

医学において使用される  
体外線源からの  
電離放射線に対する防護

**ICRP** *Publication* **33**

---

医学において使用される

---

体外線源からの

---

電離放射線に対する防護

---

国際放射線防護委員会専門委員会 3 の報告

1981年3月に主委員会によって  
採択されたもの

この報告は ICRP Publication  
15/21の医学に関する部分に置  
きかわるものである。

社団法人 **日本アイソトープ協会**





Japanese Translation Series of ICRP Publications  
*Publication 33*

This translation was undertaken by the following colleagues.

Translated by

Sukehiko KOGA\*, Hideaki ASAI, Mitsuru IKEDA, Ken OHARA,  
Takeo ORITO, Kichiro KOSHIDA, Hisashi MAEKOSHI,  
Chiaki YAMAMOTO, Tsukasa WATANABE

\*ICRP C3 member at the time.

Editorial Board

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

.....  
Eizo TAJIMA\* (Chair)      Tatsuji HAMADA (Vice-chair)  
Masami IZAWA\*\*      Sukehiko KOGA\*      Sadayoshi KOBAYASHI  
Shinji TAKAHASHI\*\*      Ichiro MIYANAGA  
.....

\* ICRP member at the time.

\*\* Former ICRP member.

## 邦訳版への序

本書は ICRP Publication 33 として刊行された、ICRP 専門委員会 3 の報告書

Protection Against Ionizing Radiation  
from External Sources Used in Medicine  
(*Annals of the ICRP*, 9, 1 (1982) 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 15 と 21 に代わるものであるが、これらが医学利用上の諸問題に重点を置きつつも、体外放射線に対する防護全般を扱っていたのに対して、本書は、体外にある放射線源からの放射線を診療と医学研究に利用する場合をもっぱら扱っている。

翻訳は、現在専門委員会 3 の委員である古賀佑彦氏を中心に次の方々によって行われた。

浅井 英彰 (名古屋大学医学部)  
池田 充 (名古屋大学医学部)  
小原 健 (名古屋大学医学部)  
折戸 武郎 (金沢大学医療技術短期大学部)  
古賀 佑彦 (名古屋保健衛生大学医学部)  
越田 吉郎 (金沢大学医療技術短期大学部)  
前越 久 (名古屋大学医療技術短期大学部)  
山本 千秋 (名古屋大学医療技術短期大学部)  
渡辺 令 (名古屋大学医療技術短期大学部)

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

( ii )

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方々の努力に感謝の意を表する。

原文では項の番号付けに誤りがあり、訳書では訂正したため、225項以降の番号が一つずつずれている。そのほか、原文の明らかな誤りはことわりなく訂正を行った。

昭和58年5月

## 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 (原子力安全委員会)
- 副委員長 浜田 達二 (日本アイソトープ協会)
- 委員 伊沢 正実 (放射線医学総合研究所)
- 古賀 佑彦 (名古屋保健衛生大学)
- 小林 定喜 (放射線医学総合研究所)
- 高橋 信次 (愛知県がんセンター)
- 宮永 一郎 (日本原子力研究所)

## 目 次

	頁 (項)
まえがき	
緒 論	1 ( 1 )
A. 量および単位	2 ( 9 )
B. 線量制限体系	10
緒 論	10 (30)
正当化	11 (31)
放射線防護の最適化	13 (41)
線量限度	15 (48)
C. 企画と作業についての勧告	16 (52)
D. X線診断	23
一般的勧告	23 (76)
蛍光板または蛍光増倍管による透視法	26 (91)
X線撮影法	29 (108)
間接撮影法	30 (116)
歯科撮影法	31 (120)
E. 放射線治療	32
ビーム治療	33
一般的勧告	33 (128)
管電圧 150kV 未満で作動するX線治療装置	34 (135)
管電圧 150-500kV で作動するX線治療装置	35 (140)
メガボルトX線および電子線治療	36 (144)
電子加速器から偶発的に発生する中性子による危険	38 (153)

( iv )

密封線源によるビーム治療 .....	39	(157)
コリメートされていない密封線源による治療 .....	40	(169)
F. 中性子の発生装置および線源 .....	43	(185)
G. 患者の防護 .....	45	
臨床的手段 .....	45	(188)
X線診断 .....	47	(199)
医学的研究 .....	49	(210)
H. モニタリング .....	50	
緒論 .....	50	(211)
個人モニタリング .....	51	(218)
作業場所のモニタリング .....	52	(221)
モニタリングの結果の評価 .....	53	(223)
文 献 .....	53	

