71
1.0×10^{-7}	1.21	2.07	0.71	1.21	0.88
2.0×10^{-7}	1.38	2.31	0.80	1.35	0.97
5.0×10^{-7}	1.59	2.62	0.91	1.52	1.09
1.0×10^{-6}	1.72	2.82	0.99	1.63	1.18
2.0×10^{-6}	1.83	2.99	1.05	1.72	1.24
5.0×10^{-6}	1.93	3.12	1.10	1.81	1.29
1.0×10^{-5}	1.97	3.1	1.12	1.85	1.31
2.0×10^{-5}	1.98	3.16	1.13	1.85	1.33
5.0×10^{-5}	1.96	3.11	1.12	1.82	1.32
1.0×10^{-4}	1.93	3.04	1.11	1.79	1.31
2.0×10^{-4}	1.89	2.97	1.08	1.75	1.28
5.0×10^{-4}	1.83	2.89	1.05	1.71	1.24
1.0×10^{-3}	1.78	2.84	1.03	1.69	1.21
2.0×10^{-3}	1.75	2.81	1.01	1.68	1.18
5.0×10^{-3}	1.76	2.81	1.01	1.69	1.18
1.0×10^{-2}	1.81	2.87	1.03	1.74	1.21
2.0×10^{-2}	1.91	3.01	1.09	1.79	1.29
3.0×10^{-2}	2.00	3.13	1.15	1.86	1.36
5.0×10^{-2}	2.15	3.37	1.25	1.99	1.50
7.0×10^{-2}	2.29	3.63	1.35	2.12	1.62
1.0×10^{-1}	2.46	4.03	1.49	2.32	1.78
1.5×10^{-1}	2.71	4.65	1.71	2.68	2.04
2.0×10^{-1}	2.92	5.26	1.92	3.03	2.28
3.0×10^{-1}	3.28	6.41	2.32	3.68	2.77
5.0×10^{-1}	4.08	8.56	3.11	4.92	3.70
7.0×10^{-1}	5.09	10.6	3.90	6.12	4.61
9.0×10^{-1}	6.21	12.6	4.71	7.27	5.49
1.0×10^0	6.79	13.5	5.12	7.83	5.93
1.2×10^0	7.99	15.5	6.07	9.08	6.85
2.0×10^0	12.8	22.5	9.99	13.9	10.3
3.0×10^0	18.3	29.7	14.3	19.2	14.3
4.0×10^0	23.2	35.2	17.8	23.8	17.9
5.0×10^0	27.4	39.3	20.9	27.8	21.1
6.0×10^0	31.1	42.6	23.6	31.1	23.8
7.0×10^0	34.5	45.5	26.0	34.0	26.3
8.0×10^0	37.5	48.1	28.2	36.7	28.7
9.0×10^0	40.2	50.5	30.2	39.1	30.9
1.0×10^1	42.6	52.7	32.1	41.3	33.1
1.2×10^1	46.6	56.6	35.5	44.8	37.6
1.4×10^1	49.9	59.6	38.6	47.7	41.4
1.5×10^1	51.2	60.9	40.0	49.0	43.1
1.6×10^1	52.4	62.0	41.4	50.1	44.5
1.8×10^1	54.5	63.7	44.0	52.1	46.8
2.0×10^1	56.2	65.1	46.4	53.8	48.4
3.0×10^1	62.0	68.9	53.3	59.4	na ^a
5.0×10^1	68.8	71.8	61.6	65.9	na
7.5×10^1	75.0	74.0	69.0	71.7	na
1.0×10^2	80.5	76.2	75.3	76.8	na
1.3×10^2	85.6	78.5	81.4	81.7	na
1.5×10^2	90.5	81.0	87.3	86.5	na
1.8×10^2	96.1	84.1	94.4	92.2	na

^a データなし。

表 A.28. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの骨（表面）の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図 A.22（付属書1）に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.77	0.94	0.47	0.67	0.54
1.0×10^{-8}	0.95	1.15	0.59	0.85	0.62
2.5×10^{-8}	1.10	1.34	0.69	1.00	0.72
1.0×10^{-7}	1.43	1.69	0.88	1.26	0.92
2.0×10^{-7}	1.60	1.88	0.98	1.39	1.01
5.0×10^{-7}	1.80	2.12	1.09	1.56	1.13
1.0×10^{-6}	1.93	2.29	1.17	1.67	1.21
2.0×10^{-6}	2.03	2.40	1.22	1.75	1.26
5.0×10^{-6}	2.09	2.48	1.26	1.81	1.30
1.0×10^{-5}	2.10	2.50	1.27	1.82	1.31
2.0×10^{-5}	2.08	2.50	1.26	1.80	1.30
5.0×10^{-5}	2.03	2.47	1.23	1.76	1.27
1.0×10^{-4}	1.98	2.43	1.20	1.72	1.24
2.0×10^{-4}	1.93	2.39	1.17	1.67	1.20
5.0×10^{-4}	1.88	2.33	1.13	1.61	1.16
1.0×10^{-3}	1.86	2.29	1.10	1.58	1.13
2.0×10^{-3}	1.86	2.24	1.09	1.56	1.12
5.0×10^{-3}	1.88	2.22	1.09	1.56	1.13
1.0×10^{-2}	1.91	2.26	1.12	1.61	1.18
2.0×10^{-2}	1.97	2.36	1.17	1.68	1.24
3.0×10^{-2}	2.02	2.45	1.22	1.75	1.31
5.0×10^{-2}	2.13	2.65	1.34	1.89	1.44
7.0×10^{-2}	2.27	2.85	1.46	2.05	1.57
1.0×10^{-1}	2.51	3.16	1.66	2.28	1.75
1.5×10^{-1}	2.92	3.65	2.00	2.70	2.08
2.0×10^{-1}	3.32	4.12	2.33	3.10	2.38
3.0×10^{-1}	4.08	5.01	2.95	3.84	2.99
5.0×10^{-1}	5.48	6.66	4.08	5.21	4.12
7.0×10^{-1}	6.79	8.28	5.14	6.48	5.14
9.0×10^{-1}	8.04	9.80	6.14	7.69	6.11
1.0×10^0	8.64	10.5	6.62	8.27	6.58
1.2×10^0	9.79	11.9	7.54	9.41	7.49
2.0×10^0	13.9	16.6	10.9	13.5	10.8
3.0×10^0	18.3	21.5	14.4	17.8	14.5
4.0×10^0	22.1	25.6	17.5	21.6	17.8
5.0×10^0	25.5	29.2	20.4	24.9	20.8
6.0×10^0	28.7	32.4	22.9	27.8	23.7
7.0×10^0	31.7	35.3	25.3	30.6	26.3
8.0×10^0	34.4	38.0	27.5	33.1	28.6
9.0×10^0	37.0	40.4	29.5	35.4	30.7
1.0×10^1	39.3	42.7	31.4	37.4	32.6
1.2×10^1	43.3	46.7	34.7	41.1	35.5
1.4×10^1	46.6	50.1	37.7	44.1	37.9
1.5×10^1	48.0	51.5	39.0	45.4	39.1
1.6×10^1	49.3	52.8	40.2	46.6	40.2
1.8×10^1	51.6	55.0	42.6	48.7	42.6
2.0×10^1	53.5	56.9	45.1	50.5	45.6
3.0×10^1	60.3	63.3	52.6	57.1	na ^a
5.0×10^1	68.4	69.9	61.8	65.2	na
7.5×10^1	75.3	74.3	69.7	72.2	na
1.0×10^2	81.0	77.3	76.2	77.7	na
1.3×10^2	86.0	79.5	82.0	82.5	na
1.5×10^2	90.6	81.4	87.4	86.8	na
1.8×10^2	95.7	83.3	93.7	91.5	na

