

体外放射線に対する
防護のためのデータ

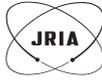
ICRP *Publication* **51**

体外放射線に対する
防護のためのデータ

国際放射線防護委員会専門委員会3の課題グループの報告書

1987年3月に主委員会によって採択されたもの

社団法人 **日本アイソトープ協会**



Japanese Translation Series of ICRP Publications
Publication 51

This translation was undertaken by the following colleagues.

Translated by

Kazuaki KATO, Masato KANEKO, Shinichi SASAKI,
Saburo FUJISAKI, Taichi MICHIKAWA,
Hisakazu MURAMATSU, Shiroh YASUBUCHI

Editorial Board

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

.....
Eizo TAJIMA* (Chair)

Tatsuji HAMADA (Vice-chair)

Masami IZAWA**

Jiro INABA

Sukehiko KOGA**

Sadayoshi KOBAYASHI

Ichiro MIYANAGA

Yasuo YOSHIZAWA*

Yoshikazu YOSHIDA

.....
* ICRP member at the time.

** Former ICRP member.

邦 訳 版 へ の 序

本書は、ICRP Publication 51 として刊行された、ICRP 専門委員会 3 の課題グループの報告書

Data for Use in Protection Against External Radiation

(*Annals of the ICRP*, 17, No. 2 / 3 (1987) に発表)

を、ICRP の了解のもとに翻訳したものである。

これは、以前に刊行された Publication 21 に代わるものである。Publication 21 は体外放射線の防護全般に関するデータ集としての役割を担ってきたが、「医学において利用される体外線源からの電離放射線に対する防護」の部分については、すでに Publication 33 として改訂・刊行されていることから、本書は、主として放射線場の表す量(放射線計測量)と線量を表す量(線量計測量)との換算関係を扱っている。

今回の改訂では新しい用語が数多く用いられている。たとえば、radiometric quantity(放射線計測量)、dosimetric quantity(線量計測量)、radiation protection quantity(放射線防護量)、ambient dose equivalent(周辺線量当量)、directional dose equivalent(方向性線量当量)、individual dose equivalent, penetrating(個人線量当量(透過性))、individual dose equivalent, superficial(個人線量当量(表層性))など、である。

これらは文中で明確に定義づけたうえで使われているので、読者はその意味を十分理解されることを希望する。

翻訳は、次の方々によって行われた(五十音順)。

加藤 和明(高エネルギー物理学研究所)

金子 正人(東京電力(株))

(ii)

佐々木慎一(高エネルギー物理学研究所)

藤崎 三郎(長瀬ラングウア(株))

道川 太一(日本放射線エンジニアリング(株), 前電子技術総合研究所)

村松 久和(信州大学教育学部, 前高エネルギー物理学研究所)

安淵 四郎(長瀬ラングウア(株))

この原訳をもとに、アイソトープ協会のICRP 勧告翻訳検討委員会で検討し、原訳者と意見交換、調整をしたうえ、成文となった。原訳に携わられた上記の方々の努力に感謝の意を表する。

昭和63年4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 田島 英三(立教大学名誉教授)

副委員長 浜田 達二(日本アイソトープ協会)

委員 伊沢 正実(日本原子力発電(株))

稲葉 次郎(放射線医学総合研究所)

古賀 佑彦(藤田学園保健衛生大学)

小林 定喜(放射線医学総合研究所)

吉澤 康雄(東京大学医学部)

吉田 芳和(日本原子力研究所)

目 次

	頁 (項)
図のリスト	vi
表のリスト	ix
序	xiii
1. 緒 言	1 (1)
1.1 この報告書の範囲	1 (1)
1.2 ICRU の報告書	2 (5)
1.3 モニタリングのための指針	3 (6)
1.4 データの制約	4 (8)
2. 体外放射線の制限に関する勧告	5 (9)
3. 人体中の線量分布の決定	11 (15)
3.1 主要因子	11 (15)
3.2 量およびそれらの間の関係	11 (17)
3.3 測定およびモデル化	13 (23)
3.4 人体ファントム	14 (27)
3.5 輸送計算	17 (37)
3.6 照射ジオメトリー	17 (38)
4. 理想化された状況に対する換算係数	20 (44)

(iv)

4.1	推奨される係数	20	(44)
4.2	換算係数に影響を及ぼす因子	21	(50)
4.3	光子に関するデータ	23	(54)
4.3.1	人体形状ファントム	23	(54)
4.3.2	ICRU 球	25	(59)
4.3.3	皮膚および眼	27	(65)
4.3.4	高エネルギー光子	29	(68)
4.4	ミューオンについてのデータ	30	(71)
4.5	パイオンについてのデータ	31	(73)
4.6	中性子についてのデータ	32	(77)
4.6.1	1985 年の線質係数に関する声明	32	(77)
4.6.2	人体形状ファントム	33	(79)
4.6.3	ICRU 球	34	(81)
4.6.4	平板ファントム	36	(84)
4.6.5	線質係数	38	(89)
4.7	陽子についてのデータ	39	(90)
4.8	電子についてのデータ	41	(98)
5.	換算係数の適用	73	(102)
5.1	線量当量を表す量	73	(102)
5.2	境界面現象	74	(107)
5.3	理想化されていないジオメトリー	75	(110)
5.4	エネルギーの分布	79	(118)
5.5	その他の被曝状況	80	(123)
6.	文 献	112	

付 録	126
A. 量と単位	126
B. 輸送計算	139
B.1 ホルツマン方程式	139
B.2 モンテカルロ法	140
B.3 CHORD 近似	142
B.4 いくつかの輸送コード	142
C. 臓器線量当量データ	148
D. 線量当量を表す量の適用	174
D.1 指標の妥当性	174
D.2 環境量の効用	176
D.3 個人モニタリングとの関連	178
E. 荷電粒子の線質係数	186

図のリスト

	頁
図 1	83
図 2 a	84
図 2 b	85
図 3 a	86
図 3 b	87
図 4	88
図 5	89
図 6	90
図 7	91
図 8	92
図 9	93

図 10	面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの、ICRU 球の主軸上のさまざまな深さでの線量当量	94
図 11	単位光子フルエンス当たりの、自由空間中における空気吸収線量	95
図 12	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、全身の皮膚について平均した線量当量	96
図 13 a	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、眼の水晶体に対する線量当量	97
図 13 b	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、眼の水晶体に対する線量当量	98
図 14	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する光子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	99
図 15	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するミュオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	100
図 16	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するパイオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量。正電荷をもったパイオンおよび負電荷をもったパイオンの値は、0.15 GeV 以上のエネルギーでは実質的に同じである。	101
図 17	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリで入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量	102
図 18	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリで入射する中性子についての、自由空間中における単位組織カーマ当たりの実効線量当量	103
図 19	ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標	104
図 20	ICRU 球に等方入射する中性子についての、単位フルエンス当	

(viii)

	たりの線量当量指標	105
図 21	ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、主軸上深さ 0.07 mm, 3 mm および 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	106
図 22	ICRU 球に等方入射する中性子についての、深さ 0.07 mm, 3 mm および 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	107
図 23	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	108
図 24	球および平板ファントムに面平行ビームとして入射する中性子についての、線量当量指標に対応する深さおよび最大線量当量を与える深さでの線質係数の実効値	109
図 25	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する陽子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	110
図 26	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する電子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	111
図 A.1	水中の衝突阻止能と線質係数との関係	133
図 E.1	荷電粒子エネルギーと線質係数との関係	187

表のリスト

	頁	
表 1	線量分布の測定および計算に用いられるいくつかのファントム	15
表 2	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量	43
表 3 a	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、自由空間中における単位照射線量当たりの実効線量当量	44
表 3 b	市販のファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、自由空間中における単位照射線量当たりの実効線量当量に関するいくつかの実験データ	45
表 4	ICRU 球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの深部線量当量指標 $H_{t,d}$	46
表 5	ICRU 球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの表層部線量当量指標 $H_{t,s}$	47
表 6	ICRU 球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	48
表 7	ICRU 球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ 3 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	49
表 8	ICRU 球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ 0.07 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	50
表 9	ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの線量当量指標	51
表 10	ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの、主軸上のさまざま	

(x)

	な深さにおける線量当量	52
表 11	単位光子フルエンス当たりの、自由空間中における空気吸収線量	53
表 12	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、全身の皮膚について平均した線量当量	54
表 13	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、眼の水晶体に対する線量当量	55
表 14	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する光子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量および深さ 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	56
表 15	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するミューオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	57
表 16 a	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するパイオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量	58
表 16 b	パイオンエネルギーの関数としての、最大線量当量における線質係数の実効値	59
表 16 c	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するパイオンについての、深さ 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	60
表 17	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量	61
表 18	人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する中性子についての、自由空間中における単位組織カーマ当たりの実効線量当量	62
表 19	ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標	63
表 20	ICRU 球に等方入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標	64

表 21	ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、主軸上深さ 0.07 mm, 3 mm および 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	65
表 22	ICRU 球に等方入射する中性子についての、深さ 0.07 mm, 3 mm および 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	66
表 23	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量、および、深さ 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	67
表 24 a	ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、深部線量当量指標に対応する深さおよび主軸上深さ 10 mm における線質係数の実効値	68
表 24 b	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに平行ビームとして入射する中性子についての、最大線量当量を与える深さおよび深さ 10 mm における線質係数の実効値	69
表 25 a	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する陽子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量、および、深さ 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	70
表 25 b	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する陽子についての、最大線量当量を与える深さおよび深さ 10 mm における線質係数の実効値	71
表 26	厚さ 30 cm の半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する電子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量、および、深さ 10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量	72
表 27	理想化された平行ジオメトリ(PA 照射を除く)における 10 keV から 10 MeV の光子エネルギーについて得られた実効線量当量と、自由空間中の照射線量との換算係数に適用される、発散ビームに対する補正係数の最大値	76
表 28	水平から上下に種々の角度で入射する単一エネルギー光子の広い平行ビームについて、人体形状ファントム中で測定された中	

	軸上の線量相対値……………	78
表 29	水平より上の種々の角度で楕円柱に入射する 1 MeV の中性子の広いビームについて計算された中軸上の線量当量 H 、および、同じ角度で人体形状ファントムに入射する 2.95 MeV の中性子の広いビームについて測定された相対吸収線量 D ……	78
表 C.1 a	種々のジオメトリーで男性人体形状ファントムに入射する光子の、単位フルエンス当たりの臓器線量当量……………	151~156
表 C.1 b	種々のジオメトリーで女性人体形状ファントムに入射する光子の、単位フルエンス当たりの臓器線量当量……………	157~163
表 C.2	種々のジオメトリーで人体形状ファントムに入射する中性子の、単位フルエンス当たりの臓器線量当量……………	164~173
表 D.1	人体形状ファントムおよび ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子と中性子についての、実効線量当量 H_E と深部線量当量指標 $H_{I,d}$ との比……………	180
表 D.2	人体形状ファントムおよび ICRU 球に面平行ビームとして、あるいは等方的に入射する光子についての、皮膚線量当量 H_{sk} と表層部線量当量指標 $H_{I,s}$ との比……………	181
表 D.3	人体形状ファントムおよび ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子についての、水晶体の年線量当量限度、および、制限因子となるほうの線量当量指標の年線量当量限度に対応するフルエンスの比較……………	182
表 D.4	人体形状ファントムおよび ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子および中性子についての、実効線量当量 H_E と周辺線量当量 $H^*(10)$ との比……………	183
表 D.5	半無限平板ファントムに面平行ビームで入射する種々の放射線の、最大線量当量と深さ 10 mm における線量当量との比 ……	184
表 D.6	人体形状ファントムおよび ICRU 球に種々のジオメトリーで入射する光子および中性子についての、皮膚線量当量 H_{sk} と方向性線量当量 $H'(0.07)$ との比 ……	185

序

この報告書は、以前の専門委員会3*の課題グループにより作成されたものである。委託された事項は、ICRP Publication 21のうち、体外放射線についての放射線の場と線量を表す量との関係を取り扱った部分を、ICRP Publication 26の勧告に照らして改訂することであった。それゆえにこの報告書は、ICRP Publication 21のこれらの部分に置きかわるものである。残りの部分はICRP Publication 33によってすでに置きかえられている。

課題グループのメンバーは、

M. C. O'Riordan(委員長)	E. E. Kovalev
G. Bengtsson	E. Kunz
P. J. Dimbylow	W. M. Lowder
G. Drexler	M. Rosenstein
T. D. Jones	G. R. Stevenson
K. Katoh	R. H. Thomas

であった。

この課題グループが活動した期間の専門委員会3のメンバーは

C. B. Meinhold(委員長)	D. K. Bewley
R. J. Berry	J. H. E. Carmichael

* 訳注 1977年に各専門委員会の担当分野が変更され、現在のICRP専門委員会3は医療被曝が担当である。ここでいう以前の専門委員会3は、それ以前の体外被曝を担当するものを指している。

- | | |
|---------------|------------------|
| G. Drexler | L. -E. Larsson |
| R. D. Ganatra | P. Pellerin |
| R. O. Gorson | J. G. B. Russell |
| J. Jankowski | E. L. Saenger |
| S. Koga | G. E. Sheline |
| C. Lagergren | R. H. Thomas |

であった。

N. Adams, D. K. Bewley, K. F. Eckerman, N. Parmentier, W. K. Sinclair, そしてとくに A. B. Chilton[†]の貢献に感謝する。

† 1986年9月3日死去。

- | | |
|---------------------|----------------------|
| E. E. Kovalev | M. C. O'Riordan (委員) |
| E. Kuz | C. Bergsson |
| W. M. Lawder | E. I. Hingstow |
| M. Rosenstein | G. Drexler |
| G. R. Stevenson | T. D. Jones |
| R. H. Thomas | K. Katon |
| D. K. Bewley | C. B. Meinhold (委員) |
| J. H. E. Carnichael | R. J. Berry |

* 1977年に各専門委員会が設立された。現在のICRP専門委員会はその後継機関である。この表は1977年以前にICRP専門委員会のメンバーであった委員の名前を示している。それ以前の委員の名前は、それ以前のICRP年報に掲載されている。

1. 緒 論

1.1 この報告書の範囲

(1) ICRP Publication 21 (1973) には、体外の線源からの電離放射線に対する防護のためのデータが記されていた。これらのデータは次の2種類、すなわち放射線の種々の量の間の関係に関するデータと、種々の物質の遮蔽性能に関するデータであった。現在いくつかの改訂された遮蔽データが、医療に用いられる体外線源を取り扱っている ICRP Publication 33 (1982 a) にすでに示されている。ここではもう一つの種類のデータを考察するが、これは、患者の照射に適用することを意図したものではない。

(2) この改訂の主たる理由は、これらのデータとその基礎にある取組み方を ICRP Publication 26 (1977) に記された国際放射線防護委員会勧告およびその後の関連する修正 (ICRP, 1978 a; 1980; 1985) に適合させることである。国際放射線単位・測定委員会から出されている放射線の量と単位についての報告書 (ICRU, 1980), および、それに続く線量当量の決定についての報告書 (ICRU, 1985) を考慮に入れることも必要である。第三の理由は、いくつかのデータの修正または差換えによって、従来の刊行物を改善することである。

(3) 便宜上、体外放射線に対する被曝の制限についての ICRP の報告を第2章に、またこの報告書に関連する量と単位の定義を付録 A に示す。線量分布の決定法は第3章で検討されているが、付録 B において輸送計算に特別の注意が払われている。第4章はこの報告書の中心をなすもので、理想化された照射ジオメトリーのもとでの、放射線に関する種々の量 (ICRU, 1980)

(2)

を相互に変換するための推奨データを取りまとめてあり、臓器に対する線量についての裏付けとなるデータが付録Cに載せられている。第5章には、これらの係数を実際の状況に適用するにさいしての助言と情報が与えられている。指標量、環境量および個人にかかわる量の使用については、付録Dにおいてより詳細に論じられている。第5章には、換算係数とは直接的には結びつかない体外被曝についての文献への短い手引も与えられている。最後に、付録Eには、荷電粒子の線質係数についての有用なデータを、ICRP Publication 21 (1973) から再録してある。

(4) この報告書の範囲から明らかなように、その目的としているのは、体外放射線のための放射線計測量、線量計測量および放射線防護量の間の関係と、それらの実際的利用法について、情報と助言を与えることである。

(このICRU用語については3.2節で説明される。)ある種の放射線については、利用できるデータの量が膨大であるうえに、ぞくぞくと発表されているので、変更と改良は避け難く、責任当局は、より適切なデータが利用できるようになったとき、それらの使用を躊躇すべきではない。

1.2 ICRU の報告書

(5) 体外放射線の計量学はまさにICRU(1980)の関心事であり、この報告書のかかわるところではないが、ここに示されているデータのあるものは、そのような放射線の測定機器との関連で、とくにエネルギー応答性およびエネルギーがスペクトル分布する場合の換算係数の選択の問題において、興味があるかもしれない。いろいろな線量当量を表す量の決定に関連する勧告がICRU(1985)により導入され、補完報告書によって詳しく論じられることになっているが、そこではある量についての非加算性といった概念的困難および機器の設計といった実際的問題が取り扱われるであろう。この報告書はICRUの取組み方に一致しているが、測定の問題というよりはむしろ人の

防護に主眼をおいている。

1.3 モニタリングのための指針

(6) 体外放射線に対する作業者の防護のためのモニタリングの諸原則は、ICRP 委員会により Publication 35 (1982 b) で述べられている。段階的な対応が作業場所のモニタリングに対しても、個人モニタリングに対しても提唱されている。段階的というのは、線量が増大するにつれ、あるいは予測不可能性が増大するにつれ、より高度のモニタリングが必要と思われるという意味においてである。

(7) 線量がより高くなるにつれ、より複雑な、あるいはより現実に則した手法がとられるべきである、という同様の取組み方をここでも提唱する。そうすると、低線量当量（たとえば、作業条件 B の範囲内の線量当量）においては、正確さが決定的に重要ということではないので、被曝を評価するのに線量計測量をそのまま使用してよいであろう。中間の線量当量（たとえば作業条件 A および軽度の過剰被曝に対応する）においては、これよりいくぶん高い正確さが求められ、この報告書にある線量計測量から放射線防護量への換算係数を使用すべきである。計画特別被曝 (ICRP, 1977) の評価には、放射線防護量への換算係数を使用するのが適当であろう。異常と考えられる重大な被曝に対しては、ICRP Publication 28 (1978 b) の勧告に従って、事故の評価から得られる実際の体内での吸収線量を使用すべきである。作業条件 A と B は、それぞれ予想される年線量が、50 mSv という年限度の 3/10 を超えるか未満かに対応しており、また計画特別被曝では 100 mSv を超えることはないであろう。緊急時または事故時における過剰被曝が軽微か重大かを分ける線も、100 mSv のところで引かれてよいであろう。

1.4 データの制約

(8) 概して、理想化された照射ジオメトリー、それは主として面平行ビームであるが、こういうものに対しては十分なデータが存在するけれども、この報告書の第4章で電子についてはもっと多くのデータが必要であるとの指摘がなされている。光子以外の放射線に対して、選ばれたいくつかの理想化されないジオメトリー、あるいは実際的なジオメトリーでの情報がもっと多く得られたならば、換算係数の適用を取り扱った章にとって有用であったことであろう。単一エネルギーの線源による理想化された照射状況での線量推定を行う理由は妥当であろうが、いろいろの機関の計算能力が向上したので、適当な程度の実験的証明を含めて、スペクトルのうえでもジオメトリーのうえでも現実的な一連の条件に今やこの計算能力を適応しうるかもしれない(O'Riordan, 1985)。子供を含む公衆の構成員が、著しく修飾された放射線場に身をさらすことになりかねないような放射線作業所のごく近傍で生ずる被曝条件にもいくらかの注意を払うことが必要であろう。この報告書にあるデータは、原則として作業者と成人である公衆の構成員に適用できるものであり、小児には概して適用できない。

2. 体外放射線の制限に関する勧告

(9) ICRP Publication 26 (1977) からの以下の抜粋は、この報告書に関連のある体外放射線についての委員会の勧告である。各項は ICRP Publication 26 にあるのと同じ番号がつけられ、小さな活字で示してある。後になされた修正 (ICRP, 1978 a ; 1980 ; 1985) および概念と量との詳しい説明 (ICRP, 1984) は中に組み込むか、さもなければ追記されている。〔 〕内の句は、それぞれの場合に応じて、修正を示したり意味を明確にしたり、あるいは文脈上のつながりを与えたりするために、原文に付加されたものである。…で示されている部分は、原文がこの報告書に関連ないため削除されたことを示す。

(103) 委員会の勧告は、非確率的影響を防止し、確率的影響の発生を容認できるレベルに制限することを意図するものである。委員会は、〔作業員においては〕非確率的影響の防止は水晶体を除くすべての組織に対して1年につき0.5 Sv…という線量当量限度を適用することによって達成できるであろうと信ずる。水晶体については、委員会は1年につき〔0.15〕Sv…という限度を勧告する。これらの限度は、これらの組織が単独で照射されるか他の臓器とともに照射されるかに関係なくあてはまり、またこれらの限度は確率的影響の制限を満たすどんな被曝も拘束することを意図している…。

(10) 委員会は、種々の臓器の被曝に伴う死亡リスクが臓器によって異なること、および遺伝的影響のある割合を考慮に加えることができるように、一つの量を勧告した (ICRP, 1984)。この量は、

$$\sum_T w_T H_T$$

で定義される。ここで w_T は、全身が均一に被曝したとき、組織 T の被曝に

(6)

起因する確率的リスクの、全リスクに対する割合を表すため、委員会によって規定された荷重係数であり、 H_T は組織 T の平均線量当量である。委員会は当初この和に対し名称を勧告しなかったが、明確化のための声明 (ICRP, 1978 a) で、実効線量当量 H_E とよぶことを提唱した。実効線量当量について勧告された年限度は 50 mSv である。

(105) 委員会が勧告する w_T の値は次のとおりである：

組 織	w_T	組 織	w_T
生 殖 腺	0.25	甲 状 腺	0.03
乳 房	0.15	骨 表 面	0.03
赤 色 骨 髄	0.12	残 り の 組 織	0.30
肺	0.12		

残りの組織についての w_T 値はさらに説明が必要である。…残りの組織のうちの最高の線量当量となる5つの臓器または組織の各々に $w_T=0.06$ という値が適用できること、および、この5つ以外のすべての残りの組織の被曝は無視できることを、委員会は勧告する。(胃腸管が照射される場合には、胃、小腸、大腸上部および大腸下部を4つの別の臓器とみなして扱うこととする。)

(11) 皮膚を“残りの組織”として扱うべきか否かについて、いくぶんの混乱があった (ICRP, 1984)。委員会は、明確化のための声明 (ICRP, 1978 a) で、手、前腕、足、くるぶし、皮膚および眼の水晶体を“残りの組織”に含めることは意図しておらず、したがって、これらの組織は実効線量当量の計算から除外されるべきであると述べている。この除外は、個人の防護の観点から実効線量当量の算定に適用されるものとしてよい。実効線量当量の定義はすべての組織を含むものであって、委員会の声明は、計算の手続きからのいくつかの組織の除外を述べたものである。集団グループの被曝の観点からの皮膚の照射の取扱方法については、ほかで取り扱われている (ICRP, 1978a ; 1984)。

(106) ある与えられた被曝に伴うリスクは被曝した個人の年齢と性で変わると認められている。しかしながら、105項に与えられた w_T の値は、これらの変動の原因がどうであっても、どの作業者の防護にも適切なものとして勧告される…。

(12) 防護の目的には、年齢または性に関係なくすべての作業者に単一の実効線量当量限度を使用することで十分な正確さが得られる (ICRP, 1977; 1978a)。この限度は、種々の臓器、組織に対する平均のリスクレベルに基づいている。同じ原則が公衆の構成員にもあてはまる。

(107) 105項に示した w_T の値は、補助限度および誘導限度の計算に関係する人々に対する指針となることを意図したものである…。とくにこれらの値は、…各組織の線量当量を考慮してきめられる放射性核種の年摂取限度 (ALI) の値を計算するために使われる。しかしながら、実際の状況では、体外被曝と体内被曝とに適用される2つの補助限度、つまり〔深部線量当量指標 $H_{T,d}$ 、表層部線量当量指標 $H_{T,s}$ に対する限度〕…、および ALI…を用いることで通常は十分である。

(108) 透過性放射線に対する体外被曝については、体内における線量当量の実際の分布に関する情報がない場合には、直径30cmの球内〔の1cm以上の深さ〕で起こる〔軟組織中の〕線量当量の最大値 (深部線量当量指標 $H_{T,d}$) を算定することが可能である。線量当量指標を年50mSvに制限すると、〔上記103項の後で〕勧告した方法によって行った場合と少なくとも同等の防護レベルが達成されるであろう。〔これに加えて、表層部線量当量指標 (直径30cmの球内の、深さ0.07mmから10mmまでの殻の中での最大線量当量) は皮膚の防護のため年あたり500mSvに制限すべきである…。〕

(13) 多くの実際的情況においては、深部線量当量指標および表層部線量当量指標についての限度を守れば、水晶体に対する線量当量限度は守られることになるであろう (ICRP, 1980)。

(109) 放射性核種の摂取の結果である体内被曝では、防護は年摂取限度 (ALI) に基づいて行うことができる。ALIの値は、単位摂取量あたりの各種臓

(8)

器の預託線量当量の知識から、〔上記103項以降および105項で〕論じた原則を用いて…計算されている。このような被曝は、103項に与えられた非確率的影響についての限度にも支配される。

(110) 体外被曝と体内被曝とが同時にある場合には、〔次の条件の両方を満たせば、委員会の勧告する線量限度を超えることにはならない〕

$$\frac{H_{i,d}}{H_{e,L}} + \sum_j \frac{I_j}{I_{j,L}} \leq 1$$

および

$$\frac{H_{i,s}}{H_{sk,L}} \leq 1$$

ここで、 $H_{i,d}$ は年深部線量当量指標、 $H_{i,s}$ は年表層部線量当量指標、 $H_{e,L}$ は実効線量当量の年限度 (50mSv)、 $H_{sk,L}$ は皮膚における線量当量の年限度 (500mSv)、 I_j は放射性核種 j の年摂取量、 $I_{j,L}$ は放射性核種 j の年摂取限度である。

(113) 勧告された限度を超えて線量当量を受けることを少数の作業者に許す必要のある事態が、まれにはあるが、通常の作業の間に生ずるかもしれない。このような状況のもとでは体外被曝〔と〕放射性物質の摂取とは、〔体外被曝による線量当量と放射性核種の摂取による預託線量当量との和が、〕任意の一事象において該当する年限度の2倍を超えず、また生涯においてこの限度の5倍を超えないならば、許されてよい。

(144) 異なる型の防護基準、すなわち、基本限度 (線量当量限度および補助限度)、誘導限度、認定限度、および参考レベルをはっきり区別することが重要である。

(145) 線量当量限度…は、個人の身体臓器または組織の線量当量あるいは、該当する場合には、預託線量当量に適用し、また集団の被曝の場合にはこれらの量の一つを個人のグループについて平均した値に適用する。

(146) 補助限度は体外照射と体内照射について与えられる。全身の体外照射の場合には、補助限度は身体の〔軟組織中〕1 cm以上の深さにおける最大の線量当量に適用する…。体内被曝についての補助限度は、吸入または経口摂取によ

る摂取量の年限度である…。これらの摂取量の限度は成人の「標準人」に関するものである。しかし、一般公衆の決定グループが生物学的な特性において「標準人」と大幅に異なっている場合には、その相違を考慮に入れるのが適切であろう…。

(147) 実際の放射線防護においては、線量当量、預託線量当量、または摂取量以外の量と結びつく、たとえば環境条件などに関係した限度の設定がしばしば必要になる。これらの限度が、その状況に対するきまったモデルによって基本限度と関連づけられ、基本限度を反映するように意図されているときには、それらは誘導限度とよばれる。誘導限度は作業場所の線量当量率、…といった量について設定されよう。誘導限度と基本限度との間のつながりの正確さは、誘導に用いられたモデルがどのくらい現実と合っているかに依存する。

(148) 〔監督〕官庁または施設管理者によって定められる限度は認定限度とよばれる。…認定限度が存在するときには、それはつねに誘導限度に優先する。

(149) 参考レベルは、放射線防護プログラムの中で定められるどんな量についても、それらの量に限度があるかないかにかかわらず、定めることができよう。参考レベルは限度ではなく、ある量の値が参考レベルを超えるかまたは超えると予想されるときにとるべき一連の処置の方針をきめるのに用いられる。参考レベルの最もふつうの型は、記録レベル、調査レベルおよび介入レベルである。

(161) この報告書のためには、職業上の被曝とは、作業員がその作業期間中に受けるすべての線量当量およびすべての摂取量から成るものとする（ただし、医療放射線および自然放射線に由来するものを除く）。作業員の放射線防護に関する諸問題の規模と種類は非常に広い範囲にわたっているので、作業条件の分類システムを導入するのが実際上有用である。作業条件は次の2段階に分けることができる：

「作業条件 A」：これは、年被曝が線量当量限度の $3/10$ を超えるおそれのあるような条件である；

「作業条件 B」：これは、年被曝が線量当量限度の $3/10$ を超えることにはほとんどなりそうもないような条件である。

(188) 異常事態に対処するため、その事態の発見および線量または摂取量の

(10)

算定に関する方策ばかりでなく、適用しなければならないであろう介入措置の種類についても方策を講じておくべきである。…

(14) 1985年3月パリで開かれた委員会の会議で出された声明の中で、中性子についての線質係数の値を取り扱っている(ICRP, 1985)。声明のこの部分は、この報告書の4.6節において再録し、検討される。

3. 人体中の線量分布の決定

3.1 主要因子

(15) 体外放射線に対する防護のためには、身体内の吸収線量分布および線量当量分布を、使用目的に応じた正確さで知ることが重要である。体外放射線に対する日常の個人モニタリングに必要とされる正確さについては、委員会により別に指針が示されている (ICRP, 1982 b)。線量分布に大きい影響を与える因子は、放射線の種類、入射放射線の角度分布と空間分布およびエネルギースペクトル、放射線場における身体の向き、身体の形状および組成、である。これらに加えて、放射線と組織との相互作用過程の複雑さのため、必要とされる場合に線量分布を決めることは簡単な事柄ではない。

(16) この問題に対して2つの取組み方——実験的方法と計算による方法——がある。いずれの場合にも、人体の代わりにする単純化されたファントムを採用することが必要であり、また理想化された照射ジオメトリーを採用することも必要である。これらの問題を以下で取り扱うが、まず第一に、着目すべき量およびそれらの量の間確立される必要のある関係について、明確にしておくことが有用である。

3.2 量およびそれらの間の関係

(17) 体外放射線に対する線量の制限は、第2章で要約した線量限度の体系、すなわち、線量当量限度、補助限度および誘導限度によって実施される。これらの量は、各々と他の量と関係づけできることが必要であり、実際、誘導限度は、線量当量限度と補助限度を総称している基本限度に由来してい

(12)

なければならない。この基本限度を表す量として、次の3つの放射線防護量 (ICRU, 1980) が使用されている。すなわち、臓器・組織中の平均線量当量、実効線量当量、および線量当量指標である。これらの量は付録 A に定義されている。ICRU (1985) による線量当量の新しい規定もまた関連があろう。

(18) 誘導限度は、通常、測定可能な量で表現される。それらが放射線自体に関係する場合には、放射線計測量 (ICRU, 1980) とよばれる。そのよくみられる例は、粒子束、粒子フルエンス、およびエネルギーフルエンスである。放射線計測量が、放射線と物質との相互作用に関する量と結合すると、線量計測量 (ICRU, 1980) が得られる。線量計測量の例として、照射線量、吸収線量、カーマ、およびもっと最近に定義された量である周辺線量当量、方向性線量当量および個人線量当量などがある (ICRU, 1985)。これらの量も付録 A で定義されている。

(19) 種々の量の間の関係の多くの例がこの報告書に記載されている。それらの量の比は特定の条件のもとで、ある与えられた量を他の量に換算することを可能とするものであるから、換算係数とよばれる。とくに、放射線場を基本的に規定する量である粒子フルエンスは、第4章の換算係数の多くにとって共通の分母として使用されている。

(20) 種々の臓器・組織中の平均線量当量と実効線量当量との関係は、委員会によって、第2章で述べた荷重係数 w_T を介して与えられている。実効線量当量と深部線量当量指標および周辺線量当量との関係は、後の2つの量が最初の量の代わりをするので、かなり重要である。この報告書では、これらの関係に対してかなりの注意が払われている。

(21) 基本限度を表す量は測定されないが、吸収線量、カーマ、照射線量、周辺線量当量などの線量計測量は、測定および計算が可能である。それゆえ、これらの量は実用上重要であって、また、これらの量と基本限度に用いられる量との関係は確立することができる。線量計測量はまた、放射線計

測定と基本限度量との関係を確立するとき、ある段階で重要となる。

(22) 多くの状況では、人体内の吸収線量分布と線量当量分布は同一である。すなわち、たとえば光子または電子による照射では、線質係数は1とされる。しかしながら、線質係数が1ではないその他の放射線の線量当量分布を詳細に評価するためには、とくに複雑な手順によらなければならない。

3.3 測定およびモデル化

(23) 吸収線量分布および線量当量分布を決定するもっとも説得力のあるやり方は、人体を忠実に模擬したファントム内で、それらを測定することであろうと思われるかもしれない。しかしながら、吸収線量の精確な測定には、通常、多くの時間を要するものであり、また、線質係数が1を超える放射線に対して線量当量を求めるのに要する実験的労力は、それが可能であっても、きびしい制約になる。ファントムがより現実的であればあるほど、より多くの作業を要するようになる。それゆえに、線量分布を系統的に実験的に決定することは、大規模利用では法外な費用がかかる。

(24) もう一方において、照射条件を数学的に表現し、かつ相互作用過程の知識から線量分布を計算することがますます可能となってきた。この方法では、身体とその臓器、あるいは適切なファントムは、幾何学的座標により定義され、ついで身体内での放射線の輸送が計算される。この方法は数学的モデル化とよばれており、きわめて融通性に富みかつ威力を有することが明らかとなっているが、一つの理想化として認識されなければならない。

(25) 十分な計算能力が与えられれば、数学的モデル化により複雑な照射条件を有効に扱うことが可能であり、原理的には、どんな放射線場でも完全な線量分布を提供しうる程度にまで計算を精密化することができないという理由はない。しかしながら、かかる計算およびそれに関係する相互作用パラメータの値にはある程度の避けられない不確かさが存在するし、そのうえ

(14)

解剖学的パラメータもかなりの変動がある。モデル化における極端な正確さは、放射線防護の目的には必要とされないけれども、理論的な知見を確認するための十分に選り抜かれた測定は必要である。

(26) この報告書では、かなりの部分はモデル化による計算結果を使っているが、それを確認するための測定がなされている場合には、それにも考慮が払われている。

3.4 人体ファントム

(27) 放射線防護のための人体の標準的なファントムは、規定された解剖学的数値、物理的数値、および元素組成値をもった ICRP 標準人 (ICRP, 1975) である。このような詳細な不均質なファントムは、体外照射の計算には不必要に複雑であり、そのうえ、知見が増すに従って、時間とともに変化するおそれがある。これとまったく対照的なのが、放射線防護の目的で規定された、直径 30 cm の組織等価物質からなる単純な ICRU 均質球である (ICRU, 1980)。

(28) 均質ファントムは、光子の線量分布の測定に長い間使用されてきた。放射線治療で広く使われている水ファントムが、放射線防護の目的に、しばしば楕円柱の形で採用されている。中性子の深部線量の測定には、組織等価液体を入れた他の種類のファントムが、ときどき使用されてきた (ICRU, 1977; 1978 a; 1978 b; Broerse ら, 1981)。それらのジオメトリーは、通常、一辺 30 cm の立方体である。実用上の理由から、組織等価物質からなる固体均質ファントムが開発され、その第一の例が上述の ICRU 球である。

(29) 標準の寸法をもった市販のファントムが、広く使用されている (アルダーソン; ヒューマノイド)。それらのファントムは光子との相互作用については組織等価であって、人骨と密度調整した肺が、それら以外の部分では一様な構造体の中に置かれ、その構造物は線量計を挿入するためのマトリク

ス状に配置された孔を有する横方向のスライスに分割されている。中性子線量計測に利用できる型もある。もう一つの不均質ファントム、ミスターアダム (Garry ら, 1975) は, 研究者達 (Kramer, 1979) により現在一般に使用されている, 主要な数学不均質ファントム (Fisher と Snyder, 1967) と物理的に等価である。

(30) 表1に, 測定用ファントムおよび数学ファントムのリストをかかげる。種々の形の均質ファントム, とくに半無限平板, 楕円柱, およびICRU球について, ほとんどすべての種類の放射線に対し, 輸送計算が行われている。

表1 線量分布の測定および計算に用いられるいくつかのファントム

測 定 用	計 算 用
均質型	均質型
立方体: 液体, 固体	半無限平板
楕円柱: 液体, 固体	楕円柱
球 : 固体	球
不均質型	不均質型
アルダーソンランド	MIRD(成人)
RT ヒューマノイド	MIRD(小児)
ミスターアダム	アダムとエバ

(31) 人体の不均質でかつ数学的な表現 (MIRD ファントム) は, もともと体内放射線の線量計算のために工夫されたものであるが, その後このファントムの修正 (MIRD, 1969) されたものは体外放射線に関する計算にもまた役立っている。重要なので, このファントムの型と, その後どのように発展してきたかについて, 簡単に記述しておく。

(32) 最初の MIRD ファントムは, 3つの主要な部分, すなわち, 腕, 胴体および腰を表す一つの楕円柱, 脚および足を表す先端を切り取った1つの楕円錐, および頭と首を表す1つの楕円柱に分けて, 解析的に規定されて

(16)

いた。両腕は胴体とは分離されておらず、脚も分離することはできなかった。また、指、足、耳、あごおよび鼻などの小さい付属物は省略されているが、生殖腺は特定されていた。このファントムの寸法は、西欧の成人の平均的な寸法と体重を示すように選ばれており、ICRP 標準人 (1975) に相当する。

(33) 数式による臓器の表現は単に近似的なものであって、他に多くの幾何学的に単純な近似も使用されてきたようである。このような数学的表現を工夫したさいの目標は、一つの平均的な臓器のだいたいの大きさと形を、わずかな方程式によって表すことであつた。計算時間を最小にするため、臓器の一般的な形と矛盾のない範囲で、数式はできるだけ簡単にされた。

(34) もとのMIRDファントムには、密度の異なつた3つの媒質があつた。すなわち、骨、骨髄および骨格系のその他の有機成分からなる骨格領域、肺領域、およびファントムの残りの領域である。これらの領域は、主として水素、炭素、窒素および酸素から構成されていた。骨格では、それ以外の元素が全質量の約18%に達し、その大部分をカルシウムとリンが占める。ファントムの肺に用いられた組織の組成は、ファントム中の他の軟組織の成分といくぶん異なつていた。なぜならば、肺は脂肪をほとんど含んでおらず、また大部分の臓器よりも血液の占める割合が大きいためである。骨格系(骨および骨髄)、肺、ファントムの残りの部分の密度は、それぞれ約1.5、0.3、および1 g/cm³であつた。

(35) 年が経つ間に、このファントムは、これら以外の臓器を加えかつ人体をよりよく表すため、精密化されかつ修正を加えられてきた(MIRD, 1978)。もっと最近になって、新生児から成人に至る年齢別の人に対する数学ファントムが考案された(Cristy, 1980)。これらのファントムの設計に対する基本的な取組み方は、もとのファントムにおいて用いられたものと変わっていない。

(36) 今まで記述してきた不均質ファントムでの困難の一つは、性別が

特定されていない点、すなわち、それらは、女性の器官を付加することができるが男性ファントムである、という点である。この取組み方は体内被曝の線量計測には満足なものであるが、女性の乳房が高いリスク係数をもつことは体外放射線ではとくに重要であり、実効線量当量の大きさに重大な影響を及ぼすであろう。このことが、性別を特定した計算用の成人ファントム、アダムとエバの開発 (Kramer ら, 1982) をもたらした。これらのどちらも MIRD ファントムから導かれたものである。

3.5 輸送計算

(37) ファントム中の放射線の輸送を決定し、線量当量分布を計算するのに、2つの主要な方法が用いられてきた。すなわち、ボルツマン輸送方程式の数値解法と粒子相互作用のモンテカルロ・シミュレーション法である。複雑なジオメトリーでボルツマン方程式を解くのは困難であるため、モンテカルロ法が広く使用されるようになった。それはシミュレーション法、すなわち、粒子がファントム中で輸送されるさいの、個々の粒子のヒストリーをランダム・サンプリング法で記述する一種の計算機実験である。これらの方法のより詳細な記述とその応用例が付録 B に述べられている。

3.6 照射ジオメトリー

(38) 人体形状ファントムについてのいくつかの照射ジオメトリーを図 1 に示す。それらはすべて、実質的に無限の広がりをもった広い単一方向ビーム、すなわち面平行ビームに関するものである。かかるビームは、真空中においてファントムから無限の距離に線源があるとした場合に生ずるものである。

(39) 前後方向 (anteroposterior) ジオメトリーすなわち AP ジオメトリーとは、身体の長軸に直角のビームによる、身体の前面から後面に向かっ

(18)

での照射をいう。逆に、後前方向 (posteroanterior) ジオメトリーすなわち PA ジオメトリーとは、後面から前面に向かっての照射を、また側面 (LAT) ジオメトリーとは左右いずれかの側面からの照射をいう。これらのジオメトリーは、線源の位置に対して向きが固定された人体の照射を表現しようとするものである。

(40) 図 1 において ROT と名づけられた回転ジオメトリーを規定する 2 つの方法がある。図に示されているように一つは、人体をその長軸のまわりに、その回転軸に直角な広い単一方向ビーム中を、一様な速さで回転させることにより得られる。同じ効果は、固定した人体の長軸のまわりに、かかる放射線場を一様な速さで回転させることによっても得られる。このジオメトリーは、線源位置に対して不規則に動きまわるような人の照射パターンに対する近似と考えられよう。

(41) 面平行ビームすなわち広い単一方向ビームは一つの理想化であるが、身体の長軸に対して直角なビーム以外のビームを想定することも可能である。実際には、点線源からの発散ビームまたは人体のごく近傍の広がりをもった線源により作られた放射線場に、人がさらされることがもっとありそうである。第 5 章で示されるように、斜め入射および発散ビームについて、若干のデータがあり、また、理想条件下の結果を非理想ジオメトリーに適応させるための提案もなされている。

(42) 等方照射は、単位立体角当たりの粒子束が方向に無関係な放射線場において生ずる。かかるジオメトリーは、放射線は単一エネルギーではないであろうが、実質的に無限に広がった放射性ガスの雲の中に浮かんでいる身体によって近似されよう。等方照射の結果のその他への応用は、第 5 章で議論されている。

(43) ICRU 球については、4 つの理想化されたジオメトリーがときに議論されている。うち、3 つは広いビーム——単一の面平行ビーム、対向す

4. 理想化された状況に対する換算係数

4.1 推奨される係数

(44) 放射線防護において関心をもたれるいくつかの量の間の、推奨される換算係数についてここで述べる。量の間の関連性については第3章で論じた。ここでは、作業場において遭遇することの最も多い放射線——すなわち数 MeV までのエネルギーの光子および中性子——に注目するが、他の放射線および、さらに高いエネルギーについても、推奨データを示す。この章のデータは理想化されたジオメトリーに関するものであり、これらの状況からはずれるものについては第5章で扱う。

(45) ここでは、線量計測量であれ放射線計測量であれ、測定される量と放射線防護量とを結びつける換算係数にある程度重点を置いている。これは、監視を実施するさいの実際的な測定値の解釈を容易にすることを意図している。たとえば、カーマまたはフルエンスと実効線量当量との間の関係がそうである。付録 A で、前述の諸量の定義について述べるとともに、吸収線量と線量当量とを結びつける線質係数についても論じている。