付録：体外線源からの電離放射線に対する防護のための

データ .....	55	
緒論 .....	55	(224)
X線発生装置の出力 .....	55	(225)
$\gamma$ 線源の出力 .....	60	(228)
一次X線および $\gamma$ 線の遮蔽体中の透過率 .....	60	(229)
斜めに入射するビームの透過率 .....	78	(234)
半価層値と1/10 価層値 .....	78	(235)
低エネルギーX線に対する、選ばれたいくつかの材料の遮蔽値 .....	80	(236)
X線および $\gamma$ 線の散乱 .....	81	(237)
遮蔽体中の散乱放射線の透過率 .....	85	(243)
遮蔽体中の漏洩放射線の透過率 .....	91	(246)



散乱放射線と漏洩放射線が同時に存在する場合の遮蔽 .....91 (247)

X線および $\gamma$ 線の遮蔽設計のための公式 .....91 (248)

防護遮蔽に適用される最適化 .....93 (253)

400kV までのX線に対する, 限界条件での遮蔽 .....96 (258)

電子の飛程—エネルギー曲線 .....96 (261)

半価層 .....96 (262)

付録に関する文献 .....100

## 図 の リ ス ト

- 図 1 タングステン反射ターゲットを有する定電圧X線発生装置の、ターゲットからの距離 10 cm における、種々のビームろ過に対する出力。X線管の窓は 1 mm のベリリウム .....56
- 図 2 タングステン反射ターゲットを有する定電圧X線発生装置の、ターゲットからの距離 1 m における、種々のビームろ過に対する出力。X線管の窓は 1 mm のベリリウム .....57
- 図 3 定電圧X線発生装置の、ターゲットからの距離 1 m における、種々のビームろ過に対する出力。曲線群は、タングステン反射ターゲットで、全ろ過が 0.5 および 3 mm の銅の場合 .....58
- 図 4 定電圧発生装置の出力、空気カーマ、距離 75 cm でファントムなし、モリブデン陽極X線管、角度は  $17^\circ$ ；モリブデンろ過 (0.03 mm および 0.06 mm)+1 mmベリリウム窓+モリブデンろ過 .....59
- 図 5 Perspex (密度  $1,200 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対するX線の広いビームの透過率。定電圧X線発生装置、タングステン反射ターゲット；ビームの全ろ過はベリリウム 1 mm。縦軸との交点は 50 kV で 72.91；40 kV で 57.24；30 kV で 39.06 .....62
- 図 6 密度  $7,800 \text{ kgm}^{-3}$  の軟鋼に対するX線の広いビームの透過率。定電圧X線発生装置；タングステン反射ターゲット；ビームの全ろ過はベリリウム 1 mm。縦軸との交点は 50 kV で 72.91；40 kV で 57.24；30 kV で 39.06 .....63
- 図 7 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対するX線の広いビームの透過率。定電圧X線発生装置；タングステン反射ターゲット；ビームの全ろ過はアルミニウム 2 mm。縦軸との交点は、200 kV で 28.7, 150 kV で 18.3, 100 kV で 9.6, 75 kV で 6.1, 50 kV で 2.6 .....64
- 図 8 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対するX線の広いビームの透過率。250 kV のデータ。定電圧X線発生装置；タングステン反射ターゲット；ビームの全ろ過は銅 0.5 mm。300 ないし 400 kV のデータは、定電圧X線発生装置；金反射ターゲット；ビームの全ろ過は銅 3 mm。縦軸との交点は、400 kV で 23.5, 300 kV で 11.3, 250 kV で 16.5 .....65
- 図 9 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対するX線の広いビームの透過率。定電圧X線発生装置。0.5 および 1.0 MV のデータは、2.8 mm のタングステン透過ターゲットに、銅 2.8 mm, 水 18.7 mm, 黄銅 2.1 mm のビームろ過が加わったもの。2 MV のデータは、高原子番号透過ターゲット；ビーム