^a データなし。

表 A.29. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの女性乳房の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm^2)。これらのデータは図 A.23 (付属書 1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	1.68	0.28	0.38	0.69	0.59
1.0×10^{-8}	1.92	0.31	0.45	0.84	0.67
2.5×10^{-8}	2.11	0.37	0.50	0.93	0.73
1.0×10^{-7}	2.42	0.50	0.59	1.08	0.86
2.0×10^{-7}	2.58	0.57	0.64	1.16	0.92
5.0×10^{-7}	2.75	0.68	0.72	1.27	0.99
1.0×10^{-6}	2.85	0.75	0.77	1.34	1.04
2.0×10^{-6}	2.91	0.80	0.79	1.39	1.06
5.0×10^{-6}	2.91	0.85	0.81	1.39	1.08
1.0×10^{-5}	2.86	0.88	0.80	1.37	1.08
2.0×10^{-5}	2.79	0.88	0.80	1.33	1.07
5.0×10^{-5}	2.66	0.88	0.78	1.27	1.05
1.0×10^{-4}	2.56	0.88	0.76	1.23	1.02
2.0×10^{-4}	2.46	0.88	0.74	1.18	0.97
5.0×10^{-4}	2.36	0.87	0.71	1.15	0.92
1.0×10^{-3}	2.32	0.86	0.70	1.16	0.89
2.0×10^{-3}	2.33	0.86	0.69	1.17	0.87
5.0×10^{-3}	2.44	0.86	0.70	1.22	0.89
1.0×10^{-2}	2.63	0.87	0.74	1.30	0.97
2.0×10^{-2}	2.92	0.85	0.81	1.44	1.14
3.0×10^{-2}	3.15	0.86	0.90	1.57	1.29
5.0×10^{-2}	3.65	0.88	1.09	1.82	1.59
7.0×10^{-2}	4.23	0.90	1.27	2.06	1.87
1.0×10^{-1}	5.16	0.95	1.53	2.40	2.28
1.5×10^{-1}	6.76	0.98	2.00	3.18	2.98
2.0×10^{-1}	8.30	1.03	2.45	3.94	3.64
3.0×10^{-1}	11.2	1.17	3.30	5.36	4.82
5.0×10^{-1}	15.9	1.55	4.86	7.84	6.89
7.0×10^{-1}	19.5	2.02	6.24	9.91	8.69
9.0×10^{-1}	22.5	2.64	7.51	11.6	10.3
1.0×10^0	23.8	3.01	8.11	12.4	11.1
1.2×10^0	26.1	3.90	9.33	13.7	12.5
2.0×10^0	32.9	7.70	13.7	17.8	17.3
3.0×10^0	38.6	12.4	17.8	21.6	22.1
4.0×10^0	43.1	16.8	20.8	24.9	26.0
5.0×10^0	47.2	20.9	23.2	28.1	29.3
6.0×10^0	51.0	24.6	25.2	31.2	31.7
7.0×10^0	54.6	28.2	27.1	34.2	33.9
8.0×10^0	58.0	31.5	28.8	37.2	36.2
9.0×10^0	61.1	34.5	30.3	40.0	38.3
1.0×10^1	63.9	37.4	31.8	42.5	40.6
1.2×10^1	68.3	42.2	34.6	46.6	45.9
1.4×10^1	71.4	46.3	37.2	49.6	50.4
1.5×10^1	72.5	48.1	38.5	50.8	52.3
1.6×10^1	73.3	49.7	39.7	51.7	53.8
1.8×10^1	74.5	52.6	42.2	53.0	56.0
2.0×10^1	75.1	55.2	44.7	53.9	57.0
3.0×10^1	74.3	64.4	37.3	54.9	na ^a
5.0×10^1	68.1	74.8	32.0	53.4	na
7.5×10^1	61.3	83.3	31.4	52.4	na
1.0×10^2	56.3	89.7	32.7	52.9	na
1.3×10^2	52.9	95.0	35.2	54.5	na
1.5×10^2	50.7	99.7	38.6	56.9	na
1.8×10^2	49.0	105	43.6	60.5	na

^a データなし。

表 A.30. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの結腸の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図 A.24 (付属書1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.89	0.77	0.11	0.45	0.53	0.40
1.0×10^{-8}	1.06	0.96	0.16	0.48	0.66	0.51
2.5×10^{-8}	1.28	1.13	0.19	0.53	0.80	0.59
1.0×10^{-7}	1.79	1.42	0.28	0.64	1.08	0.75
2.0×10^{-7}	2.09	1.58	0.32	0.72	1.22	0.85
5.0×10^{-7}	2.48	1.80	0.39	0.83	1.40	0.97
1.0×10^{-6}	2.75	1.96	0.44	0.93	1.51	1.07
2.0×10^{-6}	2.91	2.07	0.46	1.00	1.61	1.14
5.0×10^{-6}	3.02	2.19	0.49	1.08	1.71	1.22
1.0×10^{-5}	3.04	2.25	0.50	1.14	1.76	1.27
2.0×10^{-5}	3.05	2.29	0.50	1.18	1.78	1.30
5.0×10^{-5}	3.05	2.31	0.51	1.23	1.78	1.32
1.0×10^{-4}	3.04	2.31	0.50	1.26	1.77	1.33
2.0×10^{-4}	3.04	2.30	0.50	1.27	1.75	1.32
5.0×10^{-4}	3.04	2.29	0.50	1.28	1.72	1.29
1.0×10^{-3}	3.04	2.28	0.50	1.28	1.69	1.28
2.0×10^{-3}	3.05	2.27	0.50	1.29	1.67	1.27
5.0×10^{-3}	3.06	2.27	0.50	1.31	1.65	1.27
1.0×10^{-2}	3.07	2.30	0.50	1.33	1.66	1.28
2.0×10^{-2}	3.04	2.33	0.50	1.31	1.69	1.31
3.0×10^{-2}	3.04	2.37	0.50	1.32	1.72	1.34
5.0×10^{-2}	3.05	2.46	0.51	1.35	1.79	1.39
7.0×10^{-2}	3.10	2.55	0.52	1.39	1.85	1.45
1.0×10^{-1}	3.20	2.67	0.53	1.45	1.93	1.52
1.5×10^{-1}	3.43	2.84	0.55	1.52	2.04	1.61
2.0×10^{-1}	3.66	3.00	0.57	1.60	2.16	1.70
3.0×10^{-1}	4.22	3.31	0.62	1.80	2.45	1.86
5.0×10^{-1}	5.49	3.90	0.77	2.29	3.05	2.23
7.0×10^{-1}	6.94	4.53	0.92	2.86	3.69	2.67
9.0×10^{-1}	8.52	5.40	1.12	3.51	4.47	3.14
1.0×10^0	9.35	5.93	1.26	3.85	4.92	3.39
1.2×10^0	11.1	7.15	1.61	4.65	5.92	4.07
2.0×10^0	17.4	12.6	3.61	8.44	10.4	7.14
3.0×10^0	24.5	18.7	6.04	12.8	15.4	11.3
4.0×10^0	30.5	23.8	8.32	16.8	19.8	15.5
5.0×10^0	35.6	28.2	10.5	20.6	23.6	19.4
6.0×10^0	40.0	32.0	12.6	24.5	27.0	22.6
7.0×10^0	43.9	35.6	14.7	28.2	30.2	25.4
8.0×10^0	47.4	38.9	16.7	31.7	33.2	28.0
9.0×10^0	50.5	42.1	18.5	35.0	36.0	30.4
1.0×10^1	53.3	45.1	20.3	38.0	38.7	32.5
1.2×10^1	58.1	50.6	23.4	43.8	43.4	35.7
1.4×10^1	62.1	55.3	26.1	48.2	47.5	38.6
1.5×10^1	63.8	57.4	27.4	50.0	49.2	40.1
1.6×10^1	65.4	59.3	28.6	51.4	50.8	41.6
1.8×10^1	68.2	62.8	30.9	53.4	53.7	44.7
2.0×10^1	70.7	65.7	33.0	54.4	56.1	48.1
3.0×10^1	79.2	76.4	42.1	na ^a	63.9	na ^a
5.0×10^1	87.8	87.7	56.0	na	72.8	na
7.5×10^1	92.9	95.1	70.1	na	80.8	na
1.0×10^2	95.4	99.4	82.7	na	88.2	na
1.3×10^2	96.7	102	94.6	na	95.4	na
1.5×10^2	97.3	104	106	na	103	na
1.8×10^2	97.5	106	120	na	112	na