(46) この文脈において、推奨されるという言葉の意味を説明しておくことは重要である。ここに示す換算係数は、体外放射線に対する成人の被曝を評価するために、現時点においては適当なものであると判断される。これらの換算係数は、不可侵なものでもなければまた不変のものでもなく、むしろ現在の知識の状況を反映するものである。

(47) 止むを得ないことであるが、個々の状況下での照射に対する換算係数は、離散的な放射線エネルギーごとに定められている。各エネルギー間

の補間は、前回の委員会による報告 (ICRP, 1973) 以来ずっと難しい問題とされてきた。とくに中性子の場合はそうであった (Rogers, 1978 ; Kluge と Alberts, 1981 ; Eisenhauer と Schwartz, 1981 ; Sims と Killough, 1983)。以前よりも多くのエネルギー値において新たに計算が行われたので、ある程度この困難は克服され、補間の必要性はそれほど差し迫ったものではなくなった。それでもやはり、この報告書ではいくらかの補間を行った。適切なスケール上でラグランジュの四点補間法を使用した。

(48) 表に示したデータが実際の推奨値である。図をもって説明することを目的としてデータをグラフでも示しているが、これらは、放射線防護において実用に供するには十分な精度で描かれている。ある換算係数を示すのに解析的な表現 (ANSI, 1977 ; Wagner, 1985) を用いている文献もあって、いずれの特定のフィッティング法にも物理学的正当性はないけれども、このような取組み方もまた補間を容易にするものである。

(49) 表による表示については、オリジナルであるか補間によるものであるかを問わず、エネルギーを対数目盛りにとった値と合わせて、参考文献からのデータ点を示した。エネルギーの変化に伴って換算係数が急激に変化するところでは、ときには値を追加した。推奨される係数を表すのに、全体を通じて有効数字3個を用いたが、これは、正確さを表すことよりもむしろ計算上の便宜をはかったものである。裏付けとなるいくつかのデータ点を、必ずしもそれらの点の全部ではないが、補間値の助けを借りて描かれたグラフの上に示した。計算による点と実験による点とでは、異なる記号を用いた。

4.2 換算係数に影響を及ぼす因子

(50) 実効線量当量に関する換算係数の値は、それらの決定に用いられたファントムの構造と組成によって影響されることに注意することが重要であり、このことは、身体の一つ一つの臓器における線量当量についても同

(22)

様である。種々の型の人体ファントムについて第3章で述べ、とくに女性の乳房に関連して(KramerとDrexler, 1981), 性別を特定したファントムが望ましいことに言及してある。他の事柄が同じであれば、標準ファントムが現実に近いほど換算係数データの不確かさは少なくなる。

(51) “残りの組織”(ICRP, 1977)をどう決めるかによって生じる、実効線量当量への換算に影響を及ぼすもう一つの複雑な問題について、注意を向ける必要がある。委員会は、実効線量当量を決定するためにいくつかの組織・臓器を特定し(ICRP, 1984), それらに、合計が0.70になるような w_T 値を与えている。残りの組織のうち最も高い線量当量を受ける5つの臓器・組織のそれぞれに、荷重係数 $w_T=0.06$ が与えられ、したがってすべての w_T 値の合計は1となる。複雑なのは、異なる放射線エネルギーおよび異なる照射ジオメトリーでは、5つの臓器は異なることがありうるので、その結果、実効線量当量の算定にある程度の不確かさが生じうることである(KramerとDrexler, 1982; Thomasz, 1984; Drexlerら, 1985)。したがって、後述の一連のデータに対しては“残りの組織”の取扱い方を付記する。個人の防護を考える場合には、実効線量当量の決定から除外している皮膚と眼についてもとくに注意を払っている。臓器線量は付録Cで取り扱う。

(52) さらにもう一つの困難さは陽子のような高電離性の放射線についての線量当量換算係数に関係するものである。単一エネルギーのこの種の粒子の電離曲線は、着目する媒質中におけるその粒子の飛程にほぼ等しい深さで、特有のピーク——ブラッグ・ピーク——を示す。これは粒子が減速するに従って、エネルギー付与率が增大することに原因がある。吸収線量および線量当量も増大するが、後者は、線質係数の線エネルギー付与依存性によって、さらに増大する。低エネルギーとなった粒子についての単位フルエンス当たりの線量当量は、組織の微視的厚さ内では、計算に用いられた巨視的厚さ内で平均した値よりもかなり高くなり、このことが問題であった。この

種の懸念は、次の3つの理由によって除かれる。すなわち、線量当量限度は巨視的なものに対して適用されること、放射線はめったに単一エネルギーでないこと、そして、飛程ストラグリングのためにピークの幅が広がること、による。

(53) ここで、この報告書に示したデータは概して単一エネルギーの放射線についてのものであること、および、これらのデータをスペクトル分布を示す放射線に適用する場合には注意すべきであることを強調しておきたい。このことは、第5章でさらに論じる。

4.3 光子に関するデータ

4.3.1 人体形状ファントム

(54) 10 keV~10 MeV のエネルギーの単一エネルギー光子について、実効線量当量とフルエンスとの間の換算係数を表2および図2に示す。係数は、MIRD モデルに由来する男性および女性のファントムを用いて、5つの照射ジオメトリーについてモンテカルロ法で計算されている (Kramer ら, 1982; Williams ら, 1985 a)が、オリジナルのデータ点の相対標準偏差は5%未満である。ここでいう実効線量当量 (Kramer と Drexler, 1982) は、ICRP Publication 26 (1977) で定められた組織、臓器、および ICRP Publication 30 (1979) で示された“残りの組織”に対する、それぞれの平均線量当量のリスク荷重総和である。等方照射に関しては、それらの平均線量当量は、骨内の軟組織に対する線量推定にとくに重点を置いた MIRD ファントムについてのモンテカルロ計算 (Kerr ら, 1985) によって、よく裏付けされている。

(55) これと同じ照射ジオメトリーとエネルギーの組合せについての、実効線量当量と照射線量との関係を表3 a および図3に示す。計算は前出の表および図と同様の方法で行われ (Kramer ら, 1982; Williams ら, 1985 a), オリジナルデータにおける相対的不確かさも同程度である。照射線量は、フ

(24)

ファントムの垂直軸上で地上1 mにおける自由空間中の点についてのものである (Kramer と Drexler, 1982) が、地面による散乱は考慮されていない。

(56) 実効線量当量と自由空間中における空気カーマとの間の換算係数が Williams ら (1985 a) によって示されている。(小片接合法による二次的な結果も示されている。) 表 3 a に示されたデータは、その数値を $0.873 [\mu_{tr}/\mu_{en}]$ で割ることによって、同じ換算係数のよい近似値を得るのに使用できよう。ここで [] 内の表現は、乾燥空気についての、質量エネルギー付与係数と質量エネルギー吸収係数との比である。換算係数の単位は Sv Gy^{-1} である。実効線量当量と空気中の空気吸収線量とを関係づけるには、単位をやはり Sv Gy^{-1} として、表 3 a の値を 0.873 で割るべきである。

(57) 等方照射についてのもう一組の結果 (O'Brien, 1980) も図 3 に示してある。これらの結果は、赤色骨髄線量を得るため全骨における線量に対し修正係数を適用して、男性型および女性型の MIRD ファントムについてモンテカルロ計算 (O'Brien, 1982) を行うことによって得られた。図中の点は、男性型による結果と女性型による結果の平均値であり、モデル化にいくぶんかの保留があるものの、これらの点は、他の組のデータとよく一致している。改良された骨髄のモデル化を用いた、等方照射についての他の独立したモンテカルロ計算の結果 (Ryman ら, 1984) も推奨値と一致する。

(58) この領域では、実験よりも計算のほうがかなり多いが、市販の人体ファントム (アルダーソン) について文献から得られたいくつかの裏付け証拠を表 3 b にまとめた。実験による換算係数は、もともとさまざまな臓器について個々に決定されたものであるが、ここでは大まかな比較ができるように解釈されている。結果は、PA の値を除いては相互にほぼ一致し、また計算値ともほぼ一致する。AP および ROT ジオメトリーについての結果を図 3 に例示した。

4.3.2 ICRU 球

(59) ICRU 球に入射する、10 keV～10 MeV の単一エネルギー光子についての換算係数を表 4～8 および図 4～8 に示す。データは、フルエンスと、限定線量当量指標 $H_{1,d}$ と $H_{1,s}$ 、および深さ 10 mm, 3 mm および 0.07 mm における主軸上の線量当量との間の関係を示している。ここでいう主軸とは、平行ビームに対する対称軸である。照射ジオメトリは、面平行ビーム、2つの対向する面平行ビーム、および 360°回転面平行ビームである。また、等方場についてのデータも示す。深さ 10 mm における単一の面平行ビームに対する値は、報告された深さにおける周辺線量当量の値 (ICRU, 1985) と数値的に同じである。

(60) 表に示したデータは 2 組のモンテカルロ計算 (Williams ら, 1983; Dimbylow と Francis, 1984 a) の平均値である。一組 (Williams ら, 1983) はカーマ近似を用いており、そのさい、二次電子によって開放された運動エネルギーは、相互作用のごく近傍で媒質に付与されるものと考えている。この近似は、球の表面で荷電粒子平衡が完全に成り立っているときに満足なものであり、3 MeV 未満のエネルギーにおいてはたいした誤差は生じない。もう一組 (Dimbylow と Francis, 1984 a) は、球が真空中にある場合および、250 keV を超える入射光子が球の前方の空气中で相互作用を起こす場合に生ずる線量分布を別々に計算することによって、二次電子輸送を考慮している。二次電子輸送は、電子の経路を有限個の切片に分割し、二次電子がそれぞれの切片を通過するときに失うエネルギーをその切片の末端部に付与することにより求めている。しかしながら、この方法では球表面における線量を過小評価する結果となり (Dimbylow と Francis, 1983)、また、切片の長さより深く侵入した位置で平衡に達することになる。したがって、0.07 mm の深さにおける主軸上の線量当量についてここで採用した値 (Dimbylow と Francis, 1984 a) は、250 keV を超えるエネルギーについては、表

(26)

面からのものではなく、そのすぐ内側の殻からのものである。その値は、もう一組の計算から得られる 0.07 mm の深さにおけるカーマ値(Williams ら, 1983) とよく一致する。

(61) 2 組の計算値に関する統計的不確かさは、1 %未満と見積られる。これらの値は、高いほうのエネルギーでは食い違ってくる傾向にあるが、だいたいにおいてよく一致している。一方の組(Dimbylow と Francis, 1984 a) においては制動放射線の発生を考慮せず、それに対してもう一方の組(Williams ら, 1983) においては、発生した制動放射線はすべて球から逃げ去るものと仮定している。これらの2つの方法から生ずる 10 MeV における最大差は約 4 %であるが、実際の状況はこの両極端の中間にある。空気によって散乱され、続いて球内で相互作用する光子による線量当量を含めると、その寄与は 10 MeV において総線量当量の約 2 %になる(Dimbylow と Francis, 1983)。

(62) 上の2組の計算値と、0.01~0.15 MeV のエネルギー範囲について行われた確認のための測定によって裏付けられている、もう一組のモンテカルロ計算による値(Nelson と Chilton, 1983) とはよく一致しており、その比較を図 6~8 に示す。さらに、 ^{137}Cs の γ 線および 100 kV の X 線スペクトルについて、ICRU 球における深部線量が測定されていて、これらは理論値とよく一致している(Williams ら, 1983 ; Drexler と Kramer, 1978 ; Williams ら, 1985 b)。17 keV~1.25 MeV の光子エネルギー範囲の平行ビームについても、10 mm の深さにおける計算データ(Dimbylow と Francis, 1984 a) と実験データ(Francis, 1985) とは、よく一致している。

(63) 表 9 および 10 は、図 9 および 10 とともに、面平行ビームによる照射について、ICRU 球におけるさまざまな線量当量を表す量と自由空間中の空気吸収線量との関係を示している。これらは、表 4~8 に示された換算係数と次に記す規格化係数とから構成されたものである。計算によって裏付

けられた一組の測定結果 (Hohlfeld と Grosswendt, 1982) のうちのいくつかも、これらの図中に示す。その後の測定 (Selbach ら, 1984; Yook と Lee, 1984) は、さらによく一致している。空気吸収線量と ICRU 球の 0.07 mm および 10 mm の深さにおける線量当量との間の推奨される換算係数 (表 10) は、空気カーマと ICRU の環境モニタリング量 (ICRU, 1985) との間の換算係数として別の文献 (Wagner ら, 1985) 中に示されたものに実質的に等しい。空気吸収線量と空気カーマとの間の関係を支配する、空気についての質量エネルギー付与係数と質量エネルギー吸収係数との比は、1 MeV まではほとんど 1 であり、10 MeV において 1 から数%ずれるだけである (Evans, 1968; Chilton ら, 1984)。

(64) 異なったデータの組を比較するためには、決まった規格化係数 (Williams ら, 1984; Dimbylow と Francis, 1984b) を用いる必要がある。したがって、乾燥空気に関する質量エネルギー吸収係数の最新値を用いて、単位フルエンス当たりの自由空間中における空気吸収線量が計算された (Hubbell, 1982)。便宜上、その結果を表 11 および図 11 に示す。空気吸収線量、照射線量および空気カーマの間の相互換算の手法は、前章で述べた。湿度に起因するわずかな影響はすべて無視されている。

4.3.3 皮膚および眼

(65) いくつかの組織と臓器、とくに皮膚と眼は実効線量当量の計算からは除外され、独自の線量当量限度が与えられている。面平行ビームによる皮膚の照射および等方場での皮膚の照射について、10 keV~10 MeV の単一エネルギー光子に対する換算係数を、表 12 および図 12 に示す。これらは皮膚をもつ MIRD モデルから導かれた性別を特定しないファントムについて、モンテカルロ法で算定されたものである (Kramer ら, 1982; Williams ら, 1985 a)。その皮膚は厚さの点で ICRP (1977) モデルとはいくぶん異なり、

また、大きな原子番号の元素を適度に微量含むために一般的な軟組織(ICRP, 1975)よりも密度がいくぶん大きい。その結果は全身の皮膚について平均されているが、単一方向ジオメトリーの光子と低エネルギーの光子については、線源から遠い側の半身の皮膚は身体自身によって著しく遮蔽されるので、線源に近い側の半身の皮膚について平均するほうが妥当かもしれない。このことは、表に示した単一方向の値のうちのいくつかは2倍する必要があることを意味するが、回転照射と等方照射については自己遮蔽の問題は起こらず、値に修正を加える必要はない。表12に示した値のいくつかと、表8に示したICRU球についての値とを比較すると、このことが理解できる。

(66) 眼の水晶体についてのデータを表13および図13に示す。これらは、前の表および図の中の換算係数に対するのと同様の方法を用いて求められたものである(Kramerら, 1982; Williamsら, 1985a)。計算のためには、数学的ファントムの眼の水晶体は正しい厚さを持ち、適正に配置されており、ファントムの組織は実質的に正確な元素組成をもつ。微量の無機物質の存在は、たいして重要でない。しかし、実際の水晶体の体積(ICRP, 1975)は 0.4 cm^3 未満なので、計算の統計的不確かさを小さくするために、水晶体の厚さでなくその面積を大きくしてある。眼の被曝に対するICRP(1977)の取組み方では、表面下3 mmにある水晶体赤道における線量当量が適切なパラメータとされているが、この計算用モデルはICRPの取組み方とはいくぶん異なっている。ここで用いたモデルでは、低エネルギーにおける線量当量を、おもにAPのジオメトリーについて、若干過大評価していると思われる。

(67) ここで、フルエンスから実効線量当量への換算係数は、生殖腺、乳房、および肺といった個々の臓器についてのデータから決定されていることを思い起こすことが有用である。個々の臓器についての換算係数は文献に示されており、いくつかの代表的なデータが付録Cに示されている。

4.3.4 高エネルギー光子

(68) 表 14 および図 14 に示した換算係数は、エネルギー 10 MeV~20 GeV の単一エネルギー光子についてのものである。これらの係数は、横方向に無限な、厚さ 30 cm の平板ファントムに入射する面平行ビームについてのモンテカルロ計算によって得られた。ファントムは、ICRU (1980) の組成をもつ軟組織ファントム (Rogers, 1984), もしくは水ファントム (Beck, 1970) であり、換算係数は、ファントム中における最大線量当量についてのものである。図 14 に示された 2 組のデータの間の相違は、おそらく深さ方向の各間隔におけるデータの平均の方法の他、断面積と密度効果補正におけるわずかな差に基づくものであろう。表 14 には、もっと包括的なデータ (Rogers, 1984) が示されている。1 GeV よりも高いエネルギーにおいては、線量当量は平板全体にわたって深さとともに急速に増大する。これを確認する実験データはないようである。

(69) 平板の 10 mm の深さにおける、フルエンスから線量当量への換算係数 (Rogers, 1984) も表 14 に示すが、図には示していない。これらの係数は、エネルギーが増すにつれて、最大値からかなりずれてきて、一定の傾向を示さない。これらの係数は、ファントムもしくは身体の表面または表面近くで最大値を示すような、広いエネルギー範囲のスペクトルをもつ光子で照射した場合の線量当量を得るのに役立つ。

(70) このエネルギー範囲においては、半無限平板ファントム以外のファントムについてのデータはないようである。このファントムにおける最大線量当量は、深部線量当量指標とほとんど同じ値になるようである。AP 照射では、実効線量当量は表面に近い臓器によっておおかた決まるのに対し、より高いエネルギーにおいては、最大線量当量はかなり深部における線量当量を反映するので、実効線量当量は過大評価になりやすい。PA 照射の場合は、最大値は実効線量当量の値により近いようである。

4.4 ミューオンについてのデータ

(71) 単一エネルギーのミューオンについての換算係数を表 15 および 図 15 に示したが、これらの換算係数は、高エネルギー施設におけるミューオンフルエンスの測定結果を解釈するために、実務上必要である (Cossairt, 1983)。データは、この粒子に関して得られている情報 (Stevenson, 1983) を検討して求められており、横方向に無限の広がりを持ち、その組成と密度が組織類似の厚さ 30 cm の平板に面平行ビームが入射した場合についてのものである。換算係数は、ファントム中の最大線量当量に関するものである。1 GeV 程度から上でのこのパラメータの値は、線量当量が深さに従ってゆっくり変化するだけなので、実効線量当量の値および深部線量当量指標の値とかなりよい近似で同じであり、また、10 mm 深部線量当量の値を示すものでもある。図 15 中の、文献の以前の評価 (Kovalev, 1978) に基づく別の一組のデータは、最も高いエネルギーの場合を除いて、ここで推奨した値とよく一致している。いくつかのこれを確認する実験データ (Britvich ら, 1980) も図 15 に示してある。

(72) 1 GeV 以下 0.1 GeV までの範囲のエネルギーをもつミューオンについては、ミューオンが 30 cm のファントムを通過する間に減速されるのに伴って、電離によるエネルギー損失率が増大するので、線量当量は深さとともに大きくなり、そのため、このエネルギー範囲における換算係数は、実効線量当量および 10 mm の深さにおける線量当量の安全側の推定値を与えることになるであろう。しかし、0.1 GeV より低いエネルギーのミューオンは、電離その他の機構によってエネルギーを失い、その結果ファントム中で停止する。30 cm のファントム中の 1 cm の厚さの平板内のそれぞれについて平均値を計算して、換算係数として最大値 $2.6 \times 10^{-9} \text{ Sv cm}^2$ が示された。この値は深部線量当量指標に対しても適用できるであろうが、実効線量当量お

よび一定深さの線量当量を表す量に対しては適用できないであろう。高エネルギー相互作用のいくつかについては、付録 B で論じる。

4.5 パイオンについてのデータ

(73) 表 16 a および図 16 に、正電荷をもった単一エネルギーパイオンおよび負電荷をもった単一エネルギーパイオンについての換算係数を示す。2 GeV までは、換算係数は、組織類似物質でできた厚さ 30 cm の半無限平板に垂直に入射する、面平行ビームに関するものである (Alsmiller ら, 1971)。10 GeV 以上についての換算係数の値は、これまでに得られている Alsmiller ら (1971) を含む情報を検討して、別の文献 (Kovalev, 1978) 中に採用されていた独立した一組の結果からとったものである。すべて、ファントム中における最大線量当量についてのものである。

(74) これら 2 組のデータが重複した領域においてかなりよく一致することは、図 16 から明らかである。パイオンの飛程は 0.08~0.15 GeV のエネルギー範囲で厚さ 30 cm を超えることと、パイオンの静止エネルギーがファントムに付与されないときには換算係数は急激に減少すると予想されることから、図中の曲線は 0.08 GeV と 0.15 GeV の間で不連続である。

(75) パイオンと組織との相互作用により、陽子、重原子核、および低電離性の放射線が発生し、このため線質係数が 1 より大きくなることが考えられる。2 GeV までのエネルギーの正電荷パイオンおよび負電荷パイオンの両方について、ファントム中で最大線量当量を生ずる深さにおける線質係数 (ICRP, 1977; ICRU, 1980) の実効値を、表 16 b に示す (Alsmiller ら, 1971)。負電荷をもったパイオンについて 0.02~0.06 GeV において高い値となっているのは、原報告 (Alsmiller ら, 1971) の、0.03 GeV における計算上の産物であるかもしれない。

(76) 上述の最大線量当量についての換算係数は、すべてのエネルギー

範囲における深部線量当量指標についての係数、および、0.15 GeV を超えるエネルギー範囲における実効線量当量についての係数のよい近似であると思われる。しかし、これよりも低いエネルギーにおいては、線量当量はファントム中の深さに従って急速に変化するためこの近似はもはや成立しない。しかしながら、10 mm の深さにおける線量当量についての値は、原文献 (Alsmiller ら, 1971) から得られるので、それを表 16 c に示すが、低エネルギーにおいてはとくに、他の値と著しく異なっていることがわかる。この種のデータについての直接的な実験による確認は行われていないようである。

4.6 中性子についてのデータ

4.6.1 1985 年の線質係数に関する声明

(77) 委員会は、1985 年 3 月にパリで行われた会議で、中性子についての線質係数の値に関し、次の声明を発表した (ICRP, 1985)。“インビトロでの細胞に対するいろいろな影響とマウスの寿命短縮とにかかわる、中性子の生物効果比 (RBE) について現在得られる情報を、委員会は検討しつつある。この情報の意味合いは、委員会が今後 4 年ほどの間に行うことになっているもっと広範な勧告の検討の一部として考察されるであろう。この間、委員会は、中性子の場合 Q を 2 倍とすることを勧告する。したがって、速中性子の Q に用いてよい近似値は 10 から 20 に変わる。この変更は中性子に対してだけで、そのほかの Q の変更は今回は勧告しない。” (付録 A 参照)

(78) 現在得られている中性子の換算係数は、二次荷電粒子についての L_{∞} と Q の決められた関係に基づいており (ICRP, 1977)、これが計算の中に取り入れられている。この関係が再定義されないうちは、係数を再計算することも、総線量当量に対するさまざまな荷電粒子の寄与分を再計算することも、適切でない。また、反跳陽子および捕獲光子といった寄与のいくつかについて、およその調整を行うことも適切ではない。なすべきことは、委員会

が勧告しているように、ただ単に2倍という係数を適用するだけである。この章で取り扱われる事項に関する計算は、すべてこの声明以前に行われたものであり、声明を考慮に入れていないので、ここで示す結果は、1985年以前の定義による中性子の線量当量に関するものである。これらの結果に係数2をかければ、中性子について1985年に再定義された線量当量を与えることになる。この効果についての注意は、ここに示すすべてのデータに対して付記してある。

中性子についての Q のこの変更は、すべての国の規制手段に一斉に導入されることにはならないと思われるので、中性子の線量当量を述べる場合には、この変更を適用したかどうかを示すのが適切であろう。

4.6.2 人体形状ファントム

(79) $2.5 \times 10^{-8} \text{MeV} \sim 14 \text{MeV}$ の範囲における単一エネルギー中性子について、換算係数を表17および図17に示す。換算係数は、MIRDモデルに由来する男性型および女性型のファントムを用い、さまざまな照射ジオメトリーについてモンテカルロ法で計算されており(Wittmannら, 1985; Burgerら, 1985 a; Burgerら, 1981; Nagarajanら, 1981), 10^{-6}MeV から 13.5MeV にわたるもの各データ点の相対標準偏差は2%以内である。中性子は、ファントムに入射するまでは相互作用を起こさなかったと仮定されており、その結果、浅い深さにおける値を過小評価している(5.2節参照)。ここで述べる実効線量当量は、ICRP Publication 26 (1977) で規定した組織・臓器とICRP Publication 30 (1979) で示した“残りの組織”の中から選んだ5つの決まった腹部臓器のそれぞれに対する平均線量当量の、リスク荷重総和である。これらの結果は、CHORD法(Jones, 1977)を用いた計算値(Burgerら, 1981; Nagarajanら, 1981; WittmannとBurger, 1980)に置き代わるものである。データは、後のICRU球のデータとの比較を容易にす

(34)

るために、下は熱中性子領域まで、上は 14 MeV まで補外したが、低エネルギーの値は近似値であることを認識しておかなければならない (Bartlett, 1986)。等方照射についての換算係数は得られていないが、CHORD 計算によれば、それらの値は、すべてのエネルギー範囲にわたって、回転照射の値の約 2/3 程度になるようである。市販のファントムを用いてかつて行われた 2.95 MeV における吸収線量の測定 (Facey と Clifford, 1973) から、ある程度の裏付けを示すことはできるかもしれないが、補強となるような計算もしくは実験はないようである。

(80) 同じ照射ジオメトリの組についての、実効線量当量と自由空間中における組織カーマとの間の関係を、表 18 および図 18 に示す。これらのデータは、前述の人体形状ファントムについての換算係数と、中性子フルエンスと線量計測量に関する換算係数の集録表 (Cross と Ing, 1985) から補間したカーマ係数との比である。カーマ係数、すなわち単位フルエンス当たりのカーマは、付録 A に定義されている。酸素の散乱断面積における共鳴に起因する不連続性を表示する試みは、行われていない。

4.6.3 ICRU 球

(81) ICRU 球に入射する 0.025 eV~20 MeV の範囲における単一エネルギー中性子についての換算係数を、表 19~22 および図 19~22 に示す。データは面平行ビームについての主軸上のフルエンスと線量当量との関係、および、フルエンスと指標量との関係に関するものである。また、等方照射についてのデータも示す。係数はモンテカルロ法で計算されている (Chen と Chilton, 1979 a; Chilton, 1981; Chilton と Shiue, 1981; Shiue と Chilton, 1983; Lee ら, 1986; Chen と Chilton, 1979 b; Lee, 1985)。ほとんどの場合、これらの結果はカーマ近似を用いて決定されたものであるが、この近似では、付与されるエネルギーは相互作用の起こった場所に沈着すると仮定されてい

る。球の表面近傍のように、修正が適切なところでは、線量当量をより正確に推定するために修正を加えた。統計的不確かさは5%程度であり、全体的な不確かさは大きくても20%以内であると判断される。

(82) 表に示した値が推奨されたものであって、グラフは補助的な目的のためのものであることを、ここで重ねて強調しておく。曲線——単純化のために、大幅に平滑化されている——における外観上の不規則性は、おそらく計算上の産物というよりも、むしろ真の構造上の複雑さを表しているのであろう、ということを描き出すことも必要である。

(83) これらの結果は、前出の論文のいくつか (Chen と Chilton, 1979 a ; Shiue と Chilton, 1983) の中で、円柱ファントムおよび平板ファントムについてかつて行われた計算の結果 (NCRP, 1971 ; Irving ら, 1967 ; Jones と Poston, 1978) と比較された。その比較の結果は心強いものであり、かなりな相違はすべて十分に説明ができています。結果の実験的確認は全面的に欠如しているが、円柱についてかつて行われた計算については、核分裂中性子、および 3 MeV と 14 MeV の中性子の、単一方向の広いビームを用いた実験 (Clifford, 1968 ; McGinley, 1973 ; Hubbell ら, 1974) の裏付けがある。別の一組のモンテカルロ計算 (Morhart と Burger, 1985 ; Burger ら, 1985 b) から得られた結果のいくつかを、図 19 および 20 に示す。その結果は、推奨された値の組とよく一致していることがわかる。図 21~22 に示されたデータについては高いほうのエネルギーにおいてカーマ近似を用いたことで、0.07 mm の深さにおいて若干の過大評価にはなっているが、同じ研究者達による裏付けがある (Morhart と Burger, 1985 ; Burger ら, 1985 b ; Burger ら, 1985 c ; Morhart と Burger, 1984)。浅い深さにおける荷電粒子平衡 (Hollnagel ら, 1984) を考慮に入れた他のモンテカルロ計算の結果 (Jahr ら, 1985 ; Hollnagel ら, 1985) を図 21 に示すが、ここでもまた満足な一致が見られる。さらに、ICRU 球の主軸上 10 mm の深さでの、単位フルエンス当た

(36)

りの線量当量についての、他の計算値(Morstinら, 1985)およびいくつかの提案値(Wagnerら, 1985; SiebertとHollnagel, 1985; HarveyとMill, 1985)も、表21にある推奨値と十分に一致している。

基本データ(ShiueとChilton, 1983; ChenとChilton, 1979a; Leeら, 1986)および他の補助的知見(Burgerら, 1985b)から、回転する面平行ビームに関する換算係数を推定することが可能であり(Bartlett, 1986)、球の10mmの深さにおける値は、だいたい表22に示した等方照射に関する値の10%以内、最も大きい場合でも30%程度である。

4.6.4 平板ファントム

(84) 表23および図23に示した換算係数は、2 MeV~100 GeVの範囲における単一エネルギー中性子についてのものである。これらは、横方向に無限な、厚さ30 cmの平板ファントムに入射する面平行ビームについて、モンテカルロ法および解析的方法によって得られている。考慮の対象となるエネルギー範囲全体を1組でカバーするような計算値の組は存在しない。3組のデータが推奨値に寄与しており、それらは、(i) 2~60 MeVの組(Irvingら, 1967), (ii) 60~ 3×10^3 MeVの組(Alsmillerら, 1970), (iii) 3×10^3 ~ 10^5 MeVの組(Golovachikら, 1974)である。その他の計算(Chilton, 1981; Leeら, 1986; ZerbyとKinney, 1965; ArmstrongとChandler, 1972)から得られたいくつかのデータを、前出のデータを裏付けるために、図23に示す。

(85) 第1組(Irvingら, 1967)は、組織類似の性質をもった均質な平板ファントム(Alsmillerら, 1971)に関するものである。第2組(Alsmillerら, 1970)もまたそうで、同じ機関で得られたものである。第1組では、核子と核の衝突を記述するために、与えられたエネルギーのすべてにおいて蒸発モデルを用いているが、このモデルでは、第2組で用いられた核内カスケ

ード・モデルよりも多くの α 粒子の発生が予測され、その結果、吸収線量は一致するが、線量当量は異なってくる。したがって、第1組からのデータを採用することは、このモデルの α 放射のしきい値、すなわち約 10 MeV よりも低いエネルギーに限定するほうが賢明であろう。どちらの組でも、モンテカルロ法が用いられた。

(86) 第1組のデータの裏付けは、別に行われた ICRU 球内の線量当量指標のかなり最近のモンテカルロ計算 (Chilton, 1981; Lee ら, 1986) によって得られ、また第2組のデータの裏付けは、第1組と同一組成の組織を用いて同じ機関で行われた、もっと前のモンテカルロ計算 (Zerby と Kinney, 1965) によって裏付けられている。後者は 140 MeV および 380 MeV における限られた実験データとよく合っていた。

(87) 3 GeV から 100 GeV にわたる第3組は、組織等価ファントムについての計算 (Golovachik ら, 1974) に基づいており、また、評価済みの換算係数の組 (Kovalev, 1978) の基礎となっているもので、それは、その後行われた検討評価 (Belogorlov, 1982) によって、おおよそ裏書きされたものである。ここで用いられたファントムも、厚さ 30 cm で横方向に無限な平板ファントムで、その組成は $H_{140}C_{21}N_3O_{57}$ 、密度 1 g cm^{-3} である。核カスケード過程は一連の積分微分方程式によって表され、単純化の仮定のもとに解が得られている。これらの値は、同じ研究者グループによる、同様の方針に沿った以前の計算 (Dmitrievsky ら, 1971) によって裏付けられ、また、1 GeV におけるモンテカルロ計算の結果 (Alsmiller ら, 1970) とぴったり一致している。3 ~ 30 GeV において、もう一組のモンテカルロ計算 (Armstrong と Chandler, 1972) の結果ともよく一致しているが、これは偶然の一致と考えられる (Kovalev, 1978)。しかし、推奨データは、そのために計算の仕方を適当に直すと、細いビームを用いて 40 GeV で行った吸収線量測定 (Kovalev, 1978) によって支持される (Golovachik ら, 1974) ことに注目すべきである。

(38)

(88) 半無限平板ファントム以外のファントムについての高エネルギーのデータは欠如しているが、このエネルギー範囲の中性子に関しては、ICRU球における線量当量指標の値が、少なくとも低いほうのエネルギーについては、ここで与えられている主要パラメータの値に近いようであり、その一致の例については先に記した (Chilton, 1981; Lee ら, 1986)。実効線量当量についても同様のようであるが、高いほうのエネルギーにおいては最大線量当量と 10 mm 深部線量当量との間にはかなりの相違があるかもしれない。

4.6.5 線質係数

(89) 中性子は、組織との相互作用により光子をはじめ陽子その他の重粒子を発生させるので、その線質係数の実効値 (ICRP, 1977; ICRU, 1980) は、1 より大きくなることが予想される。その値はファントム内の位置によって異なるので、表 24 a および 24 b に示した数値は標準化した位置すなわち ICRU 球の場合は深部線量当量指標に対応する深さおよび 10 mm の深さ、平板ファントムの場合は最大線量当量を示す深さおよび 10 mm の深さにおけるものである。どちらの場合も、球の主軸に沿って入射するか、または、平板に垂直に入射する面平行ビームに対する結果である。線質係数の実効値としては、深部線量当量指標に対応するもの、および比較的高いエネルギーにおいては、最大線量当量に対応するものが、放射線防護の目的には最適である。それゆえ、推奨される換算係数として文献から得られた値を図 24 の中に示す。球についての結果と平板についての結果との間には、図では大幅に平滑化されているものの、いくぶんかの不一致が見られるが、10 mm の深さにおける球のデータは、別の文献 (Wagner ら, 1985) 中に示唆された値とよく一致している。すべての値は 1985 年以前の定義に基づく線質係数に関するものであり、中性子の場合についての 1985 年再定義 (ICRP, 1985) に基づく値を得るには、ここで示した値を 2 倍すべきである。

4.7 陽子についてのデータ

(90) 表 25 a および図 25 に、2 MeV~100 GeV の範囲における単一エネルギー陽子についての換算係数を示す。データはすべて、横方向に無限な厚さ 30 cm の平板ファントムに入射する面平行ビームについてのものである。高エネルギーの中性子の場合と同じく、一組だけで全体のエネルギー範囲をカバーできるようなデータの組は存在しないが、高エネルギー中性子についてのデータの出典と同じ資料から、陽子についての大部分のデータを得ることができる。ここでは、推奨される換算係数の値を (i) 60~300 MeV (Zerby と Kinney, 1965), (ii) 400~3 000 MeV (Alsmiller ら, 1970), (iii) 5~30 GeV (Dmitrievsky ら, 1971), (iv) 100 GeV (Armstrong と Chandler, 1972) の 4 組のデータから得ている。他の資料 (Golovachik ら, 1974; Wright ら, 1969; Turner ら, 1964) から得た裏付けのデータも図 25 に示す。

(91) 第 1 組のデータ (Zerby と Kinney, 1965) は、組織類似の性質をもつ均質ファントム (Alsmiller ら, 1971) について行ったモンテカルロ計算によって得られたものである。計算には、蒸発過程と核反跳の他に、非弾性および弾性相互作用も含まれている。これらの結果は、同じ機関で以前に行われた同様の研究 (Turner ら, 1964) の延長上で独立に得られたものであるが、前に行われた研究の結果も裏付けのために図上に示す。

(92) 第 2 組のデータ (Alsmiller ら, 1970) は、第 1 組と同じ機関で、同じファントムについて得られたものである。これらの結果はすべてモンテカルロ法による核子-パイオン輸送コードを用いて得られた。400 MeV に対する結果は、第 1 組から得られた同じ陽子エネルギーにおける結果とほとんど一致し、また、同じ機関で以前に行われた、600 MeV 前後における実験データとかなりよく一致しているモンテカルロ計算 (Wright ら, 1969) によって、さらに裏付けられている。250~660 MeV のエネルギー範囲についての第

(40)

1組のデータおよび第2組のデータの双方に対して、陽子と軽原子核との相互作用について測定された二重微分断面積に基づく計算からの裏付けがあるが、その計算は、組織等価物質中の吸収線量の測定 (Dudkin ら, 1972; Kovalev, E.E., IBP, 私信) によって全面的に実証されている。

(93) 3 GeV において第2組 (Alsmiller ら, 1970) の換算係数と第3組 (Dmitrievsky ら, 1971) の換算係数とは一致し、また、第3組のものと第4組 (Armstrong と Chandler, 1972) のものも 30 GeV において一致する。第3組に関しては、厚さ 30 cm, 組成 $H_{140}C_{21}N_3O_{57}$, 密度が 1 g cm^{-3} の半無限平板ファントムに垂直に入射する陽子の広いビームについて線量当量が計算された。計算は、0.4 GeV を超えるエネルギーをもった粒子に関する運動方程式の数値解析的積分と、それ以下のエネルギーをもった粒子に関する核相互作用の平均的特性の使用とに基づいている。同じ研究者グループによって後日行われた精密な計算 (Golovachik ら, 1974) でもほとんど同じ結果が得られたが、これらの、後から得られたほうの値は、別の資料 (Kovalev, 1978) 中に採用されている。

(94) もっと高いエネルギー領域に及んでいる第4組 (Armstrong と Chandler, 1972) は、組織と類似の性質をもつ均質なファントムについてのものであり、その結果は、核相互作用の理論モデルとモンテカルロ計算を用いて得られた。100 GeV では若干の発散が見られるようになってくる。

(95) 200 MeV 程度以下では厚さ 30 cm のファントム内でブラッグ・ピークが生じるようになり、その結果、換算係数の値は急激に増大する。もし組織の微視的厚さについて実効的な線量を推定するとするならば、皮膚の表皮を透過できない 2 MeV の陽子エネルギーに至るまでに、換算係数は2桁大きくなるであろう (Bikrov ら, 1977)。しかし、1 cm の厚さについて平均すれば、換算係数は、図 25 に水平な線の延長で示したように、 10^{-8} Sv cm^2 前後にとどまるようである (4.2 節も参照のこと)。

(96) 半無限平板ファントム以外のファントムについてのデータはないが、ICRU 球における線量当量指標の値は、少なくとも低いほうのエネルギーについては、ここに与えられている主要パラメータの値に近いようである。400 MeV 以上のエネルギーの陽子についての実効線量当量に関しても同様のものであるが、陽子の飛程が有限なために、400 MeV よりも低いエネルギーにおいてはかなりの相違が見られるであろう。たとえば、深さ 10 mm における線量当量についていえば、表 25 a からわかるように、エネルギー範囲のいくつかの区域にわたって最大線量当量の値とは相当異なっている。

(97) 低エネルギーの陽子自体も、陽子と組織との相互作用によって生ずるある種の粒子も、その線質係数は 1 よりも大きい。表 25 b に示した線質係数の実効値は、平板ファントム中で最大線量当量を与える深さおよび 10 mm の深さに適用されるものである。100 GeV における高い値は、前に言及した換算係数の発散が始まることを示している。60 MeV 以下のエネルギーにおいては、実効値は一定になるものと仮定する。

4.8 電子についてのデータ

(98) 人体形状ファントムまたは ICRU 球の電子照射についての換算係数に関して得られる知見は、比較的少ないようである。人体とその臓器を記述する計算機プログラム (Kramer ら, 1982), と臨床治療計画のプログラム (Harder, D., U.G. 私信) とを組み合わせ (Müller ら, 1981), 数種類のエネルギーとジオメトリーについての実効線量当量が決定されているが、ICRU 球を用いた研究は限られている (Müller ら, 1981; Peixoto ら, 1981; Harder, 1970; Lund と Stevenson, 1971; Bundesanzeiger, 1985 a; Tabata と Ito, 1974)。皮膚と眼についていくつかの知見を引き出すことも可能である (Kramer ら, 1982; Müller ら, 1981; Harder, D., U.G. 私信)。

この報告書に用いるには、これらの知見のうちのどれも完全には適切でな

く、電子の問題についてはいっそうの研究が必要であることを注意しておく。しかし、表皮を透過するのに必要なエネルギーよりも高い電子エネルギーに対する、平板ファントムについてのデータには、適切なものがある。

(99) 表 26 および図 26 に示した換算係数は 100 keV~20 GeV の範囲における単一エネルギー電子についてのものである。これらの換算係数は、横方向に無限な、厚さ 30 cm の平板ファントムに入射する面平行ビームについて、重要な物理過程をすべて考慮に入れて行ったモンテカルロ計算によって得られたものである。ファントムには、ICRU の組成 (ICRU, 1980) をもった軟組織ファントム (Rogers, 1984) もしくは水ファントム (Beck, 1970 ; Berger と Seltzer, 1982) が用いられた。表に示した値 (Rogers, 1984) と他の 2 組の値との間の相違はきわめて小さい。実験による裏付けは、60 MeV までのエネルギーについての組織に類似したプラスチック中の測定 (McLaughlin と Hussmann, 1969 ; Rosenstein ら, 1972 ; Harder と Shulz, 1972 ; Berger, M.J., NBS, 私信) と、1 GeV における水中の測定 (Cranell ら, 1969) から得られよう。

(100) 平板ファントムの深さ 10 mm における、フルエンスから線量当量への換算係数も表 26 に示すが、図には示さない。ある狭いエネルギー帯域を除いて、それらの換算係数は最大線量当量を与える換算係数とはかなり相違するが、表面付近で最大線量当量を与えるような電子スペクトルについて線量当量を決定する場合には用いることができる。

(101) 平板ファントムにおける最大線量当量は、深部線量当量指標と一致すると考えてよいが、このことが非常に高いエネルギーにおいても成立するかどうかは疑問である。最大線量当量は中程度のエネルギーにおける実効線量当量も反映しているようであるが、そのエネルギー範囲の両端においては大きな相違があるようである。

表2 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	0.062	0.0000	0.0200	0.0290	0.0220
1.5 10^{-2}	0.157	0.0310	0.0330	0.0710	0.0570
2.0 10^{-2}	0.238	0.0868	0.0491	0.110	0.0912
3.0 10^{-2}	0.329	0.161	0.0863	0.166	0.138
4.0 10^{-2}	0.365	0.222	0.123	0.199	0.163
5.0 10^{-2}	0.384	0.260	0.152	0.222	0.180
6.0 10^{-2}	0.400	0.286	0.170	0.240	0.196
8.0 10^{-2}	0.451	0.344	0.212	0.293	0.237
1.0 10^{-1}	0.533	0.418	0.258	0.357	0.284
1.5 10^{-1}	0.777	0.624	0.396	0.534	0.436
2.0 10^{-1}	1.03	0.844	0.557	0.731	0.602
3.0 10^{-1}	1.56	1.30	0.891	1.14	0.949
4.0 10^{-1}	2.06	1.76	1.24	1.55	1.30
5.0 10^{-1}	2.54	2.20	1.58	1.96	1.64
6.0 10^{-1}	2.99	2.62	1.92	2.34	1.98
8.0 10^{-1}	3.83	3.43	2.60	3.07	2.64
1.0 10^0	4.60	4.18	3.24	3.75	3.27
1.5 10^0	6.24	5.80	4.70	5.24	4.68
2.0 10^0	7.66	7.21	6.02	6.56	5.93
3.0 10^0	10.2	9.71	8.40	8.90	8.19
4.0 10^0	12.5	12.0	10.6	11.0	10.2
5.0 10^0	14.7	14.1	12.6	13.0	12.1
6.0 10^0	16.7	16.2	14.6	14.9	14.0
8.0 10^0	20.8	20.2	18.5	18.9	17.8
1.0 10^1	24.7	24.2	22.3	22.9	21.6