- の全ろ過は鉛当量 6.8mm。縦軸との交点は、2MV で 2,610, 1MV で 174, 0.5MV で 9 .....66
- 図 10 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。ベータトロン; 白金線ターゲット  $2 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ ; ビームろ過なし。もっと高い電圧については, Miller and Kennedy (1956) を参照 .....67
- 図 11 コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。50 ないし 300kV のデータは, 半波整流 X 線発生装置; タングステン反射ターゲット; ビームの全ろ過は, 50kV のときアルミニウム 1mm, 70kV のとき 1.5mm, 100kV のとき 2mm, 125kV ないし 300kV のとき 3mm。400kV のデータは, 定電圧 X 線発生装置; 金反射ターゲット; ビームの全ろ過は銅 3mm。縦軸との交点は, 400kV で 23.5, 300kV で 20.9, 250kV で 13.9, 200kV で 8.9, 150kV で 5.2, 125kV で 3.9, 100kV で 2.8, 70kV で 2.1, 50kV で 1.7 .....68
- 図 12 コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。定電圧 X 線発生装置。0.5 および 1.0MV のデータは, 2.8mm のタンダステン透過ターゲットに, 銅 2.8mm, 水 18.7mm, 黄銅 2.1mm のビームろ過が加わったもの。2MV のデータは, 高原子番号透過ターゲット; ビームの全ろ過は鉛当量 6.8mm。3MV のデータは, 金透過ターゲット; ビームの全ろ過は鉛当量 11mm。縦軸との交点は, 3MV で 7,400, 2MV で 2,600, 1MV で 170, 0.5MV で 9 .....69
- 図 13 コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。4MV のデータは, 直線加速装置; 1mm の金ターゲットに, ビームのエネルギー平坦化のためアルミニウム 20mm を加えたもの。6MV ないし 38MV のデータは, ベータトロン; ターゲットおよびろ過に関する記述はない。38MV の曲線は 200MV まで使用してよい。(Miller and Kennedy, 1956) .....70
- 図 14 4-10MV の X 線の鉄中の透過率, 密度  $7,800 \text{ kgm}^{-3}$  (NCRP Report No. 49 および Maruyama より) .....71
- 図 15 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの, 鋼鉄 (密度  $7,800 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率 .....72
- 図 16 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの, 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率 .....73
- 図 17 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの, 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率 .....74
- 図 18 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの, コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率 .....75
- 図 19 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの, コンクリート (密度  $2,350$

	kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	76
図 20	種々の放射性核種からの $\gamma$ 線の広いビームの, ウラン (密度 18,900 kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	77
図 21	種々の物質から 90° 方向に散乱された X 線による, 空气中で測定された吸収線量 (カーマ) 率の, 電圧による変化。ビームは厚い散乱体に斜めに入射。入射点における自由空气中の一次ビームの測定値に対する散乱の百分率を示す。	82
図 22	コンクリート遮蔽体に直角に入射する X 線および $\gamma$ 線の発散ビームの散乱のパターン。入射点における自由空气中の一次ビームの測定値に対する散乱の百分率を示す。	83
図 23	斜めに置かれたコンクリート壁から種々の角度で散乱された <sup>137</sup> Cs $\gamma$ 線の広いビームの, コンクリート (密度 2,350 kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	86
図 24	斜めに置かれたコンクリート壁から種々の角度で散乱された <sup>137</sup> Cs $\gamma$ 線の広いビームの, 鉛 (密度 11,350 kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	87
図 25	患者を模擬したファントムから種々の角度で散乱された <sup>60</sup> Co $\gamma$ 線の広いビームの, コンクリート (密度 2,350 kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	88
図 26	患者を模擬したファントムから種々の角度で散乱された <sup>60</sup> Co $\gamma$ 線の広いビームの, 鉛 (密度 11,350 kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	89
図 27	患者を模擬したファントムから種々の角度で散乱された 6 MV X 線の広いビームの, コンクリート (密度 2,350 kgm <sup>-3</sup> ) 中における透過率	90
図 28	水中における電子の飛程	97
図 29	鉛中における電子の飛程	98