^a データなし。

表 A.31. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する、単位中性子フルエンスあたりの女性生殖腺（卵巣）の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm^2)。これらのデータは図 A.25（付属書 1）に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.75	0.80	0.20	0.50	0.38
1.0×10^{-8}	1.00	0.95	0.26	0.72	0.43
2.5×10^{-8}	1.19	1.16	0.30	0.88	0.51
1.0×10^{-7}	1.60	1.63	0.43	1.13	0.69
2.0×10^{-7}	1.82	1.88	0.49	1.25	0.79
5.0×10^{-7}	2.10	2.23	0.56	1.41	0.92
1.0×10^{-6}	2.29	2.47	0.61	1.51	1.01
2.0×10^{-6}	2.45	2.65	0.66	1.61	1.10
5.0×10^{-6}	2.61	2.80	0.72	1.73	1.19
1.0×10^{-5}	2.69	2.85	0.75	1.79	1.24
2.0×10^{-5}	2.75	2.87	0.78	1.85	1.28
5.0×10^{-5}	2.79	2.84	0.81	1.89	1.31
1.0×10^{-4}	2.81	2.80	0.82	1.89	1.32
2.0×10^{-4}	2.82	2.77	0.81	1.88	1.30
5.0×10^{-4}	2.84	2.73	0.80	1.84	1.27
1.0×10^{-3}	2.86	2.71	0.78	1.80	1.25
2.0×10^{-3}	2.88	2.68	0.77	1.77	1.24
5.0×10^{-3}	2.91	2.68	0.76	1.76	1.25
1.0×10^{-2}	2.94	2.70	0.77	1.78	1.28
2.0×10^{-2}	2.97	2.72	0.79	1.83	1.33
3.0×10^{-2}	2.99	2.76	0.81	1.88	1.37
5.0×10^{-2}	3.04	2.85	0.84	1.97	1.44
7.0×10^{-2}	3.09	2.95	0.87	2.04	1.49
1.0×10^{-1}	3.17	3.10	0.91	2.14	1.55
1.5×10^{-1}	3.32	3.22	0.97	2.27	1.63
2.0×10^{-1}	3.46	3.38	1.02	2.38	1.70
3.0×10^{-1}	3.74	3.77	1.12	2.57	1.82
5.0×10^{-1}	4.54	4.70	1.30	2.90	2.10
7.0×10^{-1}	5.70	5.74	1.44	3.27	2.47
9.0×10^{-1}	7.08	6.98	1.66	3.93	2.89
1.0×10^0	7.81	7.67	1.81	4.38	3.12
1.2×10^0	9.33	9.22	2.26	5.45	3.73
2.0×10^0	15.5	15.7	4.85	10.8	6.78
3.0×10^0	22.8	23.2	8.44	17.1	11.3
4.0×10^0	29.2	29.6	11.9	22.4	16.0
5.0×10^0	34.6	35.0	15.1	27.0	21.0
6.0×10^0	39.4	39.6	18.1	30.9	23.9
7.0×10^0	43.6	43.5	20.8	34.3	27.0
8.0×10^0	47.4	46.9	23.3	37.3	29.7
9.0×10^0	50.8	49.9	25.6	39.9	32.2
1.0×10^1	53.7	52.7	27.7	42.3	34.5
1.2×10^1	58.7	58.1	31.6	46.5	38.4
1.4×10^1	62.5	63.0	35.2	50.1	41.6
1.5×10^1	64.1	65.3	36.8	51.8	43.0
1.6×10^1	65.5	67.5	38.4	53.3	44.3
1.8×10^1	67.8	71.5	41.5	56.1	46.5
2.0×10^1	69.6	75.0	44.4	58.7	48.4
3.0×10^1	75.7	83.6	54.8	68.8	na ^a
5.0×10^1	82.7	89.0	70.3	81.7	na
7.5×10^1	89.7	90.0	84.4	91.9	na
1.0×10^2	96.6	91.0	95.4	99.0	na
1.3×10^2	103	91.5	105	104	na
1.5×10^2	110	91.8	112	109	na
1.8×10^2	118	92.0	121	113	na

^a データなし。

表 A.32. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する、
 単位中性子フルエンスあたりの男性生殖腺（睪丸）の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。
 これらのデータは図 A.26（付属書1）に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	2.00	0.36	0.15	0.68	0.65
1.0×10^{-8}	2.50	0.47	0.19	0.83	0.75
2.5×10^{-8}	2.75	0.55	0.22	0.97	0.81
1.0×10^{-7}	3.31	0.70	0.27	1.24	0.99
2.0×10^{-7}	3.59	0.78	0.31	1.36	1.09
5.0×10^{-7}	3.91	0.89	0.35	1.50	1.20
1.0×10^{-6}	4.10	0.96	0.38	1.59	1.27
2.0×10^{-6}	4.22	1.03	0.41	1.65	1.31
5.0×10^{-6}	4.27	1.12	0.43	1.69	1.34
1.0×10^{-5}	4.22	1.17	0.44	1.69	1.33
2.0×10^{-5}	4.13	1.21	0.45	1.64	1.30
5.0×10^{-5}	3.95	1.25	0.46	1.57	1.25
1.0×10^{-4}	3.81	1.25	0.46	1.51	1.20
2.0×10^{-4}	3.66	1.24	0.46	1.46	1.15
5.0×10^{-4}	3.50	1.21	0.45	1.41	1.10
1.0×10^{-3}	3.42	1.18	0.44	1.39	1.06
2.0×10^{-3}	3.41	1.16	0.43	1.37	1.05
5.0×10^{-3}	3.51	1.15	0.42	1.39	1.07
1.0×10^{-2}	3.69	1.15	0.43	1.45	1.12
2.0×10^{-2}	4.00	1.14	0.43	1.54	1.22
3.0×10^{-2}	4.25	1.15	0.44	1.64	1.30
5.0×10^{-2}	4.80	1.18	0.45	1.83	1.47
7.0×10^{-2}	5.44	1.21	0.47	2.00	1.66
1.0×10^{-1}	6.48	1.25	0.49	2.25	1.97
1.5×10^{-1}	8.25	1.29	0.51	2.77	2.50
2.0×10^{-1}	9.97	1.34	0.53	3.25	3.00
3.0×10^{-1}	13.1	1.45	0.59	4.17	3.93
5.0×10^{-1}	18.4	1.70	0.73	5.83	5.57
7.0×10^{-1}	22.4	1.95	0.85	7.34	7.02
9.0×10^{-1}	25.7	2.24	1.03	8.75	8.34
1.0×10^0	27.1	2.41	1.15	9.42	8.96
1.2×10^0	29.6	3.02	1.55	10.7	10.1
2.0×10^0	36.7	6.43	4.22	15.3	14.1
3.0×10^0	42.7	11.9	8.03	20.2	18.2
4.0×10^0	47.4	17.3	11.6	24.5	21.7
5.0×10^0	51.7	21.5	14.8	28.2	24.8
6.0×10^0	55.8	25.4	17.9	31.5	27.6
7.0×10^0	59.7	29.1	20.7	34.5	30.2
8.0×10^0	63.3	32.7	23.3	37.2	32.7
9.0×10^0	66.7	36.0	25.7	39.7	35.1
1.0×10^1	69.6	39.3	27.9	42.0	37.4
1.2×10^1	74.3	45.4	31.9	46.1	41.9
1.4×10^1	77.4	50.5	35.3	49.6	46.4
1.5×10^1	78.5	52.6	36.9	51.2	48.7
1.6×10^1	79.3	54.4	38.3	52.6	50.8
1.8×10^1	80.1	57.6	41.0	55.3	52.8
2.0×10^1	80.4	60.1	43.5	57.7	53.5
3.0×10^1	77.7	68.7	53.1	62.8	na ^a
5.0×10^1	69.0	78.7	65.2	69.7	na
7.5×10^1	61.3	88.7	76.1	76.5	na
1.0×10^2	57.1	98.2	85.4	82.7	na
1.3×10^2	55.1	107	94.1	88.7	na
1.5×10^2	54.8	116	103	94.7	na
1.8×10^2	55.9	127	113	102	na

^a データなし。

表 A.33. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する、単位中性子フルエンスあたりの生殖腺（卵巣と睪丸の平均）の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図 A.27（付属書 1）に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	1.38	0.58	0.19	0.59	0.51
1.0×10^{-8}	1.75	0.71	0.23	0.78	0.59
2.5×10^{-8}	1.97	0.85	0.26	0.93	0.66
1.0×10^{-7}	2.46	1.17	0.35	1.18	0.84
2.0×10^{-7}	2.70	1.33	0.40	1.31	0.94
5.0×10^{-7}	3.01	1.56	0.46	1.45	1.06
1.0×10^{-6}	3.20	1.72	0.50	1.55	1.14
2.0×10^{-6}	3.34	1.84	0.53	1.63	1.20
5.0×10^{-6}	3.44	1.96	0.57	1.71	1.26
1.0×10^{-5}	3.46	2.01	0.60	1.74	1.28
2.0×10^{-5}	3.44	2.04	0.61	1.75	1.29
5.0×10^{-5}	3.37	2.04	0.63	1.73	1.28
1.0×10^{-4}	3.31	2.03	0.64	1.70	1.26
2.0×10^{-4}	3.24	2.00	0.63	1.67	1.23
5.0×10^{-4}	3.17	1.97	0.62	1.63	1.18
1.0×10^{-3}	3.14	1.95	0.61	1.60	1.16
2.0×10^{-3}	3.14	1.92	0.60	1.57	1.15
5.0×10^{-3}	3.21	1.91	0.59	1.57	1.16
1.0×10^{-2}	3.32	1.92	0.60	1.61	1.20
2.0×10^{-2}	3.49	1.93	0.61	1.69	1.27
3.0×10^{-2}	3.62	1.96	0.62	1.76	1.33
5.0×10^{-2}	3.92	2.02	0.65	1.90	1.45
7.0×10^{-2}	4.26	2.08	0.67	2.02	1.58
1.0×10^{-1}	4.83	2.17	0.70	2.19	1.76
1.5×10^{-1}	5.79	2.25	0.74	2.52	2.06
2.0×10^{-1}	6.72	2.36	0.78	2.82	2.35
3.0×10^{-1}	8.44	2.61	0.86	3.37	2.87
5.0×10^{-1}	11.5	3.20	1.01	4.36	3.84
7.0×10^{-1}	14.1	3.84	1.14	5.30	4.75
9.0×10^{-1}	16.4	4.61	1.35	6.34	5.62
1.0×10^0	17.5	5.04	1.48	6.90	6.04
1.2×10^0	19.4	6.12	1.91	8.08	6.93
2.0×10^0	26.1	11.0	4.53	13.1	10.5
3.0×10^0	32.7	17.6	8.23	18.7	14.8
4.0×10^0	38.3	23.5	11.7	23.5	18.9
5.0×10^0	43.2	28.3	15.0	27.6	22.9
6.0×10^0	47.6	32.5	18.0	31.2	25.8
7.0×10^0	51.6	36.3	20.8	34.4	28.6
8.0×10^0	55.4	39.8	23.3	37.2	31.2
9.0×10^0	58.7	43.0	25.7	39.8	33.6
1.0×10^1	61.7	46.0	27.8	42.2	35.9
1.2×10^1	66.5	51.8	31.8	46.3	40.1
1.4×10^1	70.0	56.8	35.2	49.8	44.0
1.5×10^1	71.3	58.9	36.8	51.5	45.8
1.6×10^1	72.4	61.0	38.4	53.0	47.5
1.8×10^1	74.0	64.5	41.3	55.7	49.7
2.0×10^1	75.0	67.6	44.0	58.2	51.0
3.0×10^1	76.7	76.1	53.9	65.8	na ^a
5.0×10^1	75.8	83.9	67.8	75.7	na
7.5×10^1	75.5	89.4	80.3	84.2	na
1.0×10^2	76.8	94.6	90.4	90.8	na
1.3×10^2	79.3	99.4	99.3	96.5	na
1.5×10^2	82.5	104	107	102	na
1.8×10^2	87.1	109	117	107	na