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

表3 a 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、自由空間中における単位照射線量当たりの実効線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-2}Sv R^{-1})					ISO
	AP	PA	LAT	ROT	ISO	
1.0 10^{-2}	0.0070	0.0000	0.0020	0.0030	0.0030	
1.5 10^{-2}	0.0440	0.0900	0.0900	0.0200	0.0160	
2.0 10^{-2}	0.131	0.0392	0.0234	0.0587	0.0495	
3.0 10^{-2}	0.440	0.232	0.131	0.228	0.187	
4.0 10^{-2}	0.784	0.490	0.281	0.434	0.352	
5.0 10^{-2}	1.04	0.703	0.410	0.601	0.488	
6.0 10^{-2}	1.21	0.865	0.513	0.726	0.592	
8.0 10^{-2}	1.28	0.980	0.602	0.833	0.675	
1.0 10^{-1}	1.25	0.982	0.608	0.840	0.668	
1.5 10^{-1}	1.13	0.909	0.577	0.778	0.635	
2.0 10^{-1}	1.06	0.861	0.569	0.746	0.614	
3.0 10^{-1}	0.984	0.823	0.563	0.720	0.600	
4.0 10^{-1}	0.951	0.811	0.570	0.715	0.599	
5.0 10^{-1}	0.932	0.808	0.581	0.717	0.602	
6.0 10^{-1}	0.919	0.807	0.592	0.719	0.609	
8.0 10^{-1}	0.904	0.810	0.613	0.725	0.623	
1.0 10^0	0.896	0.815	0.632	0.732	0.638	
1.5 10^0	0.888	0.827	0.670	0.748	0.666	
2.0 10^0	0.888	0.837	0.698	0.762	0.688	
3.0 10^0	0.895	0.855	0.739	0.783	0.720	
4.0 10^0	0.905	0.868	0.765	0.797	0.739	
5.0 10^0	0.914	0.879	0.785	0.810	0.755	
6.0 10^0	0.921	0.889	0.802	0.822	0.770	
8.0 10^0	0.932	0.905	0.828	0.846	0.797	
1.0 10^1	0.939	0.918	0.849	0.869	0.822	

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

表3 b 市販のファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、自由空間中における単位照射線量当たりの実効線量当量に関するいくつかの実験データ^a

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 ($10^{-2} \text{ Sv R}^{-1}$)					参考文献
	AP	PA	LAT	ROT	ISO	
0.049	0.97	0.49	—	0.55	—	Thomasz ら(1985) ^b
0.662	0.92	0.71	—	—	—	
9.10	0.88	—	—	—	—	

0.662	—	—	—	—	0.69	Kerr (1980) ^b
1.25	—	—	—	—	0.62	

0.038	0.65	0.13	—	0.34	—	Jones (1964) ^{b,c}
0.10	1.40	0.62	—	0.92	—	
0.40	1.03	0.59	—	0.59	—	
0.662	0.85	0.57	—	0.61	—	
1.25	0.88	0.67	—	0.74	—	

0.07	0.78	—	—	0.60	—	Stranden と Wohni (1978) ^d
0.40	0.80	—	—	0.61	—	
1.25	0.78	—	—	0.63	—	

a. 照射ジオメトリーについては3.6節参照。

b. 参考文献中の限定された臓器に対するデータから、編者らが導いた大まかな推定値。

c. 0.24, 0.165, 0.125, 0.075, 0.06, 0.027MeV についてもデータがある。

d. 著者らによる推定値。より低い3つのエネルギーに対するデータもある。

表4 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フル
 エンス当たりの深部線量当量指標 $H_{1,d}$

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	PAR	OPP	ROT	ISO	
1.0	10 ⁻²	0.0769	0.0386	0.0133	0.0067
1.5	10 ⁻²	0.843	0.422	0.233	0.165
2.0	10 ⁻²	1.02	0.543	0.356	0.293
3.0	10 ⁻²	0.788	0.395	0.332	0.306
4.0	10 ⁻²	0.619	0.312	0.283	0.271
5.0	10 ⁻²	0.533	0.273	0.256	0.249
6.0	10 ⁻²	0.508	0.264	0.251	0.247
8.0	10 ⁻²	0.537	0.286	0.278	0.276
1.0	10 ⁻¹	0.620	0.340	0.340	0.329
1.5	10 ⁻¹	0.892	0.540	0.540	0.504
2.0	10 ⁻¹	1.19	0.767	0.767	0.703
3.0	10 ⁻¹	1.81	1.27	1.27	1.14
4.0	10 ⁻¹	2.38	1.76	1.76	1.56
5.0	10 ⁻¹	2.89	2.23	2.23	1.97
6.0	10 ⁻¹	3.39	2.68	2.68	2.37
8.0	10 ⁻¹	4.30	3.53	3.53	3.12
1.0	10 ⁰	5.13	4.32	4.32	3.83
1.5	10 ⁰	6.92	6.05	6.05	5.43
2.0	10 ⁰	8.48	7.59	7.59	6.85
3.0	10 ⁰	11.1	10.1	10.1	9.29
4.0	10 ⁰	13.4	12.4	12.4	11.4
5.0	10 ⁰	15.5	14.5	14.5	13.4
6.0	10 ⁰	17.5	16.4	16.4	15.3
8.0	10 ⁰	21.5	20.2	20.2	18.9
1.0	10 ¹	25.4	23.9	23.9	22.4

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

表5 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フル
 エンス当たりの表層部線量当量指標 $H_{1,s}$

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm^2)			
	PAR	OPP	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	6.91	3.46	3.07	2.97
1.5 10^{-2}	3.04	1.58	1.46	1.44
2.0 10^{-2}	1.72	1.05	1.02	0.856
3.0 10^{-2}	0.875	0.601	0.601	0.445
4.0 10^{-2}	0.622	0.429	0.429	0.315
5.0 10^{-2}	0.533	0.361	0.361	0.269
6.0 10^{-2}	0.505	0.349	0.349	0.258
8.0 10^{-2}	0.532	0.391	0.391	0.287
1.0 10^{-1}	0.616	0.478	0.478	0.348
1.5 10^{-1}	0.891	0.761	0.761	0.542
2.0 10^{-1}	1.19	1.07	1.07	0.757
3.0 10^{-1}	1.85	1.72	1.72	1.22
4.0 10^{-1}	2.46	2.32	2.32	1.67
5.0 10^{-1}	3.04	2.87	2.87	2.10
6.0 10^{-1}	3.59	3.40	3.40	2.53
8.0 10^{-1}	4.60	4.39	4.39	3.34
1.0 10^0	5.49	5.25	5.25	4.09
1.5 10^0	7.32	7.09	7.09	5.71
2.0 10^0	8.85	8.62	8.62	7.11
3.0 10^0	11.5	11.2	11.2	9.57
4.0 10^0	13.8	13.5	13.5	11.7
5.0 10^0	15.9	15.6	15.6	13.7
6.0 10^0	17.9	17.6	17.6	15.6
8.0 10^0	22.0	21.4	21.4	19.3
1.0 10^1	26.1	25.1	25.1	22.9

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

表6 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)			
	PAR	OPP	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	0.0769	0.0388	0.0132	0.0067
1.5 10^{-2}	0.846	0.423	0.231	0.165
2.0 10^{-2}	1.01	0.544	0.355	0.294
3.0 10^{-2}	0.785	0.393	0.332	0.306
4.0 10^{-2}	0.614	0.309	0.282	0.271
5.0 10^{-2}	0.526	0.269	0.255	0.249
6.0 10^{-2}	0.504	0.262	0.250	0.247
8.0 10^{-2}	0.532	0.279	0.276	0.276
1.0 10^{-1}	0.611	0.323	0.328	0.329
1.5 10^{-1}	0.890	0.479	0.497	0.504
2.0 10^{-1}	1.18	0.644	0.687	0.703
3.0 10^{-1}	1.81	1.02	1.10	1.14
4.0 10^{-1}	2.38	1.38	1.51	1.56
5.0 10^{-1}	2.89	1.66	1.90	1.97
6.0 10^{-1}	3.38	1.97	2.28	2.37
8.0 10^{-1}	4.29	2.69	3.00	3.12
1.0 10^0	5.11	3.26	3.68	3.83
1.5 10^0	6.92	4.74	5.24	5.43
2.0 10^0	8.48	6.05	6.62	6.85
3.0 10^0	11.1	8.27	9.01	9.29
4.0 10^0	13.3	10.2	11.1	11.4
5.0 10^0	15.4	12.1	13.1	13.4
6.0 10^0	17.4	13.9	15.0	15.3
8.0 10^0	21.2	17.3	18.5	18.9
1.0 10^1	25.2	20.7	22.0	22.4

照射ジオメトリーについては3.6節を、主軸については4.3.2節を参照。

表7 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ3 mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	PAR	OPP	ROT	ISO	
1.0	10^{-2}	2.01	1.00	0.544	0.343
1.5	10^{-2}	2.14	1.07	0.775	0.643
2.0	10^{-2}	1.54	0.769	0.637	0.581
3.0	10^{-2}	0.859	0.430	0.402	0.390
4.0	10^{-2}	0.610	0.307	0.302	0.300
5.0	10^{-2}	0.512	0.260	0.262	0.263
6.0	10^{-2}	0.483	0.248	0.252	0.255
8.0	10^{-2}	0.511	0.267	0.277	0.283
1.0	10^{-1}	0.594	0.314	0.332	0.341
1.5	10^{-1}	0.872	0.462	0.509	0.528
2.0	10^{-1}	1.16	0.627	0.705	0.737
3.0	10^{-1}	1.80	1.00	1.14	1.19
4.0	10^{-1}	2.37	1.36	1.55	1.64
5.0	10^{-1}	2.90	1.71	1.96	2.06
6.0	10^{-1}	3.41	2.05	2.35	2.48
8.0	10^{-1}	4.34	2.68	3.09	3.26
1.0	10^0	5.18	3.34	3.80	4.01
1.5	10^0	6.99	4.65	5.36	5.62
2.0	10^0	8.48	5.94	6.73	7.03
3.0	10^0	11.2	8.22	9.16	9.50
4.0	10^0	13.4	10.2	11.3	11.6
5.0	10^0	15.5	12.1	13.2	13.6
6.0	10^0	17.5	13.9	15.1	15.5
8.0	10^0	21.5	17.4	18.7	19.2
1.0	10^1	25.7	20.8	22.2	22.8

照射ジオメトリーについては3.6節を、主軸については4.3.2節を参照。

表8 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ0.07mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	PAR	OPP	ROT	ISO	
1.0	10 ⁻²	6.91	3.46	3.07	2.97
1.5	10 ⁻²	3.04	1.52	1.46	1.44
2.0	10 ⁻²	1.72	0.857	0.854	0.856
3.0	10 ⁻²	0.861	0.431	0.439	0.445
4.0	10 ⁻²	0.590	0.295	0.308	0.315
5.0	10 ⁻²	0.491	0.246	0.262	0.269
6.0	10 ⁻²	0.458	0.233	0.250	0.258
8.0	10 ⁻²	0.489	0.254	0.273	0.287
1.0	10 ⁻¹	0.576	0.302	0.333	0.348
1.5	10 ⁻¹	0.852	0.450	0.513	0.542
2.0	10 ⁻¹	1.15	0.614	0.714	0.757
3.0	10 ⁻¹	1.77	0.977	1.15	1.22
4.0	10 ⁻¹	2.35	1.32	1.57	1.67
5.0	10 ⁻¹	2.88	1.63	1.96	2.10
6.0	10 ⁻¹	3.39	1.94	2.36	2.53
8.0	10 ⁻¹	4.35	2.64	3.14	3.34
1.0	10 ⁰	5.19	3.21	3.85	4.09
1.5	10 ⁰	7.05	4.76	5.42	5.70
2.0	10 ⁰	8.52	5.94	6.78	7.10
3.0	10 ⁰	11.2	8.30	9.20	9.57
4.0	10 ⁰	13.5	10.2	11.3	11.7
5.0	10 ⁰	15.5	12.0	13.3	13.7
6.0	10 ⁰	17.5	13.9	15.1	15.6
8.0	10 ⁰	21.6	17.4	18.7	19.2
1.0	10 ¹	25.7	20.8	22.3	22.9

照射ジオメトリーについては3.6節を、主軸については4.3.2節を参照。

表9 ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの線量当量指標

光子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (Sv Gy ⁻¹)	
		$H_{I,s}$	$H_{I,d}$
1.0	10 ⁻²	0.930	0.010
1.5	10 ⁻²	0.974	0.271
2.0	10 ⁻²	1.02	0.607
3.0	10 ⁻²	1.21	1.09
4.0	10 ⁻²	1.45	1.44
5.0	10 ⁻²	1.65	1.65
6.0	10 ⁻²	1.75	1.76
8.0	10 ⁻²	1.73	1.75
1.0	10 ⁻¹	1.66	1.67
1.5	10 ⁻¹	1.49	1.49
2.0	10 ⁻¹	1.39	1.39
3.0	10 ⁻¹	1.34	1.31
4.0	10 ⁻¹	1.30	1.26
5.0	10 ⁻¹	1.28	1.21
6.0	10 ⁻¹	1.26	1.19
8.0	10 ⁻¹	1.25	1.17
1.0	10 ⁰	1.23	1.15
1.5	10 ⁰	1.20	1.13
2.0	10 ⁰	1.18	1.13
3.0	10 ⁰	1.17	1.12
4.0	10 ⁰	1.15	1.12
5.0	10 ⁰	1.14	1.12
6.0	10 ⁰	1.13	1.11
8.0	10 ⁰	1.13	1.10
1.0	10 ¹	1.13	1.09

表10 ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの、主軸上のさまざまな深さにおける線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (Sv Gy ⁻¹)		
	0.07mm	3 mm	10 mm
1.0 10 ⁻²	0.930	0.271	0.010
1.5 10 ⁻²	0.974	0.686	0.271
2.0 10 ⁻²	1.02	0.917	0.601
3.0 10 ⁻²	1.19	1.19	1.09
4.0 10 ⁻²	1.38	1.42	1.43
5.0 10 ⁻²	1.52	1.59	1.63
6.0 10 ⁻²	1.58	1.67	1.74
8.0 10 ⁻²	1.59	1.66	1.73
1.0 10 ⁻¹	1.55	1.60	1.65
1.5 10 ⁻¹	1.42	1.46	1.49
2.0 10 ⁻¹	1.34	1.36	1.38
3.0 10 ⁻¹	1.28	1.30	1.31
4.0 10 ⁻¹	1.24	1.25	1.26
5.0 10 ⁻¹	1.21	1.22	1.21
6.0 10 ⁻¹	1.19	1.20	1.19
8.0 10 ⁻¹	1.18	1.18	1.16
1.0 10 ⁰	1.16	1.16	1.14
1.5 10 ⁰	1.15	1.14	1.13
2.0 10 ⁰	1.14	1.13	1.13
3.0 10 ⁰	1.13	1.13	1.12
4.0 10 ⁰	1.13	1.12	1.11
5.0 10 ⁰	1.12	1.12	1.11
6.0 10 ⁰	1.11	1.11	1.10
8.0 10 ⁰	1.11	1.10	1.09
1.0 10 ¹	1.11	1.11	1.09

主軸については4.3.2節参照。

表11 単位光子フルエンス当たりの, 自由
空間中における空気吸収線量

光子エネルギー (MeV)	換算係数 (10^{-12} Gy cm ²)
1.0 10^{-2}	7.43
1.5 10^{-2}	3.12
2.0 10^{-2}	1.68
3.0 10^{-2}	0.721
4.0 10^{-2}	0.429
5.0 10^{-2}	0.323
6.0 10^{-2}	0.289
8.0 10^{-2}	0.307
1.0 10^{-1}	0.371
1.5 10^{-1}	0.599
2.0 10^{-1}	0.856
3.0 10^{-1}	1.38
4.0 10^{-1}	1.89
5.0 10^{-1}	2.38
6.0 10^{-1}	2.84
8.0 10^{-1}	3.69
1.0 10^0	4.47
1.5 10^0	6.12
2.0 10^0	7.50
3.0 10^0	9.87
4.0 10^0	12.0
5.0 10^0	13.9
6.0 10^0	15.8
8.0 10^0	19.5
1.0 10^1	23.1

表12 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、全身の皮膚について平均した線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)		
	AP	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	3.49	3.00	2.94
1.5 10^{-2}	1.50	1.43	1.43
2.0 10^{-2}	0.873	0.807	0.767
3.0 10^{-2}	0.461	0.403	0.364
4.0 10^{-2}	0.337	0.293	0.265
5.0 10^{-2}	0.297	0.259	0.233
6.0 10^{-2}	0.294	0.257	0.227
8.0 10^{-2}	0.331	0.299	0.261
1.0 10^{-1}	0.399	0.365	0.320
1.5 10^{-1}	0.625	0.576	0.513
2.0 10^{-1}	0.861	0.802	0.729
3.0 10^{-1}	1.35	1.26	1.15
4.0 10^{-1}	1.83	1.71	1.57
5.0 10^{-1}	2.31	2.15	1.98
6.0 10^{-1}	2.77	2.59	2.37
8.0 10^{-1}	3.63	3.41	3.12
1.0 10^0	4.44	4.17	3.82
1.5 10^0	6.15	5.73	5.33
2.0 10^0	7.61	7.04	6.66
3.0 10^0	10.1	9.33	8.98
4.0 10^0	12.3	11.4	11.0
5.0 10^0	14.3	13.4	12.9
6.0 10^0	16.2	15.4	14.8
8.0 10^0	19.9	19.2	18.4
1.0 10^1	23.6	23.2	22.0

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

APジオメトリーについての値は、PAおよびLATにも適用してよい。300keV以下では、線源に近い側の半身の皮膚に対する線量を求めようとする場合は、APの値を2倍すべきである。4.3.3節参照。

表13 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、眼の水晶体に対する線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	2.13	0.0100	1.06	0.804	0.677
1.5 10^{-2}	1.93	0.0330	1.36	0.900	0.649
2.0 10^{-2}	1.47	0.0417	1.04	0.762	0.546
3.0 10^{-2}	0.832	0.0388	0.562	0.462	0.348
4.0 10^{-2}	0.548	0.0367	0.381	0.304	0.245
5.0 10^{-2}	0.450	0.0400	0.318	0.245	0.221
6.0 10^{-2}	0.440	0.0500	0.311	0.234	0.245
8.0 10^{-2}	0.480	0.0800	0.334	0.269	0.276
1.0 10^{-1}	0.580	0.108	0.417	0.340	0.330
1.5 10^{-1}	0.800	0.220	0.652	0.577	0.515
2.0 10^{-1}	1.10	0.340	0.912	0.839	0.723
3.0 10^{-1}	1.70	0.640	1.48	1.37	1.17
4.0 10^{-1}	2.34	0.920	2.00	1.88	1.60
5.0 10^{-1}	3.00	1.19	2.49	2.35	2.02
6.0 10^{-1}	3.64	1.48	2.98	2.79	2.42
8.0 10^{-1}	4.87	2.07	3.89	3.60	3.17
1.0 10^0	6.00	2.65	4.74	4.33	3.87
1.5 10^0	7.98	3.72	6.51	5.86	5.34
2.0 10^0	9.50	4.57	8.04	7.16	6.60
3.0 10^0	12.0	6.00	10.7	9.40	8.81
4.0 10^0	14.5	7.39	13.3	11.4	10.9
5.0 10^0	16.8	8.69	15.7	13.3	12.8
6.0 10^0	19.1	9.95	18.0	15.1	14.7
8.0 10^0	23.6	12.4	22.6	18.7	18.4
1.0 10^1	28.0	14.8	27.1	22.3	22.1

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

低エネルギーにおける AP ジオメトリーについての値は、水晶体赤道での線量当量を過大評価しているかもしれない。4.3.3節参照。

表14 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する光子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量および深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm^2)	
	Max.	10 mm
10	24.3	8.50
20	41.6	7.82
30	57.7	7.81
40	73.2	8.15
50	92.5	8.59
100	153	9.28
200	227	9.92
500	318	11.4
1 000	379	11.8
2 000	435	10.8
5 000	521	13.1
10 000	577	8.99
20 000	619	11.9

表15 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するミュオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量

ミュオン エネルギー (GeV)	換 算 係 数 (10^{-10} Sv cm ²)	ミュオン エネルギー (GeV)	換 算 係 数 (10^{-10} Sv cm ²)
<0.1	26.0	20	4.10
0.2	3.50	30	4.19
0.5	3.30	40	4.25
0.6	3.34	50	4.30
0.8	3.43	60	4.35
1.0	3.50	80	4.43
1.5	3.56	100	4.50
2.0	3.60	150	4.66
3.0	3.69	200	4.80
4.0	3.75	300	5.08
5.0	3.80	400	5.34
6.0	3.82	500	5.60
8.0	3.86	600	5.85
10.0	3.90	800	6.33
15.0	4.01	1 000	6.80

(58)

表16 a 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するパイオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量

パイオン エネルギー (GeV)	π^+ 用換算係数 (10^{-9} Sv cm ²)	π^- 用換算係数 (10^{-9} Sv cm ²)
0.01	3.80	67.0
0.015	3.11	67.6
0.02	2.82	67.1
0.03	2.60	65.0
0.04	2.56	62.7
0.05	2.59	60.4
0.06	2.66	58.3
0.08	2.86	54.7
0.15	1.60	2.00
0.20	1.45	1.59
0.30	1.40	1.40
0.40	1.44	1.42
0.50	1.50	1.50
0.60	1.57	1.59
0.80	1.70	1.76
1.00	1.80	1.90
1.50	1.96	2.05
2.00	2.00	2.00
10.0	3.10	3.10
15.0	3.35	3.35
20.0	3.50	3.50
30.0	3.71	3.71
40.0	3.86	3.86
50.0	4.00	4.00
60.0	4.15	4.15
80.0	4.41	4.40
100	4.60	4.60
150	4.91	4.91
200	5.10	5.10
300	5.27	5.27
400	5.42	5.42
500	5.60	5.60
600	5.81	5.81
800	6.31	6.31
1 000	6.90	6.90

表16b パイオンエネルギーの関数としての、最大線量当量における線質係数の実効値

パイオン エネルギー (GeV)	π^+ 用線質係数 (\bar{Q})	π^- 用線質係数 (\bar{Q})
0.01	1.20	9.10
0.015	1.30	9.69
0.02	1.25	10.3
0.03	1.10	11.1
0.04	1.01	11.3
0.05	0.98	11.2
0.06	1.00	10.8
0.08	1.16	9.50
0.10	1.49	7.44
0.15	2.20	3.20
0.20	2.39	2.10
0.30	2.42	1.88
0.40	2.36	2.25
0.50	2.30	2.60
0.60	2.30	2.54
0.80	2.30	2.45
1.00	2.30	2.40
1.50	2.30	2.33
2.00	2.30	2.30

(60)

表16c 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するパイオンについての、深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

パイオン エネルギー (GeV)	π^+ 用換算係数 (10^{-9} Sv cm ²)	π^- 用換算係数 (10^{-9} Sv cm ²)
0.01	2.30	35.0
0.015	1.35	9.36
0.02	1.63	4.76
0.03	1.41	2.50
0.04	1.30	1.90
0.05	1.23	1.68
0.06	1.18	1.59
0.08	1.12	1.56

0.15	1.43	1.72
0.20	1.06	1.17
0.30	0.95	0.97
0.40	1.03	1.02
0.50	1.15	1.12
0.60	1.28	1.24
0.80	1.49	1.46
1.00	1.61	1.61
1.50	1.57	1.68
2.00	1.26	1.44

表17 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する中性子について、単位フルエンス当たりの実効線量当量

中性子 エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
2.5	10^{-8}	(4.00)	(2.60)	(1.30)	(2.30)
1.0	10^{-7}	(4.40)	(2.70)	(1.40)	(2.40)
1.0	10^{-6}	4.82	2.81	1.43	2.63
1.0	10^{-5}	4.46	2.78	1.33	2.48
1.0	10^{-4}	4.14	2.63	1.27	2.33
1.0	10^{-3}	3.83	2.49	1.19	2.18
1.0	10^{-2}	4.53	2.58	1.27	2.41
2.0	10^{-2}	5.87	2.79	1.46	2.89
5.0	10^{-2}	10.9	3.64	2.14	4.70
1.0	10^{-1}	19.8	5.69	3.57	8.15
2.0	10^{-1}	38.6	8.60	6.94	15.3
5.0	10^{-1}	87.0	30.8	18.7	38.8
1.0	10^0	143	53.5	33.3	65.7
1.5	10^0	183	85.8	52.1	93.7
2.0	10^0	214	120	71.8	120
3.0	10^0	264	174	105	162
4.0	10^0	300	215	131	195
5.0	10^0	327	244	151	219
6.0	10^0	347	265	167	237
7.0	10^0	365	283	181	253
8.0	10^0	380	296	194	266
1.0	10^1	410	321	218	292
1.4	10^1	(480)	(415)	(280)	(365)

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

()内に示した値は、オリジナルデータから補外したものである。

表18 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する中性子についての、自由空間中における単位組織カーマ当たりの実効線量当量

中性子 エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (Sv Gy ⁻¹)			
		AP	PA	LAT	ROT
2.5	10 ⁻⁸	(19.1)	(12.4)	(6.22)	(11.0)
1.0	10 ⁻⁷	(42.7)	(26.2)	(13.6)	(23.3)
1.0	10 ⁻⁶	146	83.9	42.7	78.5
1.0	10 ⁻⁵	384	240	115	214
1.0	10 ⁻⁴	307	195	94.1	173
1.0	10 ⁻³	37.9	24.7	11.8	21.6
1.0	10 ⁻²	4.76	2.71	1.33	2.53
2.0	10 ⁻²	3.24	1.54	0.807	1.60
5.0	10 ⁻²	2.79	0.933	0.549	1.21
1.0	10 ⁻¹	3.07	0.884	0.554	1.27
2.0	10 ⁻¹	3.90	0.870	0.702	1.55
5.0	10 ⁻¹	5.51	1.95	1.18	2.46
1.0	10 ⁰	5.77	2.16	1.34	2.65
1.5	10 ⁰	6.78	3.18	1.93	3.47
2.0	10 ⁰	7.04	3.95	2.36	3.95
3.0	10 ⁰	7.31	4.82	2.91	4.49
4.0	10 ⁰	7.21	5.17	3.15	4.69
5.0	10 ⁰	7.25	5.41	3.35	4.86
6.0	10 ⁰	7.45	5.69	3.58	5.09
7.0	10 ⁰	7.21	5.59	3.58	4.64
8.0	10 ⁰	7.31	5.69	3.73	5.12
1.0	10 ¹	7.22	5.65	3.84	5.14
1.4	10 ¹	(7.31)	(6.32)	(4.26)	(5.56)

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

()内に示した値は、オリジナルのデータから補外したものである。

表19 ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標

中性子 エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)	
	$H_{1,d}$	$H_{1,s}$
2.5 10^{-8}	8.00	9.50
1.0 10^{-7}	10.1	11.1
1.0 10^{-6}	11.8	11.2
1.0 10^{-5}	11.6	9.20
1.0 10^{-4}	11.0	7.10
1.0 10^{-3}	9.50	6.20
1.0 10^{-2}	8.60	9.50
2.0 10^{-2}	14.5	19.9
5.0 10^{-2}	35.0	50.6
1.0 10^{-1}	69.0	96.0
2.0 10^{-1}	124	151
5.0 10^{-1}	258	279
1.0 10^0	339	364
1.5 10^0	363	375
2.0 10^0	358	369
3.0 10^0	388	418
4.0 10^0	418	439
5.0 10^0	396	402
6.0 10^0	402	415
7.0 10^0	416	444
8.0 10^0	435	464
1.0 10^1	464	481
1.4 10^1	520	520
1.7 10^1	610	640
2.0 10^1	650	660

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

表20 ICRU 球に等方入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標

中性子 エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)	
	$H_{i,d}$	$H_{i,s}$
2.5 10^{-8}	2.10	3.00
1.0 10^{-7}	2.80	3.40
1.0 10^{-6}	3.40	3.30
1.0 10^{-5}	3.30	2.80
1.0 10^{-4}	3.10	2.40
1.0 10^{-3}	3.00	2.00
1.0 10^{-2}	3.10	4.30
2.0 10^{-2}	4.30	9.27
5.0 10^{-2}	9.76	25.0
1.0 10^{-1}	22.0	49.0
2.0 10^{-1}	42.7	91.6
5.0 10^{-1}	84.0	136
1.0 10^0	135	184
1.5 10^0	159	195
2.0 10^0	175	211
3.0 10^0	205	224
4.0 10^0	236	252
5.0 10^0	239	247
6.0 10^0	250	258
7.0 10^0	266	277
8.0 10^0	277	300
1.0 10^1	306	340
1.4 10^1	380	400
1.7 10^1	420	440
2.0 10^1	490	520

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

表21 ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、主軸上深さ
0.07mm, 3 mm および10mm における単位フルエンス当たりの線量当量

中性子 エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)		
	0.07mm	3 mm	10 mm
2.5 10^{-8}	7.20	8.80	8.00
1.0 10^{-7}	5.50	8.50	10.4
1.0 10^{-6}	3.70	6.90	11.2
1.0 10^{-5}	2.80	5.30	9.20
1.0 10^{-4}	2.50	4.40	7.10
1.0 10^{-3}	2.80	3.90	6.20
1.0 10^{-2}	8.90	9.20	8.60
2.0 10^{-2}	18.2	18.3	14.6
5.0 10^{-2}	46.6	48.1	35.0
1.0 10^{-1}	95.0	95.0	69.0
2.0 10^{-1}	168	186	126
5.0 10^{-1}	219	266	258
1.0 10^0	292	332	340
1.5 10^0	292	344	362
2.0 10^0	283	335	352
3.0 10^0	305	358	380
4.0 10^0	329	387	409
5.0 10^0	301	358	378
6.0 10^0	302	364	383
7.0 10^0	312	384	403
8.0 10^0	341	407	417
1.0 10^1	368	446	446
1.4 10^1	359	520	520
1.7 10^1	421	610	610
2.0 10^1	516	670	650

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。主軸については、4.3.2節参照。

表22 ICRU 球に等方入射する中性子についての、深さ0.07mm, 3 mm および10 mm における単位フルエンス当たりの線量当量

中性子 エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)		
	0.07mm	3 mm	10 mm
2.5 10^{-8}	2.70	2.70	2.10
1.0 10^{-7}	2.80	3.10	2.90
1.0 10^{-6}	2.30	2.80	3.30
1.0 10^{-5}	1.70	2.10	2.80
1.0 10^{-4}	1.40	1.80	2.40
1.0 10^{-3}	1.30	1.50	2.00
1.0 10^{-2}	4.30	4.20	3.10
2.0 10^{-2}	9.31	8.25	4.32
5.0 10^{-2}	25.0	20.7	9.76
1.0 10^{-1}	49.0	45.0	22.0
2.0 10^{-1}	90.5	79.3	43.2
5.0 10^{-1}	134	117	84.8
1.0 10^0	184	165	135
1.5 10^0	194	186	160
2.0 10^0	209	193	176
3.0 10^0	223	219	205
4.0 10^0	288	250	238
5.0 10^0	259	252	239
6.0 10^0	232	278	249
7.0 10^0	260	317	265
8.0 10^0	277	310	276
1.0 10^1	281	303	300
1.4 10^1	276	380	370
1.7 10^1	345	480	460
2.0 10^1	400	510	500

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

表23 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量、および、深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

中性子 エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-10} Sv cm ²)	
	Max.	10 mm
2	3.30	3.30
10	4.10	3.60
20	4.25	3.66
60	4.50	3.60
100	4.69	3.51
200	5.08	2.95
400	6.30	2.80
700	10.5	7.09
1 000	13.1	8.10
1 500	15.8	9.70
3 000	19.5	11.5
5 000	23.4	12.3
10 000	30.3	12.8
30 000	44.0	13.0
100 000	55.0	14.0

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

表24 a ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、深部線量当量指標に対応する深さおよび主軸上深さ10mmにおける線質係数の実効値

中性子 エネルギー (MeV)	線質係数 \bar{Q}		中性子 エネルギー (MeV)	線質係数 \bar{Q}	
	指標の深さ	深さ10mm		指標の深さ	深さ10mm
2.5 10^{-8}	3.28	3.28	1.0 10^0	11.8	11.8
1.0 10^{-7}	3.16	3.41	1.5 10^0	10.6	10.9
1.0 10^{-6}	3.01	3.33	2.0 10^0	9.89	9.82
1.0 10^{-5}	2.91	3.05	3.0 10^0	9.00	8.86
1.0 10^{-4}	2.85	2.74	4.0 10^0	8.55	8.39
1.0 10^{-3}	2.74	2.58	5.0 10^0	7.85	7.59
1.0 10^{-2}	2.77	3.43	6.0 10^0	7.43	7.31
2.0 10^{-2}	4.59	4.90	7.0 10^0	7.30	7.28
5.0 10^{-2}	7.23	7.20	8.0 10^0	7.30	7.26
1.0 10^{-1}	10.1	10.1	1.0 10^1	7.41	7.23
2.0 10^{-1}	12.4	12.4	1.4 10^1	7.54	7.22
5.0 10^{-1}	12.7	12.7	1.7 10^1	7.44	7.26
			2.0 10^1	7.74	7.74

ここに示した線質係数の値は、1985年以前に定義されたパラメータに関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線質係数の実効値を求めようとする場合は、これらの値に係数2をかけるべきである。主軸については、4.3.2節参照。

表24 b 厚さ30cmの半無限平板ファントムに平行ビームとして入射する中性子についての、最大線量当量を与える深さおよび深さ10mmにおける線質係数の実効値

中性子 エネルギー (MeV)	線質係数 (\bar{Q})	
	最大線量当量 を与える深さ	深さ10 mm
2	8.05	(8.05) ^a
10	5.32	(5.32) ^a
20	4.83	4.70
60	4.20	4.50
100	3.77	5.18
200	3.33	5.42
400	3.20	4.80
700	3.52	5.69
1 000	3.50	5.10
1 500	3.20	5.70
3 000	2.90	5.00
5 000	2.73	4.84
10 000	2.55	4.90
30 000	2.40	5.20
100 000	2.40	5.00

a 最大線量当量を与える深さにおける値。

ここに示した線質係数の値は、1985年以前に定義されたパラメータに関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP,1985)線質係数の実効値を求めようとする場合は、これらの値に係数2をかけるべきである。

(70)

表25 a 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する陽子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量、および、深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

陽子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-9} Sv cm ²)	
	Max.	10 mm
<60	7.00	- ^a
60	7.70	1.70
100	7.10	1.50
200	5.60	1.10
400	1.10	0.87
700	1.46	1.16
1 000	1.68	1.27
1 500	1.90	1.30
3 000	2.30	1.40
5 000	3.00	1.00
10 000	3.50	1.10
30 000	4.20	1.30
100 000	9.30	7.10

a この深さは陽子の飛程を超えている。

表25 b 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する陽子についての、最大線量当量を与える深さおよび深さ10mmにおける線質係数の実効値

陽子エネルギー (MeV)	線質係数 (\bar{Q})	
	最大線量当量 を与える深さ	深さ10 mm
<60	1.50	— ^a
60	1.50	1.10
100	1.50	1.20
200	1.50	1.30
400	1.60	1.60
700	2.00	2.10
1 000	2.10	2.30
1 500	2.10	2.40
3 000	2.20	2.50
5 000	1.80	2.10
10 000	1.90	2.10
30 000	1.90	2.10
100 000	4.30	5.90

a この深さは陽子の飛程を超えている。

表26 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する電子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量、および、深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量

電子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-10} Sv cm ²)	
		Max,	10 mm
1.0	10^{-1}	19.2	—
2.0	10^{-1}	12.3	—
5.0	10^{-1}	7.68	—
1.0	10^0	6.15	—
2.0	10^0	5.33	0.023
5.0	10^0	4.74	4.37
1.0	10^1	4.17	3.67
2.0	10^1	3.65	3.24
5.0	10^1	3.52	3.18
1.0	10^2	3.74	3.19
2.0	10^2	4.26	3.16
5.0	10^2	5.84	3.18
1.0	10^3	7.19	3.18
2.0	10^3	8.48	3.21
5.0	10^3	10.3	3.22
1.0	10^4	12.1	3.21
2.0	10^4	14.1	3.21

空欄の部分は、深さが電子の飛程を超えている。

5. 換算係数の適用

5.1 線量当量を表す量

(102) 委員会の放射線防護量の階層体系 (ICRP, 1977) は付録 D で吟味されており, また, 体外放射線に対する実用的な線量当量を表す量のより新しい体系 (ICRU, 1985) と関連づけられている。

(103) まず第一に, 指標量が適切かどうかを数値的に吟味すると, データは実効線量当量あるいは皮膚線量当量のひかえ目な代わりをなすという考え方を支持していることがわかる。また, 深部線量当量指標および表層部線量当量指標を組み合わせると適用すれば, 眼の水晶体も適切に防護されることがわかる。

(104) 第二に, 付録 A で定義される環境モニタリングのための実用的な量 (ICRU, 1985) の有用性を調べると, 周辺線量当量は, 高エネルギー放射線についていくつかの保留条件がつくものの, ここで考察した理想化された照射状況においては, 実効線量当量および深部線量当量指標の両者の十分によい代わりをすることがわかる。方向性線量当量, 表層部線量当量指標および皮膚線量当量が普通の放射線と理想化された照射ジオメトリーについて, ほぼ同じであることも確かめられている。

(105) 第三に, 理想化されたデータの一部の, 個人モニタリングに対する適応性が論じられ, 個人線量当量 (透過性) および個人線量当量 (表層性) (ICRU, 1985) と実効線量当量および皮膚線量当量との密接な関係が明らかにされている。これらのデータによって, たとえば人体に着けた理想化された検出器の応答を実効線量当量と関係づけることが可能となる。

(74)

(106) 付録Dには第4章の換算係数だけを選んで論じてあるが、環境モニタリングあるいは個人モニタリングの結果を人に対する線量に換算できるように、種々の理想化された照射ジオメトリーにおける種々の線量を表す量間の関係を広くつくりあげることが可能である。そのようなデータは、問題としている放射線が身体内で著しく減弱するような場合に、とくに有用である。

5.2 境界面現象

(107) 空気と人体またはファントムとの境界面における放射線場には2つの重要な現象がある。すなわち、荷電粒子平衡の度合と後方散乱の度合である。境界面またはその近傍の問題としている体積全体の中で荷電粒子のエネルギー、数および方向が一定であれば、荷電粒子平衡が存在していると正式にいいよい。次に、後方散乱係数は、放射線源に向き合った身体またはファントムの表面あるいはその近傍におけるある量の値と、自由空間中の同一場所におけるその量の値との比として定義できよう。身体の有無といった幅広い問題をここで議論するのは適当ではないが、若干の問題点については述べる価値がある。

(108) ICRU球に対する光子の結果は例外として、前章における換算係数には、問題の放射線が身体またはファントムに入射する前の空気中での荷電粒子平衡の度合ははっきりとは考慮されていない。実際にはいくぶんかは平衡になっているであろうから、この結果として、身体またはファントムの浅い深さにおける換算係数のいくつかがいくらか過小評価となっているかもしれない。その効果の大きさを定量化することは困難であるが、普通の放射線およびエネルギーについてはたいしたものではないであろう。しかしながら、精密な線量推定値を必要とする場合および正確な測定結果との比較を行うおうとする場合には、この現象を念頭に置くべきである。この効果は計算に

カーマ近似を用いることによって生ずるものとは違う。カーマ近似の場合には浅い深さでいくぶん過大評価となる。

(109) 後方散乱の大きさは、放射線の種類とエネルギーによってはかなりの影響となりうるが、第4章の換算係数は身体あるいはファントム内での散乱を十分に考慮に入れており、浅い深さでの値にもこれが反映している。第4章の資料からわからないのは、表面からの種々の距離におけるこの影響の大きさに関する情報である。とくに光子の後方散乱は理論的にも実験的にも注目されてきた (ICRP, 1973; Williamsら, 1983; KramerとDrexler, 1979; Delafield, 1963)。しかしながら、大切なことは、境界面のデータを解釈するときにもこの現象に注意が払われるべきである、ということである。

5.3 理想化されていないジオメトリー

(110) 第4章に与えられているデータの照射ジオメトリーは、それらが実際のもののモデルであるという意味において、理想化されたものである。それらは、換算係数を決定するために必要な計算努力を標準化し、かつ合理的な範囲内に保つのに役立っている。そのような典型的な照射配置は、実際の状況では頻度多くは生じない。そして、特定のデータが実験的にも理論的にも存在しなければ、理想化された情報に適合させる必要があるであろう。次にいくつかの示唆を行う。

(111) 実際の照射状況を模擬するため2つ以上のジオメトリーを何らかの方法で組み合わせようとする場合に生ずる概念上の困難に、最初に注意を向けなければならない。この困難とは、合計線量を求めるために別々の線量推定値を単純に加算で組み合わせることは適切ではないかもしれないということである。というのは、これらの推定値がファントム内の異なる場所に対応したものかもしれないからである。この困難を克服するには、深部線量分布に頼ることが必要となるであろう。

(112) ICRU 球に入射する発散ビームに対しては、面平行ビームの換算係数に単純な逆2乗則の補正をするだけで十分であろう。この単純な方法は線量当量指標と自由空間中の空気に対する吸収線量との換算係数に適用すべきこの補正係数のモンテカルロ計算(Kramer, 1979)により、0.025~3 MeVのエネルギーの光子に対して確かめられている。しかし、この方法を1 mよりもずっと短い距離に対して用いるのは慎重さを欠いたやり方であろう。放射線治療で広く用いられている線源距離補正係数については、標準データ集(BIR, 1983)で論じられている。

(113) 実効線量当量については、発散ビームでの線源-臓器間距離に違いがあり、臓器の深さおよび荷重係数に違いがあるため、事情はもっと複雑である。表27に、実際の状況における換算係数の適用について詳細な助言を

表27 理想化された平行ジオメトリ(PA照射を除く)における10keVから10 MeVの光子エネルギーについて得られた実効線量当量と、自由空間中の照射線量^aとの換算係数に適用される、発散ビームに対する補正係数の最大値

線源の高さ (m)	線源-皮膚間距離 (m)		
	0.5	1.5	2.5
0	1.40	1.15	1.13
1	1.23	1.10	1.06
1.5	1.63	1.17	1.07

a 人体形状ファントムの垂直軸上で地上から1 mの高さの点を基準とする。この補正值は、実効線量当量と空気カーマまたはフルエンスとの数値的關係にも適用してよい。

提供している出版物(Bundesanzeiger, 1985 b)からとった、該当するデータの概要を示す。示されたデータは、人体形状ファントムを用い、ファントムに対してさまざまな高さおよびさまざまな距離に置いた光子の点線源に対してのモンテカルロ計算の結果であり、人体形状ファントムに対してPA照射を除くすべての面平行ジオメトリに当てはまる。表27に記載されている数字は、ビームの発散を考慮するために、実効線量当量と、ファントムの垂直

軸上地上1 mでの自由空間中の照射線量(または他の量)との換算係数に適用する補正係数の最大値である。10 keVから10 MeVのエネルギーの光子を対象としている。