## 表 の リ ス ト

表 1	$\gamma$ 線源の出力	60
表 2	X線および $\gamma$ 線の透過データの文献と照射のジオメトリー	61
表 3	大幅に減衰したX線の広いビームに対する, およその半価層値と1/10 価層値	79
表 4	大幅に減衰した $\gamma$ 線の広いビームに対する, およその半価層値と1/10 価層値	79
表 5	低エネルギーX線に対する種々の材料の鉛当量	80
表 6	照射面積 $400\text{ cm}^2$ の組織類似ファントムから $1\text{ m}$ の距離における散乱線による吸収線量 (カーマ) 率の百分率	84
表 7	X線撮影室に関する遮蔽の最適化	93
表 8	$4\text{ MV}$ 放射線治療施設に関する遮蔽の最適化	94
表 9	$50\text{ mSv}^{-1}$ の限界条件とするのに必要な一次X線ビームの遮蔽	95
表10	制動放射線のスペクトルに対する, 均等係数をパラメータとした Al と Cu の HVT 等価値 (mm)	99
表11	低エネルギースペクトルに関する半価層の等価近似値 (mm) (Al から Cu への換算のみに用いられる)	99



## まえがき

1978年ストックホルムにおける会合で国際放射線防護委員会は、1977年の委員会勧告に合わせるように *ICRP Publication 15/21* を改訂し、かつ、電離放射線の体外線源が医学に用いられるすべての分野を網羅する勧告を準備するための作業グループを発足させた。

作業グループのメンバーは次のとおりであった：

L.-E. Larsson (委員長)

D. K. Bewley

J. H. E. Carmichael

J. Jankowski

C. Lagergren

P. A. J. Pellerin

J. Villforth

主委員会と専門委員会3は、L.-E. Larsson と J. H. E. Carmichael が、この報告書の原稿を作成し、改訂作業をされたことにとくに感謝する。

1977—1981年の専門委員会3のメンバー

C. B. Meinhold (委員長)

D. K. Bewley

J. H. E. Carmichael

R. O. Gorson

V. I. Ivanov

J. Jankowski

A. M. Kellerer

S. Koga

C. Lagergren

L. -E. Larsson

P. A. J. Pellerin

A. K. Poznanski

E. L. Saenger

R. H. Thomas

J. Villforth

L. -E. Larsson (委員長)

D. K. Hewley

J. H. E. Carmichael

J. Janowski

C. Lagergren

P. A. J. Pellerin

J. Villforth

G. B. Meinhold (委員長)

D. K. Hewley

J. H. E. Carmichael

R. O. Gerson

W. J. Ivancov

J. Janowski

A. M. Kellerer



## 緒 論

( 1 ) 1977年に委員会は、放射線防護に関する新しい勧告 (*ICRP Publication 26*) を刊行した。ここに紹介する報告書は、この勧告に照らして作成されたもので、*ICRP Publication 15* と *21* に代わるものである。

( 2 ) 放射線医学における、職員、患者および一般公衆の防護に関する委員会の責任を果たすために、この刊行書は、医療に用いられている体外線源からの電離放射線の安全使用について、監督官庁に対して勧告と指針を与えるものである。個々の臨床医\* に対する指針は、近く刊行される *ICRP Publication 「X線診断における患者の防護」* に示されるであろう。非密封放射性核種の使用は、*Publication 25* で取り扱われている。

( 3 ) *ICRP Publication 26* は、放射線防護の分野に新しい量と単位を導入した。そして、この刊行書に適用できるそれらの量と単位の根拠は、別章で議論されている。

( 4 ) この報告書の中の勧告は、委員会の定めた線量制限体系に基づいている。これらの勧告を満足するように、基準と仕様の設定を奨励することが、国際機関および国の規制当局の責任であるべきである。とくに、装置の設計は最適化の原則に従うように管理すべきである。

( 5 ) 委員会が勧告した線量制限体系の詳細については、*ICRP Publication 26* とその後の委員会の声明を参照されたい。

( 6 ) この報告書では、線源それ自体の技術面に関する防護が強調されて

---

\* 訳注 原文は“practitioners”で、アイソトープ協会の従来 of の出版物でも「開業医」(*Publication 15*)、「臨床医」(*Publication 16*)、あるいは「検査を実施する者」(*Publication 26*)と訳されている。その意味には、患者への放射線照射の業務に実際に携わる、医師以外の人も含まれる。

( 2 )