^a データなし。

表 A.34. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの肝臓の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。
これらのデータは図 A.28 (付属書 1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.98	0.70	0.60	0.11	0.61	0.46
1.0×10^{-8}	1.20	0.92	0.71	0.12	0.71	0.56
2.5×10^{-8}	1.45	1.10	0.85	0.14	0.86	0.66
1.0×10^{-7}	2.06	1.46	1.13	0.18	1.20	0.86
2.0×10^{-7}	2.36	1.65	1.30	0.20	1.37	0.97
5.0×10^{-7}	2.74	1.91	1.53	0.23	1.59	1.11
1.0×10^{-6}	2.99	2.09	1.69	0.25	1.74	1.22
2.0×10^{-6}	3.15	2.23	1.80	0.27	1.87	1.30
5.0×10^{-6}	3.27	2.37	1.89	0.28	1.98	1.38
1.0×10^{-5}	3.30	2.44	1.92	0.29	2.03	1.41
2.0×10^{-5}	3.28	2.48	1.93	0.30	2.04	1.43
5.0×10^{-5}	3.22	2.49	1.91	0.31	2.03	1.43
1.0×10^{-4}	3.16	2.48	1.90	0.31	2.01	1.42
2.0×10^{-4}	3.15	2.45	1.88	0.31	1.99	1.39
5.0×10^{-4}	3.13	2.40	1.85	0.30	1.96	1.35
1.0×10^{-3}	3.13	2.36	1.83	0.30	1.95	1.33
2.0×10^{-3}	3.10	2.34	1.80	0.30	1.94	1.31
5.0×10^{-3}	3.08	2.32	1.77	0.29	1.94	1.30
1.0×10^{-2}	3.08	2.34	1.78	0.30	1.96	1.32
2.0×10^{-2}	3.06	2.32	1.76	0.31	1.94	1.35
3.0×10^{-2}	3.09	2.33	1.79	0.32	1.95	1.39
5.0×10^{-2}	3.18	2.41	1.86	0.33	2.02	1.47
7.0×10^{-2}	3.30	2.50	1.95	0.35	2.10	1.54
1.0×10^{-1}	3.51	2.64	2.09	0.36	2.24	1.64
1.5×10^{-1}	3.99	2.85	2.29	0.38	2.45	1.74
2.0×10^{-1}	4.47	3.08	2.51	0.39	2.67	1.85
3.0×10^{-1}	5.56	3.55	2.97	0.42	3.19	2.08
5.0×10^{-1}	7.69	4.59	4.01	0.46	4.29	2.66
7.0×10^{-1}	9.75	5.77	5.24	0.49	5.45	3.50
9.0×10^{-1}	11.7	6.99	6.52	0.58	6.68	4.41
1.0×10^0	12.7	7.62	7.19	0.63	7.30	4.89
1.2×10^0	14.6	9.00	8.59	0.79	8.57	5.85
2.0×10^0	21.4	14.7	14.4	1.84	13.6	9.78
3.0×10^0	28.6	21.3	21.2	3.42	19.4	14.6
4.0×10^0	34.6	26.9	26.6	5.21	24.5	18.9
5.0×10^0	39.7	31.4	31.3	7.11	29.0	22.8
6.0×10^0	44.2	35.4	35.2	8.99	32.9	25.5
7.0×10^0	48.2	39.1	38.7	10.9	36.4	28.0
8.0×10^0	51.8	42.4	41.7	12.7	39.6	30.4
9.0×10^0	55.0	45.4	44.5	14.4	42.4	32.7
1.0×10^1	57.8	48.3	47.0	16.2	44.9	34.9
1.2×10^1	62.4	53.3	51.3	19.4	49.0	39.7
1.4×10^1	66.0	57.4	55.1	22.3	52.5	43.8
1.5×10^1	67.5	59.1	56.7	23.7	54.0	45.5
1.6×10^1	68.7	60.6	58.2	25.0	55.5	47.0
1.8×10^1	70.8	63.1	61.0	27.4	58.1	49.2
2.0×10^1	72.4	65.2	63.4	29.5	60.4	50.6
3.0×10^1	76.9	71.7	71.7	na ^a	68.9	na ^a
5.0×10^1	80.1	78.1	80.4	na	78.5	na
7.5×10^1	82.0	83.6	86.6	na	85.3	na
1.0×10^2	83.6	88.5	90.9	na	89.7	na
1.3×10^2	85.3	93.2	94.3	na	92.8	na
1.5×10^2	87.2	97.8	97.3	na	95.1	na
1.8×10^2	89.5	103	100	na	97.4	na

^a データなし。

表 A.35. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの肺の吸収線量 D_T/Φ (単位 $\mu\text{Gy cm}^2$)。
これらのデータは図 A.29 (付属書 1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.77	0.81	0.33	0.58	0.47
1.0×10^{-8}	0.95	1.05	0.42	0.72	0.55
2.5×10^{-8}	1.11	1.27	0.49	0.86	0.63
1.0×10^{-7}	1.52	1.67	0.63	1.13	0.81
2.0×10^{-7}	1.74	1.89	0.71	1.27	0.92
5.0×10^{-7}	2.03	2.18	0.81	1.44	1.05
1.0×10^{-6}	2.21	2.38	0.88	1.56	1.15
2.0×10^{-6}	2.32	2.53	0.94	1.65	1.22
5.0×10^{-6}	2.39	2.59	0.99	1.74	1.28
1.0×10^{-5}	2.40	2.60	1.01	1.78	1.31
2.0×10^{-5}	2.39	2.59	1.03	1.80	1.32
5.0×10^{-5}	2.36	2.55	1.03	1.79	1.31
1.0×10^{-4}	2.34	2.52	1.02	1.77	1.30
2.0×10^{-4}	2.34	2.51	1.01	1.75	1.27
5.0×10^{-4}	2.33	2.50	1.00	1.70	1.25
1.0×10^{-3}	2.33	2.50	0.98	1.68	1.23
2.0×10^{-3}	2.32	2.49	0.97	1.65	1.21
5.0×10^{-3}	2.31	2.49	0.95	1.63	1.20
1.0×10^{-2}	2.31	2.50	0.96	1.65	1.22
2.0×10^{-2}	2.31	2.46	0.95	1.62	1.23
3.0×10^{-2}	2.32	2.47	0.96	1.64	1.26
5.0×10^{-2}	2.38	2.58	1.00	1.72	1.32
7.0×10^{-2}	2.46	2.71	1.05	1.83	1.39
1.0×10^{-1}	2.62	3.00	1.13	1.99	1.51
1.5×10^{-1}	3.06	3.68	1.26	2.29	1.68
2.0×10^{-1}	3.49	4.30	1.39	2.60	1.86
3.0×10^{-1}	4.43	5.43	1.67	3.24	2.22
5.0×10^{-1}	6.28	7.70	2.26	4.57	3.06
7.0×10^{-1}	8.21	9.97	2.92	5.98	4.09
9.0×10^{-1}	10.1	12.2	3.64	7.38	5.21
1.0×10^0	11.1	13.3	4.04	8.08	5.78
1.2×10^0	12.9	15.5	4.96	9.51	6.94
2.0×10^0	19.7	23.6	9.12	15.0	11.5
3.0×10^0	27.1	31.8	13.9	21.3	16.8
4.0×10^0	33.1	38.0	18.0	26.6	21.4
5.0×10^0	38.2	43.1	21.5	31.2	25.2
6.0×10^0	42.6	47.3	24.6	35.0	28.2
7.0×10^0	46.4	50.9	27.4	38.3	30.8
8.0×10^0	49.7	54.1	29.9	41.4	33.1
9.0×10^0	52.7	57.0	32.2	44.1	35.3
1.0×10^1	55.3	59.7	34.3	46.7	37.4
1.2×10^1	59.7	64.3	38.2	50.9	41.9
1.4×10^1	63.3	67.9	41.5	54.5	45.9
1.5×10^1	64.8	69.5	43.0	56.1	47.8
1.6×10^1	66.2	70.8	44.5	57.5	49.4
1.8×10^1	68.5	73.1	47.1	60.0	51.8
2.0×10^1	70.5	74.9	49.5	62.1	52.4
3.0×10^1	77.0	80.3	58.3	69.2	na ^a
5.0×10^1	83.1	83.9	69.6	76.7	na
7.5×10^1	86.4	85.2	79.1	82.2	na
1.0×10^2	88.1	85.4	86.7	86.4	na
1.3×10^2	89.1	85.5	93.2	90.0	na
1.5×10^2	89.7	85.5	99.3	93.3	na
1.8×10^2	90.2	85.5	106	97.1	na