(114) 地上高1 mの点線源に対しては、理想化された条件での結果に補正は不必要であり、また身体にごく近接する場合を除き、線源が地上にあっても頭の高さにあっても補正係数は極端には大きくないことは明らかである。限られたエネルギー範囲の光子以外の放射線については、発散する広いビームについての情報は不足しているようにみえる。

(115) 斜めに入射する放射線についての情報もほとんどない。ここで斜め入射の放射線とは、人体形状ファントムあるいは他の球形でないファントムの長軸に対して垂直以外の角度で入射する広い平行ビームを意味している。環境諸量と人体の浅い深さでの線量についての換算係数は入射角度を変えても影響は比較的少ないであろうが、身体中のもっと深部の線量との関係は組織による自己遮蔽の影響を受けるであろう。これについては表28で、人体形状ファントムに対して水平から上下に種々の角度で広いビーム状に入射する単一エネルギーの光子についての実験データによって示されるとおりである(CliffordとFacey, 1970)。このことは、表29に示すように、1 MeV (Keyrim-Markusら, 1972) および2.95 MeV (FaceyとClifford, 1973) の中性子についてのある計算および実験による知見によって支持されている。

(116) これらの表は、人体形状ファントムへのAP照射での垂直入射のデータが、斜め入射に対して安全側の推定値を提供することを示しているが、身体長軸への垂線から30°未満の斜めの角度に対しては、それはさほど大きなものではない。この点は実効線量当量についてもいえるかもしれない。著しく斜めの角度での広い平行ビームによる回転照射については、実効線量当量に関する等方照射データを用いるほうが適切であろう。上述のコメントは

表28 水平から上下に種々の角度で入射する単一エネルギー光子の広い平行ビームについて、人体形状ファントム中で測定された中軸上の線量相対値^a

角 度 (度)	光子エネルギー (MeV)			
	0.06	0.112	0.259	0.660
-30	0.87	0.88	0.83	0.93
0	1.00	1.00	1.00	1.00
+30	0.85	0.81	0.83	0.89
+45	0.59	0.63	0.63	0.72
+60	0.28	0.30	0.37	0.48
+75	0.12	0.17	0.22	0.33

a 水平ビームの場合を1として規格化した。

表29 水平より上の種々の角度で楕円柱に入射する1 MeV の中性子の広いビームについて計算された中軸上の線量当量相対値 H 、および、同じ角度で人体形状ファントムに入射する2.95MeV の中性子の広いビームについて測定された相対吸収線量 D^a

角 度 (度)	1 MeV	2.95MeV
	における H	における D
0	1.00	1.00
30	0.60	0.82
60	0.20	0.26

a 水平ビームの場合を1として規格化した。

人体中でかなりの減弱を受ける放射線に対しても当てはまる。また、線量当量が深さとともに増加するような高エネルギー放射線に対しては推論は逆になるかもしれない。

(117) 第4章で人体形状ファントムの光子照射についての換算係数を支持する実験データに注意をうながした (Thomasz ら, 1985; Kerr, 1980; Jones, 1964; Strandén と Wöhrn, 1978)。そのような実験は、当然のことながら、実際的なジオメトリーの状況下で実施され、したがって実際的価値のあるデータを生み出している。その他のもっと最近の実用的研究では、種々

の個別線源を用いた実験室条件 (Fukushima と Yoshizawa, 1980 ; Kusamara, 1983 ; Jones, 1984), 原子炉環境 (Jones, 1984 ; Urabe ら, 1983) および小線源治療法 (Eckerl ら, 1982) における個人モニタリング結果と実効線量当量との関係についてのデータを提供している。そのような実験は、可能な場合には計算で支持され (Spano と Thomasz, 1984), 有用なデータの貯えを立派に増大させている。

5.4 エネルギーの分布

(118) 第4章で与えられている換算係数は、実際の放射線防護においてはあまり遭遇することのない単一エネルギー放射線に対するものである。したがって、これらのデータをエネルギースペクトル分布をもつ放射線の線量当量を表す量の推定に適用する必要があると思われるので、この問題についてここで若干の助言を与える。

(119) フルエンススペクトル $\phi(E)$ をもつ放射線に由来する線量当量 H は、積 $g(E)\phi(E)dE$ をスペクトルの全エネルギー範囲にわたって積分することによって決定されよう：

$$H = \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} g(E)\phi(E)dE$$

ここで、 $g(E)$ は、単位粒子フルエンス当たりの線量当量、 $\phi(E)dE$ は、エネルギー間隔 E から $E+dE$ における粒子フルエンス、 E_{\min} および E_{\max} は、粒子のエネルギースペクトルの最小値および最大値。

(120) 実際問題として、前述の式が意味しているような全エネルギーについての粒子スペクトルの詳細な知識は多くの場合必要ではない。放射線防護の目的のためには、有限な数、 n 個のエネルギー間隔について合計することによって積分を近似することで十分正確であろう：

(80)

$$H \simeq \sum_{p=1}^{p=n} g_p(E) \phi_p(E)$$

ここで、 $g_p(E)$ は、エネルギー間隔 E_p から E_{p+1} までの積算粒子フルエンス ϕ_p についての平均換算係数、 E_1 および E_{n+1} はスペクトル分布をしている粒子のエネルギーの最小値および最大値である。

(121) 第4章の線量当量を表す量のいくつかが非加算性をもつことによって生ずる概念上の困難について、ここで注意を喚起することも必要である。この場合は、身体またはファントム中のある線量当量を表す量の最大値の位置が放射線のエネルギーによって変わるかもしれないために非加算性が生じる。加算性の問題については多くの文献がある (Kramer と Drexler, 1982 ; Wagner, 1980 ; Harder, 1980 ; Wagner, 1985 ; Harvey, 1975)。指標量および最大線量当量を表す量は非加算的である。実効線量当量は厳密な物理学的な意味においては非加算性であるが、実際には加算性をもっている。ICRU 球中のある半径上の特定の深さにおける線量当量のような真に加算性のある量については、前述の式にあるような簡単な積分を行うことができ、それによって、対象とするスペクトルに関する必要な量の推定値が得られるであろう。

(122) 高エネルギー加速器周辺の放射線場においては、線量当量の最大値はエネルギーによって身体のまったく違った部分で生ずるかもしれず、最大線量当量を単純に積分したのでは相当な過大評価となりうる。この特定のテーマについては、参照に値する文献がいくつかある (Shaw ら, 1969 ; Stevenson ら, 1973 ; McCaslin と Thomas, 1980 ; Thomas と Stevenson, 1985 ; Thomas, 1984)。

5.5 その他の被曝状況

(123) 第4章の換算係数とは必ずしも関係がないような、体外放射線に対する被曝についての他の多くのデータがある。そのような話題、とくに計

算に関するものについては文献が増えつつあるが、ここでは簡単な論評にとどめておく。

(124) 体外放射線に対する人体の局部被曝の算定がときどき要求される。狭いビームに適用した場合、第4章の広いビームのデータは身体線量を表す量を過大に評価することになろうが、その程度は照射ジオメトリと放射線の性質に依存する。同じことが付録Cの臓器線量データにも当てはまる。しかしながら、体外放射線の医学的利用からの十分確立された深部線量のデータ (BIR と HPA, 1983) があり、局部照射による臓器線量を計算する目的にはこれを適用することができる。これらのデータは、X線、 γ 線、電子線および中性子線に対する組織等価物質中での測定に基づいている。また、通常のX線診断手法による臓器線量に関しても、人体形状ファントムについてのモンテカルロ計算に基づき、かつ、相当量の実験的研究で裏付けられたかなりな量の情報が存在する (Keriakes と Rosenstein, 1980; Rosenstein, 1982; Drexler ら, 1984; Jones と Wall, 1985)。委員会も ICRP Publication 34 (1982 c) でこの話題に言及した。

(125) 希ガスの放射性雲中でのサブマージョンによる作業者の照射についてもデータがある (ICRP, 1979)。このデータは、吸入よりもサブマージョンのほうが制限因子になることのある短半減期の気体状放射性核種による被曝に対して、うまく拡張できるかもしれない。そのうえ、気体状放射性核種の γ 線および β 線による体外被曝からの人体への線量に関するデータが相当量収集されており (Kocher, 1983; Brenk, 1983)、これには水および土地の汚染に対する計算も含まれている。

(126) 体外照射に対するもう一つの一般的な被曝形態は、 β 線源に非常に近接している場合である。そのような線源の周囲の種々の媒質中における線量分布の標準的な表が点線源および平面線源に対して利用できる (Berger, 1971; Cross ら, 1982)。

(127) 最も普遍的な体外被曝の源は地殻 γ 線である。これは公衆の全構成員に影響を与え (Koblinger, 1981), また放射性鉱石を採取あるいは処理する作業者の場合にとくに関心がもたれている (Wilson と Young, 1982)。環境 γ 線場の物理については十分な記述がなされており (Beck, 1975), 人体形状ファントム中の放射線量が、環境 β 線をも扱っている関連研究の中で推定されている (O'Brien, 1980)。

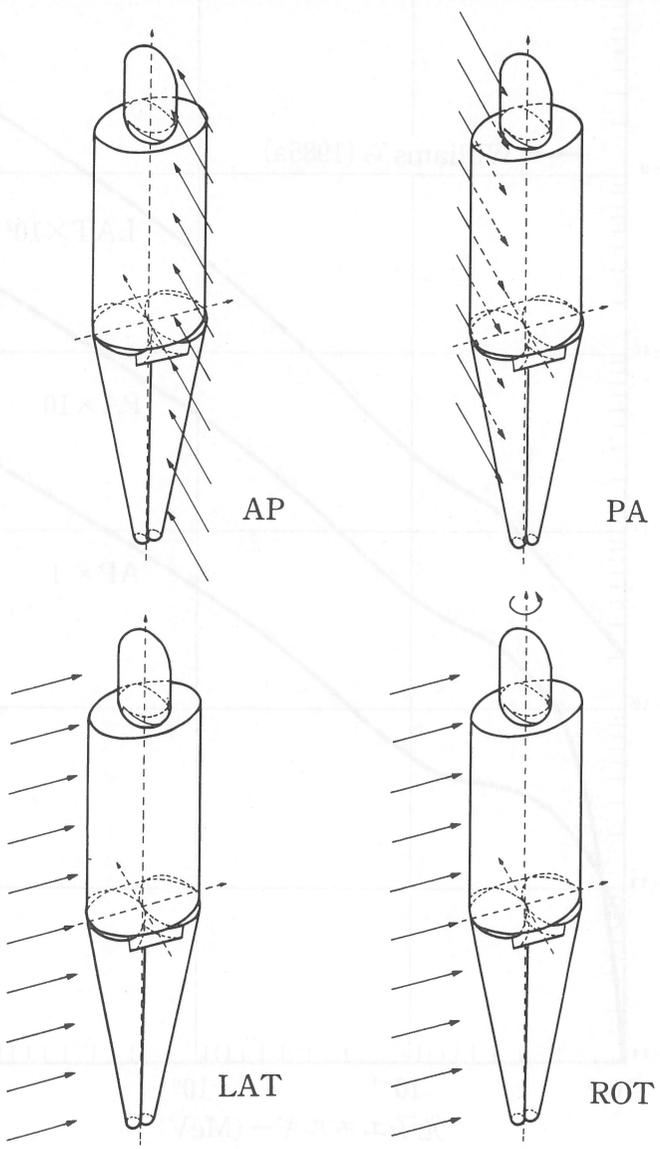


図1 人体形状ファントムの照射ジオメトリー

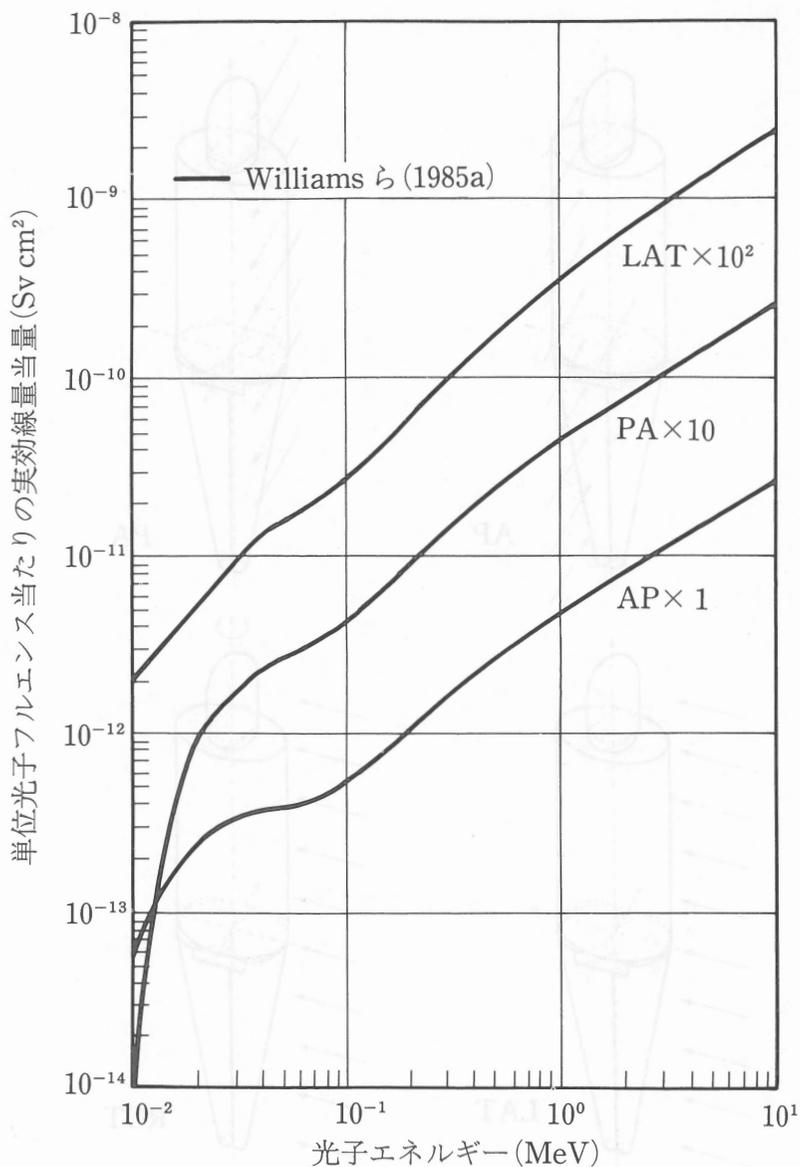


図 2a 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量。表 2 の脚注も参照。

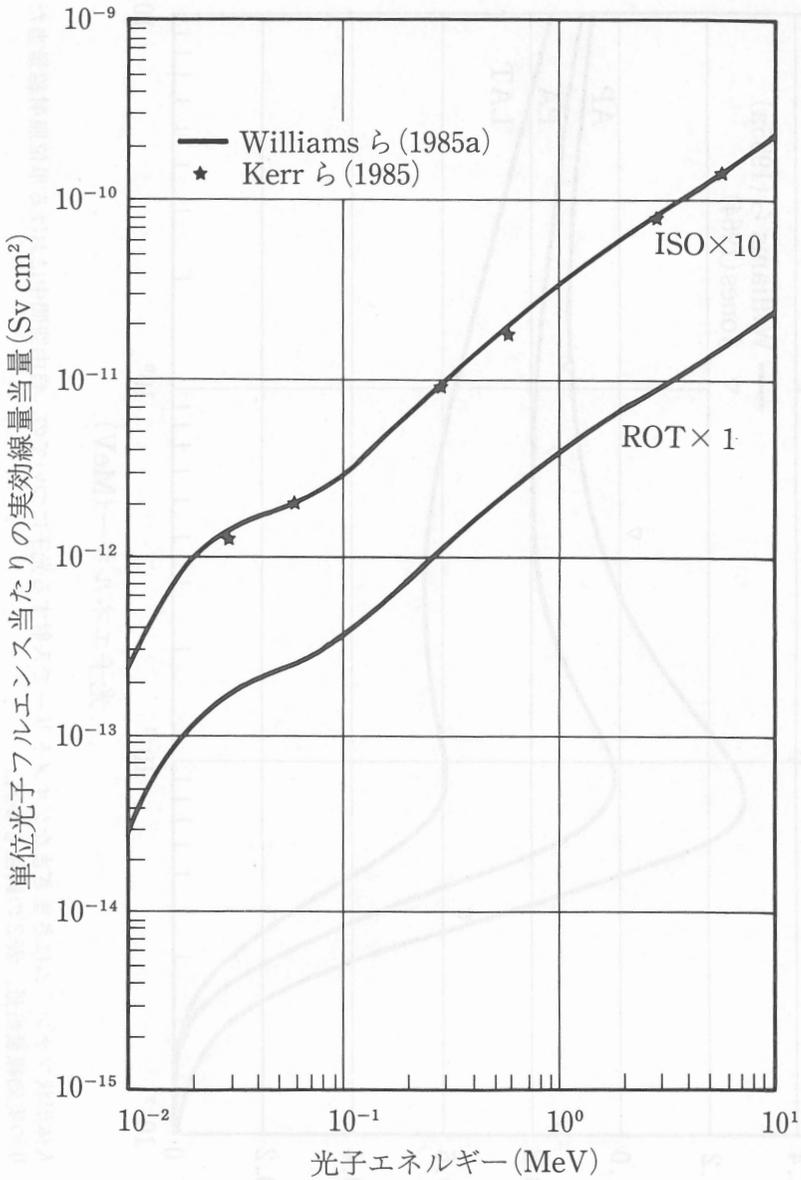


図2b 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量。表2の脚注も参照。

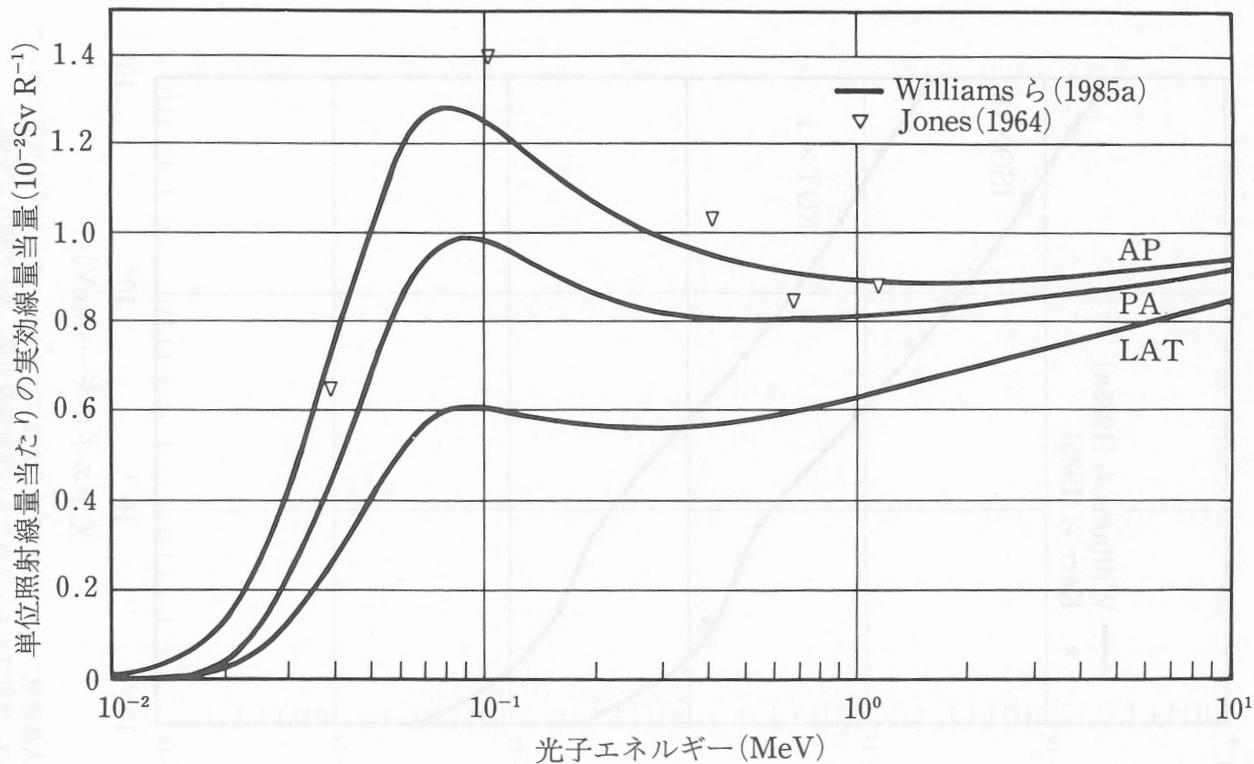


図 3a 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、自由空間中における単位照射線量当たりの実効線量当量。表 3 の脚注も参照。

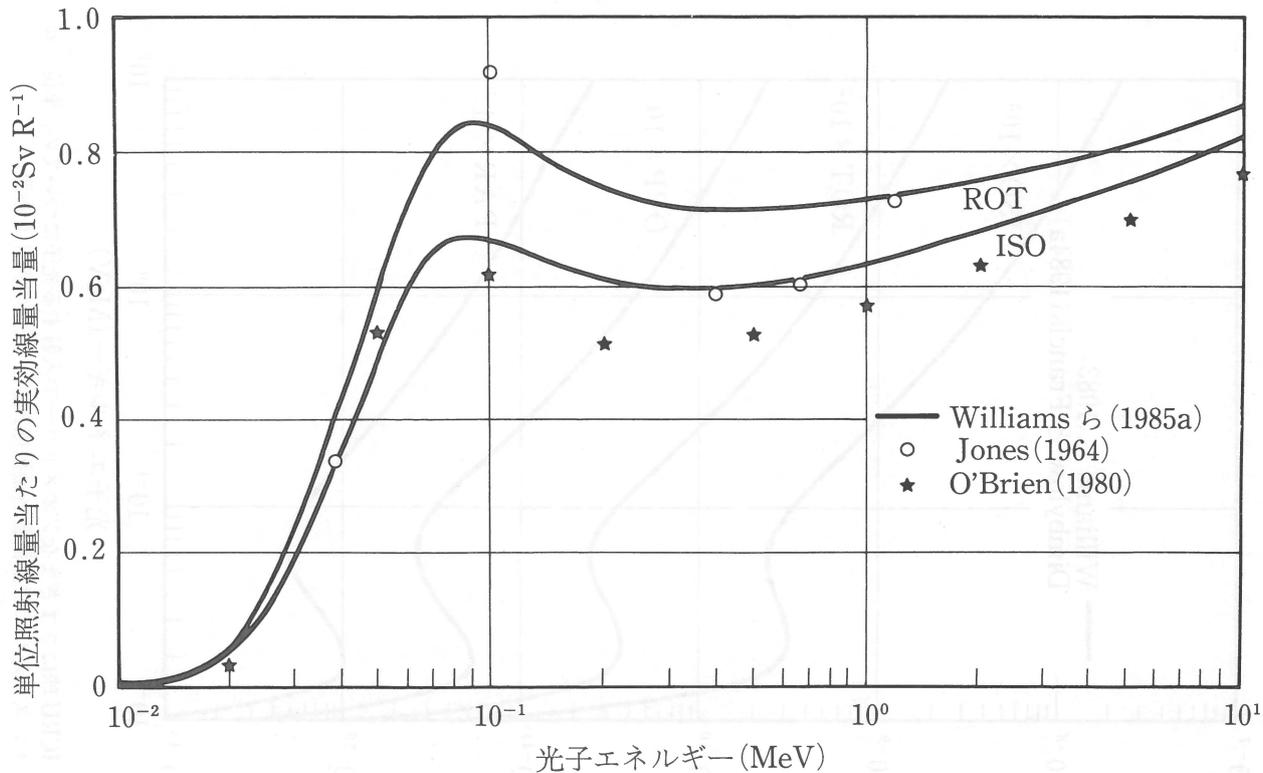


図3b 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、自由空間中における単位照射線量当たりの実効線量当量。表3の脚注も参照。

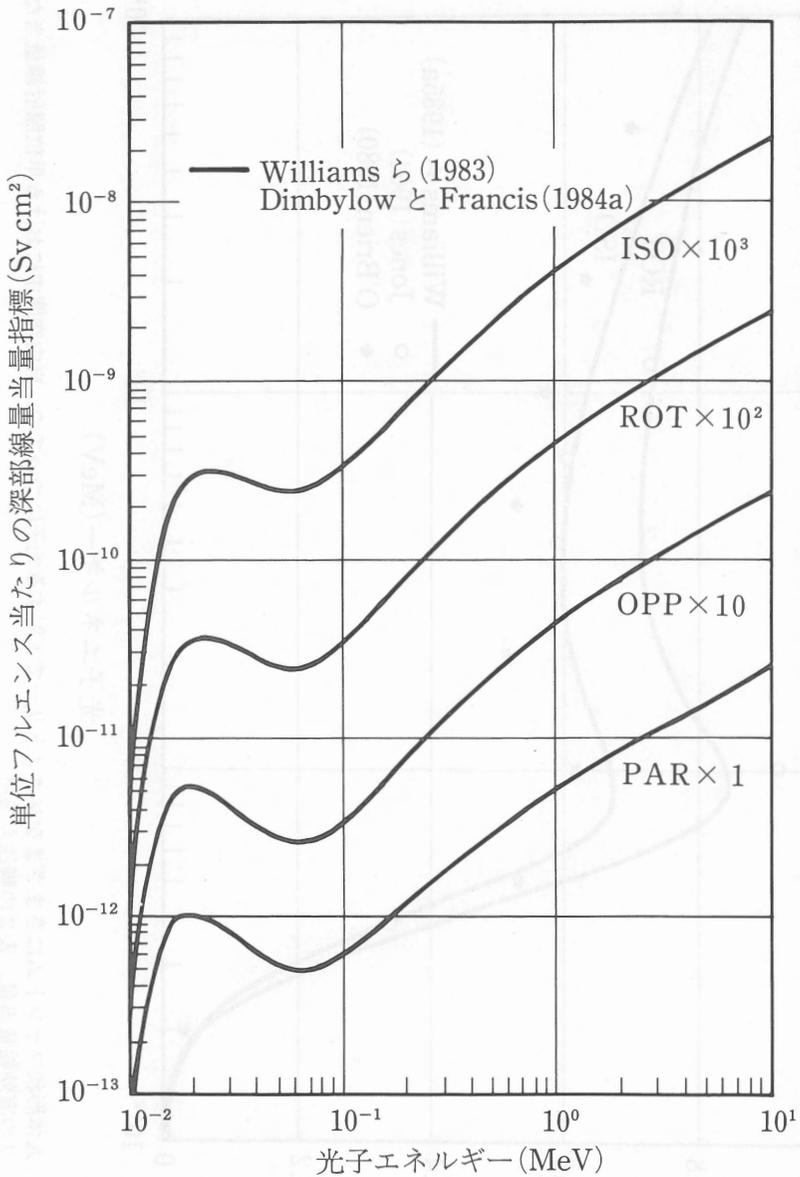


図4 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの深部線量当量指標 $H_{1,d}$ 。表4の脚注も参照。

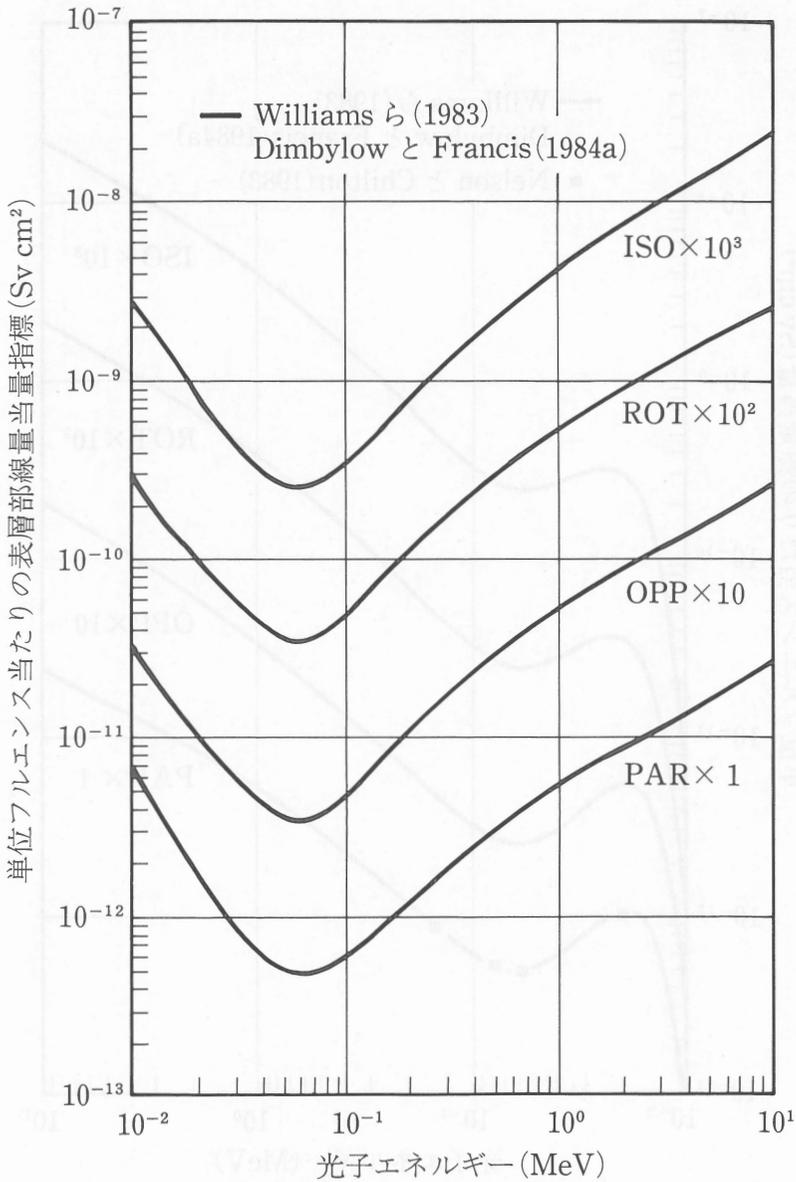


図5 ICRU 球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの表層部線量当量指標 $H_{1,s}$ 。表5の脚注も参照。

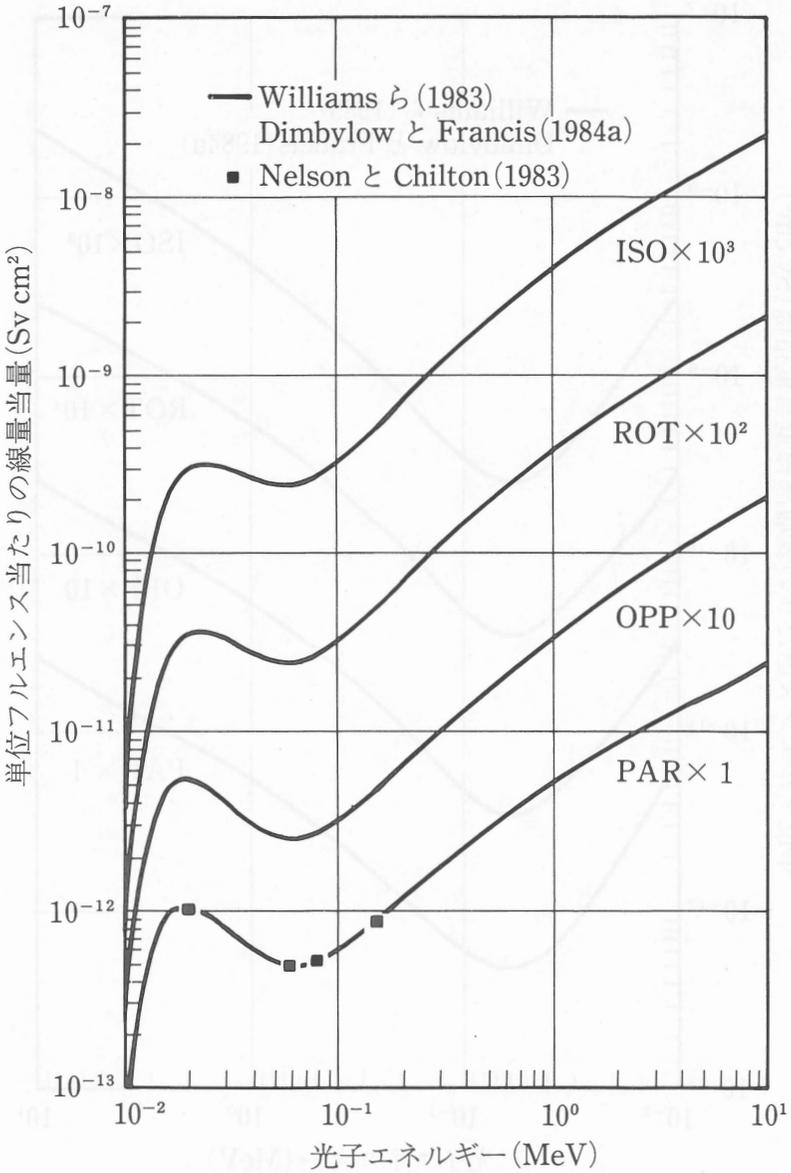


図6 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ10mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量。表6の脚注も参照。

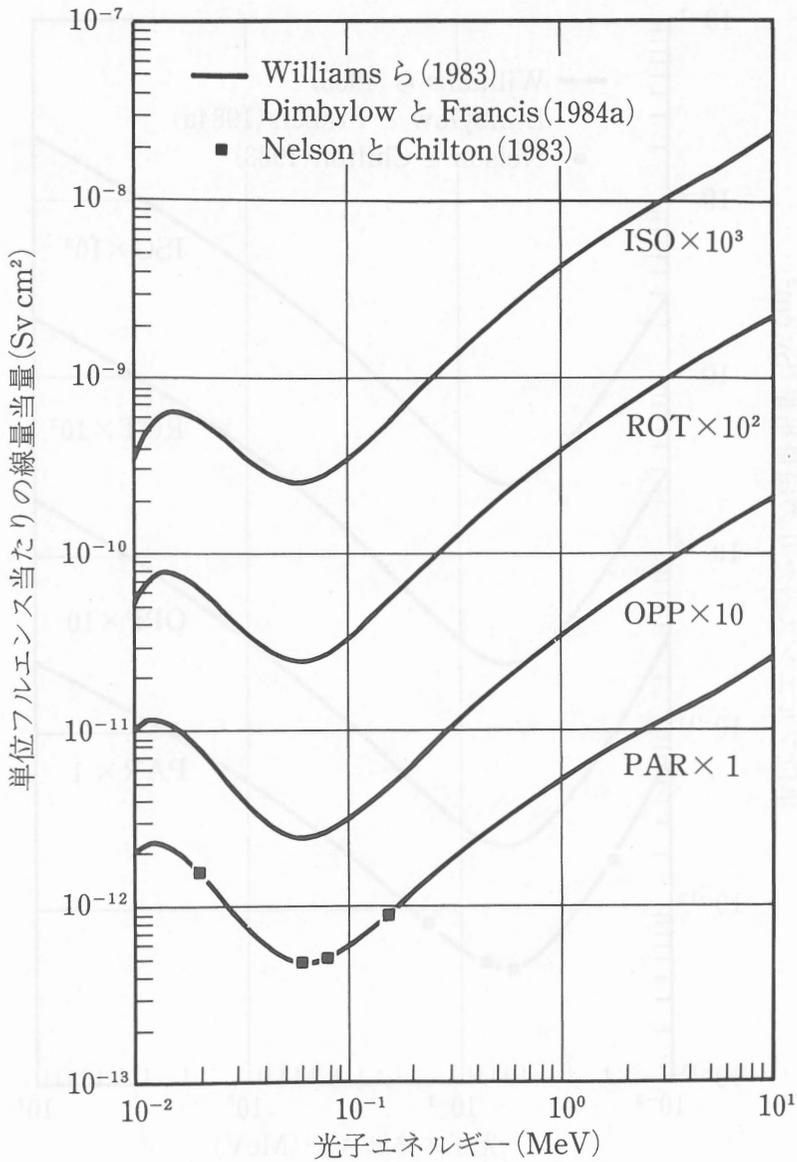


図7 ICRU球にさまざまなジオメトリで入射する光子についての、主軸上深さ3 mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量。表7の脚注も参照。

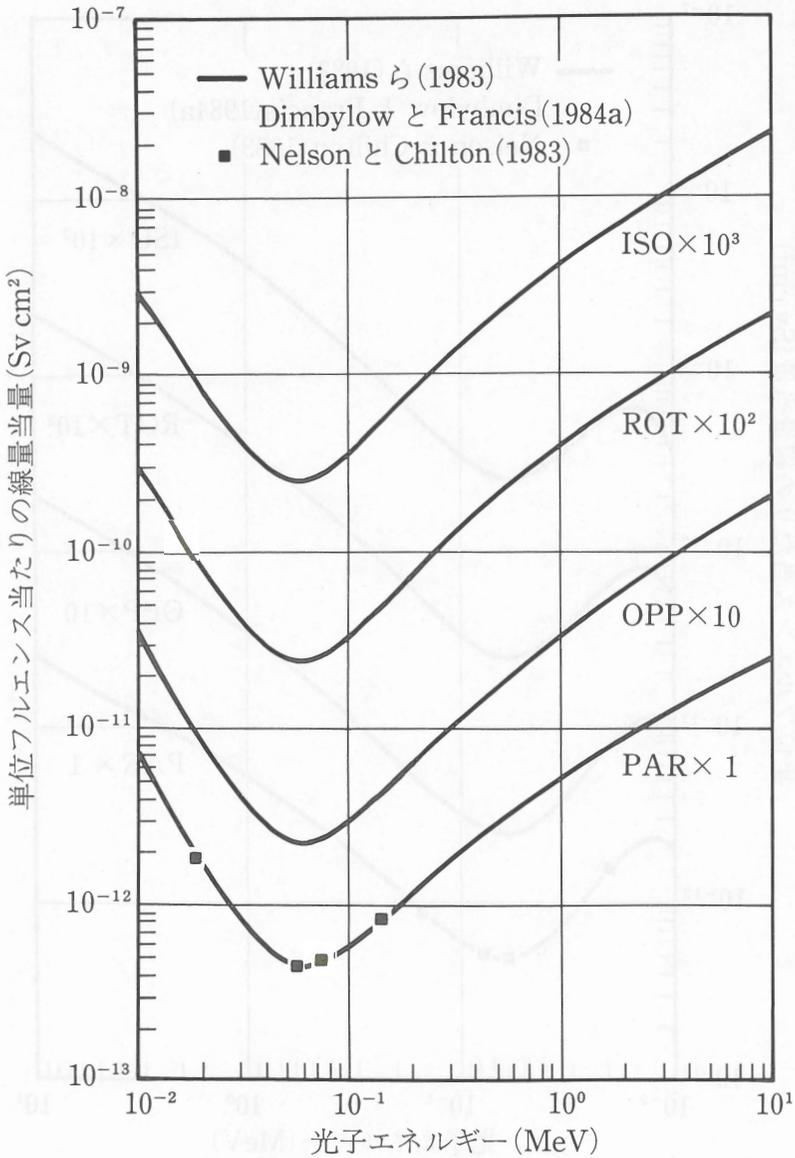


図8 ICRU球にさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、主軸上深さ0.07mmにおける単位フルエンス当たりの線量当量。表8の脚注も参照。