いる。さらに、職員の適切な訓練、作業実施の手法の最適化および管理上の要請が、放射線防護にとって欠くことのできない要因として議論されている。

( 7 ) この報告書に与えられている勧告の中で、ねばならぬ (shall)、および、べきである (should) の意味は次のようである：

ねばならぬ (shall) 放射線防護のために必要または欠くことができない。

べきである (should) 放射線防護を改善するために、合理的であるときはいつも適用する。

( 8 ) 委員会は、この新しい勧告のうちのあるものに合わせるためには、現存施設の構造上の変更、および/または、操作手法の変更が必要になることに気付いている。このような変更は実施しうる限り速やかに、しかしそのために患者から必要な医療を奪うようなことのないように行われることが望ましい。

## A. 量および単位

( 9 ) この章では、放射線防護に用いられる基本的な量と、これらの量を表現する単位について簡単な解説を行う。その目的は、他の資料を参照しないでも、この報告書をよく理解するために十分な情報を用意するためである。放射線防護にとって最も重要な諸量に重点をおいてある。この問題をより深く追求しようと思う読者には、もっと詳細な ICRP と ICRU 報告書が参考になる。

( 10 ) 放射線防護で第一に関心のある量と概念は、吸収線量  $D$  と、線量当量  $H$  のさまざまな表現に関するものである。最も重要な線量計測上の諸量は、次に順に示すように、吸収線量から導き出される：

吸収線量 ( $D$ )

組織中の一点における線量当量 ( $H$ )

平均臓器線量当量 ( $H_T$ )

実効線量当量 ( $H_E$ )

ICRP の線量制限体系において、算定の対象となり、また制限する対象となるものは、いろいろな身体臓器、組織の平均線量当量と実効線量当量である。したがって、この前置きの部分では上の2つの量に重きをおいて述べてある。

( 11 ) 吸収線量  $D$  は、電離放射線によって照射された物質の単位質量あたりに付与されるエネルギーである。吸収線量の SI 単位はジュール/キログラム ( $\text{Jkg}^{-1}$ ) であり、その特別の名称はグレイ (Gy) である。吸収線量に関する以前の特別の単位は rad ( $1\text{rad}=0.01\text{Jkg}^{-1}$ ) であった。もしエネルギー付与が、小さい質量について決定されるときには、エネルギーの付与のランダムな変動が影響を及ぼしてくる。したがって、吸収線量の厳密な定義 (*ICRU Report 33*) は、統計的な期待値として与えられている。細胞構造または細胞内構造中におけるエネルギーの付与の統計的変動の重要な役割は、マイクロドシメトリで扱う諸量の導入へとつながったが、これらはこの報告書では考慮されていない。

( 12 ) 異なった種類の放射線について吸収線量が等しい場合でも、その影響は重篤度で異なるかあるいは効果の発生確率で異なることがある。委員会は、荷重係数で修正された吸収線量である線量当量  $H$  を導入することによって、この不一致を計算に入れることを試みてきた。組織中の一点における線量当量は次式によって与えられる：

$$H=DQN$$

ここで、 $D$  はその点における吸収線量、 $Q$  は線質係数 (13 項を見よ) である。 $N$  は修正係数であって、現在、委員会は 1 という値を与えているが、将来、たとえば吸収線量率あるいは線量分割などの影響を考慮に入れるために、必要となるかもしれない他の修正係数を導入することを可能とするために挿入され

( 4 )

ている。荷重係数  $Q$  と  $N$  はディメンションをもたないので、線量当量の SI 単位は吸収線量の単位と同じく ジュール/キログラム であるが、吸収線量との混同を避けるために特別な名称 シーベルト (Sv) が与えられている。以前の特別単位は rem ( $1\text{rem}=0.01\text{Jkg}^{-1}$ ) であった。

( 13 ) 線質係数  $Q$  は、いろいろな型の電離放射線の、有害な影響をひき起こすことについての有効性の違いを考慮するためのものである。この有効性は、吸収エネルギーの顕微鏡的な、あるいはもっと小さいレベルでの分布が異なることと関連しており、それゆえに、 $Q$  は問題とする点における水中の 衝突阻止能 ( $L_{\infty}$ ) の関数として定義される。表 A は、 $L_{\infty}$  のいろいろな値について委員会が指定した  $Q$  値を載せたものである。 $L$  の関数としての  $Q$  補間値は、図 A から得ることができる。