^a データなし。

表 A.36. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの食道の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図 A.30 (付属書1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.50	0.95	0.30	0.53	0.40
1.0×10^{-8}	0.73	1.13	0.37	0.64	0.48
2.5×10^{-8}	0.88	1.30	0.42	0.77	0.56
1.0×10^{-7}	1.24	1.79	0.52	1.05	0.75
2.0×10^{-7}	1.43	2.04	0.59	1.20	0.86
5.0×10^{-7}	1.69	2.37	0.68	1.38	0.99
1.0×10^{-6}	1.87	2.59	0.76	1.51	1.09
2.0×10^{-6}	2.00	2.76	0.81	1.62	1.17
5.0×10^{-6}	2.13	2.94	0.88	1.73	1.26
1.0×10^{-5}	2.19	3.03	0.91	1.79	1.31
2.0×10^{-5}	2.22	3.08	0.93	1.81	1.34
5.0×10^{-5}	2.24	3.12	0.94	1.83	1.36
1.0×10^{-4}	2.24	3.12	0.94	1.82	1.36
2.0×10^{-4}	2.26	3.12	0.95	1.82	1.34
5.0×10^{-4}	2.28	3.11	0.94	1.82	1.31
1.0×10^{-3}	2.31	3.09	0.94	1.81	1.29
2.0×10^{-3}	2.35	3.05	0.94	1.81	1.29
5.0×10^{-3}	2.41	3.02	0.95	1.82	1.29
1.0×10^{-2}	2.45	3.01	0.96	1.84	1.32
2.0×10^{-2}	2.47	2.96	0.95	1.86	1.31
3.0×10^{-2}	2.49	2.97	0.96	1.88	1.33
5.0×10^{-2}	2.52	3.03	0.98	1.93	1.37
7.0×10^{-2}	2.55	3.11	1.02	1.97	1.42
1.0×10^{-1}	2.63	3.25	1.07	2.03	1.49
1.5×10^{-1}	2.70	3.42	1.13	2.09	1.58
2.0×10^{-1}	2.82	3.62	1.20	2.18	1.67
3.0×10^{-1}	3.14	4.08	1.36	2.39	1.85
5.0×10^{-1}	4.06	5.11	1.72	2.89	2.25
7.0×10^{-1}	5.34	6.35	2.09	3.50	2.68
9.0×10^{-1}	6.83	7.60	2.53	4.33	3.13
1.0×10^0	7.65	8.23	2.77	4.81	3.38
1.2×10^0	9.45	9.46	3.41	5.87	4.14
2.0×10^0	16.0	14.2	6.59	10.5	7.59
3.0×10^0	23.7	19.7	11.1	16.6	12.2
4.0×10^0	30.0	24.7	15.3	22.2	16.7
5.0×10^0	35.2	29.4	19.3	26.9	20.7
6.0×10^0	39.6	33.7	23.0	31.2	23.4
7.0×10^0	43.2	37.8	26.4	34.9	25.9
8.0×10^0	46.3	41.5	29.6	38.3	28.2
9.0×10^0	49.0	44.9	32.5	41.3	30.5
1.0×10^1	51.3	48.1	35.3	44.0	32.7
1.2×10^1	55.1	53.5	40.3	48.6	37.7
1.4×10^1	58.0	57.9	44.3	52.3	41.9
1.5×10^1	59.2	59.7	46.0	53.9	43.7
1.6×10^1	60.3	61.3	47.5	55.4	45.2
1.8×10^1	62.2	64.0	50.1	58.0	47.5
2.0×10^1	63.7	66.2	52.2	60.3	48.8
3.0×10^1	69.2	73.0	62.3	67.8	na ^a
5.0×10^1	76.9	79.5	74.0	76.5	na
7.5×10^1	85.3	85.0	83.1	84.1	na
1.0×10^2	93.5	90.0	90.3	90.8	na
1.3×10^2	101	94.8	96.7	97.2	na
1.5×10^2	109	99.6	103	103	na
1.8×10^2	118	105	110	111	na

^a データなし。

表 A.37. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの“残りの臓器”の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm^2)。これらのデータは図 A.31 (付属書 1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	0.80	0.85	0.29	0.57	0.44
1.0×10^{-8}	1.00	1.11	0.43	0.72	0.57
2.5×10^{-8}	1.20	1.27	0.53	0.88	0.67
1.0×10^{-7}	1.59	1.64	0.71	1.18	0.86
2.0×10^{-7}	1.79	1.84	0.79	1.34	0.95
5.0×10^{-7}	2.05	2.09	0.90	1.53	1.07
1.0×10^{-6}	2.21	2.26	0.96	1.65	1.14
2.0×10^{-6}	2.33	2.40	1.01	1.74	1.21
5.0×10^{-6}	2.43	2.54	1.05	1.80	1.27
1.0×10^{-5}	2.45	2.61	1.07	1.82	1.29
2.0×10^{-5}	2.45	2.64	1.07	1.80	1.30
5.0×10^{-5}	2.42	2.64	1.05	1.77	1.30
1.0×10^{-4}	2.38	2.62	1.04	1.73	1.28
2.0×10^{-4}	2.33	2.55	1.01	1.70	1.24
5.0×10^{-4}	2.29	2.47	0.97	1.67	1.18
1.0×10^{-3}	2.27	2.42	0.95	1.66	1.15
2.0×10^{-3}	2.27	2.39	0.93	1.67	1.13
5.0×10^{-3}	2.31	2.41	0.94	1.70	1.14
1.0×10^{-2}	2.37	2.48	0.97	1.74	1.18
2.0×10^{-2}	2.46	2.61	1.03	1.80	1.24
3.0×10^{-2}	2.53	2.73	1.08	1.84	1.31
5.0×10^{-2}	2.67	2.95	1.19	1.92	1.44
7.0×10^{-2}	2.84	3.17	1.29	2.03	1.56
1.0×10^{-1}	3.10	3.48	1.43	2.20	1.72
1.5×10^{-1}	3.53	3.94	1.65	2.51	1.97
2.0×10^{-1}	3.94	4.39	1.85	2.81	2.20
3.0×10^{-1}	4.71	5.23	2.22	3.38	2.66
5.0×10^{-1}	6.23	6.88	3.00	4.57	3.53
7.0×10^{-1}	7.82	8.60	3.89	5.88	4.37
9.0×10^{-1}	9.43	10.3	4.83	7.25	5.21
1.0×10^0	10.2	11.1	5.31	7.94	5.63
1.2×10^0	11.8	12.9	6.30	9.33	6.71
2.0×10^0	17.8	19.6	10.3	14.6	11.1
3.0×10^0	24.3	26.8	14.9	20.6	16.3
4.0×10^0	29.9	32.8	19.0	25.7	21.0
5.0×10^0	34.7	37.7	22.6	30.0	25.1
6.0×10^0	38.9	41.8	25.6	33.9	28.0
7.0×10^0	42.7	45.4	28.4	37.3	30.6
8.0×10^0	46.1	48.6	30.8	40.4	33.0
9.0×10^0	49.1	51.5	33.1	43.1	35.3
1.0×10^1	51.8	54.1	35.2	45.6	37.5
1.2×10^1	56.5	58.7	39.0	49.8	41.9
1.4×10^1	60.4	62.4	42.5	53.3	45.9
1.5×10^1	62.1	63.9	44.1	54.8	47.8
1.6×10^1	63.6	65.3	45.7	56.2	49.6
1.8×10^1	66.3	67.7	48.4	58.6	52.1
2.0×10^1	68.6	69.7	50.5	60.7	53.0
3.0×10^1	76.6	76.5	58.2	68.4	na ^a
5.0×10^1	85.3	83.9	70.6	77.9	na
7.5×10^1	91.3	89.8	81.9	86.3	na
1.0×10^2	95.3	94.6	91.3	93.1	na
1.3×10^2	98.4	98.9	99.6	99.1	na
1.5×10^2	101	103	107	105	na
1.8×10^2	103	107	116	111	na