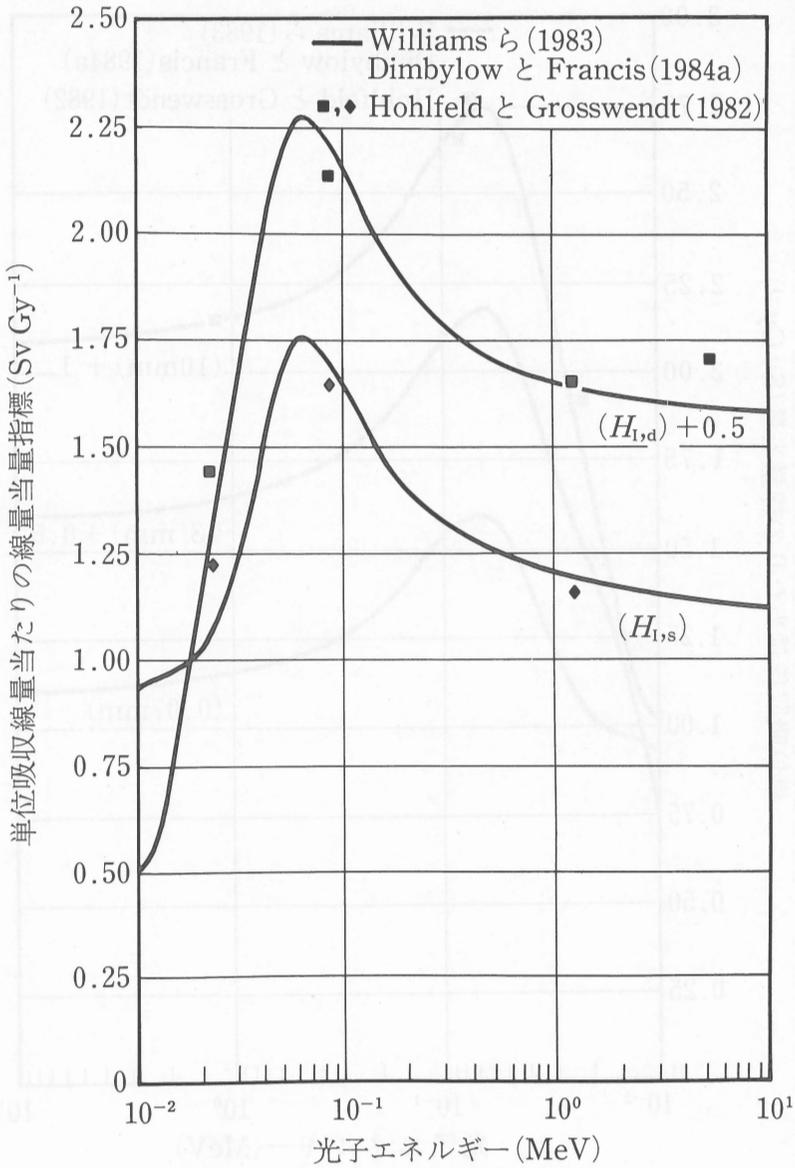


図9 ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの線量当量指標

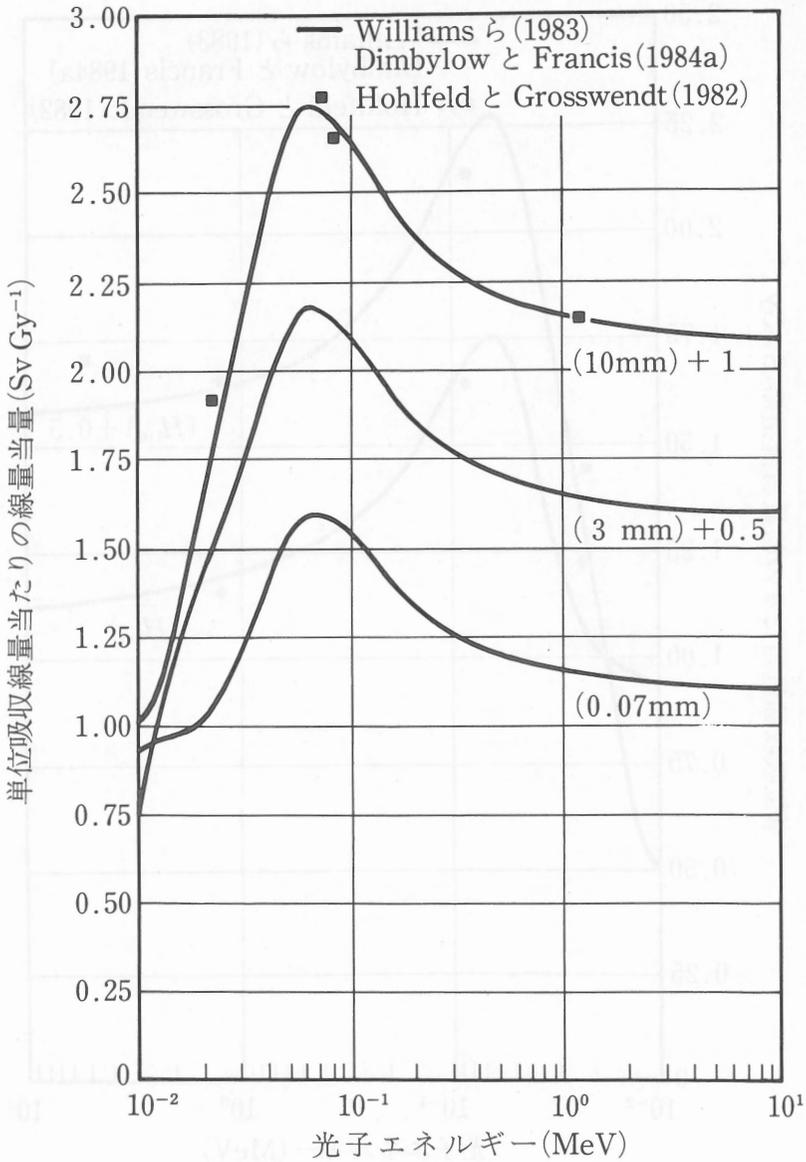


図10 面平行ビームとして入射する光子についての、自由空間中における単位空気吸収線量当たりの、ICRU球の主軸上のさまざまな深さでの線量当量

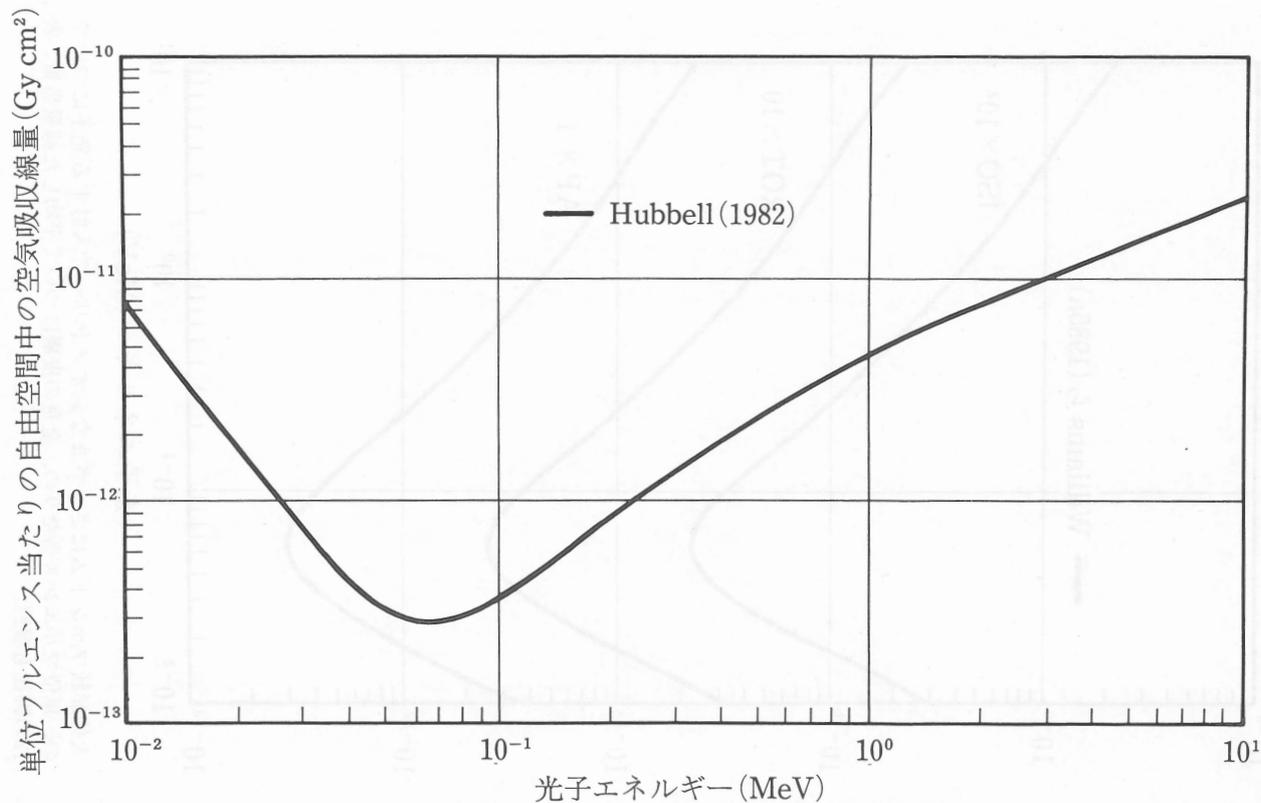


図11 単位光子フルエンス当たりの、自由空間中における空気吸収線量

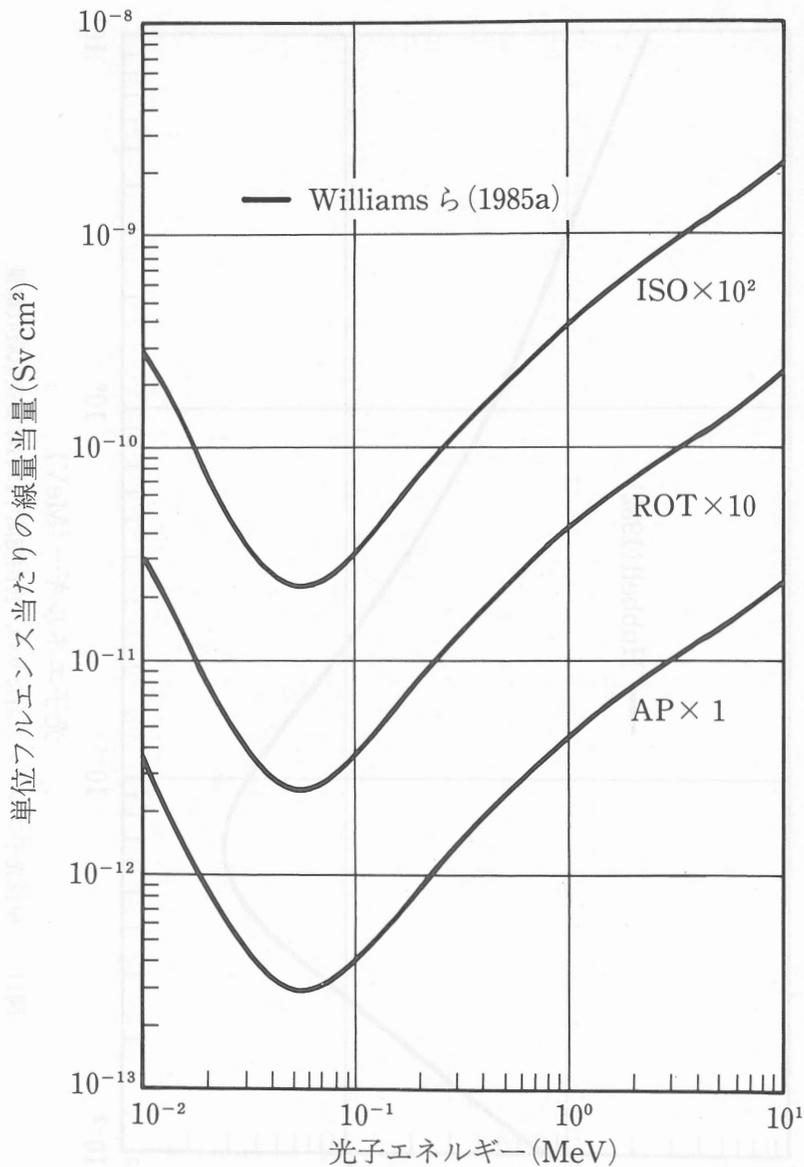


図12 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、全身の皮膚について平均した線量当量。表12の脚注も参照。

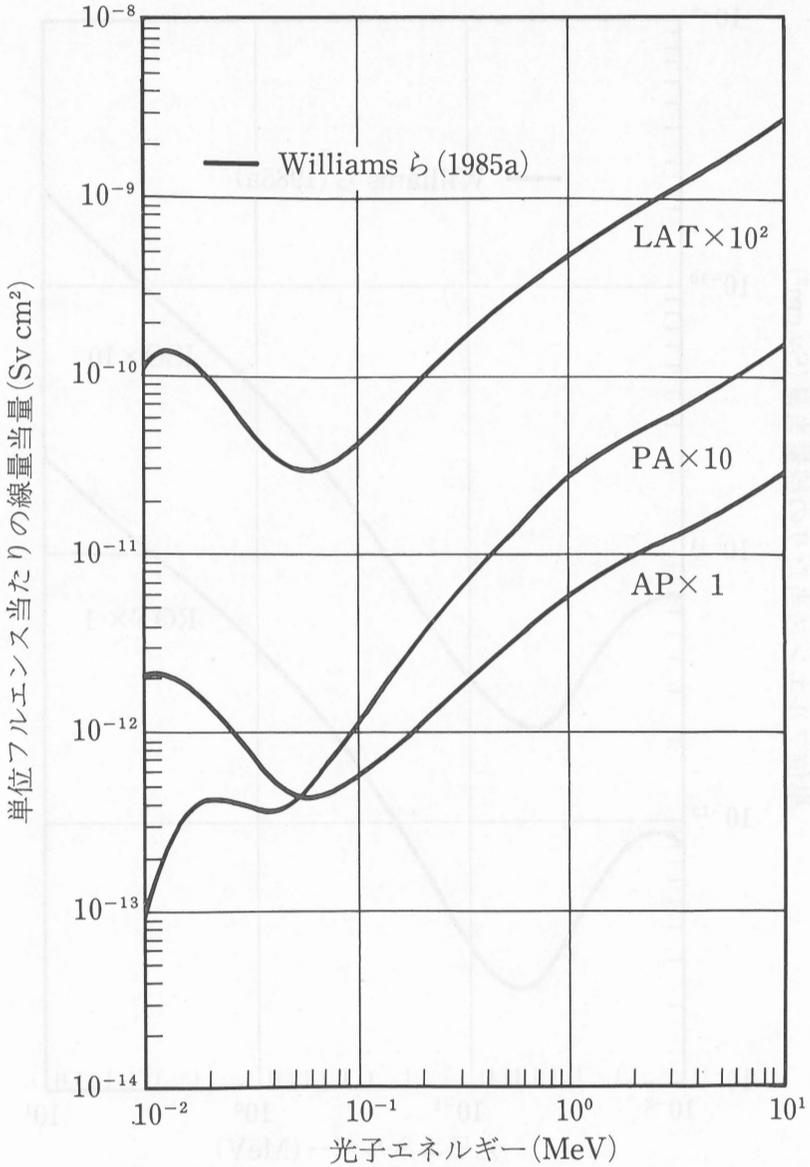


図13 a 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、眼の水晶体に対する線量当量。表13の脚注も参照。

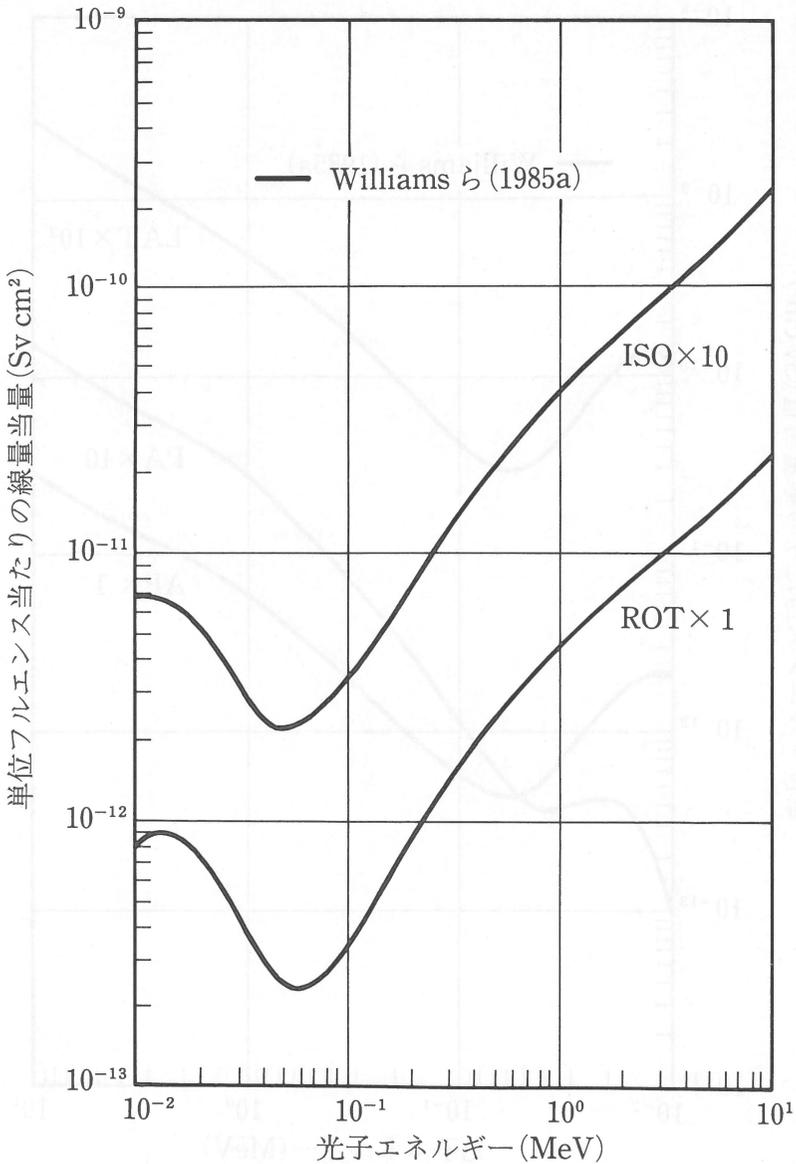


図13b 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する光子についての、単位フルエンス当たりの、眼の水晶体に対する線量当量。表13の脚注も参照。

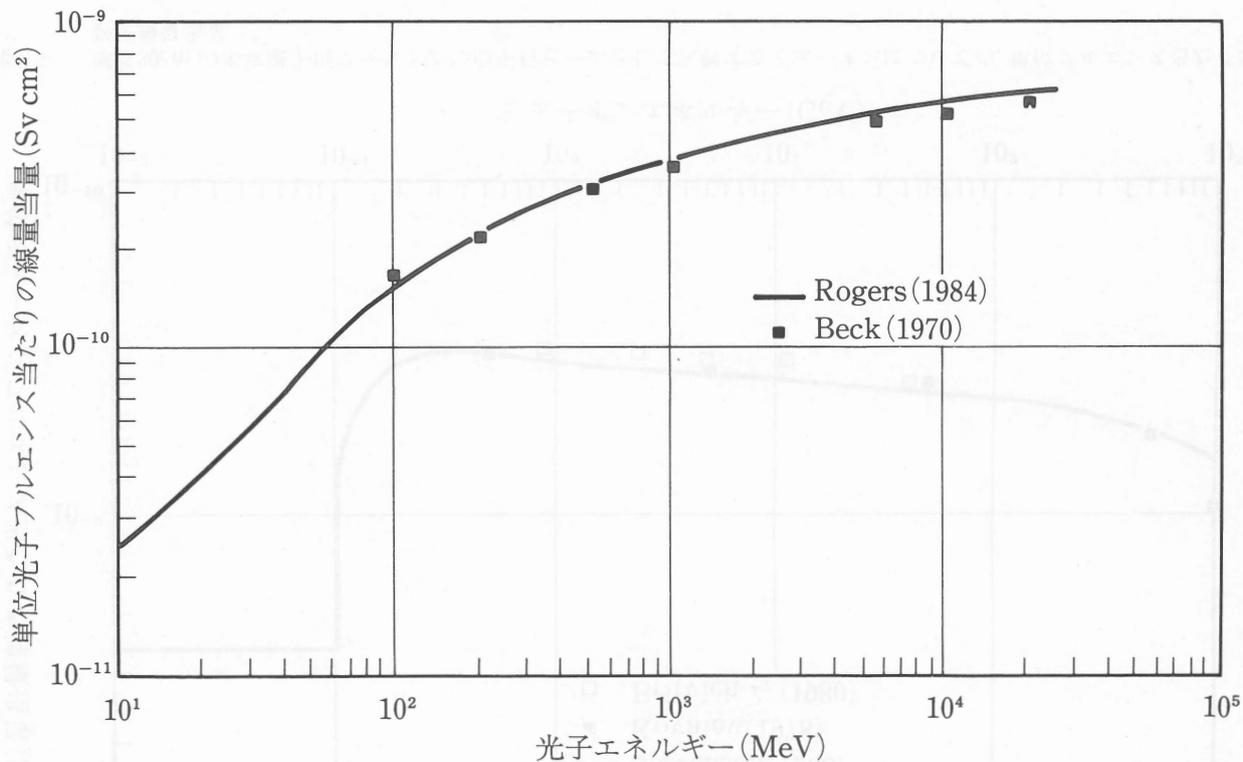


図14 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する光子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量

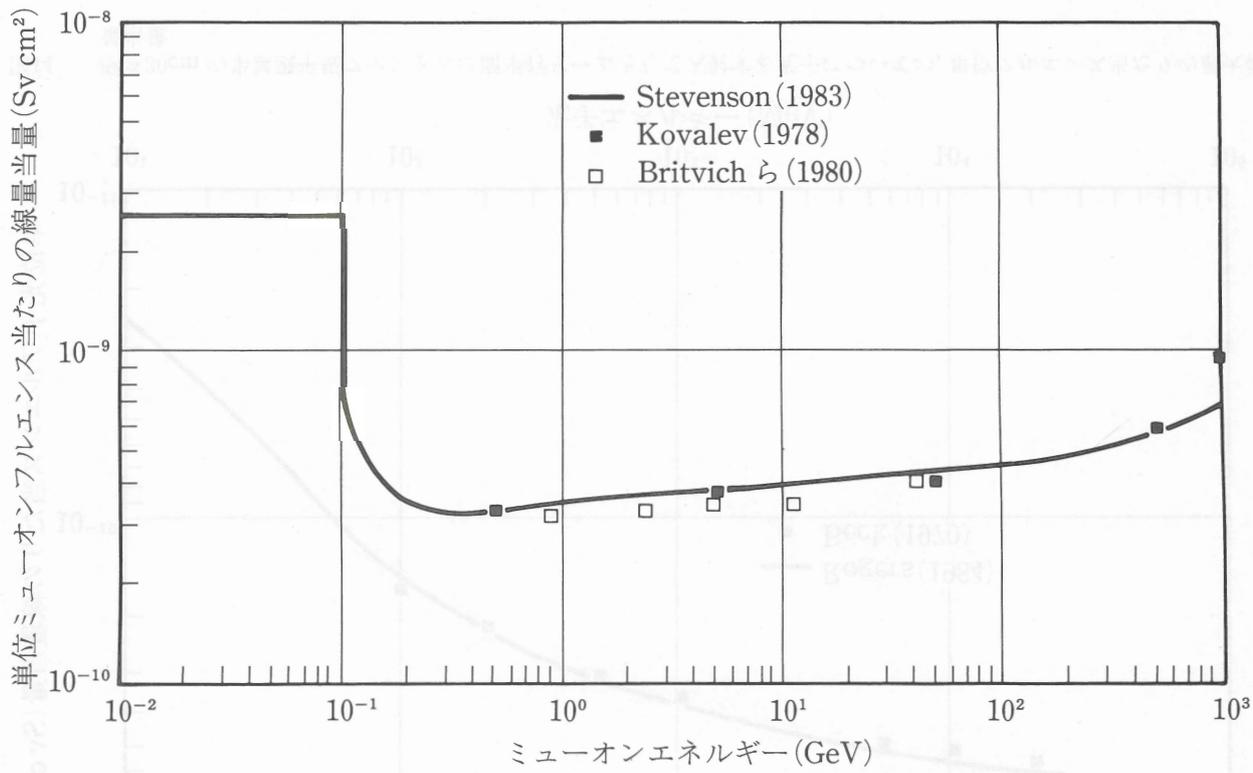


図15 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するミューオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量

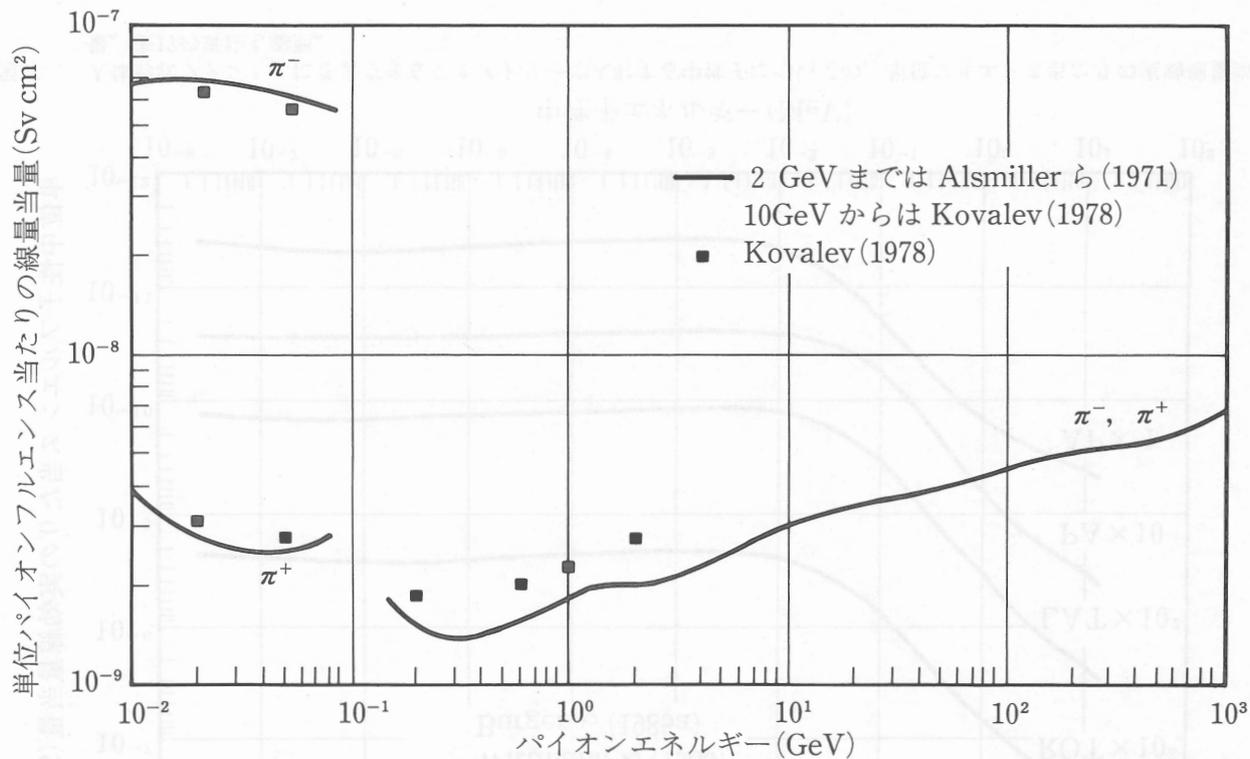


図16 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射するパイオンについての、単位フルエンス当たりの最大線量当量。正電荷をもったパイオンおよび負電荷をもったパイオンの値は、0.15GeV以上のエネルギーでは実質的に同じである。

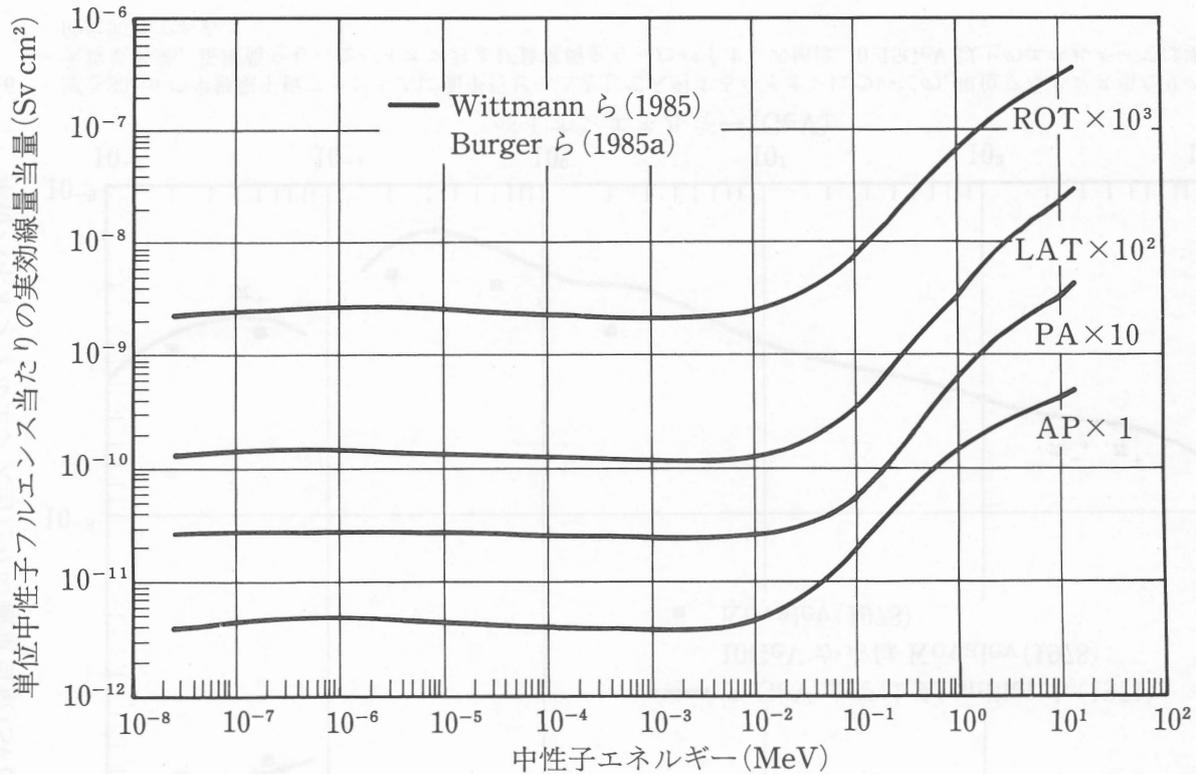


図17 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの実効線量当量。表17の脚注も参照。

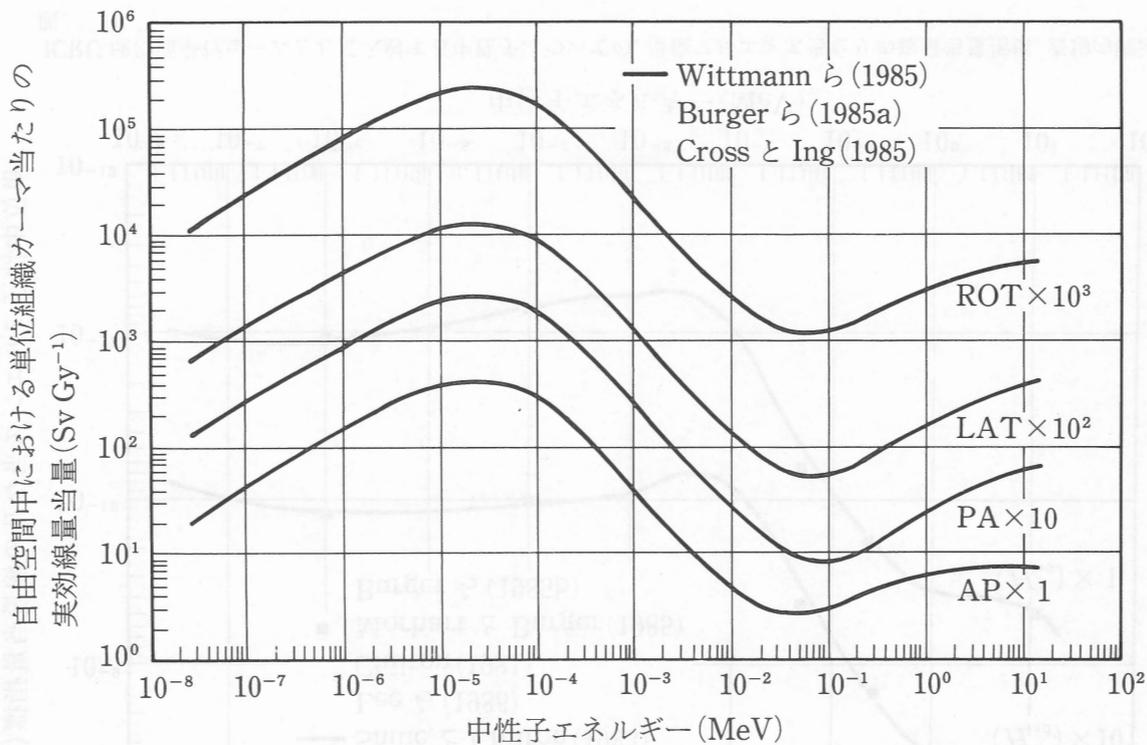


図18 人体形状ファントムにさまざまなジオメトリーで入射する中性子についての、自由空間中における単位組織カーマ当たりの実効線量当量。表18の脚注も参照。

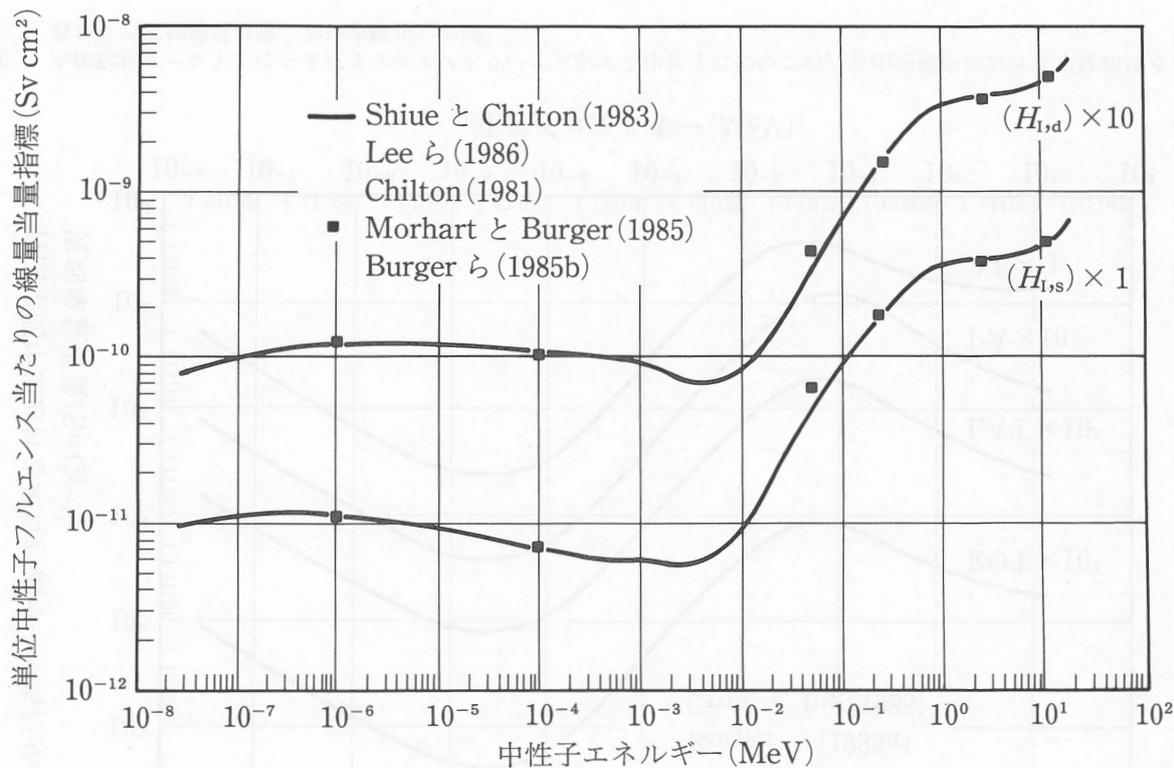


図19 ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標。表19の脚注も参照。

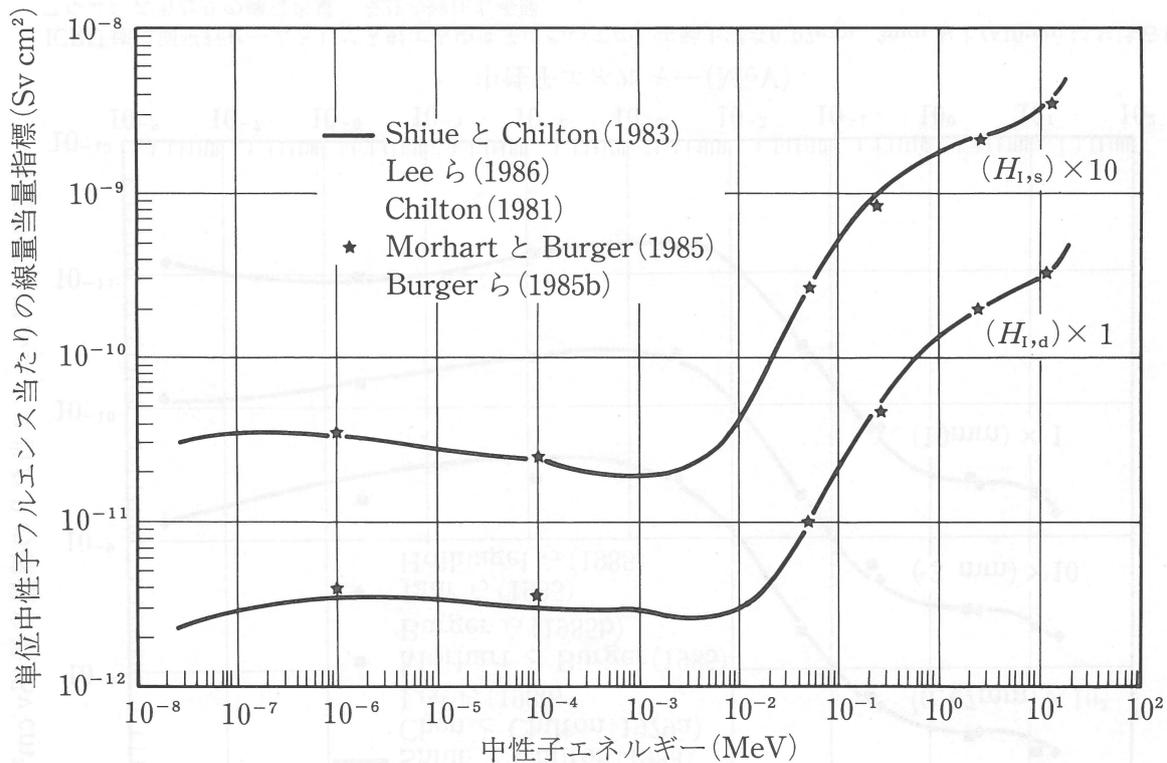


図20 ICRU 球に等方入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの線量当量指標。表20の脚注も参照。

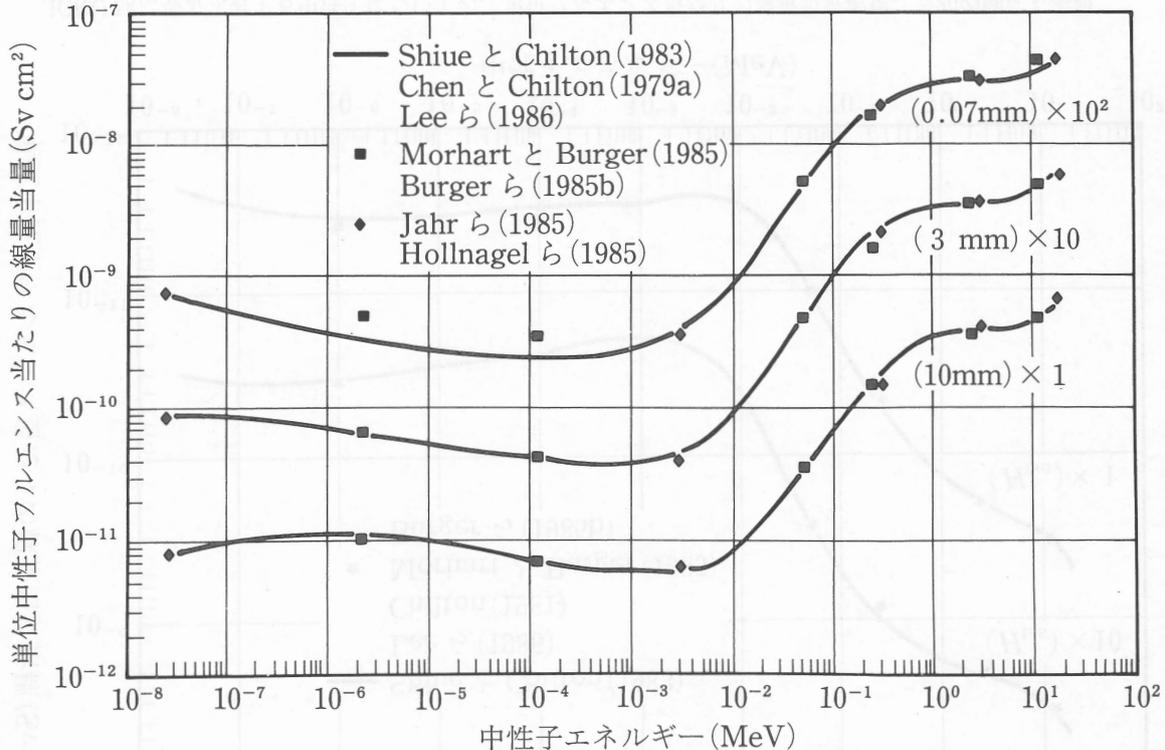


図21 ICRU 球に面平行ビームとして入射する中性子についての、主軸上深さ0.07mm, 3mm および10mm における単位フルエンス当たりの線量当量。表21の脚注も参照。

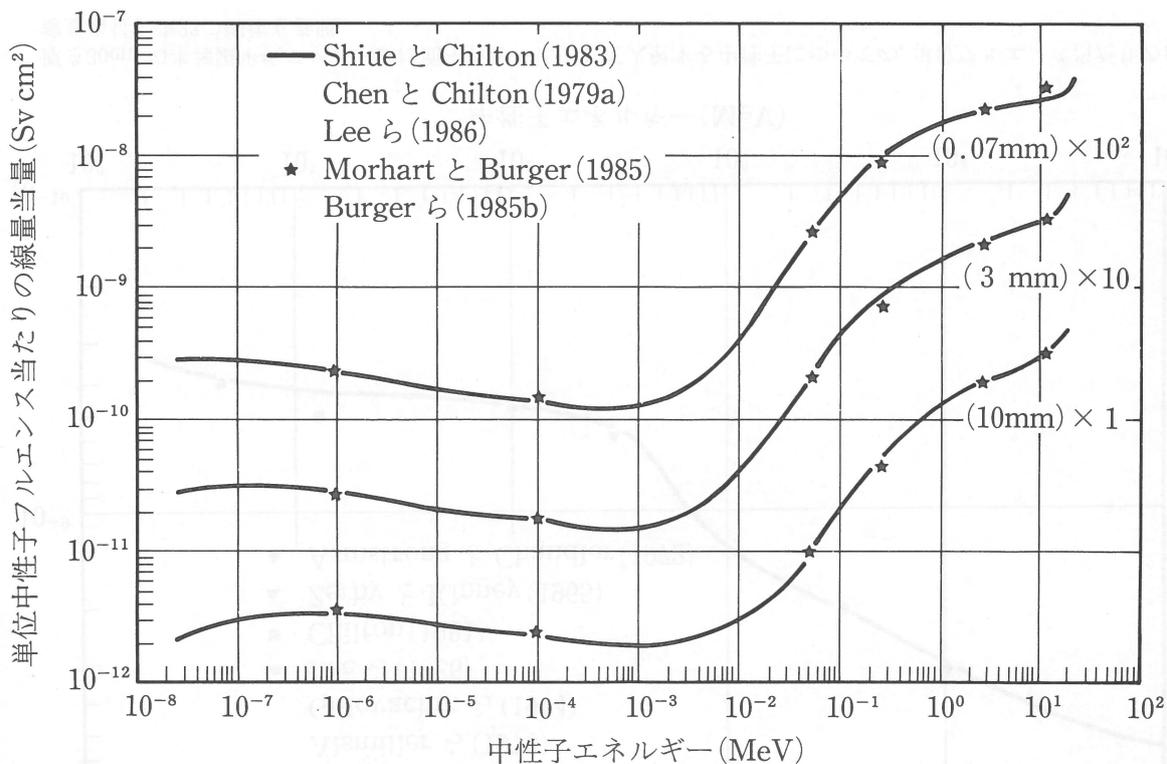


図22 ICRU 球に等方入射する中性子についての、深さ0.07mm, 3mm および10mm における単位フルエンス当たりの線量当量。表22の脚注も参照。

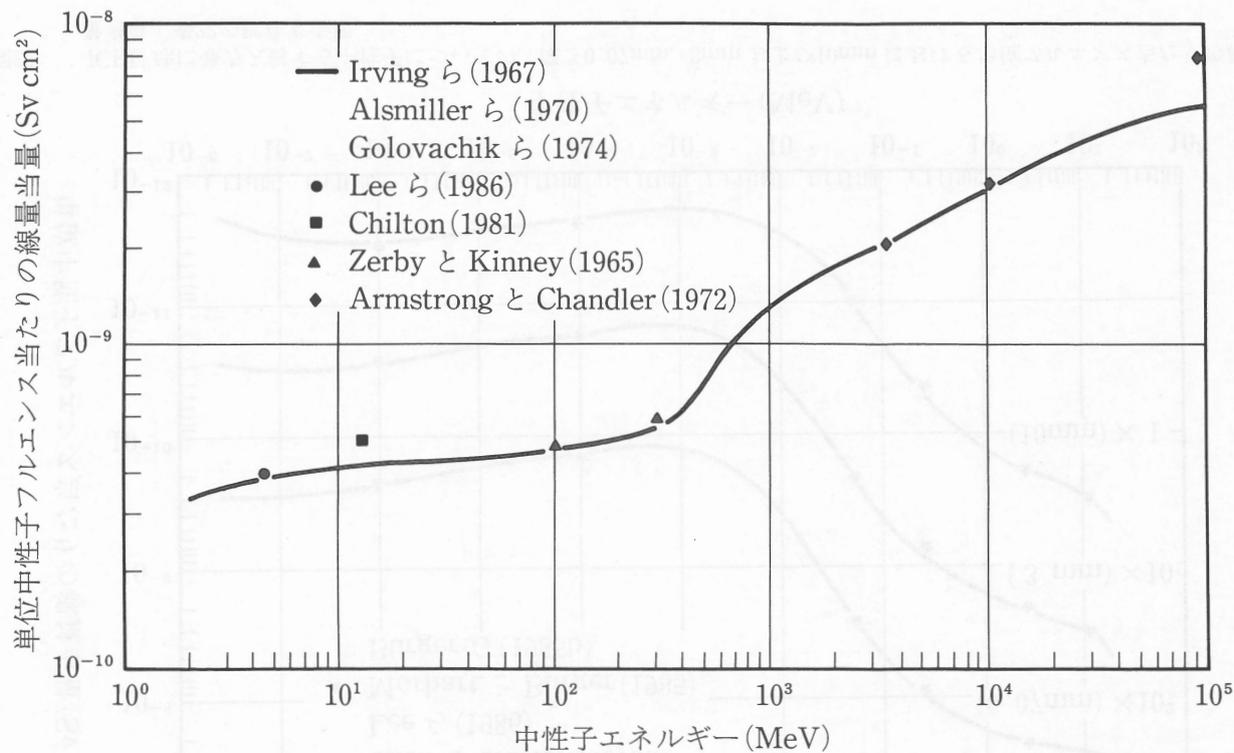


図23 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する中性子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量。表23の脚注も参照。