表 A  $L_{\infty}$  と  $Q$  の関係

水中の $L_{\infty}(\text{keV}\mu\text{m}^{-1})$	$Q$
3.5 (以下)	1
7	2
23	5
53	10
175 (以上)	20

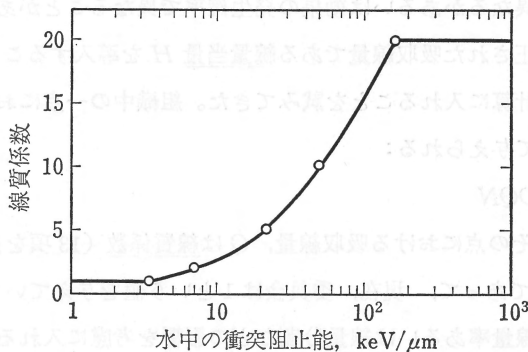


図 A 水中の衝突阻止能と線質係数との関係

(14) 通常の場合、ある範囲にわたった  $L_{\infty}$  値をもつ粒子によって  $D$  が与えられるが、そのような場合には、問題とする点における  $Q$  の実効値である  $\bar{Q}$  を計算することができる (ICRU Report 33 を見よ)。問題とする点で  $L_{\infty}$  の分布がわからない場合には、放射線の型に応じた  $\bar{Q}$  の近似値を用いることが許される。この目的のために体外被曝および体内被曝の両者に対し委員会が勧告した  $\bar{Q}$  の近似値が、表 B に載せてある。

表 B 種々の型の放射線に対して勧告された  $\bar{Q}$  の近似値

放射線の型	$\bar{Q}$ の近似値
X線, $\gamma$ 線および電子	1
熱中性子	2.3
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 $\alpha$ 粒子と多重電荷の粒子 (および電荷不明の粒子)	20

(15) 線質係数は、低線量での有害な影響の発現における、いろいろな型の電離放射線の効果を表すように選ばれている。それゆえ、線量当量を人の重篤な事故被曝において起こるような結果の評価に用いるべきでない、ということは重要である。その目的には、もし情報が得られるなら、高線量での影響に対するそれぞれの型の放射線の生物効果比 (RBE) で重みづけをした吸収線量が、適切な量である。

(16) 放射線防護にとって次に問題となる量は、それぞれの臓器あるいは組織 ( $T$ ) における平均線量当量  $\bar{H}_T$  である。この量は、非確率的影響に関する委員会の線量限度が基本的に適用される量である。作業者に対するこれらの限度は、眼の水晶体以外のすべての臓器について 500 mSv、水晶体について年 150 mSv である。公衆の構成員に対する限度は、すべての臓器について年 50 mSv である (ICRP Publication 26 を見よ)。

(17) 非確率的影響を防ぐために委員会が勧告した線量限度に加えて、委員会は、すべての臓器、組織の被曝による確率的影響の総リスクに基づいた線

(6)

量限度を勧告している。これは基本的には、全身の均等照射についての線量当量限度である。この限度は作業員に対し年 50 mSv、公衆の構成員に対し年 5 mSv であり、さらに公衆の構成員に対しては、線量を最大に見積る仮定をせずに現実的に算定するとして、生涯平均は年 1 mSv を超えるべきでないと勧告されている (ICRP Publication 26 を見よ)。

(18) 不均等照射の場合、確率的影響に対する線量制限は、限度におけるリスクが、全身均等照射であっても不均等照射であっても、同じであるべきであるという原則に基づいている。この条件は、次の式が成り立つとき満たされる:

$$\sum_T w_T H_T \leq H_{wb,L}$$

ここで、 $H_{wb,L}$  は全身均等照射について勧告された年線量当量限度であり、 $w_T$  は荷重係数で、これは、全身が均等に照射されるときに確率的リスク全体に対する、組織  $T$  の照射によって起こる確率的リスクの比である。

(19) 委員会が勧告した荷重係数 (表 C) を使った荷重平均臓器線量当量の合計を 実効線量当量  $H_E$  と呼ぶ。したがって、確率的影響に関する委員会の線量限度  $H_{wb,L}$  は、照射が均等であるか否かにかかわらず、実効線量当量に適用される。実効線量当量は線量当量と同じ単位、すなわち、シーベルトで測ら