^a データなし。

表 A.38. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの皮膚の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²)。これらのデータは図 A.32 (付属書1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	1.35	1.30	0.66	1.00	0.82
1.0×10^{-8}	1.38	1.34	0.68	1.02	0.83
2.5×10^{-8}	1.43	1.40	0.70	1.06	0.84
1.0×10^{-7}	1.54	1.51	0.73	1.15	0.86
2.0×10^{-7}	1.61	1.58	0.75	1.19	0.87
5.0×10^{-7}	1.68	1.66	0.77	1.24	0.89
1.0×10^{-6}	1.72	1.71	0.78	1.27	0.90
2.0×10^{-6}	1.75	1.74	0.78	1.29	0.91
5.0×10^{-6}	1.76	1.75	0.78	1.29	0.92
1.0×10^{-5}	1.75	1.74	0.77	1.28	0.92
2.0×10^{-5}	1.72	1.71	0.75	1.26	0.91
5.0×10^{-5}	1.67	1.66	0.73	1.22	0.89
1.0×10^{-4}	1.62	1.61	0.71	1.18	0.87
2.0×10^{-4}	1.56	1.55	0.68	1.12	0.83
5.0×10^{-4}	1.49	1.48	0.66	1.06	0.79
1.0×10^{-3}	1.46	1.45	0.66	1.06	0.79
2.0×10^{-3}	1.48	1.48	0.69	1.11	0.82
5.0×10^{-3}	1.66	1.65	0.80	1.27	0.93
1.0×10^{-2}	1.94	1.93	0.98	1.50	1.10
2.0×10^{-2}	2.38	2.38	1.31	1.89	1.52
3.0×10^{-2}	2.73	2.72	1.59	2.22	1.87
5.0×10^{-2}	3.35	3.34	2.08	2.79	2.48
7.0×10^{-2}	3.92	3.90	2.52	3.30	3.02
1.0×10^{-1}	4.72	4.70	3.11	3.99	3.74
1.5×10^{-1}	5.94	5.92	4.02	5.11	4.78
2.0×10^{-1}	7.03	7.01	4.84	6.13	5.69
3.0×10^{-1}	8.95	8.93	6.29	7.89	7.24
5.0×10^{-1}	12.0	12.0	8.67	10.8	9.78
7.0×10^{-1}	14.5	14.4	10.6	13.1	11.9
9.0×10^{-1}	16.5	16.5	12.3	15.1	13.7
1.0×10^0	17.4	17.3	13.1	15.9	14.5
1.2×10^0	19.0	18.9	14.5	17.4	16.0
2.0×10^0	23.9	23.9	19.0	22.2	20.7
3.0×10^0	28.5	28.4	23.5	26.7	25.3
4.0×10^0	32.5	32.4	27.4	30.6	29.0
5.0×10^0	36.4	36.3	30.9	34.6	32.2
6.0×10^0	40.2	40.1	34.1	38.3	34.9
7.0×10^0	43.9	43.8	37.1	41.7	37.3
8.0×10^0	47.4	47.4	39.8	44.9	39.7
9.0×10^0	50.7	50.7	42.3	47.8	41.9
1.0×10^1	53.6	53.6	44.5	50.3	44.1
1.2×10^1	58.2	58.2	48.3	54.2	48.5
1.4×10^1	61.2	61.3	51.4	57.0	52.5
1.5×10^1	62.3	62.4	52.7	58.0	54.3
1.6×10^1	63.0	63.1	53.9	58.9	56.0
1.8×10^1	63.8	63.9	56.0	60.1	58.3
2.0×10^1	64.1	64.1	57.7	60.8	59.0
3.0×10^1	61.6	61.6	57.0	57.5	na ^a
5.0×10^1	55.1	54.9	55.4	53.1	na
7.5×10^1	51.5	51.2	55.1	52.3	na
1.0×10^2	51.8	51.5	56.8	54.1	na
1.3×10^2	54.7	54.4	59.8	57.3	na
1.5×10^2	59.1	59.0	63.8	61.6	na
1.8×10^2	65.7	65.8	69.5	67.8	na

^a データなし。

表 A.39. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの胃の吸収線量 D_T/Φ (単位 $\mu\text{Gy cm}^2$)。
これらのデータは図 A.33 (付属書 1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	1.23	0.50	0.11	0.49	0.59	0.45
1.0×10^{-8}	1.60	0.64	0.14	0.55	0.73	0.58
2.5×10^{-8}	1.90	0.77	0.16	0.60	0.87	0.67
1.0×10^{-7}	2.59	1.03	0.21	0.72	1.17	0.84
2.0×10^{-7}	2.97	1.16	0.23	0.82	1.32	0.93
5.0×10^{-7}	3.46	1.35	0.27	0.99	1.51	1.06
1.0×10^{-6}	3.78	1.48	0.29	1.13	1.64	1.15
2.0×10^{-6}	4.01	1.59	0.31	1.21	1.75	1.23
5.0×10^{-6}	4.17	1.71	0.33	1.29	1.86	1.31
1.0×10^{-5}	4.20	1.77	0.34	1.32	1.91	1.35
2.0×10^{-5}	4.17	1.82	0.35	1.33	1.91	1.38
5.0×10^{-5}	4.08	1.85	0.35	1.34	1.89	1.40
1.0×10^{-4}	4.00	1.85	0.35	1.34	1.86	1.39
2.0×10^{-4}	3.95	1.83	0.35	1.34	1.84	1.37
5.0×10^{-4}	3.91	1.80	0.34	1.35	1.82	1.33
1.0×10^{-3}	3.91	1.77	0.34	1.35	1.80	1.31
2.0×10^{-3}	3.92	1.76	0.34	1.35	1.78	1.28
5.0×10^{-3}	3.90	1.76	0.34	1.36	1.77	1.27
1.0×10^{-2}	3.87	1.77	0.34	1.38	1.79	1.29
2.0×10^{-2}	3.87	1.79	0.34	1.38	1.79	1.32
3.0×10^{-2}	3.85	1.81	0.34	1.39	1.82	1.36
5.0×10^{-2}	3.94	1.86	0.35	1.44	1.90	1.43
7.0×10^{-2}	4.05	1.91	0.36	1.50	1.99	1.51
1.0×10^{-1}	4.32	1.98	0.37	1.60	2.13	1.61
1.5×10^{-1}	5.09	2.07	0.38	1.73	2.34	1.72
2.0×10^{-1}	5.85	2.17	0.39	1.87	2.55	1.85
3.0×10^{-1}	7.39	2.32	0.42	2.20	3.04	2.14
5.0×10^{-1}	10.3	2.65	0.49	2.94	4.06	2.81
7.0×10^{-1}	12.9	2.95	0.54	3.83	5.14	3.62
9.0×10^{-1}	15.4	3.42	0.63	4.81	6.21	4.45
1.0×10^0	16.6	3.72	0.70	5.32	6.75	4.88
1.2×10^0	18.8	4.64	0.90	6.43	7.87	5.76
2.0×10^0	26.4	8.82	2.09	11.3	12.3	9.40
3.0×10^0	34.1	14.5	3.99	16.8	17.5	13.8
4.0×10^0	40.4	19.8	5.87	21.8	22.1	17.9
5.0×10^0	45.6	24.2	7.77	26.3	26.1	21.5
6.0×10^0	50.1	28.0	9.65	30.6	29.5	24.3
7.0×10^0	54.0	31.6	11.5	34.6	32.7	26.8
8.0×10^0	57.4	34.8	13.3	38.2	35.7	29.2
9.0×10^0	60.5	37.8	15.1	41.5	38.5	31.4
1.0×10^1	63.2	40.5	16.8	44.5	41.2	33.6
1.2×10^1	67.8	45.4	20.1	49.7	46.1	38.1
1.4×10^1	71.4	49.5	23.1	53.9	50.2	42.0
1.5×10^1	72.9	51.4	24.6	55.6	51.9	43.7
1.6×10^1	74.3	53.0	26.0	57.1	53.5	45.2
1.8×10^1	76.5	56.0	28.7	59.7	56.2	47.7
2.0×10^1	78.4	58.6	31.2	61.7	58.5	49.5
3.0×10^1	84.1	68.5	41.9	na ^a	65.6	na ^a
5.0×10^1	87.7	81.1	58.2	na	73.6	na
7.5×10^1	88.0	92.5	74.0	na	81.5	na
1.0×10^2	86.8	102	87.5	na	89.2	na
1.3×10^2	85.1	110	99.9	na	97.1	na
1.5×10^2	83.3	117	112	na	105	na
1.8×10^2	81.0	125	125	na	115	na