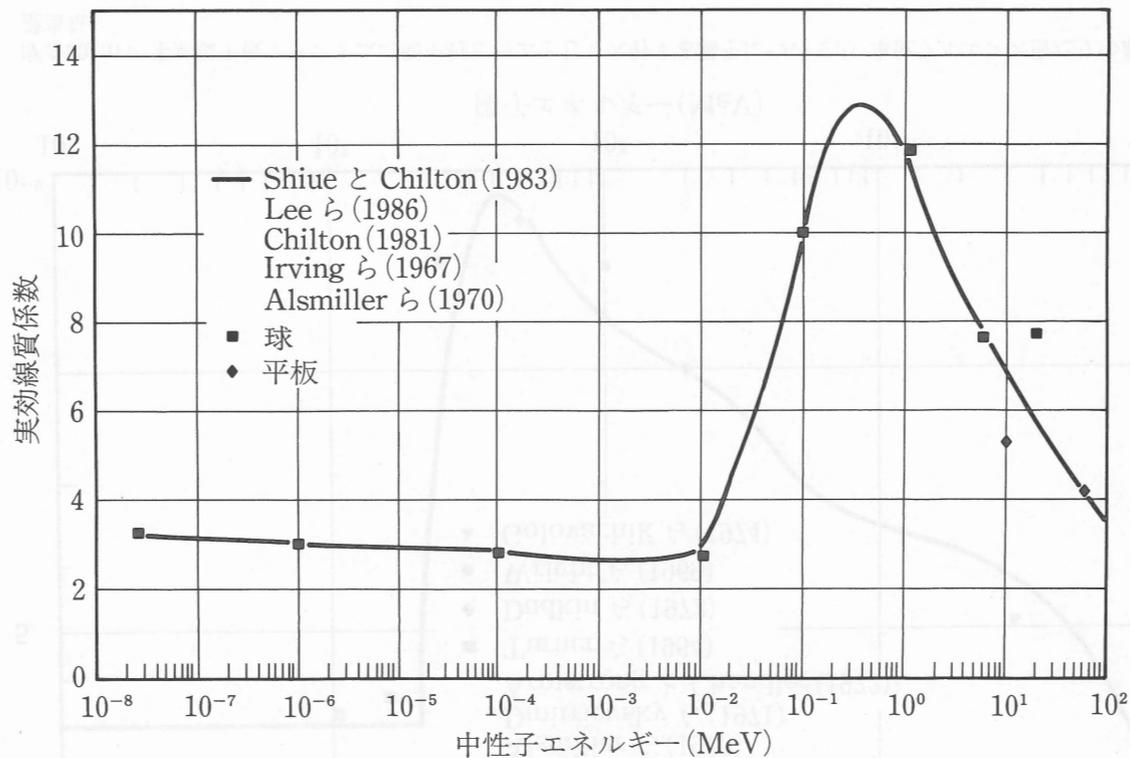
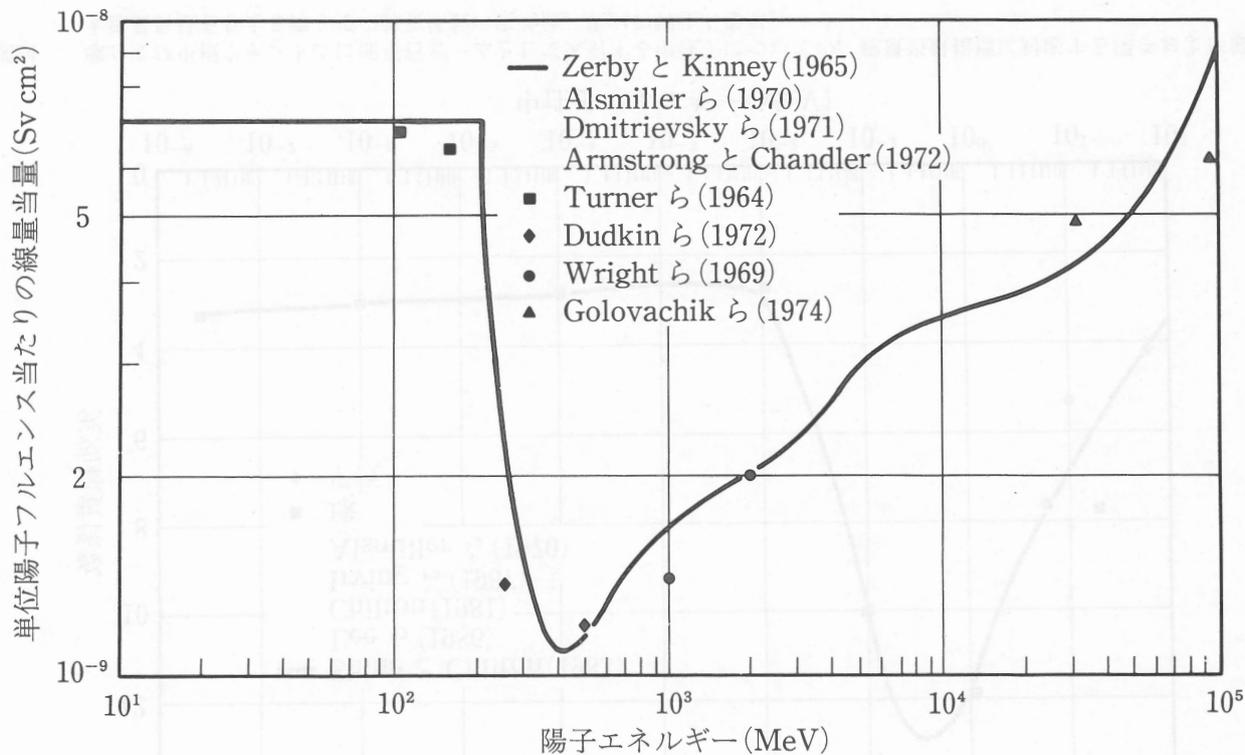


図24 球および平板ファントムに面平行ビームとして入射する中性子についての、線量当量指標に対応する深さおよび最大線量当量を与える深さでの線質係数の実効値。表24の脚注も参照。



(110)

図25 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する陽子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量

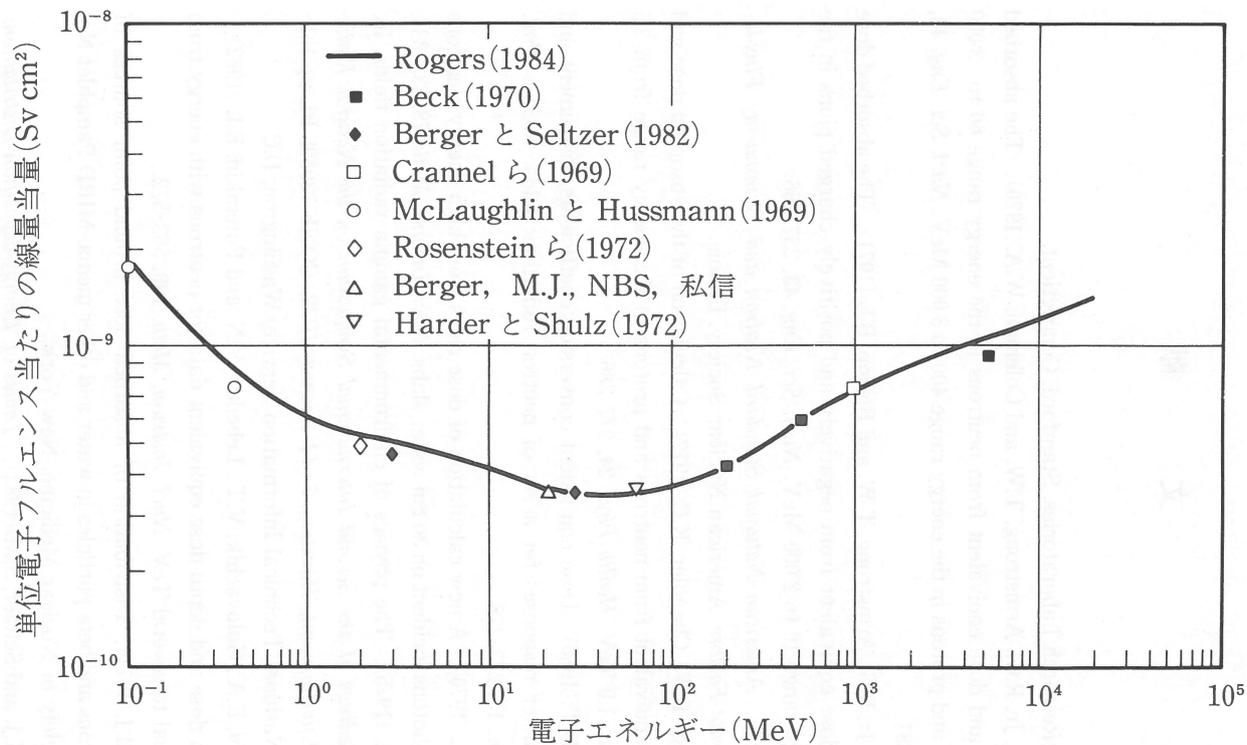


図26 厚さ30cmの半無限平板ファントムに面平行ビームとして入射する電子についての、単位フルエンス当たりの最大線量当量

文 献

- Alderson Research Laboratories, Stamford, Connecticut.
- Alsmiller, Jr, R.G., Armstrong, T.W. and Coleman, W.A. (1970). The absorbed dose and dose equivalent from neutrons in the energy range 60 to 3 000 MeV and protons in the energy range 400 to 3 000 MeV. *Nucl. Sci. Eng.* **42**, 367-381.
- Alsmiller Jr, R.G., Armstrong, T.W. and Bishop, B.L. (1971). The absorbed dose and dose equivalent from negatively and positively charged pions in the energy range 10 to 2 000 MeV. *Nucl. Sci. Eng.* **43**, 257-266.
- ANSI (1977). *American National Standard Neutron and Gamma-ray Flux-to-dose-rate Factors*. American Nuclear Society, Illinois.
- Armstrong, T.W., Chandler, K.C. (1972). Calculation of the absorbed dose and dose equivalent from neutrons and protons in the energy range from 3.5 GeV to 1.0 TeV. *Health Phys.* **24**, 277-286.
- Bartlett, D.T. (1986). Dose equivalent conversion coefficients, instrument and dosimeter responses for a set of neutron radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.* **15**, 273-278.
- Beck, H.L. (1970). A new calculation of dose rates from high energy electrons and photons incident on 30 cm water slabs. *Nucl. Instrum. Meth.* **78**, 333-334.
- Beck, H.L. (1975). The physics of environmental gamma radiation fields. In: *Proceedings of the Second International Symposium on the Natural Radiation Environment, Houston, 7-11 August 1972*, CONF-720805-PI, pp.101-133. National Technical Information Service, Washington, D.C.
- Belogorlov, E.A., Golovachik, V.T., Lebedev, V.N. and Potemkin, E.L. (1982). Depth dose and depth dose equivalent data for neutrons with energy from thermal to several TeV. *Nucl. Instrum. Meth.* **199**, 563-572.
- Berger, M.J. (1971). Distribution of absorbed dose around point sources of electrons and beta particles in water and other media. MIRD Pamphlet No. 7. Society of Nuclear Medicine, New York.
- Berger, M.J. and Seltzer, S.M. (1982). *Tables of Energy-deposition Distributions*

- in Water Phantoms Irradiated by Point-monodirectional Electron Beams with Energies from 1 to 60 MeV and Applications to Broad Beams*, NBSIR 82-2451. National Bureau of Standards, Washington, D.C.
- Bikrov, A.I., Dudkin, V.E., Kovalev, E.E. *et al.* (1977). Conversion factors for the calculation of protection against corpuscular radiation. Moscow, Atomizdat, p.30. Cited in Kovalev (1978).
- BIR and HPA (1983). Central axis depth dose data for use in radiotherapy. *Br. J. Radiol. Suppl.* **17**. British Institute of Radiology, London.
- Brenk, H.D. (1983). *Dosisfaktoren für ca. 800 radionuklide zur Berechnung der externen Strahlenexposition durch Photonen- und Elektronenstrahlung*, BSU-7904/1. Brenk Systemplanung. Aachen.
- Britvich, G.I., Krupnyi, G.I., Peleshko, V.N. and Rastsvetalov, Ya N. (1980). Dose characteristics of high-energy electrons, muons, and photons. *Atomnaya Energiya* **49**, 39-43. Translated by Plenum Publishing Corporation.
- Broerse, J.J., Mijnheer, B.J. and Williams, J.R. (1981). European protocol for neutron dosimetry for external beam therapy. *Br. J. Radiol.* **54**, 882-898.
- Bundesanzeiger (1985a). Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äusserer Strahlenexposition durch Elektronen, insbesondere durch β -Strahlung. *Bonn, Bundesanzeiger* **37 (126a)**, 21-28, July 1985.
- Bundesanzeiger (1985b). Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äusserer Strahlenexposition durch Photonenstrahlen. *Bonn, Bundesanzeiger* **37 (126a)**, 9-20, July 1985.
- Burger, G., Morhart, A., Nagarajan, P.S. and Wittmann, A. (1981). Conversion functions for primary and operational quantities in neutron radiation protection. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich-Neuherberg, 1-5 June 1981*, EUR 7448, Vol.1, pp.33-48. Commission of the European Communities, Brussels.
- Burger, G., Morhart, A. and Wittmann, A. (1985a). The conceptual basis for neutron radiation protection. In: *Proceedings of the Fifth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich/Neuherberg, 17-21 September 1984*, EUR 9672, Vol.1, pp.71-86. Commission of the European Communities, Brussels.
- Burger, G., Morhart, A., Nagarajan, P.S. and Wittmann, A. (1985b). *Quantities Relevant for External Neutron Irradiation in Radiation Protection*, Cendos Report 84-1. Commission of the European Communities, Luxembourg.

- Burger, G., Morhart, A. and Wittmann, A.(1985c). The conceptual basis for neutron radiation protection. In: *Proceedings of the Fifth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich/Neuherberg, 17-21 September 1984*, EUR 9672, Vol.1, pp.71-86. Commission of the European Communities, Brussels.
- Chen, S.-Y. and Chilton, A.B.(1979a). Calculation of fast neutron depth-dose in the ICRU standard tissue phantom and the derivation of neutron fluence-to-dose-index conversion factors. *Radiat.Res.* **78**, 335-370.
- Chen, S.-Y. and Chilton, A.B.(1979b). Depth-dose relationships near the skin resulting from parallel beams of fast neutrons. *Radiat.Res.* **77**, 21-23.
- Chilton, A.B.(1981). Calculated index quantities for neutrons. In: *Proceedings of the European Seminar on Radiation Protection Quantities for External Exposure, Braunschweig, Germany, 13-15 October 1980*, EUR 7101-EN, pp. 89-106. Harwood Academic Publishers, Chur.
- Chilton, A.B., Shiue, Y.-L.(1981). Progress report on studies concerning doses in the ICRU sphere resulting from neutron beams. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich-Neuherberg, 1-5 June 1981*, EUR 7448, Vol.1, pp.63-79. Commission of the European Communities, Luxembourg.
- Chilton, A.B., Shultis, J.K., and Faw, R.E.(1984). *Principles of Radiation Shielding*, pp.121-142, 432. Prentice-Hall, New Jersey.
- Clifford, C.E.(1968). Dose distributions in phantoms exposed to 2.95 MeV neutrons. *Health Phys.* **15**, 527-534.
- Clifford, C.E. and Facey, R.A.(1970). Changes in acute radiation hazards associated with changes in exposure geometry. *Health Phys.* **18**, 217-225.
- Cossairt, J.D.(1983). Recent muon fluence measurements at Fermilab. *Health Phys.* **45**, 651-658.
- Cranell, C.J., Cranell, H., Whitney, R.R. and Zeman, H.D.(1969). Electron-induced cascade showers in water and aluminium. *Phys.Rev.* **184**, 426-431.
- Cristy, M.(1980). *Mathematical Phantoms Representing Children of Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose*, NUREG/CR-1159. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.
- Cross, W.G., Ing, H., Freedman, N.O. and Mainville, J.(1982). *Tables of Beta-ray Dose Distributions in Water, Air and Other Media*, AECL-7617. Chalk River Nuclear Laboratories, Ontario.

- Cross, W.G. and Ing, H. (1985). Conversion and quality factors relating neutron fluence and dosimetric quantities. *Radiat. Prot. Dosim.* **10**, 29-42.
- Delafield, H.J. (1963). *Gamma-ray Exposure Measurements in a Man Phantom Related to Personnel Dosimetry*, AERE-R4430. Atomic Energy Research Establishment, Harwell.
- Dimbylow, P.J. and 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. and Francis, T.M. (1984 a). 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. and Francis, T.M. (1984b). Dose equivalent quantities in the ICRU sphere. *Phys. Med. Biol.* **29**, 461-463.
- Dmitrievsky, I.M., Kabakov, J.I., Potemkin, E.L. and Frolov, V.V. (1971). High-energy nucleon tissue doses. In: *Proceedings of the International Congress on Protection against Accelerator and Space Radiation. Geneva, 26-30 April 1971*, Vol.1, pp.328-343. European Organisation for Nuclear Research, Geneva.
- Drexler, G. and Kramer, R. (1978). Die Grösse Äquivalentdosisindex (ÄDI) und ihre praktische Bedeutung im Strahlenschutz. In: *Proceedings of the 12th Annual Meeting of the Fachverband für Strahlenschutz, e.V., Norderney, 2-6 October 1978*, pp.773-817.
- Drexler, G., Panzer, W., Widenmann, L., Williams, G. and Zankl, M. (1984). *Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods*, Part III, *Organ doses in x-ray diagnosis*, GSF Report S-1026, March 1984. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München.
- Drexler, G., Williams, G. and Zankl, M. (1985). The meaning and the principle of determination of the effective dose equivalent in radiation protection. *Radiat. Prot. Dosim.* **12**, 95-100.
- Dudkin, V.E., Kovalev, E.E., Smireny, L.N. and Yakovlev, R.M. (1972). A study of the dose composition in tissue-equivalent phantoms for high-energy protons. *Health Phys.* **23**, 663-669.

- Eckerl, H., Thomasz, E. and Drexler, G.(1982). Ermittlung der effektiven Äquivalentdosis bei der gynäkologischen Radiumtherapie. *Strahlentherapie* **158**, 422-426.
- Evans, R.D.(1986). X-ray and γ -ray interactions. In: *Radiation Dosimetry*, Vol. 1, Attix, F.H. and Roesch, W.C.(eds), p.135. Academic Press, New York.
- Eisenhauer, C. and Schwartz, R.(1981). Difficulties in calculating spectrum-averaged values of neutron dose equivalent. *Health Phys.* **41**, 774-777.
- Facey, R.A., Clifford, C.E.(1973). Angular dependence of the components of dose to the bone marrow and abdomen in a human phantom from 2.95 MeV neutrons. *Health Phys.* **25**, 545-557.
- Fisher Jr, H.L. and Snyder, W.S.(1967). *Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ*, ORNL-4168. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.
- Francis, T.M.(1985). Measured conversion coefficients for ambient dose equivalent with photons. *Radiol.Prot.Bull.* **62**, 25-28.
- Fukushima, A. and Yoshizawa, Y.(1980). Application of effective dose equivalent to radiation protection practice. *Health Phys. (Japan)* **15**, 167-171.
- Garry, S.M., Stansbury, P.S. and Poston, J.W.(1975). Measurement of absorbed fractions for photon sources distributed uniformly in various organs of a heterogeneous phantom. *Health Phys.* **28**, 591-597.
- Golovachik, V.T., Potemkin, E.L., Lebedev, V.N. and Frolov, V.V.(1974). *Doses from High-energy Particles in Soft-tissue Equivalent Phantoms*, Institute of High-Energy Physics OPS 74-58, Serpukhov. Cited in Kovalev(1978) and Belogorlov *et al.*(1982).
- Harder, D.(1970). Some general results from the transport theory of electron absorption. In: *Proceedings of the Second Symposium on Microdosimetry, Stresa, 20-24 October 1969*, EUR 4452, pp.567-594. Commission of the European Communities, Brussels.
- Harder, D. and Shulz, H.J.(1972). Some new physical data for electron beam dosimetry. In: *Proceedings of the 2nd European Congress of Radiology, Amsterdam, 1971*, pp.475-481. Excerpta Medica, Amsterdam.
- Harder, D.(1980). Recently proposed concepts and quantities in radiation protection. In: *Proceedings of the European Seminar on Radiation Protection Quantities for External Exposure, Braunschweig, Germany, 13-15 October*

- 1980, EUR 7101-EN, pp.15-31. Harwood Academic Publishers, Chur.
- Harvey, J.R.(1975). An approach to the surveying of radiation environments for radiation protection purposes. *Phys. Med. Biol.* **20**, 1003-1014.
- Harvey, J.R. and Mill, A.J.(1985). A proposed procedure for standardising the relationship between ambient dose equivalent and neutron fluence. *Radiat. Prot.Dosim.* **12**, 141-143.
- Hohlfeld, K. and Grosswendt, B.(1982). Conversion factors for determining dose equivalent quantities from absorbed dose in air for photon radiation. *Radiat.Prot.Dosim.* **1**, 277-283.
- Hollnagel, R., Jahr, R. and Siebert, R.(1984). Influence of charged particle build-up on dosimetric quantities in the surface layer of the ICRU spherical phantom. In: *Proceedings of the 6th International Congress of the International Radiation Protection Association, Berlin(West), 7-12 May 1984*, pp.970-973. Fachverband für Strahlenschutz, eV, Köln.
- Hollnagel, R., Jahr, R. and Siebert, B.R.L.(1985). *Dosimetric Quantities in the ICRU Sphere for Neutron Irradiation with Energies between Thermal and 20 MeV*, PTB-FMRB-101, February 1985. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig.
- Hubbell Jr, H.H., Chen, W.-L., Shinpaugh, W.H. and Jones, T.D.(1974). Measured and calculated dose distributions from neutrons incident on a tissue-equivalent phantom. *Health Phys.* **27**, 289-297.
- Hubbell, J.H.(1982). Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV. *Int. J. Appl. Radiat. Isotopes* **33**, 1269-1290.
- Humanoid Systems, Carson, California.
- ICRP(1973). *Data for Protection against Ionizing Radiation from External Sources*, Publication 21. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1975). *Report of the Task Group on Reference Man*, Publication 23. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1977). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 26. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1978a). *Statement from the 1978 Stockholm Meeting of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 28. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1978b). *The Principles and General Procedures for Handling Emergency*

- and Accidental Exposures of Workers*, Publication 28, Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1979). *Limits for Intakes of Radionuclides by Workers*, Publication 30, Part 1, Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1980). *Statement and Recommendations of the International Commission on Radiological Protection from its 1980 meeting*, Publication 30, Part 2. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1982a). *Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine*, Publication 33. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1982b). *General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers*, Publication 35. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1982c). *Protection of the Patient in Diagnostic Radiology*, Publication 34. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1984). *A Compilation of the Major Concepts and Quantities in Use by ICRP*, Publication 42. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1985). *Statement from the 1985 Paris Meeting of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 45. Pergamon Press, Oxford.
- ICRU(1977). *Neutron Dosimetry for Biology and Medicine*, Report 26. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, DC.
- ICRU(1978a). *An International Neutron Dosimetry Intercomparison*, Report 27. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, DC.
- ICRU(1978b). *Basic Aspects of High Energy Particle Interactions and Radiation Dosimetry*, Report 28. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, DC.
- ICRU(1980). *Radiation Quantities and Units*, Report 33. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, DC.
- ICRU(1985). *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*, Report 39. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- Irving, D.C., Alsmiller Jr, R.G. and Moran, H.S.(1967). Tissue current-to-dose conversion factors for neutrons with energies from 0.5 to 60 MeV. *Nucl. Instrum.Meth.* **51**, 129-135.

- Jahr, J., Hollnagel, R. and 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.
- Jones, A.R. (1964). *Measurement of the Dose Absorbed in Various Organs as a Function of the External Gamma Ray Exposure*, Report AECL-2240, October 1964. Atomic Energy of Canada, Chalk River.
- Jones, D.G. and Wall, B.F. (1985). Organ doses from medical x-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques. NRPB-R 186. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Jones, T.D. (1977). CHORD operators for cell survival models and insult assessment to active bone marrow, *Radiat.Res.* **71**, 269-283.
- Jones, T.D. and Poston, J.W. (1978). Isotropic and cloud source irradiation by monoenergetic neutrons and photons. *Health Phys.* **34**, 83-95.
- Jones, A.R. (1984). The accuracy of dose assessment for external β - γ -radiation. In: *Proceedings of the 6th International Congress of the International Radiation Protection Association, Berlin (West), May 7-12, 1984*, pp.1014-1017. Fachverband für Strahlenschutz e.V., Köln.
- Keriakes, J.G. and Rosenstein, M. (1980). *Handbook of Radiation Doses in Nuclear Medicine and Diagnostic X-ray*. CRC Press, Boca Raton.
- Kerr, G.D. (1980). A review of organ doses from isotropic fields of γ rays. *Health Phys.* **39**, 3-20.
- Kerr, G.D., Eckerman, K.F. and Ryman, J.C. (1985). Organ dose from exposure to isotropic fields of gamma rays with an emphasis on active marrow and osteogenic tissue of the skeleton. In: *Report of Current Work of the Metabolism and Dosimetry Research Group, January 1, 1984-June 30, 1985*, ORNL/TM-9690, pp.78-92. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.
- Keyrim-Markus, I.B., Kochetov, O.A., Tsvetkov, V.I., Zolotukhin, V.G. and Obaturov, G.M. (1972). Some aspects of neutron radiation normalisation. *Health Phys.* **22**, 187-190.
- Kluge, H. and Alberts, W.G. (1981). Neutron fluence-to-dose equivalent conversion factors. *Health Phys.* **40**, 414-415.
- Koblinger, L. (1984). Mathematical models of external gamma radiation and congruence of measurements. *Radiat. Prot. Dosim.* **7**, 227-234.

- Kocher, D.C.(1983). Dose-rate conversion factors for external exposure to photons and electrons. *Health Phys.* **45**, 665-686.
- Kovalev, E.E.(ed.) (1978). *Atlas of Dose Characteristics for Ionizing Radiation from External Sources*. Atomizdat, Moscow. Translated by M.Stokes.
- Kramer, R.(1979). *Ermittlung von Konversionsfaktoren zwischen Körperdosen und relevanten Strahlungskenngrossen bei externer Röntgen-und Gamma Bestrahlung*, GSF Bericht S-556, February 1979. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung mbH, München.
- Kramer, R. and Drexler, G.(1979). Determination of dose equivalent for external irradiation of occupationally exposed personnel. Presented at the IAEA Regional Seminar on Reducing Occupational Exposures to the Lowest Reasonably Achievable Levels, Athens, 30 April-4 May 1979. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung, Neuherberg.
- Kramer, R. and Drexler, G.(1981). Representative breast size of reference female. *Health Phys.* **40**, 913-914.
- Kramer, R. and Drexler, G.(1982). On the calculation of the effective dose equivalent. *Radiat.Prot.Dosim.* **3**, 13-24.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G.(1982). *The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte-Carlo Methods*, Part 1, *The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms*, GSF Bericht S-885, December 1982. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung mbH, München.
- Kusama, T., Sugai, K. and Yoshizawa, Y.(1983). Experimental approach to application of effective dose equivalent, one-cm-depth dose equivalent and mid-line dose equivalent to radiation protection practice. *Health Phys. (Japan)* **18**, 353-359.
- Lee, J.K.(1985). Assessment of quantities for radiation protection in the ICRU standard tissue sphere for intermediate energy neutrons. Ph.D.Thesis, University of Illinois at Urbana-Champaign.
- Lee, J.K., Chilton, A.B. and Ragheb, M.(1986). Effect of cross-section structure on the dosimetric response functions for 0.4 to 10.0 MeV neutrons in the ICRU tissue sphere. *Radiat. Res.* **107**, 147-162.
- Lund, T. and Stevenson, G.R.(1981). *Distribution of Dose Inside the ICRU Sphere for Uniform Monodirectional Irradiation by Electrons*, Report HS-

- RP/063. European Organisation for Nuclear Research, Geneva.
- McCaslin, J.B. and Thomas, R.H.(1980), Practical neutron dosimetry at high energies. In: *Proceedings of the European Seminar on Radiation Protection Quantities for External Exposure, Braunschweig, Germany, 13-15 October 1980*, EUR 7101-EN, pp.137-175. Harwood Academic Publishers, Chur.
- McGinley, P.H.(1973). Depth dose distributions due to 14 MeV neutrons. *Health Phys.* **25**, 191-194.
- McLaughlin, W.L. and Hussmann, E.K.(1969). The measurement of electron and gamma-ray dose distributions in various media. In: *Large Radiation Sources for Industrial Processes*, IAEA-SM-123/43, pp.579-590. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- MIRD Pamphlet No.5(1969). *Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom*. Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G. and Fisher Jr, H.L. Society of Nuclear Medicine, New York.
- MIRD Pamphlet No.5, Revised(1978). *Estimates of Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom*. Snyder, W.S., Ford, M.R. and Warner, G.G. Society of Nuclear Medicine, New York.
- Morhart, A. and Burger, G.(1984). *Axial Kerma and Dose Equivalent for Neutrons in the ICRU Sphere*, GSF-Bericht S-1072, August 1984. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung mbH, München.
- Morhart, A. and Burger, G.(1985). Specified dose equivalent quantities for neutrons in the ICRU sphere and their applicability. *Radiat. Prot. Dosim.* **12**, 107-111.
- Morstin, K., Kawecka, B. and Booz, J.(1985). What's new in the ICRU sphere? In: *Proceedings of the Fifth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich/Neuherberg, 17-21 September 1984*, Vol.1, pp.107-119. Commission of the European Communities, Brussels.
- Müller, U., Harder, D. and Rosenow, U.(1981). Berechnung von effektiven Äquivalentdosen und Organdosen für äussere Exposition durch Elektronenstrahlung. *Medizinische Physik*, E. Bunde(ed.), pp.715-718. Alfred Hüthig, Heidelberg.
- Nagarajan, P.S., Wittmann, A. and Burger, G.(1981). Fast neutron organ dose

- calculations using a MIRD phantom. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich-Neuherberg, 1-5 June 1981*, EUR 7448, Vol.1, pp.49-61. Commission of the European Communities, Brussels.
- NCRP(1971). *Protection Against Neutron Radiation*, Report No.38. National Council on Radiation Protection and Measurements, Washington, D.C.
- Nelson, R.F. and Chilton, A.B.(1983). *Low-energy Photon Dose Deposition in Tissue Slab and Spherical Phantoms*, Report NUREG/CR-3425, September 1983. University of Illinois, Urbana.
- O'Brien, K.(1980). *Human Dose from Radiation of Terrestrial Origin*, Natural Radiation Environment III, U.S. Department of Energy Report, CONF-780422, Vol.2, pp.1163-1210.
- O'Brien, K.(1982). Dosimetric quantities and the radiation field. *Radiat.Prot. Dosim.* **3**, 3-11.
- O'Riordan, M.C.(1985). Data for the protection of workers against external radiations. *Radiat.Prot.Dosim.* **12**, 179-185.
- Peixoto, J.E., Blohm, M., Mandour, M.A., Harder, D.(1981). Dose equivalent index for fast electrons. *Health Phys.* **40**, 27-39.
- Rogers, D.W.O.(1978). Conversion of neutrons/cm² to rem. *Health Phys.* **34**, 395-396.
- Rogers, D.W.O.(1984). Fluence to dose equivalent conversion factors calculated with EGS3 for electrons from 100 keV to 20 GeV and photons from 11 keV to 20 GeV. *Health Phys.* **46**, 891-914.
- Rosenstein, M., Eisen, H. and Silverman, J.(1972). Electron depth-dose distribution measurement in finite polystyrene slabs. *J. Appl. Phys.* **43**, 3191-3202.
- Rosenstein, M.(1982). Dose equivalent conversion factors for human organs and tissues from external radiation. *Int.J.Appl.Radiat.Isot.* **33**, 1051-1060.
- Ryman, J.C., Tang, J.S., Eckerman, K.F., Kerr, G.D., Cristy, M. and Warner, G. G.(1984). Comparison of organ dose estimates from Monte Carlo transport codes. Presented at the 29th Annual Meeting Health Physics Society, New Orleans, 3-8 June 1984. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee. Abstract: *Health Phys.* **47**, 172.
- Selbach, H.J., Hohlfeld, K., Kramer, H.M. and Schneider, U.(1984). Determination of dose equivalent quantities in a phantom for calibration purposes. In: *Proceedings of the 6th International Congress of the International Radiation*

- Protection Association, Berlin(West), May 7-12 1984*, pp.1034-1037. Fachverband für Strahlenschutz e.V., Köln.
- Shaw, K.B., Stevenson, G.R. and Thomas, R.H.(1969). Evaluation of dose equivalent from neutron energy spectra, *Health Phys.* **17**, 459-469.
- Shiue, Y.-L. and Chilton, A.B.(1983). Calculation of low-energy neutron dose indices and depth doses in the ICRU tissue sphere. *Radiat.Res.* **93**, 421-443.
- Siebert, B.R.L. and Hollnagel, R.(1985). Intercomparison and evaluation of calculated neutron fluence to ambient dose equivalent factors. *Radiat.Prot. Dosim.* **12**, 145-149.
- Sims, C.S. and Killough, G.G.(1983). Neutron fluence-to-dose equivalent conversion factors: a comparison of data sets and interpolation methods. *Radiat.Prot.Dosim.* **5**, 45-48.
- Spano, F. and Thomasz, E.(1984). Exposure model for a gynecologic radium therapy. Assessment of effective dose equivalent. In: *Proceedings of the 6th International Congress of the International Radiation Protection Association, Berlin(West), May 7-12 1984*, pp.332-335. Fachverband für Strahlenschutz e.V., Köln.
- Stevenson, G.R., Höfert, M., Neufeld, J., Rindi, A., Routti, J.T. and Prêtre, S. (1973). Standardizing the fluence-to-dose-equivalent conversion factors for whole-body neutron exposures. In: *Proceedings of a Symposium on Neutron Monitoring for Radiation Protection Purposes, Vienna, 11-15 December 1972*. pp.177-191, IAEA-SM-167/21. International Atomic Energy Agency. Vienna.
- Stevenson, G.R.(1983). *Dose and Dose Equivalent from Muons*, TIS-RP/099. European Organization for Nuclear Research, Geneva.
- Stranden, E. and Wohni, T.(1978). The new ICRP concept of person dose related to the exposure for radiation qualities used in industrial radiography. *Health Phys.* **35**, 457-460.
- Tabata, T. and Ito, R.(1974). An algorithm for the energy deposition of fast electrons. *Nucl.Sci.Eng.* **53**, 226-239.
- Thomas, R.H.(1984). Some important issues in developing radiation protection recommendations: dosimetric aspects. In: *Proceedings of the 20th Annual Meeting of the National Council on Radiation Protection and Measurements, National Academy of Sciences, Washington D.C., April 4-5 1984*. Proceed-

- ings No.6. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland.
- Thomas, R.H., Stevenson, G.R. (1985). Radiation protection around high energy accelerators. *Radiat. Prot. Dosim.* **10**, 283-301.
- Thomasz, E. (1984). Influence of the election of the remainder in the assessment of the effective dose equivalent. In: *Proceedings of the 6th International Congress of the International Radiation Protection Association, Berlin (West), May 7-12 1984*, pp.996-999. Fachverband für Strahlenschutz e.V., Köln.
- Thomasz, E., Eckerl, H. and Drexler, G. (1985). Experimental determination of conversion factors between organ doses and measured quantities for external photon irradiation. *Health Phys.* **49**, 897-905.
- Turner, J.E., Zerby, C.D., Woodyard, R.L., Wright, H.A., Kinney, W.E., Snyder, W.S. and Neufeld, J. (1964). Calculation of radiation dose from protons to 400 MeV. *Health Phys.* **10**, 783-808.
- Urabe, I., Tsujimoto, T. and Katsurayama, K. (1983). Estimation of effective dose equivalent based on extreme photon energy spectra given by reactor operation. *Health Phys. (Japan)* **18**, 361-368.
- Wagner, S.R. (1980). Current concepts, quantities and units in radiation protection. In: *Proceedings of the European Seminar on Radiation Protection Quantities for External Exposure, Braunschweig, Germany, 13-15 October 1980*, EUR 7101-EN, pp.3-13. Harwood Academic Publishers, Chur.
- Wagner, S.R. (1985). Quantities and units for neutron dosimetry in radiation protection. *Radiat. Prot. Dosim.* **10**, 23-27.
- Wagner, S.R., Grosswendt, B., Harvey, J.R., Mill, A.J., Selbach, J.-J. and Siebert, B.R.L. (1985). Unified conversion functions for the new ICRU operational radiation protection quantities. *Radiat. Prot. Dosim.* **12**, 231-235.
- Williams, G., Swanson, W.P., Kragh, P. and Drexler, G. (1983). *Calculation and Analysis of Photon Dose Equivalent Distributions in the ICRU Sphere*, GSF Bericht S-958, December 1983. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung mbH, München.
- Williams, G., Jankowski, J. and Drexler, G. (1984). Dose equivalent quantities in the ICRU sphere. *Phys. Med. Biol.* **29**, 458-461.
- Williams, G., Zankl, M., Eckerl, H. and Drexler, G. (1985a). *The Calculation of*

- Dose from External Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods*, Part II, *Organ Doses from Occupational Exposures*, GSF Bericht S-1079, September 1985. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung mbH, München.
- Williams, G., Jankowski, J., Swanson, W.P. and Drexler, G. (1985b). Comparison of experimental and theoretical depth doses in the ICRU sphere using Cs-137. *Health Phys.* **48**, 94-99.
- Wilson, O.J. and Young, J.G. (1982). Tissue-to-air ratios for open-cut uranium mine employees: a simulation using circular plane sources. *Phys. Med. Biol.* **27**, 1253-1262.
- Wittmann, A. and Burger, G. (1980). *Organ Doses and Effective Dose Equivalent for External Neutron Beams Derived by the CHORD Method*, GSF Bericht S-708, Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung mbH, München.
- Wittmann, A., Morhart, A. and Burger, G. (1985). Organ doses and effective dose equivalent. *Radiat. Prot. Dosim.* **12**, 101-106.
- Wright, H.A., Anderson, V.E., Turner, J.E., Neufeld, J. and Snyder, W.S. (1969). Calculation of radiation dose due to protons and neutrons with energies from 0.4 to 2.4 GeV. *Health Phys.* **16**, 13-31.
- Yook, C.-C. and Lee, S.-Y. (1984). Determination of dose equivalent index and dose distribution in the rotational tissue equivalent sphere. In: *Proceedings of the 6th International Congress of the International Radiation Protection Association, Berlin (West), May 7-12 1984*, pp.1181-1184. Fachverband für Strahlenschutz e.V., Köln.
- Zerby, C.D. and Kinney, W.E. (1965). Calculated tissue current-to-dose conversion factors for nucleons below 400 MeV. *Nucl. Instrum. Meth.* **36**, 125-140.