表 C 実効線量当量を導き出すための、荷重係数  $w_T$  の勧告値

組 織	$w_T$
生 殖 腺	0.25
乳 腺	0.15
赤 色 骨 髄	0.12
肺	0.12
甲 状 腺	0.03
骨 表 面	0.03
残りの組織*	0.30

\* 残りの組織のうちの最高の線量当量を受ける 5 つの組織の各々に  $w_T=0.06$  をあてる。

れる。

(20) 実施にあたっては、すべての状況において実際に実効線量当量を算定する代わりに補助限度を用いてもよい。体内被曝（この文書では扱わない）についての補助限度は、年摂取限度 ALI (*ICRP Publication 30* を見よ) である。体外被曝についての補助限度は線量当量指標  $H_I$  (21 項を見よ) である。体内被曝と体外被曝の両方がある場合、次の 2 つの条件が満たされるときには、確率的影響に関する委員会の線量制限を超えることはないであろう。

$$\frac{H_{I,d}}{H_{E,L}} + \sum_j \frac{I_j}{ALI_j} \leq 1$$

と

$$\frac{H_{I,s}}{H_{s,k,L}} \leq 1$$

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、 $H_{E,L} = H_{wb,L}$  は、実効線量当量限度 (17 項を見よ)、 $H_{s,k,L}$  は皮膚における年線量当量限度 (作業者は 500 mSv、公衆の構成員は 50 mSv)、 $I_j$  は放射性核種  $j$  の年摂取放射能、 $ALI_j$  は放射性核種  $j$  の年摂取限度 (*ICRP Publication 30* を見よ) である。

(21) ある点における線量当量指標  $H_I$  は、この点を中心とし、密度が  $1,000 \text{ kgm}^{-3}$  の軟部組織と等価の物質からなる、直径 30 cm の球の内部の最大線量当量として定義される。この量は、“限定されない”線量当量指標と呼ばれる。この定義の重要な結果は、 $H_I$  が表面あるいは線源から 15 cm の距離より近くでは定義されないということである。球の中心はほとんど常に、最大線量当量が生じる点とは異なる点である。

(22) 線量当量指標の定義は、透過力の低い放射線に備えて修正することができよう。その場合、半径 14 cm のコアにおける最大線量当量と、1 cm 厚さの外側殻の最大線量当量とを別々に考えるのが便利である。これらの 2 つの

( 8 )

最大値はそれぞれ深部線量当量指標、表層部線量当量指標と名付けられ、それぞれの記号は  $H_{I,d}$  と  $H_{I,s}$  である。それらは、“限定された”線量当量指標と称される。これらのうちの大きい方は、限定されない線量当量指標と同じものである。表層部線量当量指標は、1cm の殻の外側の 0.07mm における線量当量を含んではならないことが勧告されている。というのは、これは、皮膚が薄い部位の上皮の基底層の深さの代表値であるから、外側 0.07mm での放射線影響は無視しうるとされている。

( 23 ) いくつかの目的のため、たとえば、放射線防護手段の最適化の評価において、集団実効線量当量  $S_E$  を用いることができよう。これは、被曝した個人の数と、彼らの平均実効線量当量との積である (*ICRP Publication 26* の 22-24 項を見よ)。集団実効線量当量の単位は人・シーベルト (以前の特別な単位は人・レム) である。

( 24 ) カーマ K (Kerma: kinetic energy released per unit mass) は、非荷電電離性粒子によって特定の物質の単位質量あたりに生じる荷電電離性粒子の運動エネルギーである。カーマは吸収線量と同じ単位で測られる。カーマの SI 単位は、ジュール/キログラム であり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。カーマは、自由空間あるいは吸収媒体中の一点におけるいかなる特定の物質に対してもきめることができる。“空気中の組織カーマ”とか、“骨中の組織カーマ”とかいう表現が受け入れられる。光子エネルギーの広い領域にわたって、空気カーマと組織カーマとでは 10% 以下の差しかなく、放射線防護の目的のためには等しいと考えてよい。この場合、空気カーマは空気中の空気カーマを意味する。カーマは、照射される質量成分のジオメトリーの複雑さとは無関係であり、自由空間あるいは吸収媒体中での、光子や中性子について規定しうる。これらの理由から、カーマは照射線量よりも広く適用することができる。