^a データなし。

表 A.40. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの甲状腺の吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm^2)。これらのデータは図 A.34 (付属書1) に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	1.41	0.29	0.51	0.74	0.59
1.0×10^{-8}	1.77	0.36	0.58	0.81	0.64
2.5×10^{-8}	1.99	0.41	0.64	0.90	0.69
1.0×10^{-7}	2.37	0.51	0.76	1.10	0.77
2.0×10^{-7}	2.56	0.56	0.86	1.22	0.84
5.0×10^{-7}	2.78	0.63	1.01	1.39	0.93
1.0×10^{-6}	2.91	0.69	1.12	1.50	1.00
2.0×10^{-6}	3.00	0.75	1.18	1.57	1.05
5.0×10^{-6}	3.04	0.82	1.23	1.62	1.11
1.0×10^{-5}	3.02	0.87	1.24	1.63	1.14
2.0×10^{-5}	2.97	0.91	1.24	1.61	1.15
5.0×10^{-5}	2.88	0.95	1.24	1.57	1.15
1.0×10^{-4}	2.80	0.97	1.24	1.54	1.14
2.0×10^{-4}	2.74	0.98	1.23	1.52	1.11
5.0×10^{-4}	2.67	0.98	1.22	1.49	1.07
1.0×10^{-3}	2.66	0.98	1.21	1.49	1.04
2.0×10^{-3}	2.67	0.97	1.20	1.46	1.01
5.0×10^{-3}	2.74	0.96	1.20	1.47	1.01
1.0×10^{-2}	2.85	0.96	1.23	1.52	1.04
2.0×10^{-2}	3.00	0.96	1.24	1.62	1.11
3.0×10^{-2}	3.11	0.97	1.28	1.70	1.17
5.0×10^{-2}	3.44	0.99	1.38	1.88	1.30
7.0×10^{-2}	3.89	0.99	1.49	2.07	1.42
1.0×10^{-1}	4.68	1.01	1.67	2.35	1.59
1.5×10^{-1}	6.10	1.04	2.04	2.90	1.89
2.0×10^{-1}	7.52	1.08	2.43	3.44	2.17
3.0×10^{-1}	10.2	1.17	3.22	4.51	2.72
5.0×10^{-1}	14.7	1.37	4.91	6.55	3.74
7.0×10^{-1}	18.3	1.59	6.80	8.48	4.69
9.0×10^{-1}	21.3	1.93	8.62	10.3	5.60
1.0×10^0	22.6	2.14	9.51	11.2	6.05
1.2×10^0	24.9	2.70	11.1	12.8	6.97
2.0×10^0	32.1	5.67	17.2	18.7	10.5
3.0×10^0	38.2	10.2	23.7	24.9	14.7
4.0×10^0	43.1	14.0	29.2	30.1	18.5
5.0×10^0	47.3	17.5	34.1	34.6	22.0
6.0×10^0	51.2	20.6	38.5	38.7	24.9
7.0×10^0	54.7	23.3	42.4	42.3	27.7
8.0×10^0	58.0	25.7	46.0	45.5	30.4
9.0×10^0	61.0	27.8	49.2	48.4	33.2
1.0×10^1	63.7	29.7	52.1	51.0	36.0
1.2×10^1	68.1	33.3	57.2	55.5	41.4
1.4×10^1	71.4	36.7	61.3	59.3	47.5
1.5×10^1	72.7	38.4	63.1	61.0	50.9
1.6×10^1	73.8	40.1	64.7	62.5	54.6
1.8×10^1	75.5	43.3	67.4	65.4	58.2
2.0×10^1	76.7	46.5	69.6	67.9	57.0
3.0×10^1	78.9	60.6	79.3	76.3	na ^a
5.0×10^1	77.3	81.8	88.1	84.4	na
7.5×10^1	73.6	99.2	91.7	88.6	na
1.0×10^2	70.3	111	91.1	90.2	na
1.3×10^2	67.5	120	88.8	90.8	na
1.5×10^2	65.2	127	85.7	90.8	na
1.8×10^2	63.0	133	81.7	90.3	na

^a データなし。

表 A.41. 成人人体形状計算モデルにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの実効線量 E/Φ (単位 pSv cm^2)。
これらのデータは図22と図A.35（付属書1）に図示されている。

エネルギー (MeV)	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
1.0×10^{-9}	5.24	3.52	1.36	1.68	2.99	2.40
1.0×10^{-8}	6.55	4.39	1.70	2.04	3.72	2.89
2.5×10^{-8}	7.60	5.16	1.99	2.31	4.40	3.30
1.0×10^{-7}	9.95	6.77	2.58	2.86	5.75	4.13
2.0×10^{-7}	11.2	7.63	2.92	3.21	6.43	4.59
5.0×10^{-7}	12.8	8.76	3.35	3.72	7.27	5.20
1.0×10^{-6}	13.8	9.55	3.67	4.12	7.84	5.63
2.0×10^{-6}	14.5	10.2	3.89	4.39	8.31	5.96
5.0×10^{-6}	15.0	10.7	4.08	4.66	8.72	6.28
1.0×10^{-5}	15.1	11.0	4.16	4.80	8.90	6.44
2.0×10^{-5}	15.1	11.1	4.20	4.89	8.92	6.51
5.0×10^{-5}	14.8	11.1	4.19	4.95	8.82	6.51
1.0×10^{-4}	14.6	11.0	4.15	4.95	8.69	6.45
2.0×10^{-4}	14.4	10.9	4.10	4.92	8.56	6.32
5.0×10^{-4}	14.2	10.7	4.03	4.86	8.40	6.14
1.0×10^{-3}	14.2	10.7	4.00	4.84	8.34	6.04
2.0×10^{-3}	14.4	10.8	4.00	4.87	8.39	6.05
5.0×10^{-3}	15.7	11.6	4.29	5.25	9.06	6.52
1.0×10^{-2}	18.3	13.5	5.02	6.14	10.6	7.70
2.0×10^{-2}	23.8	17.3	6.48	7.95	13.8	10.2
3.0×10^{-2}	29.0	21.0	7.93	9.74	16.9	12.7
5.0×10^{-2}	38.5	27.6	10.6	13.1	22.7	17.3
7.0×10^{-2}	47.2	33.5	13.1	16.1	27.8	21.5
1.0×10^{-1}	59.8	41.3	16.4	20.1	34.8	27.2
1.5×10^{-1}	80.2	52.2	21.2	25.5	45.4	35.2
2.0×10^{-1}	99.0	61.5	25.6	30.3	54.8	42.4
3.0×10^{-1}	133	77.1	33.4	38.6	71.6	54.7
5.0×10^{-1}	188	103	46.8	53.2	99.4	75.0
7.0×10^{-1}	231	124	58.3	66.6	123	92.8
9.0×10^{-1}	267	144	69.1	79.6	144	108
1.0×10^0	282	154	74.5	86.0	154	116
1.2×10^0	310	175	85.8	99.8	173	130
2.0×10^0	383	247	129	153	234	178
3.0×10^0	432	308	171	195	283	220
4.0×10^0	458	345	198	224	315	250
5.0×10^0	474	366	217	244	335	272
6.0×10^0	483	380	232	261	348	282
7.0×10^0	490	391	244	274	358	290
8.0×10^0	494	399	253	285	366	297
9.0×10^0	497	406	261	294	373	303
1.0×10^1	499	412	268	302	378	309
1.2×10^1	499	422	278	315	385	322
1.4×10^1	496	429	286	324	390	333
1.5×10^1	494	431	290	328	391	338
1.6×10^1	491	433	293	331	393	342
1.8×10^1	486	435	299	335	394	345
2.0×10^1	480	436	305	338	395	343
3.0×10^1	458	437	324	na ^a	395	na ^a
5.0×10^1	437	444	358	na	404	na
7.5×10^1	429	459	397	na	422	na
1.0×10^2	429	477	433	na	443	na
1.3×10^2	432	495	467	na	465	na
1.5×10^2	438	514	501	na	489	na
1.8×10^2	445	535	542	na	517	na

^a データなし。

表 A.42. ICRU球及びスラブにいろいろなジオメトリーで入射する単一エネルギー中性子に対する，単位中性子フルエンスあたりの周辺線量当量 $H^*(10)/\Phi$ と個人線量当量 $H_{p,slab}(10, \alpha)/\Phi$ (単位 pSv cm²)。図 21 及び 31-33 参照。