付録 A：量と単位

以下に示す定義は、ICRU Report 33 (1980), ICRU Report 39 (1985) および ICRP Publication 26 (1977) からとったものである。これは、この報告書をそれ自体十分完備したものとするためにここに記すが、より詳細な注釈と議論には出典および ICRP Publication 42 (1984) を参照する必要がある場合もあろう。ICRP Publication 26 からとった諸項には原文の項番号を残し、小活字で示してある。

この付録には、ICRU (1980) によって分類されたように、放射線計測量、線量計測量および放射線防護量にかかわる主要な量の定義を述べる。放射線計測量とは、粒子フルエンスのように放射線それ自体に関連する量である。線量計測量は、カーマのように放射線計測量と、放射線と物質の相互作用に関連する量との組合せから生ずる量である。放射線防護量は、実効線量当量のように人を放射線から防護するための基本限度を表すために用いられる量である。

(粒子) 束 \dot{N} は dN を dt で除した商であり、ここで dN は時間間隔 dt における粒子数の増加分である。

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (\text{単位: } s^{-1})$$

(粒子) フルエンス Φ は dN を da で除した商であり、ここで dN は断面積 da の球に入射する粒子数である。

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (\text{単位: } m^{-2})$$

エネルギーフルエンス Ψ は dR を da で除した商であり、ここで dR は断

面積 da の球に入射する放射エネルギーである。

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (\text{単位: } \text{J m}^{-2})$$

非荷電電離性粒子に対する物質の質量エネルギー付与係数 μ_{tr}/ρ は dE_{tr}/EN を ρdl で除した商であり、ここで E は各粒子のエネルギー(静止エネルギーを除く)、 N は粒子数、そして dE_{tr}/EN は入射粒子のエネルギーのうち密度 ρ の物質中の距離 dl を通過するさいに相互作用によって荷電粒子の運動エネルギーに付与される割合である。

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dE_{tr}}{dl} \quad (\text{単位: } \text{m}^2 \text{ kg}^{-1})$$

非荷電電離性粒子に対する物質の質量エネルギー吸収係数 μ_{en}/ρ は質量エネルギー付与係数 μ_{tr}/ρ と $(1-g)$ の積であり、ここで g は二次荷電粒子のエネルギーのうち物質中で制動放射として失われる割合である。

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1-g) \quad (\text{単位: } \text{m}^2 \text{ kg}^{-1})$$

荷電粒子に対する物質の全質量阻止能 S/ρ は dE を ρdl で除した商であり、ここで dE は荷電粒子が密度 ρ の物質中を距離 dl だけ通過するさいに失うエネルギーである。

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl} \quad (\text{単位: } \text{J m}^2 \text{ kg}^{-1})$$

E を eV の単位で表記してもよく、そのとき S/ρ は $\text{eV m}^2 \text{ kg}^{-1}$ の単位で表される。

注意:

- (a) S は全線阻止能である。
- (b) 核との相互作用が無視できるエネルギーに対しては、全質量阻止能は

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \left[\frac{dE}{dl} \right]_{\text{col}} + \frac{1}{\rho} \left[\frac{dE}{dl} \right]_{\text{rad}}$$

である。ここで $(dE/dl)_{\text{col}} = S_{\text{col}}$ は線衝突阻止能, $(dE/dl)_{\text{rad}} = S_{\text{rad}}$ は線放射阻止能である。

荷電粒子に対する物質の線エネルギー付与あるいは限定線衝突阻止能 L_d は dE を dl で除した商であり, ここで dE は荷電粒子が距離 dl を通過するさいに, エネルギー損失が Δ よりも小さい電子との衝突により失うエネルギーである。

$$L_d = \left(\frac{dE}{dl} \right)_d \quad (\text{単位: J m}^{-1})$$

E を eV の単位で表記してもよく, そのとき L_d の単位は eV m⁻¹ である。あるいは, ある便利な桁を変えた単位たとえば keV μm⁻¹ のように表すことができる。

注意:

(a) この定義はエネルギーのカットオフを規定するので, 飛程のカットオフではないけれども, このエネルギー損失はときに「局所的に付与されたエネルギー」とよばれる。

(b) 表記を簡単にするため, Δ は eV の単位で表してもよい。したがって, L_{100} は 100 eV のエネルギーカットオフの場合に対する線エネルギー付与と理解する。

(c) $L_\infty = S_{\text{col}}$

生成したイオン対当たりに気体中で消費される平均エネルギー W は E を \bar{N} で除した商であり, ここで \bar{N} は荷電粒子の初期運動エネルギー E が完全に気体中で失われたときに形成されるイオン対の平均の数である。

$$W = \frac{E}{N} \quad (\text{単位: J})$$

W は eV の単位で表記してもよい。

ある体積の物質への電離性放射線によるエネルギー付与 ϵ は

$$\epsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad (\text{単位: J})$$

である。ここで、 R_{in} はその体積に入射した放射エネルギー、すなわちその体積に入るすべての荷電粒子および非荷電電離性粒子のエネルギー（静止エネルギーを除く）の合計、 R_{out} は体積中から逃れる放射エネルギー、すなわち体積から出ていくすべての荷電粒子および非荷電電離性粒子のエネルギー（静止エネルギーを除く）の合計、そして ΣQ は、体積中で起こる任意の核変換のさいの原子核および素粒子の静止質量エネルギーの全変化（減少は正符号、増加は負符号）の合計、である。

吸収線量 D は $d\epsilon$ を dm で除した商であり、ここで $d\epsilon$ は質量 dm の物質に電離放射線によって付与される平均のエネルギーである。

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (\text{単位: J kg}^{-1})$$

吸収線量の単位に対する特別名称はグレイ (Gy) である。

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

カーマ K は dE_{tr} を dm で除した商であり、ここで dE_{tr} は質量 dm の物質中で非荷電電離性粒子によって解放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。

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{単位: J kg}^{-1})$$

カーマの単位に対する特別名称はグレイ (Gy) である。

(130)

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

注 意：

エネルギー E (静止エネルギーを除く) の非荷電電離性粒子に対しては、エネルギーフルエンス Ψ とカーマ K の関係は次式のように書くことができる：

$$K = \Psi \left[\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right] = \Phi \left[E \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right) \right]$$

ここで、 μ_{tr}/ρ は質量エネルギー付与係数であり、

$$\left[E \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right) \right]$$

はカーマ係数とよばれる。

照射線量 X は dQ を dm で除した商であり、ここで dQ の値は、質量 dm の空気中で光子によって解放されたすべての電子 (陰電子および陽電子) が空気中で完全に止まるときの、空気中にできたイオンの正負いずれか一方の全電荷量の絶対値である。

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{単位: C kg}^{-1})$$

照射線量の特別単位であるレントゲン R は、当面使用してよい。

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1} \quad (\text{正確に})$$

注 意：

これに代わる照射線量の定義は

$$X = \Psi \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \frac{e}{W}$$

である。ここで、 Ψ はエネルギーフルエンス、 μ_{en}/ρ は空気の質量エネルギー

一吸収係数, e は電気素量, そして W は空気中の生成イオン対当りに消費される平均エネルギーである。

(17) 吸収線量 D は, それだけでは, 条件が明記されない照射の結果生ずる健康におよぼす有害な影響の重篤度またはその確率を予想するのに不十分である。放射線の防護においては, 放射線の被曝のより重要で有害な影響, とくに晩発生の確率的影響とよりよく結びつくもう一つの量を導入すると便利であることが見出されてきている。この量は線量当量と呼ばれ, 吸収線量を, 18—20 項に与えられている修正係数 Q および N で荷重したものである。

(18) 組織の一点における線量当量 H は式

$$H = DQN$$

によって与えられる。ここで D は吸収線量, Q は線質係数, N は委員会が規定したその他すべての修正係数の積である。このような係数によって, たとえば吸収線量率や分割照射が考慮されるであろう。現在のところ, 委員会は N に 1 という値をあてている。線量当量の単位の特別の名称はシーベルト (Sv) である。

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

(19) 線質係数 Q は, 吸収エネルギーの微視的な分布が損害におよぼす効果を斟酌するためのものである。線質係数は, 問題とする点における水中の衝突

L_{∞} と Q の関係

水中の L_{∞} (keV/ μ m)	Q
3.5 以下	1
7	2
23	5
53	10
175 以上	20

(132)

阻止能 (L_{∞}) の関数として定義される。 L_{∞} の関数としての Q の補間値は、次表に与えられている値に基づいて作られた図 A. 1 から得ることができる。

スペクトルをもった放射線に対しては、問題とする点における Q の実効的な値である \bar{Q} を計算することができる (ICRU, 1980)。

D が幅のある L_{∞} 値をもった粒子によって与えられる通例の場合には、

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q D_{L_{\infty}} dL$$

であって、 $D_{L_{\infty}}$ は $dD(L_{\infty})/dL_{\infty}$ に等しい。

(20) 放射線の L_{∞} 分布が問題とする体積中のすべての点ではわかっていない場合、種々の種類の一次放射線に関係づけられている \bar{Q} の近似値を使用することが許される。この目的のため委員会は、体外放射線および体内放射線の両者に対し、次の \bar{Q} の値を使用することを勧告する。

X 線, γ 線および電子	1
エネルギー不明の中性子, 陽子, および静止質量が	
1 原子質量単位より大きい電荷 1 の粒子	10
エネルギー不明の α 粒子と多重電荷の粒子 (および	
電荷不明の粒子)	20

熱中性子の場合には、 L_{∞} は一つの値に定められ、熱中性子の \bar{Q} は、中性子エネルギーの関数として \bar{Q} を掲載している表 24 a から求められる $\bar{Q}=3.3$ をとる。中性子の場合における線質係数の前述の値は、1985 年以前に定義された係数に関するものである。1985 年に委員会 (ICRP, 1985) によって再定義されたところに従って値を得るためには、それらを 2 倍すべきである (4.6.1 節参照)。

(21) 勧告された Q と \bar{Q} の値は放射線防護においてのみ使用されることを意図したものであって、実際の被曝のレベルを線量当量の限度と比較したり、あるいは、そのような限度を設定するさいに考慮される損害の諸成分を算定するためのものである。 Q と \bar{Q} の値は関連した生物効果比の値に基づいて選ばれた。し

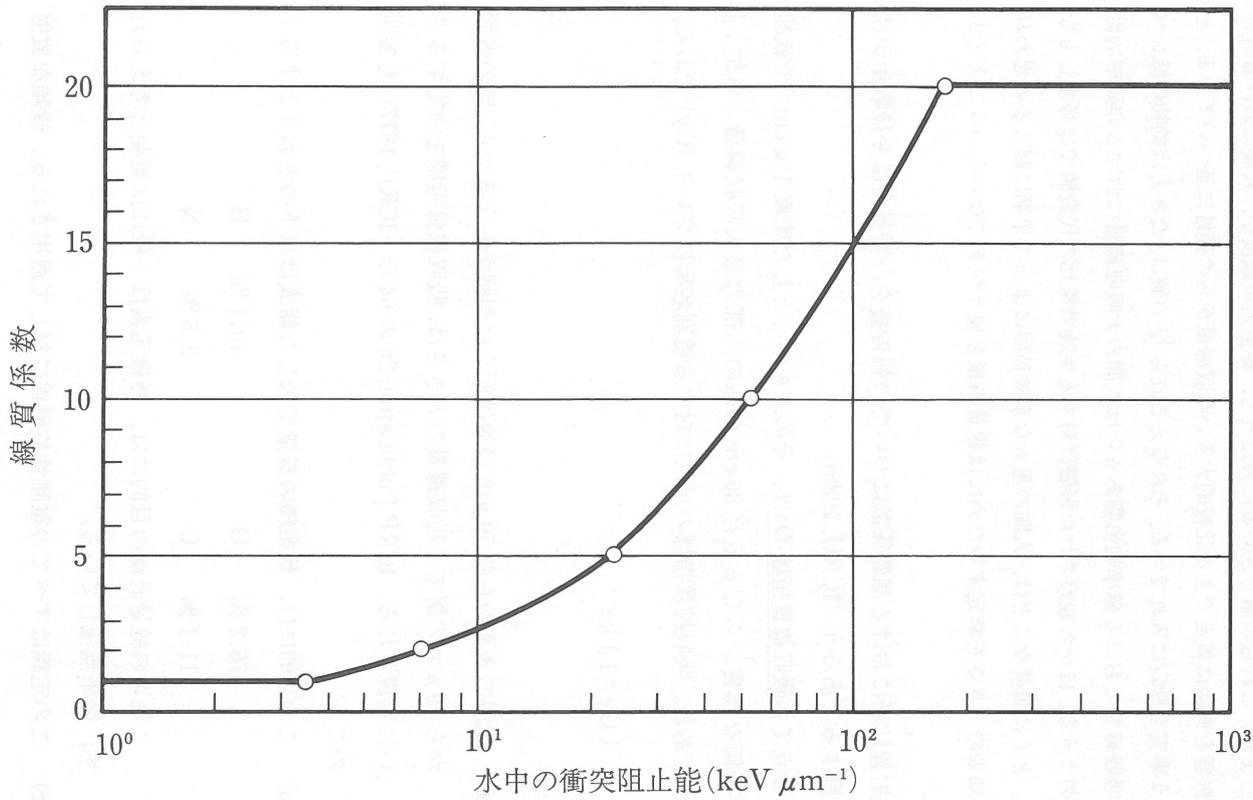


図 A.1 水中の衝突阻止能と線質係数との関係

(134)

かしました、これらの値をきめるにあたって、線量当量限度が、人間における有害な影響を直接に算定できる比較的大きい吸収線量からの補外に基づいている、という事実も勘定に入れている。それゆえこれら Q の値は、たとえば動物の低レベル吸収線量における確率的影響あるいは人間の大吸収線量における非確率的影響のような、ほかの観察された影響に対する生物効果比の代表値では必ずしもない。とくに重要なことは、人間の重大な事故被曝によって早期に起こると思われる効果の大きさを算定するためには線量当量を使うべきでないということである。

放射線防護における線質係数についての報告書を、委員会は今後数年かけて考察するであろう (ICRU, 1986)。

ある点での吸収線量指標 D_{11} は、その点を中心とした密度 1 g cm^{-3} で軟組織と等価な物質からなる直径 30 cm の球の内部の最大吸収線量 (単位: J kg^{-1}) である。吸収線量指標の単位に対する特別名称はグレイ (Gy) である。

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

注 意:

(a) 皮膚の表面から約 $70 \mu\text{m}$ の層は死んだ細胞からなるから、球の表面から $70 \mu\text{m}$ の層での吸収線量の大きさは、吸収線量指標を決定するさいに無視される。ICRP Publication 26 の 64 項 (ICRP, 1977) も参照のこと。

(b) この目的には、軟組織の質量で表した組成は以下のとおりとする:

76.2 %	O	10.1 %	H
11.1 %	C	2.6 %	N

これらの線量計測の目的には、微量元素は一般には重要と考えられず、従来無視している。

(c) この定義はすべての電離性放射線に対して適用される。複雑な放射

線場の各成分は、たとえば γ 線 D_1 , 中性子線 D_2 , 陽子線 D_3 等のように示すことによって区別できよう。

(d) 放射線の各成分による最大吸収線量は、球内の異なった位置で生ずることがあることに注意すべきである。このため、その放射線場全体としての D_1 は、各成分に対する最大吸収線量の合計よりも小さく、決して大きくはならない。

(e) 入射する放射線場についての情報がわずかしかないか、あるいはまったくない場合には、吸収線量指標 D_1 は、30 cm 直径の球型ファントム中を探索して決定される必要がある。しかしながら、放射線場の成分が十分に知られている場合には、いくつかの壁厚をもつ測定器を用いた測定によって、 D_1 は通例、十分正確に導きうる。

ある点での線量当量指標 H は、その点を中心とした密度 1 g cm^{-3} で軟組織と等価な物質からなる直径 30 cm の球内部の最大線量当量 (単位: J kg^{-1}) である。線量当量指標の単位に対する特別名称はシーベルト (Sv) である。

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

注 意:

(a) 皮膚の表面から約 $70 \mu\text{m}$ の層は死んだ細胞からなるから、球の表面から $70 \mu\text{m}$ の層での線量当量の大きさは、線量当量を決定するさいに無視される。

(b) から (e) については、前述の吸収線量指標の注意 (b) から (e) に適切な変更を加えたものと同じである。

(f) 一般に、球内部の線量当量は球内の深さに伴って減少し、また、人体の表面に近い臓器に高いほうの線量当量限度が与えられているので、球を 2 つの外殻と芯部とに分けると便利である。最外殻は $70 \mu\text{m}$ の厚さを持ち、この定義の注意 (a) で示したようにこの殻内の線量当

量の値は無視される。第二の殻は $70 \mu\text{m}$ から 1 cm の深さにわたる。

この殻内の最大線量当量は表層部線量当量指標 $H_{1,s}$ とよばれる。芯部での最大線量当量は深部線量当量指標 $H_{1,d}$ とよばれる。これら2つの指標を一まとめにして、限定線量当量指標とよぶ。

通例、線質係数の最大値 (Q_{\max}) と吸収線量 (D) の最大値は球内の異なった位置で生じ、このため、 H の最大値を生ずる位置は D の最大値の位置とは異なることがある。しかしながら、 $Q_{\max} \cdot D_1$ を用いれば H_1 を過小評価することにはならないであろう。 H_1 を十分な正確さで算定する他の方法には、複雑な放射線場のさまざまな成分に対する D_1 にそれらに適用できる Q_{\max} を乗じ、次にそれらを合計する方法がある。

ある放射線場におけるある点での周辺線量当量 $H^*(d)$ とは、その場に対応する方向が揃い広がりをもった放射線場 (整列・拡張場) により、ICRU 球内で整列場に対向する半径上の深さ d の位置に生ずるような線量当量である。モニタリングのために推奨される $H^*(d)$ の深さ d は 10 mm であり、このとき $H^*(d)$ は $H^*(10)$ と表記される。

拡張場においては、フルエンスとその角度分布ならびにエネルギー分布は、問題とする体積全体にわたって、基準点における実際の場合と同じ値をとる。整列・拡張場においては、フルエンスとそのエネルギー分布は拡張場と同じであるが、フルエンスは単一方向である。

放射線場におけるある点での方向性線量当量 $H'(d)$ は、対応する拡張場によって、ICRU 球内で特定方向の半径上の深さ d の位置に生ずるような線量当量である。モニタリングのために推奨される $H'(d)$ の深さ d は 0.07 mm であり、このとき $H'(d)$ は $H'(0.07)$ と書く。

個人線量当量 (透過性) $H_p(d)$ とは、身体上のある特定の点のもとで、強透過性放射線に対して適切なある深さ d における軟組織 (ICRU 球の組織等価物質と同じ) 中の線量当量である。モニタリングのために推奨される $H_p(d)$

の深さ d は 10 mm であり、このとき $H_p(d)$ は $H_p(10)$ と表記される。

個人線量当量 (表層性) $H_s(d)$ は、身体上のある特定の点のもとで、弱透過性放射線に対して適切な深さ d における軟組織 (ICRU 球の組織等価物質と同じ) 中の線量当量である。モニタリングのために推奨される $H_s(d)$ の深さ d の値は 0.07 mm であり、このとき $H_s(d)$ は $H_s(0.07)$ と表記される。

現在の目的には、放射線は弱透過性あるいは強透過性として特徴づけられている。もし、皮膚の感受性層の小面積の受ける線量当量が、均一で単一方向の放射線場におかれたある身体の向きに対する実効線量当量の 10 倍以上であれば、その放射線は弱透過性という。もし、皮膚の任意の小面積が受ける線量当量が、ある均一で単一方向の場と身体の向きに対する実効線量当量の 10 倍以下であれば、その放射線は強透過性という。

実効線量当量 H_E は、以下に示す総和で定義される：

$$\sum_T w_T H_T$$

ここで w_T は、全身が均一に照射を受けたときの全リスクに対する、組織 T の照射から生ずる確率的リスクの割合を表すために、委員会によって規定された荷重係数であり、 H_T は組織 T における平均線量当量である。委員会によって勧告された w_T の値を以下に示す。

臓器, 組織	荷重係数 w_T
生殖腺	0.25
乳房	0.15
赤色骨髄	0.12
肺	0.12
甲状腺	0.03
骨表面	0.03
残りの臓器, 組織	0.30

“残りの臓器, 組織” は, 表に示されている以外で最大の線量当量となる5つの部位をとり, それぞれに対して0.06の荷重係数 w_T を適用する。それらには, 各々を独立した臓器として扱われる胃腸管のさまざまな部分が含まれる。実効線量当量の単位の特別名称はシーベルト(Sv)である。

文 献

- ICRP(1977). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 26. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1984). *A Compilation of the Major Concepts and Quantities in Use by ICRP*, Publication 42. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP(1985). *Statement from the 1985 Paris Meeting of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 45. Pergamon Press, Oxford.
- ICRU(1980). *Radiation Quantities and Units*, Report 33. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C.
- ICRU(1985). *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*, Report 39. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- ICRU(1986). *The Quality Factor in Radiation Protection*, Report 40. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

付録 B：輸送計算

この付録では、物質中での放射線の輸送を計算する主要な方法について述べる。光子と中性子の線量当量決定に対する、これらの方法の応用例も示す。電子に対するコンデンストラングムウォーク法の概略を述べる。高い入射エネルギー域での、電子と光子に対する電磁カスケード、および強い相互作用を行う粒子に対するハドロンカスケードのシミュレーションについても論ずる。

ここでは、関連する物理的過程には深く立ち入らない。これらに関する記述は多くの文献中に見出すことができる。たとえば、低エネルギー域における相互作用に関しては、Attix と Roesch (1968) および Evans (1955) が、また電磁カスケードとハドロンカスケードに関しては Rossi (1956) および Segré (1965) の文献がある。

ファントム中の線量当量を計算するため、2つの方法が主として用いられてきた。すなわち、定常状態ボルツマン輸送方程式のディスクリートオーディネート解法と粒子相互作用のモンテカルロシミュレーションである。

B.1 ボルツマン方程式

ボルツマン方程式は、粒子の輸送現象を記述するための普遍的な方程式である。方程式中の各項は、空間での一様な変位、粒子間の衝突、荷電粒子の連続的な減速、粒子の消滅および生成を扱う (O'Brien, 1978 a)。一般化されたボルツマン方程式を解析的に解くことはきわめて難しい場合が多い。ディスクリートオーディネート法あるいは S_n 法 (Trubey と Maskewitz, 1968) は、連続変数を離散的な変数に置き換えて輸送方程式を解く数値計算法であ

る。この方法は、ボルツマン方程式におけるエネルギーと角度を有限個の離散の変数群で表すことに特徴がある。照射ジオメトリーは空間中のセルまたはメッシュ系によって規定され、粒子は与えられた離散的方向の組に沿ってのみ追跡される。微分断面積はルジャンドルの展開によって記述される。ディスクリットオーディネート方程式は有限差分法を用いて数値解析される。ICRU 球内の中性子線量当量を計算するために、二次元ディスクリットオーディネートコード DOT (Rhoades ら, 1978) が ICRU 球を異なる高さと半径をもつ一群の同軸円筒群で近似することにより適用されている (Burger ら, 1981)。

B. 2 モンテカルロ法

複雑なジオメトリーの場合ボルツマン輸送方程式を解くことは困難なので、モンテカルロ法が広く用いられるようになった。モンテカルロ計算の基本原理は乱数を用いて確率分布から関数値を選択することにある。この方法は、ファントム中で追跡される各々の粒子のヒストリーを記述するため、分布をもつ断面積および行程の長さの中から無作為に値をとるシミュレーション法である。1つの粒子のヒストリーは、発生源での粒子の生成、さまざまな散乱的相互作用を行っている間の媒質中でのランダムウォーク、そしてそのヒストリーの終わりである粒子消滅を含む。消滅は、粒子が吸収されたり、問題とする領域の外に出たり、あるいは、たとえば低エネルギーといった他の因子によって重要性を失うときに起こる。無限個の粒子ヒストリーを追うことはできないから、すべてのモンテカルロ計算において、その答には統計的不確かさがつきまとう。統計的不確かさの推定値は、1群の解が1回のコンピュータ操作から得られるように、ヒストリーの全数をいくつかのバッチ処理に分割することによってなされる。各バッチ処理の結果の平均が答を与え、答の変動がバッチ処理結果の平均値の不確かさである。一般に、相対的

な統計的不確かさはヒストリー数の平方根に逆比例する。また、基本となる情報および手法における系統的な不確かさがある。

アナログ型モンテカルロプログラムにおいては、その名のとおり、起こっている実際の物理的過程をできうるかぎりそのままシミュレートしようとする試みがなされる。そのため、たとえば平面を通過する粒子数の変動が、その点でその平面と直交する粒子流の不確かさを反映する。もう一つの手法の例は、よく知られている中性子-光子輸送プログラム MORSE (Emmett, 1975) であり、このプログラムでは、多くの物理過程を記述するため、重みづけと平均化が用いられている。このような方法は、フルエンスあるいは線量といった平均量を正しく与えるが、平均化して変動を減ずる手法を用いるために、現実の状況における変動を正しくは表さない可能性がある。

輸送問題のある領域が、求める結果を生み出す粒子軌道により多く寄与しているという理由で、その領域が他に比べてより重要である場合がある。インポートランスサンプリング法は、最も関心のある領域に計算の労力を集中させ、そうすることで、求める結果における統計的不確かさが減少する。それゆえ、この方法は一つの偏差減少法である。インポートランスサンプリング法は、修正された分布関数から一つの値を無秩序に選び、粒子に対して適切な荷重を付して調節を行うことで達成される。簡単な例は、ICRU 球における線量当量の計算に、偏向した線源を用いるものである (Chen と Chilton, 1979 ; Dimbylow と Francis, 1979)。中心線上の線量をよりよい精度で求めるために、軸から遠く離れた点での統計的精度を犠牲にして、中心軸近傍の線源粒子数を増すのである。

輸送計算は、順方向 (線源から検出器への方向) のモードにもあるいは逆方向 (検出器から線源への方向) のモードにも適用することができる。逆方向モードは、粒子がターゲットから低エネルギーで飛び出し、各衝突でエネルギーを獲得し、線源に入射するまでの状況を記述する。逆方向モードは、

ターゲットが小体積で線源が広がりをもつ場合に有用である。

B. 3 CHORD 近似

CHORD 法 (Jones, 1977) では、特定の照射ジオメトリーに対して、いろいろな臓器における粒子飛跡長の分布を得るために、モンテカルロ法が用いられる。広いビームによる単一媒質の照射から導かれた深部線量当量分布を CHORD 確率分布と組み合わせることによって、臓器線量当量を決定することができる。もし臓器が深部線量分布の得られた媒質と異なる密度と組成をもっているならば、この2つの材質のカーマ係数に基づいた修正を行う。これらの計算は、深部線量当量分布が得られているかぎり、どんな種類およびエネルギーの粒子にも適用することができ、それは近似的方法にすぎないものであるが、計算時間を顕著に短くする利点がある。

B. 4 いくつかの輸送コード

10 MeV 以下の光子の輸送に対するモンテカルロ計算が、ICRU 球および人体形状ファントムに対して行われてきた。20 keV から 10 MeV のエネルギー範囲においては、3つの主要な過程、すなわち光電効果、コンプトン散乱、電子陽電子対生成のみを考慮すればよい。レイリー散乱 (Beermink ら, 1983) と制動放射生成の効果は通例小さく、無視できる。これまで、二次電子はその生成された位置でそのエネルギーを失うと仮定されるカーマ近似 (Hohlfeld と Grosswendt, 1982 ; Kramer, 1979) か、あるいは電子輸送の近似的方法が使用されている (Dimbylow と Francis, 1979)。

20 MeV 以下の中性子に対する ICRU 球内の線量当量分布は、ディスクリートオーディネート法 (Burger ら, 1981) およびモンテカルロ法 (Burger ら, 1981 ; Chen と Chilton, 1979 ; Hollnagel と Siebert, 1981) によって計算されてきた。Chen および Chilton (1979) による深部線量の計算は、個々の反

応を考慮するアナログ型コード PHANTOM によって行われた。組織中で生成された各荷電粒子に対して、粒子の全飛程にわたる平均線質係数 \bar{Q} が予備計算において決定され、線量当量計算のためモンテカルロプログラムに組み入れられた。Burger ら (1981) は、ジオメトリーの組合せ可能な 1 点断面積コードである SAM-CE コードを用いた。この型のジオメトリーは、解析的に定義された通常体の組合せによって、検出器や計数領域を規定する。各計数領域において、このコードは輸送される粒子、すなわち中性子および二次 γ 線の平均フルエンススペクトルを、あるエネルギー幅内の平均飛跡長を見出すことにより計算する。線量当量への換算のためには、一次反跳粒子スペクトルの近似的考察と線質係数-線エネルギー付与間の確立された関係から、カーマ荷重関数がつくられる。SAM-CE コードおよび CHORD 法は、実効線量当量の計算にも適用された (Nagarajan ら, 1981)。

荷電粒子の物理的散乱過程の直接的シミュレーションは、短い飛跡長においてさえも起こる多くの数のクーロン相互作用のために労力を要するものとなる。その代わりに手法として、そこでは、実際の物理的ランダムウォークの多くのステップをコンデンストランダムウォークの一つのステップにまとめることによって拡散過程を模擬する。凝縮されたヒストリーに対する遷移確率は多重散乱理論のうちの適切なものによって与えられ、一つのウォーク中のステップ数は十分小さく保たれるので、多数のウォークを標本抽出することができる。この凝縮されたヒストリーの手法の例が電子輸送コード ETRAN である (Berger と Seltzer, 1968 ; Berger と Seltzer, 1970)。

媒質の原子番号を Z として、 $800/Z$ MeV 付近の臨界エネルギーを超えると、電子と γ 線の輸送は電磁カスケードの領域に達する (O'Brien, 1978 b)。高エネルギー電子、たとえば 1 GeV 程度のものが物質中に入ると、同程度のエネルギーの光子を放射する。これらの光子は、電子・陽電子対をつくり、それらがまた光子を放射する。結局、初めの電子のエネルギーは粒子カスケ

ードへ分け与えられる。臨界エネルギーでは、衝突によるエネルギー損失は制動放射によるエネルギー損失に等しい。このエネルギーを超えると、電子の制動放射生成と光子による電子対生成が優勢となり、シャワーを発生するのはこの2つの過程である。電子エネルギーが臨界エネルギー以下に減少すると、放射損失よりも衝突損失のほうが重要となり、シャワーは弱まる。EGS 4が電磁カスケードコードの例であり、低エネルギー電子輸送の結果を改善するため修正されたものである (Nelson ら, 1984 ; Rogers, 1984)。

ハドロンとは、中性子、陽子、パイオンおよびケイオンのような強い相互作用を起こす粒子のことである。原子核とのハドロンの高エネルギー非弾性散乱は多数の二次粒子を生成し、これによりカスケードが始まる。ハドロンカスケードプログラムの例には HETC (Armstrong と Chandler, 1972) がある。これは、三次元のアナログ型モンテカルロ法を用いるものである。考慮されている機構は、電離と励起、多重クーロン散乱、飛程ストラグリリング、パイオンおよびミューオンの崩壊であり、原子核相互作用の核内カスケード蒸発モデルが導入されている (Metropolis ら, 1958)。各々の原子核相互作用に対して、モンテカルロ計算は、核内カスケード生成物および衝突による生成物を決定するため、原子核内で入射粒子を追跡する。二次電子、ミューオンおよび光子は、電磁カスケードのプログラムルーチンによって追跡可能であり、15 MeV 以下の中性子が重要となる問題に対しては、HETC によりつくり出された座標を MORSE (Emmett, 1975) あるいは DOT (Rhoades ら, 1978) のような既存の低エネルギーコードへの入力として利用することができる。

モンテカルロ法を非常に高い粒子エネルギーに拡張すると、計算機使用時間の急激な増大をきたす。2 GeV より高いエネルギーでは、ハドロンカスケードを予測するために、数値計算手法を用いた一次元法が開発されている (Dmitrievsky ら, 1971)。

文 献

- Armstrong, T.W. and Chandler, K.C.(1972). HETC — A High Energy Transport Code. *Nucl.Sci.Eng.* **49**, 110-111. Attix, F.H. and Roesch, W.C.(eds) (1968). *Radiation Dosimetry*, Vol. 1, 2nd edn., *Fundamentals*. Academic Press, New York.
- Bermink, K.P., Nelson, R.F. and Chilton, A.B.(1983). Considerations of coherent scattering and electron binding in incoherent scattering in computation of dose deposition in tissue from low-energy photon beams. *Radiat. Res.* **96**, 429-434.
- Berger, M.J. and Seltzer, S.M.(1968). *ETRAN — Monte Carlo Code System for Electron and Photon Transport Through Slabs*, Report CCC-107. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.
- Berger, M.J. and Seltzer, S.M.(1970). Bremsstrahlung and photoneutrons from thick tungsten and tantalum targets. *Phys. Rev.* **C2**, 621-631.
- Burger, G., Morhart, A., Nagarajan, P.S. and Wittmann, A.(1981). Conversion functions for primary and operational quantities in neutron radiation protection. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich-Neuherberg, 1-5 June 1981*, Vol.1, pp.33-48. Commission of the European Communities, EUR 7448, Brussels.
- Chen, S.-Y. and Chilton, A.B.(1979). Calculation of fast neutron depth-dose in the ICRU standard tissue phantom and the derivation of neutron fluence-to-dose-index conversion factors. *Radiat.Res.* **78**, 335-370.
- Dimbylow, P.J. and Francis, T.M.(1979). *A Calculation of the Photon Depth-Dose Distributions in the ICRU Sphere for a Broad Parallel Beam, a Point Source and an Isotropic Field*, Report NRPB-R92. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Dmitrievsky, I.M., Kabakov, J.I., Potemkin, E.L. and Frolov, V.V.(1971). High-energy nucleon tissue doses. In: *Proceedings of the International Congress on Protection against Accelerator and Space Radiation, Geneva, 26-30 April 1971*, Vol.1, pp.328-343. European Organisation for Nuclear Research, Geneva.
- Emmett, M.B.(1975). *The MORSE Monte Carlo Radiation Transport Code System*, Report ORNL-4972. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.

- Evans, R.D.(1955). *The Atomic Nucleus*. McGraw-Hill, New York.
- Hohlfeld, K. and Grosswendt, B.(1982). Conversion factors for determining dose equivalent quantities from absorbed dose in air for photon radiation. *Radiat.Prot.Dosim.* **1**, 277-283.
- Hollnagel, R. and Siebert, B.R.L.(1981). Depth dose studies for neutrons in spherical phantoms. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich-Neuherberg, 1-5 June 1981*, Vol.1, pp.93-104. Commission of the European Communities, EUR 7448, Brussels.
- Jones, T.D.(1977). CHORD operators for cell survival models and insult assessment to active bone marrow. *Radiat.Res.* **71**, 269-283.
- Kramer, R.(1979). *Ermittlung von Konversionsfaktoren zwischen Körperdosen und relevanten Strahlungskenngrößen bei externer Röntgen- und Gamma Bestrahlung*, GSF Bericht S-556, February 1979. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München.
- Metropolis, N., Bivins, R., Storm, M., Turkevich, A., Miller, J.M. and Friedlander, G.(1958). Monte Carlo calculations on intranuclear cascades. I. Low-energy studies. *Phys.Rev.* **110**, 185-203.
- Nagarajan, P.S., Wittmann, A. and Burger, G.(1981). Fast neutron organ dose calculations using a MIRD phantom. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich-Neuherberg, 1-5 June 1981*, Vol.1, pp. 49-61. Commission of the European Communities, EUR 7448, Brussels.
- Nelson, W.R., Hirayama, H. and Rogers, D.W.O.(1984). *The EGS4 Code System*, Report SLAC-265. Stanford Linear Accelerator Center, California.
- O'Brien, K.(1978a). The physics of radiation transport. In: *Computer Techniques in Radiation Transport and Dosimetry*, pp.17-56, Nelson, W.R. and Jenkins, T.M.(eds). Plenum Publishing, New York.
- O'Brien, K.(1978b). The physics of electromagnetic cascade. In: *Computer Techniques in Radiation Transport and Dosimetry*, pp.141-171, Nelson, W.R. and Jenkins, T.M.(eds). Plenum Publishing, New York.
- Rhoades, W.A., Simpson, D.B., Childs, R.L. and Engle Jr, W.W.(1978). *The DOT IV Two-dimensional Discrete Ordinates Transport Code with Space-dependent Mesh and Quadrature*, Report ORNL/TM-6529. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.
- Rogers, D.W.O.(1984). Low energy electron transport with EGS. *Nucl. Instrum.*

Meth. 227, 535-548.

Rossi, B. (1956) *High-energy Particles*. Prentice-Hall, New Jersey.

Segré, E. (1965). *Nuclei and Particles*. W.S.Benjamin, New York.

Trubey, D.K. and Maskewitz, B.F.(eds) (1968). *A Review of the Discrete Ordinates S_n Method for Radiation Transport Calculation*, Report ORNL-RSIC-19. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.

付録 C：臓器線量当量データ

この報告書の本文にある実効線量当量を求めるための変換係数は、人体ファントム中のある決まった臓器についての線量当量計算から集大成したものである。それらのデータを、たとえば、非確率的限度をどの程度満たしているかを決定するために、あるいは最も照射を受けた臓器が何であるかを見つけ出すため、もとの成分に分けて示すことが有益であるような状況が生じることがあろう。

それゆえこの付録には、単位フルエンス当たりの臓器線量当量が単一エネルギーの光子と中性子および一連の理想化された照射ジオメトリーに対して与えられている。表 C. 1 および C. 2 のデータは、光子 (Williams ら, 1985) では本文の 4.3.1 節、中性子 (Wittmann ら, 1985 ; Burger ら, 1985) では 4.6.2 節に人体形状ファントムに対し述べられている方法で計算されている。エネルギー間の補間は、適当なスケール上でのラグランジュ 4 点補間法を用いて行ってよい—— 4.1 節参照。

光子の場合、残りの組織とは ICRP Publication 30 (1979) で与えられているものである。もとなるデータ点の相対標準偏差は 5% 以下である。等方照射の場合には、記載されたデータは独立に行われた計算結果とよく合っている (Kerr ら 1985 ; Gouvras, 1979)。

中性子の場合、計算のために選ばれた残りの組織は、ICRP Publication 30 (1979) に記載されているもののうち 5 つの決められた腹部臓器である。そのような選択は慣習的なものではないが、それでも実効線量当量のよい近似を導く。もとなるデータの相対標準偏差は、 10^{-6} MeV から 13.5 MeV の範囲で実質的に 20% 以下である。等方照射に対する換算係数は得られていな

い。本文におけるように、低エネルギーおよび高エネルギー側へ補外することは行わなかった。骨表面に対するデータは得られておらず、また赤色骨髄に関するデータは均等な骨構造に基づいたものである。骨の微細構造を考慮した、骨格の活性骨髄についてのより正確な推定値が得られ、利用できるようになりつつある (Kerr と Eckermann, 1985)。

ここに示したデータセットは、実効線量当量を求めるための換算係数の主要な構成部分ではあるが、それらは、実効線量当量変換係数と同じ意味において推奨されているのではなく、計算過程の中味を見るものとして示されている。

文 献

- Burger, G., Morhart, A. and Wittmann, A. (1985). The conceptual basis for neutron radiation protection. In: *Proceedings of the Fifth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich/Neuherberg, 17-21 September 1984*, Vol.1, pp. 71-86. Commission of the European Communities, EUR 9762, Brussels.
- Gouvras, G. (1979). Calculation of gamma-ray transport and applications to releases of radioactivity to the atmosphere. Ph.D. Thesis. Imperial College, London.
- ICRP (1979). *Limits for Intakes of Radionuclides by Workers*, Publication 30, Part 1. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1985). *Statement from the 1985 Paris Meeting of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 45. Pergamon Press, Oxford.
- Kerr, G.D., Eckerman, K.F. and Ryman, J.C. (1985). Organ doses from exposure to isotropic fields of gamma rays with an emphasis on active marrow and osteogenic tissue of the skeleton. In: *Report of current work of the Metabolism and Dosimetry Group, January 1, 1984-June 30, 1985*, Report ORNL/TM-9690, pp.78-92. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee.
- Kerr, G.D. and Eckerman, K.F. (1985). Neutron and photon fluence-to-dose conversion factors for active marrow of the skeleton. In: *Proceedings of the Fifth Symposium on Neutron Dosimetry, Munich/Neuherberg, 17-21 Sep-*

- tember 1984, Vol.1, pp.133-145. Commission of the European Communities, EUR 7692, Brussels.
- Williams, G., Zankl, M., Eckerl, H. and Drexler, G. (1985). *The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part II : Organ Doses from Occupational Exposures*, GSF-Bericht S-1079, September 1985. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München.
- Wittmann, A., Morhart, A. and Burger, G. (1985). Organ doses and effective dose equivalent. *Radiat.Prot.Dosim.* **12**, 101-106.

表 C.1a-1 種々のジオメトリーで男性人体形状ファントムに入射する光子の、
単位フルエンス当たりの臓器線量当量

率 丸

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)					ISO
	AP	PA	LAT	ROT	ISO	
1.0 10 ⁻²	0.043	0.000	0.000	0.009	0.043	
1.5 10 ⁻²	0.448	0.000	0.000	0.140	0.140	
2.5 10 ⁻²	0.662	0.025	0.005	0.218	0.245	
5.0 10 ⁻²	0.569	0.104	0.069	0.207	0.209	
6.0 10 ⁻²	0.561	0.124	0.084	0.216	0.213	
7.0 10 ⁻²	0.592	0.152	0.103	0.248	0.229	
8.0 10 ⁻²	0.586	0.166	0.113	0.270	0.243	
1.0 10 ⁻¹	0.670	0.204	0.137	0.341	0.288	
1.5 10 ⁻¹	0.984	0.329	0.211	0.507	0.464	
2.0 10 ⁻¹	1.31	0.510	0.311	0.688	0.632	
3.0 10 ⁻¹	1.93	0.918	0.571	1.08	0.997	
5.0 10 ⁻¹	3.00	1.77	1.17	1.91	1.69	
1.0 10 ⁰	5.18	3.74	2.85	3.73	3.35	
3.0 10 ⁰	11.4	9.43	8.90	8.77	8.44	
6.0 10 ⁰	18.4	16.0	15.0	14.7	14.3	
1.0 10 ¹	27.4	23.7	23.1	22.4	24.2	

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

表 C.1a-2(続き)

赤色骨髄

光子エネルギー (MeV)	換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5 10^{-2}	0.029	0.004	0.011	0.011	0.004
2.5 10^{-2}	0.032	0.100	0.031	0.054	0.042
5.0 10^{-2}	0.119	0.236	0.101	0.151	0.119
6.0 10^{-2}	0.149	0.297	0.128	0.194	0.147
7.0 10^{-2}	0.187	0.358	0.154	0.230	0.177
8.0 10^{-2}	0.213	0.388	0.181	0.255	0.202
1.0 10^{-1}	0.279	0.478	0.234	0.324	0.261
1.5 10^{-1}	0.453	0.728	0.374	0.510	0.415
2.0 10^{-1}	0.628	0.973	0.538	0.713	0.585
3.0 10^{-1}	0.989	1.44	0.843	1.11	0.911
5.0 10^{-1}	1.72	2.32	1.47	1.91	1.58
1.0 10^0	3.37	4.19	3.14	3.68	3.11
3.0 10^0	8.42	9.28	8.08	8.75	7.84
6.0 10^0	14.5	15.3	14.0	14.7	13.6
1.0 10^1	21.9	22.6	21.0	22.6	21.1

表 C.1a-3(続き)

肺

光子エネルギー (MeV)		換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)				
		AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0	10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5	10^{-2}	0.043	0.043	0.000	0.007	0.004
2.5	10^{-2}	0.171	0.171	0.025	0.103	0.063
5.0	10^{-2}	0.347	0.347	0.128	0.238	0.184
6.0	10^{-2}	0.363	0.363	0.149	0.253	0.202
7.0	10^{-2}	0.397	0.397	0.167	0.292	0.225
8.0	10^{-2}	0.410	0.410	0.188	0.309	0.242
1.0	10^{-1}	0.484	0.484	0.231	0.375	0.291
1.5	10^{-1}	0.723	0.723	0.356	0.559	0.444
2.0	10^{-1}	0.987	0.987	0.514	0.771	0.622
3.0	10^{-1}	1.52	1.52	0.813	1.21	0.978
5.0	10^{-1}	2.53	2.53	1.48	2.06	1.71
1.0	10^0	4.61	4.61	3.03	3.93	3.44
3.0	10^0	10.2	10.2	7.99	9.08	8.37
6.0	10^0	16.5	16.5	13.4	15.2	14.0
1.0	10^1	24.3	24.3	20.4	23.2	21.0

(154)

表 C.1a-4(続き)

甲状腺

光子エネルギー (MeV)		換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)				
		AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0	10 ⁻²	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5	10 ⁻²	0.111	0.000	0.011	0.072	0.029
2.5	10 ⁻²	0.518	0.002	0.238	0.251	0.121
5.0	10 ⁻²	0.532	0.054	0.351	0.281	0.184
6.0	10 ⁻²	0.512	0.063	0.360	0.306	0.199
7.0	10 ⁻²	0.545	0.080	0.390	0.348	0.218
8.0	10 ⁻²	0.555	0.099	0.401	0.366	0.229
1.0	10 ⁻¹	0.644	0.141	0.468	0.443	0.288
1.5	10 ⁻¹	0.889	0.251	0.684	0.639	0.455
2.0	10 ⁻¹	1.15	0.351	0.928	0.867	0.609
3.0	10 ⁻¹	1.65	0.522	1.44	1.34	0.989
5.0	10 ⁻¹	2.60	0.959	2.41	2.25	1.68
1.0	10 ⁰	4.75	2.34	4.51	4.28	3.28
3.0	10 ⁰	11.0	7.65	10.4	10.2	7.83
6.0	10 ⁰	18.3	13.8	17.3	17.3	13.5
1.0	10 ¹	27.7	20.6	26.1	26.6	20.8

表 C.1a-5(続き)

骨 表 面

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	0.009	0.009	0.026	0.026	0.009
1.5 10^{-2}	0.100	0.111	0.082	0.090	0.068
2.5 10^{-2}	0.282	0.377	0.238	0.296	0.229
5.0 10^{-2}	0.593	0.759	0.428	0.562	0.458
6.0 10^{-2}	0.607	0.745	0.430	0.581	0.465
7.0 10^{-2}	0.632	0.769	0.434	0.600	0.477
8.0 10^{-2}	0.607	0.751	0.430	0.564	0.470
1.0 10^{-1}	0.630	0.756	0.445	0.580	0.484
1.5 10^{-1}	0.765	0.882	0.535	0.719	0.582
2.0 10^{-1}	0.944	1.07	0.663	0.893	0.720
3.0 10^{-1}	1.31	1.50	0.964	1.25	1.03
5.0 10^{-1}	2.11	2.35	1.58	2.02	1.70
1.0 10^0	3.94	4.21	3.19	3.76	3.29
3.0 10^0	9.18	9.56	7.98	8.86	8.09
6.0 10^0	15.4	15.9	13.7	15.1	13.9
1.0 10^1	22.9	24.0	20.6	23.1	21.6

(156)

表 C.1a-6(続き)

残りの組織

光子エネルギー (MeV)	換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)					
	AP	PA	LAT	ROT	ISO	
1.0 10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
1.5 10^{-2}	0.007	0.072	0.000	0.011	0.004	
2.5 10^{-2}	0.230	0.209	0.028	0.085	0.061	
5.0 10^{-2}	0.415	0.357	0.167	0.211	0.162	
6.0 10^{-2}	0.438	0.376	0.190	0.230	0.178	
7.0 10^{-2}	0.478	0.422	0.223	0.266	0.203	
8.0 10^{-2}	0.494	0.443	0.240	0.284	0.220	
1.0 10^{-1}	0.586	0.540	0.302	0.350	0.266	
1.5 10^{-1}	0.845	0.801	0.464	0.532	0.414	
2.0 10^{-1}	1.12	1.05	0.647	0.721	0.571	
3.0 10^{-1}	1.68	1.57	0.998	1.14	0.900	
5.0 10^{-1}	2.74	2.56	1.74	1.97	1.56	
1.0 10^0	4.91	4.66	3.42	3.75	3.15	
3.0 10^0	10.7	10.4	8.53	8.92	7.98	
6.0 10^0	18.1	17.1	14.9	14.9	13.5	
1.0 10^1	25.2	25.6	23.1	22.9	20.5	

表 C.1b-1 種々のジオメトリーで女性人体形状ファントムに入射する光子の、
単位フルエンス当たりの臓器線量当量

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm^2)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5 10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
2.5 10^{-2}	0.077	0.035	0.002	0.029	0.011
5.0 10^{-2}	0.284	0.217	0.072	0.174	0.125
6.0 10^{-2}	0.327	0.284	0.098	0.201	0.154
7.0 10^{-2}	0.378	0.337	0.126	0.240	0.198
8.0 10^{-2}	0.404	0.361	0.140	0.265	0.214
1.0 10^{-1}	0.500	0.443	0.175	0.335	0.253
1.5 10^{-1}	0.708	0.636	0.277	0.510	0.375
2.0 10^{-1}	0.920	0.858	0.392	0.694	0.520
3.0 10^{-1}	1.37	1.32	0.649	1.06	0.840
5.0 10^{-1}	2.26	2.21	1.19	1.81	1.51
1.0 10^0	4.15	4.17	2.49	3.52	3.11
3.0 10^0	9.43	9.66	6.85	8.67	8.19
6.0 10^0	15.7	16.1	12.8	14.7	14.6
1.0 10^1	23.5	24.3	20.1	22.4	22.0

照射ジオメトリーについては 3.6 節参照

表 C.1b-2(続き)

乳 房

光子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
		AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0	10^{-2}	0.376	0.000	0.128	0.179	0.111
1.5	10^{-2}	0.573	0.000	0.190	0.287	0.207
2.5	10^{-2}	0.599	0.025	0.237	0.309	0.315
5.0	10^{-2}	0.450	0.101	0.199	0.243	0.234
6.0	10^{-2}	0.441	0.111	0.197	0.245	0.235
7.0	10^{-2}	0.471	0.129	0.221	0.273	0.248
8.0	10^{-2}	0.481	0.144	0.233	0.284	0.265
1.0	10^{-1}	0.568	0.194	0.288	0.344	0.317
1.5	10^{-1}	0.848	0.332	0.461	0.524	0.494
2.0	10^{-1}	1.15	0.484	0.651	0.725	0.696
3.0	10^{-1}	1.75	0.831	1.06	1.14	1.11
5.0	10^{-1}	2.86	1.59	1.83	1.94	1.92
1.0	10^0	5.13	3.37	3.58	3.72	3.72
3.0	10^0	10.5	8.53	8.77	8.83	8.99
6.0	10^0	16.7	14.5	15.1	14.9	15.0
1.0	10^1	25.5	22.4	22.9	22.9	22.0

表 C.1b-3(続き)

赤色骨髄

光子エネルギー (MeV)	換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)				
	AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0 10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5 10^{-2}	0.029	0.004	0.011	0.011	0.004
2.5 10^{-2}	0.032	0.100	0.032	0.054	0.042
5.0 10^{-2}	0.119	0.259	0.109	0.151	0.120
6.0 10^{-2}	0.157	0.308	0.136	0.194	0.152
7.0 10^{-2}	0.200	0.370	0.162	0.236	0.183
8.0 10^{-2}	0.224	0.402	0.186	0.265	0.214
1.0 10^{-1}	0.288	0.502	0.242	0.336	0.268
1.5 10^{-1}	0.467	0.760	0.390	0.528	0.423
2.0 10^{-1}	0.648	1.01	0.555	0.722	0.600
3.0 10^{-1}	1.02	1.51	0.881	1.12	0.938
5.0 10^{-1}	1.76	2.44	1.53	1.92	1.60
1.0 10^0	3.46	4.48	3.18	3.68	3.11
3.0 10^0	8.59	10.0	8.08	8.75	7.84
6.0 10^0	14.5	16.5	13.9	14.7	13.6
1.0 10^1	21.9	21.5	21.0	22.6	21.1

表 C.1b-4(続き)

肺

光子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
		AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0	10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5	10^{-2}	0.000	0.043	0.000	0.007	0.004
2.5	10^{-2}	0.084	0.195	0.031	0.103	0.063
5.0	10^{-2}	0.275	0.364	0.142	0.248	0.184
6.0	10^{-2}	0.290	0.376	0.160	0.258	0.202
7.0	10^{-2}	0.326	0.413	0.184	0.292	0.225
8.0	10^{-2}	0.342	0.429	0.201	0.307	0.242
1.0	10^{-1}	0.412	0.510	0.238	0.368	0.291
1.5	10^{-1}	0.616	0.765	0.369	0.537	0.444
2.0	10^{-1}	0.836	1.04	0.536	0.739	0.622
3.0	10^{-1}	1.28	1.59	0.845	1.16	0.978
5.0	10^{-1}	2.14	2.63	1.55	1.99	1.71
1.0	10^0	3.99	4.81	3.25	3.86	3.44
3.0	10^0	9.19	10.7	8.12	8.98	8.37
6.0	10^0	15.4	17.1	13.9	14.9	14.0
1.0	10^1	22.9	25.2	20.8	22.5	21.0

表 C.1b-5(続き)

甲 状 腺

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)					
	AP	PA	LAT	ROT	ISO	
1.0 10^{-2}	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
1.5 10^{-2}	0.111	0.000	0.011	0.072	0.029	
2.5 10^{-2}	0.518	0.004	0.238	0.251	0.121	
5.0 10^{-2}	0.532	0.077	0.351	0.281	0.206	
6.0 10^{-2}	0.512	0.089	0.360	0.306	0.216	
7.0 10^{-2}	0.545	0.114	0.390	0.348	0.231	
8.0 10^{-2}	0.555	0.129	0.401	0.366	0.240	
1.0 10^{-1}	0.644	0.168	0.468	0.443	0.298	
1.5 10^{-1}	0.889	0.283	0.684	0.639	0.469	
2.0 10^{-1}	1.15	0.400	0.928	0.867	0.627	
3.0 10^{-1}	1.65	0.638	1.44	1.34	1.01	
5.0 10^{-1}	2.60	1.17	2.43	2.25	1.68	
1.0 10^0	4.75	2.58	4.51	4.28	3.28	
3.0 10^0	11.0	7.65	10.4	10.2	7.83	
6.0 10^0	18.3	13.8	17.3	17.3	13.5	
1.0 10^1	27.7	20.6	26.1	26.6	20.8	

(162)

表 C.1b-6(続き)

骨 表 面

光子エネルギー (MeV)	換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)					ISO
	AP	PA	LAT	ROT		
1.0 10^{-2}	0.009	0.000	0.026	0.026	0.009	
1.5 10^{-2}	0.100	0.136	0.090	0.090	0.068	
2.5 10^{-2}	0.282	0.413	0.251	0.316	0.229	
5.0 10^{-2}	0.611	0.791	0.447	0.601	0.479	
6.0 10^{-2}	0.627	0.767	0.451	0.603	0.488	
7.0 10^{-2}	0.652	0.788	0.453	0.613	0.501	
8.0 10^{-2}	0.631	0.758	0.444	0.595	0.494	
1.0 10^{-1}	0.630	0.756	0.456	0.607	0.499	
1.5 10^{-1}	0.765	0.882	0.541	0.734	0.582	
2.0 10^{-1}	0.944	1.07	0.676	0.903	0.720	
3.0 10^{-1}	1.31	1.50	0.991	1.25	1.03	
5.0 10^{-1}	2.11	2.35	1.62	2.02	1.70	
1.0 10^0	3.94	4.21	3.20	3.76	3.29	
3.0 10^0	9.18	9.56	8.00	8.86	8.09	
6.0 10^0	15.4	15.9	13.9	15.1	13.9	
1.0 10^1	22.9	24.0	20.9	23.1	21.6	

表 C.1b-7(続き)

残りの組織

光子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
		AP	PA	LAT	ROT	ISO
1.0	10 ⁻²	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1.5	10 ⁻²	0.007	0.072	0.000	0.011	0.004
2.5	10 ⁻²	0.230	0.209	0.032	0.107	0.061
5.0	10 ⁻²	0.415	0.357	0.179	0.224	0.168
6.0	10 ⁻²	0.438	0.376	0.203	0.239	0.186
7.0	10 ⁻²	0.478	0.422	0.237	0.276	0.212
8.0	10 ⁻²	0.494	0.443	0.257	0.294	0.230
1.0	10 ⁻¹	0.586	0.540	0.311	0.357	0.279
1.5	10 ⁻¹	0.845	0.801	0.469	0.540	0.431
2.0	10 ⁻¹	1.12	1.05	0.656	0.747	0.594
3.0	10 ⁻¹	1.68	1.57	1.03	1.17	0.926
5.0	10 ⁻¹	2.74	2.56	1.80	2.02	1.59
1.0	10 ⁰	4.91	4.66	3.57	3.83	3.19
3.0	10 ⁰	10.7	10.4	8.98	9.02	7.98
6.0	10 ⁰	17.2	17.1	15.7	15.0	13.5
1.0	10 ¹	25.2	25.6	24.3	22.9	20.5

表 C.2-1 種々のジオメトリーで人体形状ファントムに入射する中性子の、単位フルエンス当たりの臓器線量当量

中性子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	7.09	1.45	0.602	2.43
1.00	10^{-5}	5.85	1.34	0.500	2.05
1.00	10^{-4}	5.03	1.26	0.550	1.85
1.00	10^{-3}	3.94	1.57	0.542	1.65
1.00	10^{-2}	7.18	1.54	0.423	2.39
2.30	10^{-2}	13.9	1.34	0.425	4.04
5.00	10^{-2}	30.5	1.35	0.554	8.23
1.00	10^{-1}	56.9	1.63	0.743	15.0
2.52	10^{-1}	137	2.66	1.22	35.5
5.00	10^{-1}	207	7.50	4.18	55.7
1.00	10^0	325	14.1	5.64	87.7
2.10	10^0	339	68.8	43.4	124
4.50	10^0	403	171	109	198
7.50	10^0	452	245	166	257
1.10	10^1	507	317	236	324
1.35	10^1	588	352	288	379

照射ジオメトリーについては 3.6 節参照。

ここに示した換算係数の値は、1985年以前の定義に基づく中性子の線量当量に関するものである。1985年に中性子について再定義された(ICRP, 1985)線量当量を求めようとする場合は、これらの換算係数に係数2をかけるべきである。

表 C.2-2(続き)

卵 巢

中性子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)				
		AP	PA	LAT	ROT	
1.00	10^{-6}	3.63	3.23	1.06		2.25
1.00	10^{-5}	3.42	3.80	1.02		2.32
1.00	10^{-4}	3.80	3.45	0.845		2.24
1.00	10^{-3}	4.01	2.68	0.677		2.01
1.00	10^{-2}	3.53	3.03	0.921		2.10
2.30	10^{-2}	3.57	3.11	0.913		2.13
5.00	10^{-2}	4.15	3.80	1.03		2.50
1.00	10^{-1}	4.11	4.35	0.811		2.52
2.52	10^{-1}	6.22	4.59	1.14		3.27
5.00	10^{-1}	13.0	14.8	2.10		8.00
1.00	10^0	31.8	31.6	6.73		19.2
2.10	10^0	133	118	29.3		77.3
4.50	10^0	253	255	103		178
7.50	10^0	313	306	154		232
1.10	10^1	405	331	198		283
1.35	10^1	423	474	221		335

(166)

表 C.2-3(続き)

乳 房

中性子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	5.97	1.02	1.15	2.32
1.00	10^{-5}	5.23	1.01	0.995	2.06
1.00	10^{-4}	4.42	1.06	0.929	1.83
1.00	10^{-3}	4.03	1.00	0.888	1.70
1.00	10^{-2}	6.03	0.979	1.10	2.30
2.30	10^{-2}	9.93	1.08	1.62	3.56
5.00	10^{-2}	20.5	1.05	2.99	6.88
1.00	10^{-1}	41.7	1.14	5.90	13.6
2.52	10^{-1}	101	1.75	14.7	33.1
5.00	10^{-1}	171	5.58	25.5	57.0
1.00	10^0	271	11.8	41.4	91.5
2.10	10^0	322	68.8	59.7	128
4.50	10^0	386	160	94.7	184
7.50	10^0	450	219	110	222
1.10	10^1	493	280	131	259
1.35	10^1	536	334	152	294

表 C.2-4(続き)

赤色骨髄

中性子エネルギー (MeV)		換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	3.17	4.33	2.00	2.87
1.00	10^{-5}	3.01	4.07	1.85	2.69
1.00	10^{-4}	2.87	3.78	1.69	2.51
1.00	10^{-3}	2.74	3.67	1.59	2.40
1.00	10^{-2}	2.91	3.93	1.85	2.64
2.30	10^{-2}	3.52	4.74	2.57	3.35
5.00	10^{-2}	5.31	7.24	4.42	5.35
1.00	10^{-1}	9.49	13.4	8.51	9.97
2.52	10^{-1}	24.5	26.0	21.6	23.4
5.00	10^{-1}	50.8	72.7	41.8	51.8
1.00	10^0	84.7	121	68.1	85.5
2.10	10^0	175	227	128	165
4.50	10^0	277	334	203	254
7.50	10^0	330	381	245	300
1.10	10^1	380	429	291	348
1.35	10^1	447	499	343	408

(168)

表 C.2—5(続き)

男性の肺

中性子エネルギー (MeV)		換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	5.11	6.50	2.37	4.09
1.00	10^{-5}	4.80	5.97	2.09	3.74
1.00	10^{-4}	4.45	5.30	1.94	3.41
1.00	10^{-3}	3.90	4.63	1.74	3.00
1.00	10^{-2}	3.89	4.83	1.72	3.04
2.30	10^{-2}	4.63	6.02	1.97	3.65
5.00	10^{-2}	5.89	8.93	2.39	4.90
1.00	10^{-1}	9.65	18.5	3.76	8.92
2.52	10^{-1}	28.4	44.8	10.8	23.7
5.00	10^{-1}	74.3	142	30.9	69.5
1.00	10^0	126	222	56.9	115
2.10	10^0	204	284	105	174
4.50	10^0	309	391	178	264
7.50	10^0	358	433	225	310
1.10	10^1	407	471	269	354
1.35	10^1	469	549	321	415

表 C.2-6(続き)

女性の肺

中性子エネルギー (MeV)		換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	3.43	4.36	1.59	2.74
1.00	10^{-5}	3.46	4.29	1.50	2.69
1.00	10^{-4}	3.34	3.99	1.46	2.56
1.00	10^{-3}	3.17	3.76	1.42	2.44
1.00	10^{-2}	3.11	3.86	1.38	2.43
2.30	10^{-2}	3.31	4.30	1.41	2.61
5.00	10^{-2}	3.80	5.76	1.54	3.16
1.00	10^{-1}	5.27	10.1	2.05	4.87
2.52	10^{-1}	14.2	22.4	5.42	11.9
5.00	10^{-1}	35.0	67.0	14.6	32.8
1.00	10^0	65.5	115	29.6	60.1
2.10	10^0	164	227	83.7	139
4.50	10^0	267	337	153	227
7.50	10^0	335	405	210	290
1.10	10^1	391	452	259	340
1.35	10^1	435	508	297	384

(170)

表 C.2-7(続き)

甲 状 腺

中性子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	6.99	1.85	2.62	3.52
1.00	10^{-5}	6.19	1.81	2.70	3.35
1.00	10^{-4}	4.95	1.60	2.62	2.95
1.00	10^{-3}	4.20	1.53	2.04	2.45
1.00	10^{-2}	5.31	1.55	2.10	2.76
2.30	10^{-2}	8.53	1.41	2.70	3.83
5.00	10^{-2}	16.3	1.52	3.79	6.36
1.00	10^{-1}	37.6	1.50	7.95	13.8
2.52	10^{-1}	94.7	2.11	25.6	37.0
5.00	10^{-1}	184	5.27	59.6	77.0
1.00	10^0	270	10.8	106	123
2.10	10^0	352	81.0	201	209
4.50	10^0	454	171	321	317
7.50	10^0	521	245	398	391
1.10	10^1	528	282	437	421
1.35	10^1	568	316	521	481

表 C.2-8(続き)

残りの組織

中性子エネルギー (MeV)		換 算 係 数 (10 ⁻¹² Sv cm ²)			ROT
		AP	PA	LAT	
1.00	10 ⁻⁶	5.00	2.80	1.63	2.77
1.00	10 ⁻⁵	4.95	2.77	1.57	2.71
1.00	10 ⁻⁴	4.76	2.74	1.57	2.66
1.00	10 ⁻³	4.55	2.73	1.53	2.58
1.00	10 ⁻²	4.55	2.67	1.49	2.55
2.30	10 ⁻²	4.90	2.88	1.57	2.73
5.00	10 ⁻²	5.91	3.03	1.70	3.09
1.00	10 ⁻¹	8.90	3.74	2.24	4.28
2.52	10 ⁻¹	22.4	5.83	5.24	9.68
5.00	10 ⁻¹	51.8	16.3	13.1	23.6
1.00	10 ⁰	92.0	32.1	26.6	44.3
2.10	10 ⁰	199	108	79.9	117
4.50	10 ⁰	312	214	156	209
7.50	10 ⁰	376	284	210	270
1.10	10 ¹	433	335	260	322
1.35	10 ¹	486	394	306	373

(172)

表 C.2-9(続き)

眼の水晶体

中性子エネルギー (MeV)		換算係数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	4.70	0.120	2.23	2.32
1.00	10^{-5}	3.46	0.154	1.52	1.66
1.00	10^{-4}	2.01	0.353	1.63	1.40
1.00	10^{-3}	2.89	0.346	1.26	1.44
1.00	10^{-2}	8.96	0.172	4.52	4.55
2.30	10^{-2}	17.3	0.353	7.17	8.00
5.00	10^{-2}	50.4	0.591	19.7	22.6
1.00	10^{-1}	91.7	0.457	43.3	44.7
2.52	10^{-1}	164	0.740	87.0	84.7
5.00	10^{-1}	340	0.670	126	148
1.00	10^0	459	3.50	176	204
2.10	10^0	343	16.7	189	184
4.50	10^0	359	95.3	294	261
7.50	10^0	568	131	352	351
1.10	10^1	545	163	435	394
1.35	10^1	583	241	468	440

表 C.2-10(続き)

中性子エネルギー (MeV)		皮 膚			
		換 算 係 数 (10^{-12} Sv cm ²)			
		AP	PA	LAT	ROT
1.00	10^{-6}	3.15	3.27	1.61	2.41
1.00	10^{-5}	2.64	2.77	1.30	2.01
1.00	10^{-4}	2.28	2.36	1.09	1.71
1.00	10^{-3}	2.14	2.20	1.02	1.59
1.00	10^{-2}	5.27	5.48	3.32	4.35
2.30	10^{-2}	10.9	11.3	7.46	9.28
5.00	10^{-2}	23.4	24.2	16.6	20.2
1.00	10^{-1}	45.7	47.2	33.4	39.9
2.52	10^{-1}	91.1	71.3	70.1	75.7
5.00	10^{-1}	136	140	103	120
1.00	10^0	212	219	160	188
2.10	10^0	229	235	180	206
4.50	10^0	305	307	241	273
7.50	10^0	368	370	297	333
1.10	10^1	413	415	340	377
1.35	10^1	473	475	391	432

付録 D：線量当量を表す量の適用

D. 1 指標の妥当性

放射線防護量の階層において、指標量は本質的に補助的なものである (ICRP, 1977)。体外放射線の被曝に関して、深部線量当量指標 ($H_{t,d}$) を年 50 mSv に制限することは、少なくとも実効線量当量を年 50 mSv に制限することと同等の防護レベルを与えると考えられる。表 D. 1 の光子および中性子についての H_E と $H_{t,d}$ との比から、控え目に言わないとしてもこの主張が AP 照射および PA 照射に対して妥当なものであることは明白である。比の値は、光子については本文の表 2 および 4 から、中性子については表 7 および 19 から計算されている。これらの表は、他の文献 (Kramer と Drexler, 1979) で論じられているように、適合するデータがある他の照射ジオメトリーに対しても上の主張が当てはまることを示すために使うことができる。本文中で言及した電子についての限られた情報からすると、 $H_{t,d}$ に対する H_E の比は約 5 MeV から 20 MeV について 1 より十分低い。

表層部線量当量指標 ($H_{t,s}$) は同様に、皮膚に対する適切な防護を与えるものと考えられる (ICRP, 1977)。人体形状ファントムの全皮膚に対する線量当量 H_{sk} の、 $H_{t,s}$ 値に対する比が、光子の面平行ビームおよび等方照射について表 D. 2 に示されている。これで、適切というこの仮定はおおむね妥当であることがわかる。比の値は本文中の表 5 および 12 から計算されており、これらの表はまた、先の主張が他の照射ジオメトリーについても当てはまるものであることを示すのに用いることができる。本文中で指摘したように、人体ファントムについての結果は身体の全皮膚についての平均であるが、単一方向

ジオメトリーで低エネルギーの光子については、線源により近い側の半分の皮膚についての平均をとるほうがより適当であったかもしれない。そうすると、低エネルギーにおける単一方向照射についての値は2倍になり、表D.2は H_{sk} と $H_{i,s}$ の比が全エネルギー範囲でほぼ1のままであることを意味する。表C.2と本文中の人体形状ファントムに対する表19のデータを用いて、中性子について同様のことを行った結果(Wittmannら, 1985)は、 $H_{i,s}$ が妥当であるという主張を支持している。眼の水晶体に関しては、深部および表層部線量当量に基づく限度に従う効果が組み合わされることによって、十分防護されることが確実であると考えられる。光子に対しては一般的にそうであることは、表D.3から明らかである。その表には、眼の水晶体に対する年線量当量限度に対応するフルエンスと面平行ビームの場合の2つの線量当量指標のうちの年限度のより厳しいほうに対応するフルエンスとの比較がなされている。つまり、それらの指標は、対応するフルエンスがより小さくなっていることから、水晶体線量当量よりほとんどつねに先に限度に達する。最も低いエネルギー部分におけるわずかな例外は、人体形状ファントムについての計算モデルに由来するもので、そのため水晶体の赤道位における線量当量に比べたとき、いくらか過大評価となっているのである(4.3.3節参照)。これらの値は表4, 5および13から計算されている。等方照射に関する比較もこの仮定を支持している。

本文の表19と表C.2からのデータを使って同様のことを行った結果は、少なくとも単一方向照射に関しては、この仮定が中性子に対しても妥当であることを示しており、おそらく他のジオメトリーでもそうであろう。

$H_{i,d}$ の値についての情報は比較的少なく、10 MeV 付近までのエネルギーの光子および中性子の情報しかない。また、電子については同じエネルギー領域でいくつかの断片的なデータがあるにすぎない。本文の第4章にある他の放射線、および、約10 MeVを超えるエネルギーの光子、中性子および電子

に関しては、厚さ 30 cm の平板ファントム中で生ずる最大線量当量が H_{1a} に等しいとみなしてよいかもしれない。ただし、この点については、第 4 章で述べた制限のあることを心に留めておくべきである。実効線量当量を最大線量当量でもって近似することについても同様である。

D. 2 環境量の効用

委員会によると (ICRP, 1977), 線量当量限度それ自体, または補助限度のどちらも, 作業場所における線量当量率のような誘導限度を設けるために使用してよい。ここでは, この可能性を, 指標量と環境モニタリング量との間の関係にやや重きを置いて調べる。

しかしながらまず最初に, 実効線量当量との関連において周辺線量当量 $H^*(10)$ の効用について考察することにする。表 D. 4 には, 適切なファントムに入射する面平行ビームの光子および中性子について, 周辺線量当量に対する実効線量当量の比が示されている。 $H^*(10)$ の効用は, その比が 1 に近いにあるいは 1 より小さいことによって示される。たとえあるエネルギー領域においては慎重すぎるにしても, この判断規準からすれば周辺線量当量は光子および中性子について一般的に有用である。光子のデータは本文中の表 3 および 6 から計算され, 中性子のデータは表 17 と 21 から計算されているが, これらの表を見ると, データが利用できる他のジオメトリーに対しても, $H^*(10)$ の効用の維持されていることがわかる。本文中で述べたが, 電子についての数少ないデータは, およそ 5 MeV から 20 MeV の面平行ビームでの AP 照射および PA 照射に対して, 比が 1 より小さいことを示している。

指標量を誘導量の基礎とする場合には, それらの間の結びつきは, 誘導量が指標量に密接に対応しているか, あるいはそれより安全側でなければならないという意味で現実的でなければならない。本文中の光子データ (表 4 と 6) と中性子データ (表 19 から 22) を調べると, 面平行ビーム照射と等方照

射の場合、光子についても中性子についても、低エネルギーの中性子については若干問題があるものの、周辺線量当量については深部線量当量指標との関係において、このことが正しいことを示している。本文中で引用されたわずかなデータからの電子についての計算は、約 5 MeV から 20 MeV のエネルギーの単一方向ビームについて、その比は 1 よりいくぶん大きいことはあるにしても、1 に近いことを示している。

厚さ 30 cm の平板ファントム中に生ずる最大線量当量を、高エネルギー放射線では $H_{0,d}$ の代わりとして採用できるかもしれないが、平板中の深さ 10 mm での線量当量をその誘導量と考えることは、誤りを生ずるかもしれない。表 D. 5 が示すように、これらのパラメータの値の比は、1 をかなり超えることがある。この問題はすでに第 4 章で議論されており、そこでは、放射線エネルギーのスペクトル分布と関連して $H^*(10)$ の潜在的な効用が注意されている。表 D. 5 のデータは、本文中の表 14, 16 a (16 c とともに), 23, 25 a および 26 から計算されている。

皮膚に対する線量当量と方向性線量当量の一致性が、中性子の値についてはかなりの不確かな場合がある (Wittmann ら, 1985) もの、光子および中性子について表 D. 6 に一般的に示されている。光子に対するデータは本文中の表 8 と 12 から計算されており、中性子に対するデータは表 21 と表 C. 2 からのものである。単一方向の低エネルギー放射線については平均をとるという慣習に関して D. 1 節で述べた制限は、ここでも同様にあてはまる。本文中で言及した 5 MeV から 20 MeV 当たりの電子についての乏しいデータもかなり一致がよい。

たいていの実際的な使用では、環境量と指標量は実効線量当量と臓器線量当量を過大評価する傾向がある。この傾向は、たいていの状況では受入れ可能であるが、もし最適化がモニタリングの主要な目標である場合には注意を払うべきである。

D.3 個人モニタリングとの関連

前節におけるデータのあるものは、個人モニタリングにもあてはまる。強透過性放射線 (ICRU, 1985) に関しては、人体におけるモニタリングのための適切な深さは、個人線量当量 (透過性) $H_p(d)$ の定義で規定されているように 10 mm であり、また弱透過性放射線については、個人線量当量 (表層性) $H_s(d)$ の定義に従い 0.07 mm が適当である。

表 D.4 にある AP 照射のデータは、人体表面上の 10 mm の組織等価物質の下に着用した個人モニタリング用具によって記録された線量当量を、光子および中性子の実効線量当量に変換するのに役立つであろう。同様に、表 D.6 のデータは、0.07 mm の表面組織類似物質の下で記録された線量を皮膚線量当量に変換するのに用いてよい。最適化についての D.2 節のコメントはここにもあてはまる。

ICRU の個人量および環境量の適用については、この主題で開かれた特別セミナーの報文集 (Booz と Dietze, 1985) にその例をみるように、萌芽的な文献が存在しており、また放射線防護におけるその適用について手引書 (NRPB, 1986) が発行されている。

文 献

- Booz, J. and Dietze, G. (eds) (1985). Radiation protection quantities for external exposure. Proceedings of a seminar held at Braunschweig, 19-21 March 1985. *Radiat. Prot. Dosim.* 12(2).
- ICRP (1977). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 26. Pergamon Press, Oxford.
- ICRU (1985). *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*, Report No.39. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- Kramer, R. and Drexler, G. (1979). Practical implications of the concept of

- dose-equivalent index. In: *Application of the Dose Limitation System for Radiation Protection*, IAEA-SR-36/30, pp.451-467. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- NRPB(1986). *New Radiation Protection Quantities Recommended by ICRU for Practical Use in Radiological Protection: Their Implementation in the United Kingdom*, NRPB-GS5, Chilton. National Radiological Protection Board.
- Wittmann, A., Morhart, A. and Burger, G.(1985). Organ and effective dose equivalent. *Radiat. Prot. Dosim.* **12**, 101-106.

表 D.1 人体形状ファントムおよび ICRU 球に面平行ビームとして入射する光子と中性子についての、実効線量当量 H_E と深部線量当量指標 $H_{t,d}$ との比

エネルギー (MeV)		光子 ($H_E/H_{t,d}$)		中性子 ($H_E/H_{t,d}$)	
		AP	PA	AP	PA
2.5	10^{-8}	—	—	(0.50)	(0.33)
1.0	10^{-7}	—	—	(0.44)	(0.27)
1.0	10^{-6}	—	—	0.41	0.24
1.0	10^{-5}	—	—	0.38	0.24
1.0	10^{-4}	—	—	0.38	0.24
1.0	10^{-3}	—	—	0.40	0.26
1.0	10^{-2}	0.81	0.00	0.53	0.30
1.5	10^{-2}	0.19	0.04	—	—
2.0	10^{-2}	0.23	0.09	0.40	0.19
3.0	10^{-2}	0.42	0.20	—	—
4.0	10^{-2}	0.59	0.36	—	—
5.0	10^{-2}	0.72	0.49	0.31	0.10
6.0	10^{-2}	0.79	0.56	—	—
8.0	10^{-2}	0.84	0.64	—	—
1.0	10^{-1}	0.86	0.67	0.29	0.08
1.5	10^{-1}	0.87	0.70	—	—
2.0	10^{-1}	0.87	0.71	0.31	0.07
3.0	10^{-1}	0.86	0.72	—	—
4.0	10^{-1}	0.87	0.74	—	—
5.0	10^{-1}	0.88	0.76	0.34	0.12
6.0	10^{-1}	0.88	0.77	—	—
8.0	10^{-1}	0.89	0.80	—	—
1.0	10^0	0.90	0.81	0.42	0.16
1.5	10^0	0.90	0.84	0.50	0.24
2.0	10^0	0.90	0.85	0.60	0.34
3.0	10^0	0.92	0.87	0.68	0.45
4.0	10^0	0.93	0.90	0.72	0.51
5.0	10^0	0.95	0.91	0.83	0.62
6.0	10^0	0.95	0.93	0.86	0.66
8.0	10^0	0.97	0.94	0.87	0.68
1.0	10^1	0.97	0.95	0.88	0.69
1.4	10^1	—	—	(0.92)	(0.80)

照射ジオメトリーについては 3.6 節参照。

ダッシュの部分は、もとの表のエネルギーが光子と中性子とで異なるために生じたものである。

表D.2 人体形状ファントムおよびICRU球に面平行ビームとして、あるいは等方的に入射する光子についての、皮膚線量当量 H_{sk} と表層部線量当量指標 $H_{1,s}$ との比

エネルギー (MeV)		$H_{sk}/H_{1,s}$	
		AP	ISO
1.0	10^{-2}	0.51	0.99
1.5	10^{-2}	0.49	0.99
2.0	10^{-2}	0.51	0.90
3.0	10^{-2}	0.53	0.82
4.0	10^{-2}	0.54	0.84
5.0	10^{-2}	0.56	0.87
6.0	10^{-2}	0.58	0.88
8.0	10^{-2}	0.62	0.91
1.0	10^{-1}	0.65	0.92
1.5	10^{-1}	0.70	0.95
2.0	10^{-1}	0.72	0.96
3.0	10^{-1}	0.73	0.94
4.0	10^{-1}	0.74	0.94
5.0	10^{-1}	0.76	0.94
6.0	10^{-1}	0.77	0.94
8.0	10^{-1}	0.79	0.93
1.0	10^0	0.81	0.93
1.5	10^0	0.84	0.93
2.0	10^0	0.86	0.94
3.0	10^0	0.88	0.94
4.0	10^0	0.89	0.94
5.0	10^0	0.90	0.94
6.0	10^0	0.91	0.95
8.0	10^0	0.90	0.95
1.0	10^1	0.90	0.96

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

低い光子エネルギーの場合、APジオメトリーの値は身体の線源により近い側について平均された皮膚線量当量に対する比を得るためには2倍にすべきである。D.1節参照。

表 D.3 人体形状ファントムおよびICRU球に面平行ビームとして入射する光子についての、水晶体の年線量当量限度、および、制限因子となるほうの線量当量指標の年線量当量限度に対応するフルエンスの比較

光子エネルギー (MeV)	年限度に対応するフルエンス (10^{10} cm^{-2})					
	AP		AP/PA		ROT	
	水晶体	指標	水晶体	指標	水晶体	指標
1.0 10^{-2}	7.0	7.2	1500	16	28	
1.5 10^{-2}	7.8	5.9	450	21	17	
2.0 10^{-2}	10	4.9	360	14	20	
3.0 10^{-2}	18	6.3	390	15	32	
4.0 10^{-2}	27	8.1	410	18	49	
5.0 10^{-2}	33	9.4	380	20	61	
6.0 10^{-2}	34	9.8	300	20	64	
8.0 10^{-2}	31	9.3	190	18	56	
1.0 10^{-1}	26	8.1	140	15	44	
1.5 10^{-1}	19	5.6	68	9.3	26	
2.0 10^{-1}	14	4.2	44	6.5	18	
3.0 10^{-1}	8.8	2.8	23	3.9	11	
4.0 10^{-1}	6.4	2.1	16	2.8	8.0	
5.0 10^{-1}	5.0	1.7	13	2.2	6.4	
6.0 10^{-1}	4.1	1.5	10	1.9	5.4	
8.0 10^{-1}	3.1	1.2	7.2	1.4	4.2	
1.0 10^0	2.5	1.0	5.7	1.2	3.5	
1.5 10^0	1.9	0.72	4.0	0.83	2.6	
2.0 10^0	1.6	0.59	3.3	0.66	2.1	
3.0 10^0	1.3	0.45	2.5	0.50	1.6	
4.0 10^0	1.0	0.37	2.0	0.40	1.3	
5.0 10^0	0.89	0.32	1.7	0.34	1.1	
6.0 10^0	0.79	0.29	1.5	0.30	0.99	
8.0 10^0	0.64	0.23	1.2	0.25	0.80	
1.0 10^1	0.54	0.20	1.0	0.21	0.67	

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

個々のジオメトリーにおいて指標のデータが低めの値となっているのは、眼の水晶体が適切に防護されることを意味している。

表D.4 人体形状ファントムおよびICRU球に面平行ビームとして入射する光子および中性子についての、実効線量当量 H_E と周辺線量当量 $H^*(10)$ との比

エネルギー MeV		光子 [$H_E/H^*(10)$]		中性子 [$H_E/H^*(10)$]	
		AP	PA	AP	PA
2.5	10^{-8}	—	—	(0.50)	(0.33)
1.0	10^{-7}	—	—	(0.42)	(0.26)
1.0	10^{-6}	—	—	0.43	0.25
1.0	10^{-5}	—	—	0.48	0.30
1.0	10^{-4}	—	—	0.58	0.37
1.0	10^{-3}	—	—	0.62	0.40
1.0	10^{-2}	0.81	0.00	0.53	0.30
1.5	10^{-2}	0.19	0.04	—	—
2.0	10^{-2}	0.24	0.09	0.40	0.19
3.0	10^{-2}	0.42	0.21	—	—
4.0	10^{-2}	0.59	0.36	—	—
5.0	10^{-2}	0.73	0.49	0.31	0.10
6.0	10^{-2}	0.79	0.57	—	—
8.0	10^{-2}	0.85	0.65	—	—
1.0	10^{-1}	0.87	0.68	0.29	0.08
1.5	10^{-1}	0.87	0.70	—	—
2.0	10^{-1}	0.87	0.72	0.31	0.07
3.0	10^{-1}	0.86	0.72	—	—
4.0	10^{-1}	0.87	0.74	—	—
5.0	10^{-1}	0.88	0.76	0.34	0.12
6.0	10^{-1}	0.88	0.78	—	—
8.0	10^{-1}	0.89	0.80	—	—
1.0	10^0	0.90	0.82	0.42	0.16
1.5	10^0	0.90	0.84	0.51	0.24
2.0	10^0	0.90	0.85	0.61	0.34
3.0	10^0	0.92	0.87	0.69	0.46
4.0	10^0	0.94	0.90	0.73	0.53
5.0	10^0	0.95	0.92	0.87	0.65
6.0	10^0	0.96	0.93	0.91	0.69
8.0	10^0	0.98	0.95	0.91	0.71
1.0	10^1	0.98	0.96	0.92	0.72
1.4	10^1	—	—	(0.92)	(0.80)

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

ダッシュの部分は、もとの表のエネルギーが光子と中性子とで異なっているために生じたものである。

表 D.5 半無限平板ファントムに面平行ビームで入射する種々の放射線の、最大線量当量と深さ10mmにおける線量当量との比

エネルギー (MeV)	放射体					
	γ	π^+	π^-	n	p	e
10	2.86	1.65	1.91	1.14	—	1.14
20	5.32	1.73	14.1	1.16	—	1.13
50	10.8	2.11	35.9	—	—	1.11
100	16.5	—	—	1.34	4.73	1.17
200	22.9	1.37	1.36	1.72	5.09	1.35
500	27.9	1.30	1.34	—	—	1.84
1 000	32.1	1.12	1.18	1.62	1.32	2.26
2 000	40.3	1.59	1.39	—	—	2.64
5 000	39.8	—	—	1.90	3.00	3.20
10 000	64.2	—	—	2.37	3.18	3.77
20 000	52.0	—	—	—	—	4.39
100 000	—	—	—	3.93	1.31	—

ダッシュの部分は、もとの表にデータが欠けていたことによる。

表D.6 人体形状ファントムおよびICRU球に種々のジオメトリーで入射する光子および中性子についての、皮膚線量当量 H_{sk} と方向性線量当量 $H'(0.07)$ との比

エネルギー (MeV)		光子		中性子 AP
		AP	ISO	
1.0	10^{-6}	—	—	0.85
1.0	10^{-5}	—	—	0.94
1.0	10^{-4}	—	—	0.91
1.0	10^{-3}	—	—	0.76
1.0	10^{-2}	0.51	0.99	0.59
1.5	10^{-2}	0.49	0.99	—
2.0	10^{-2}	0.51	0.90	—
3.0	10^{-2}	0.54	0.82	—
4.0	10^{-2}	0.57	0.84	—
5.0	10^{-2}	0.60	0.87	0.50
6.0	10^{-2}	0.64	0.88	—
8.0	10^{-2}	0.68	0.91	—
1.0	10^{-1}	0.69	0.92	0.48
1.5	10^{-1}	0.73	0.95	—
2.0	10^{-1}	0.75	0.96	—
3.0	10^{-1}	0.76	0.94	—
4.0	10^{-1}	0.78	0.94	—
5.0	10^{-1}	0.80	0.94	0.62
6.0	10^{-1}	0.82	0.94	—
8.0	10^{-1}	0.83	0.93	—
1.0	10^0	0.86	0.93	0.73
1.5	10^0	0.87	0.94	—
2.0	10^0	0.89	0.94	0.83
3.0	10^0	0.90	0.94	—
4.0	10^0	0.91	0.94	—
5.0	10^0	0.92	0.94	1.05
6.0	10^0	0.93	0.95	—
8.0	10^0	0.92	0.96	—
1.0	10^1	0.92	0.96	1.09
1.4	10^1	—	—	1.35

照射ジオメトリーについては3.6節参照。

ダッシュの部分は、もとの表のエネルギーが光子と中性子とで異なっているために生じたものである。低エネルギーにおける単一方向照射の場合、身体の線源により近い側にわたって平均された皮膚線量当量を得るためには、表の値を2倍にすべきである。D.1節参照。

付録 E：荷電粒子の線質係数

電子，ミューオン，パイオン，ケイオン，陽子，重陽子，三重陽子， ^3He イオンおよび ^4He イオンのエネルギーの関数としての線質係数の計算値 (ICRP, 1973; Cowan ら, 1964) が，図 E. 1 に示されている。組織中の問題とする点における吸収線量は，広範囲に分布した衝突阻止能をもつ粒子によって与えられることがあるので，これらのデータは線量当量の計算に有用である。データは，図 A. 1 に示される水中衝突阻止能と線質係数との間の確立された関係 (ICRP, 1977) に基づいている。線質係数に関しては本文の 4.6.1 節も参照されたい。

文 献

- Cowan, F.P., Phillips, L.F. and King, R.J. (1964). Some dosimetry problems of the alternating gradient synchrotron (AGS). *Health Phys.* **10**, 33-40.
- ICRP (1973). *Data for Protection Against Ionizing Radiation from External Sources*, Publication 21. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP (1977). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 26. Pergamon Press, Oxford.

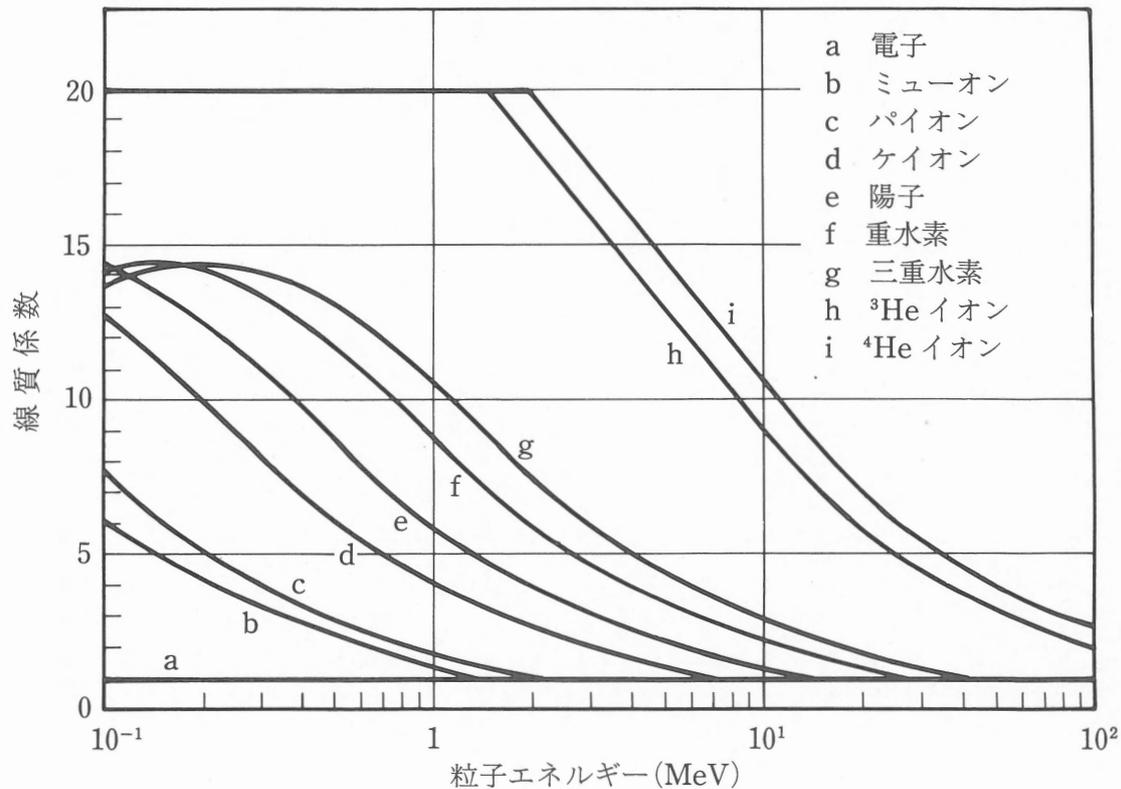


図 E.1 荷電粒子エネルギーと線質係数との関係

体外放射線に対する防護のためのデータ 定価 2,100 円

昭和 63 年 4 月 30 日 初版第 1 刷発行

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

113 東京都文京区本駒込二丁目 28 番 45 号

電 話 (03)946-7111

振 替 東京 8-143345

発売所 丸 善 株 式 会 社

電算写植 レオ・プロダクト

印刷・製本 懶萬友社