エネルギー (MeV)	$H^*(10)$ / Φ	$H_{p,slab}(10,0^\circ)$ / Φ	$H_{p,slab}(10,15^\circ)$ / Φ	$H_{p,slab}(10,30^\circ)$ / Φ	$H_{p,slab}(10,45^\circ)$ / Φ	$H_{p,slab}(10,60^\circ)$ / Φ	$H_{p,slab}(10,75^\circ)$ / Φ
1.00×10^{-9}	6.60	8.19	7.64	6.57	4.23	2.61	1.13
1.00×10^{-8}	9.00	9.97	9.35	7.90	5.38	3.37	1.50
2.53×10^{-8}	10.6	11.4	10.6	9.11	6.61	4.04	1.73
1.00×10^{-7}	12.9	12.6	11.7	10.3	7.84	4.70	1.94
2.00×10^{-7}	13.5	13.5	12.6	11.1	8.73	5.21	2.12
5.00×10^{-7}	13.6	14.2	13.5	11.8	9.40	5.65	2.31
1.00×10^{-6}	13.3	14.4	13.9	12.0	9.56	5.82	2.40
2.00×10^{-6}	12.9	14.3	14.0	11.9	9.49	5.85	2.46
5.00×10^{-6}	12.0	13.8	13.9	11.5	9.11	5.71	2.48
1.00×10^{-5}	11.3	13.2	13.4	11.0	8.65	5.47	2.44
2.00×10^{-5}	10.6	12.4	12.6	10.4	8.10	5.14	2.35
5.00×10^{-5}	9.90	11.2	11.2	9.42	7.32	4.57	2.16
1.00×10^{-4}	9.40	10.3	9.85	8.64	6.74	4.10	1.99
2.00×10^{-4}	8.90	9.84	9.41	8.22	6.21	3.91	1.83
5.00×10^{-4}	8.30	9.34	8.66	7.66	5.67	3.58	1.68
1.00×10^{-3}	7.90	8.78	8.20	7.29	5.43	3.46	1.66
2.00×10^{-3}	7.70	8.72	8.22	7.27	5.43	3.46	1.67
5.00×10^{-3}	8.00	9.36	8.79	7.46	5.71	3.59	1.69
1.00×10^{-2}	10.5	11.2	10.8	9.18	7.09	4.32	1.77
2.00×10^{-2}	16.6	17.1	17.0	14.6	11.6	6.64	2.11
3.00×10^{-2}	23.7	24.9	24.1	21.3	16.7	9.81	2.85
5.00×10^{-2}	41.1	39.0	36.0	34.4	27.5	16.7	4.78
7.00×10^{-2}	60.0	59.0	55.8	52.6	42.9	27.3	8.10
1.00×10^{-1}	88.0	90.6	87.8	81.3	67.1	44.6	13.7
1.50×10^{-1}	132	139	137	126	106	73.3	24.2
2.00×10^{-1}	170	180	179	166	141	100	35.5
3.00×10^{-1}	233	246	244	232	201	149	58.5
5.00×10^{-1}	322	335	330	326	291	226	102
7.00×10^{-1}	375	386	379	382	348	279	139
9.00×10^{-1}	400	414	407	415	383	317	171
1.00×10^0	416	422	416	426	395	332	180
1.20×10^0	425	433	427	440	412	355	210
2.00×10^0	420	442	438	457	439	402	274
3.00×10^0	412	431	429	449	440	412	306
4.00×10^0	408	422	421	440	435	409	320
5.00×10^0	405	420	418	437	435	409	331
6.00×10^0	400	423	422	440	439	414	345
7.00×10^0	405	432	432	449	448	425	361
8.00×10^0	409	445	445	462	460	440	379
9.00×10^0	420	461	462	478	476	458	399
1.00×10^1	440	480	481	497	493	480	421
1.20×10^1	480	517	519	536	529	523	464
1.40×10^1	520	550	552	570	561	562	503
1.50×10^1	540	564	565	584	575	579	520
1.60×10^1	555	576	577	597	588	593	535
1.80×10^1	570	595	593	617	609	615	561
2.00×10^1	600	600	595	619	615	619	570
3.00×10^1	515	na ^a	na	na	na	na	na ^a
5.00×10^1	400	na	na	na	na	na	na
7.50×10^1	330	na	na	na	na	na	na
1.00×10^2	285	na	na	na	na	na	na
1.25×10^2	260	na	na	na	na	na	na
1.50×10^2	245	na	na	na	na	na	na
1.75×10^2	250	na	na	na	na	na	na
2.01×10^2	260	na	na	na	na	na	na

^a データなし。

電子のデータ

表 A.43. 成人人体形状計算モデルにAPジオメトリーで入射する単一エネルギー電子に対する、単位電子フルエンスあたりの臓器吸収線量 D_T/Φ (単位 pGy cm²) 及び実効線量 E/Φ (単位 pSv cm²)。

エネルギー(MeV)	0.1	0.4	0.6	1.0	1.5	2.0	4.0	10.0
臓器								
皮膚	8	98	171	164	158	153	150	165
睪丸			0	1	14	37	214	345
骨髄			0	1	5	11	28	52
胃						0	3	184
乳房			0	14	43	75	200	325
肝臓							0	97
甲状腺						0	121	297
実効線量	0.1	1	1.5	2.7	5.9	11	44	131

表 A.44. 単一エネルギー電子の垂直入射に対する，電子フルエンスからの
方向性線量当量への標準的換算係数。

エネルギー (MeV)	$H'(0.07,0)/\Phi$ (nSv cm ²)	$H'(3,0)/\Phi$ (nSv cm ²)	$H'(10,0)/\Phi$ (nSv cm ²)
0.07	0.221		
0.08	1.056		
0.09	1.527		
0.10	1.661		
0.1125	1.627		
0.125	1.513		
0.15	1.229		
0.20	0.834		
0.30	0.542		
0.40	0.455		
0.50	0.403		
0.60	0.366		
0.70	0.344	0.000	
0.80	0.329	0.045	
1.00	0.312	0.301	
1.25	0.296	0.486	
1.50	0.287	0.524	
1.75	0.282	0.512	0.000
2.00	0.279	0.481	0.005
2.50	0.278	0.417	0.156
3.00	0.276	0.373	0.336
3.50	0.274	0.351	0.421
4.00	0.272	0.334	0.447
5.00	0.271	0.317	0.430
6.00	0.271	0.309	0.389
7.00	0.271	0.306	0.360
8.00	0.271	0.305	0.341
10.00	0.275	0.303	0.330

表 A.45. 電子エネルギーと入射角 α の関数で表した、深さ $d=0.07$ mm における角度依存係数 $\bar{R}(d, \alpha)$ の標準的な値。

エネルギー (MeV)	$\bar{R}(0.07, \alpha)$									
	0°	15°	30°	45°	60°	67.5°	75°	82.5°	85°	89°
0.07	1.000	0.813	0.461	0.170	0.041	na ^a	0.005			
0.08	1.000	0.903	0.645	0.348	0.132	na	0.028	0.007	0.003	
0.09	1.000	0.926	0.709	0.445	0.201	na	0.055	0.017	0.010	0.001
0.10	1.000	0.938	0.760	0.509	0.258	na	0.081	0.027	0.016	0.002
0.15	1.000	0.989	0.945	0.771	0.486	na	0.180	0.064	na	na
0.20	1.000	1.046	1.120	1.072	0.751	na	0.295	0.106	0.060	0.008
0.40	1.000	1.039	1.143	1.330	1.348	1.082	0.661	0.245	0.133	0.015
0.70	1.000	1.028	1.110	1.266	1.517	1.502	1.085	0.426	0.216	0.023
1.00	1.000	1.017	1.087	1.227	1.469	1.583	1.308	0.552	0.294	0.030
1.50	1.000	1.027	1.075	1.191	1.401	1.574	1.572	0.756	na	na
2.00	1.000	1.022	1.066	1.163	1.338	1.510	1.654	0.950	0.530	0.053
3.00	1.000	1.004	1.038	1.113	1.264	1.390	1.612	1.277	0.731	0.072
4.00	1.000	1.007	1.042	1.097	1.239	1.369	1.546	1.479	0.952	0.093
7.00	1.000	1.005	1.019	1.071	1.180	1.274	1.419	1.736	1.412	0.151
10.00	1.000	1.010	1.016	1.050	1.126	1.220	1.345	1.661	1.646	0.210

^a データなし。

表 A.46. 電子エネルギーと入射角 α の関数で表した、深さ $d=3$ mm における角度依存係数 $\bar{R}(d, \alpha)$ の標準的な値。

エネルギー (MeV)	$\bar{R}(3, \alpha)$									
	0°	15°	30°	45°	60°	67.5°	75°	82.5°	85°	89°
0.08	1.000	0.839	0.465	0.167	0.037	na ^a	0.003			
1.00	1.000	0.905	0.657	0.346	0.127	0.063	0.027	0.007	0.004	
1.50	1.000	0.951	0.798	0.548	0.276	0.172	0.086	0.029	0.015	0.002
2.00	1.000	1.000	0.940	0.746	0.425	0.267	0.138	0.047	0.026	0.003
4.00	1.000	1.036	1.134	1.272	1.039	0.741	0.412	0.142	0.078	0.007
7.00	1.000	1.009	1.052	1.177	1.399	1.215	0.762	0.274	na	na
10.00	1.000	1.005	1.025	1.092	1.347	1.419	1.048	0.402	0.215	0.019

^a データなし。

表 A.47. 電子エネルギーと入射角 α の関数で表した、深さ $d=10$ mm における角度依存係数 $\bar{R}(d, \alpha)$ の標準的な値。

エネルギー (MeV)	$\bar{R}(10, \alpha)$									
	0°	15°	30°	45°	60°	67.5°	75°	82.5°	85°	89°
2.00	1.000	0.720	0.308	0.088	0.029	na ^a	0.010			
3.00	1.000	0.898	0.636	0.334	0.115	0.056	0.022	0.005	0.003	
5.00	1.000	1.011	0.939	0.718	0.363	0.212	0.101	0.031	0.016	na
7.00	1.000	1.023	1.113	1.041	0.664	0.407	0.202	0.064	0.034	na
10.00	1.000	1.017	1.083	1.211	1.008	0.694	0.360	0.114	0.060	na

^a データなし。

外部放射線に対する
放射線防護に用いるための換算係数

定価（本体4,000円＋税）

平成10年3月3日 初版第1刷発行

© 1998

平成13年6月20日 初版第2刷発行

翻 訳 社 団 日 本 ア イ ソ ト ー プ 協 会
お よ び 法 人
発 行

113-8941 東京都文京区本駒込二丁目28番45号

電話 (03)5395-8082

振替 東京00180-4-614865

発 売 所 丸 善 株 式 会 社

Mac 組版 (株)レオプロダクト

印刷・製本 (株)平河工業社

ISBN4-89073-103-2 C3340