( 25 ) 荷電粒子平衡状態を近似するよう設計された放射線測定器を用いて



カーマが決定される時、カーマと吸収線量が同じ単位で表されるならば、両者の値は同じになる。しかしながら、たとえば皮膚の中あるいは骨表面にごく近い細胞中におけるような、2つの媒体間の境界面の近くでは、カーマと吸収線量との間にはかなりの差を生じる。非常に高いエネルギーの放射線については、荷電粒子エネルギー輸送による線量のビルドアップが大きくなり、ある点におけるカーマは、この点における小さい質量成分中の吸収線量をかなり上回ったり、あるいはそれより小さくなるかもしれない。このような条件下では、適切な線質係数を乗じた組織カーマあるいは空気カーマが、線量当量指標の適当な近似となるであろう。小さな組織成分中の吸収線量に適切な線質係数を乗じた値は、人体中に生じる最大線量当量を過小評価することもある。

(26) 照射線量  $X$  は、放射線が空气中で電離を生じさせる能力に基づく、電離性電磁放射線に関する線量計測上の量である。照射線量は、光子によって空気の単位質量あたり放出されたすべての電子が空气中で完全に停止するとき、空气中に生じた一方の符号のイオンの全電荷の絶対値である。照射線量のSI単位はクーロン/キログラム ( $\text{Ckg}^{-1}$ ) である。以前の照射線量の特別な単位は、レントゲン (R) で、 $1\text{R}=2.58 \cdot 10^{-4} \text{Ckg}^{-1}$  (正確に) であった。

(27) 照射線量は、自由空間あるいは吸収媒体中において規定することができる。適当な変換係数によって、照射線量を空気カーマおよび線量当量指標と結びつけることができる。たとえば、ある点で1レントゲンの照射線量を生じる100kVのX線は、その点において約8.7mGy (0.87rad) の空気カーマ、約9.5mGy (0.95rad) の組織カーマを与える。空気以外の媒体中のカーマの大きさは、X線のエネルギーと媒体の原子組成に依存する。

(28) フルエンス  $\Phi$  は、照射された物質との相互作用を考慮しない、放射線場の1つの特性表示である。適当な相互作用係数によって、いかなる問題とする物質に対しても、いろいろな線量計測上の量、たとえば線量当量を導き出すことができる。粒子のフルエンス  $\Phi$  は単位断面積の球を通過する粒子数で

( 10 )

ある。フルエンスの SI 単位は  $\text{m}^{-2}$  である。単一方向の放射線場については、フルエンスは、その場に垂直な表面の単位面積あたりの粒子数に等しい。放射線のエネルギーフルエンス  $\Psi$  は、単位断面積の球を通過する荷電粒子の運動エネルギーである。エネルギーフルエンスの SI 単位は  $\text{Jm}^{-2}$  である。

( 29 ) もっと詳しい情報と詳しい定義は *ICRU Report 33* (Radiation Quantities and Units) にでている。線量当量の概念は、*ICRU Report 25* (Conceptual Basis for the Determination of Dose Equivalent) で議論されている。量と単位は *ICRP Publication 26* の C 章 (基本的概念)、ICRP の 1978 年のストックホルム会合の声明 (*Annals of the ICRP*, 2 (1), 1978)、ICRP の 1980 年のブライトン会合の声明と勧告 (*Annals of the ICRP*, 4 (3/4), 1980) でも論じられている。

## B. 線量制限体系

### 緒 論

( 30 ) ICRP は線量制限の体系を勧告している。その主目的は、すべての電離放射線による照射は、その利益あるいは可能な代替手段による利益との関連において正当化されること、避け得ない被曝はどれも合理的に達成できるかぎり低く保つこと、および、受ける線量当量はある特定の限度を超えないこと、を保証することである。この線量制限体系には次に示すおもな特色がある：

- ( a ) いかなる行為も、もしその導入が正味でプラスの利益を生むものでなければ、採用してはならない——正当化。
- ( b ) すべての被曝は、経済的および社会的要因を考慮しながら合理的に達成できるかぎり低く保たなければならない——防護の最適化。

(c) 各個人の線量当量は、それぞれの状況に応じて委員会が勧告する限度を超えてはならない——線量限度。

正当化と最適化の原則は、基本的には線源に関連したものである。すなわち、それぞれの放射線源に適用される防護が適切であるかどうかということと関連しているものである。線量限度は、個々の作業員、公衆の構成員および研究に關与する患者に關するものである。

### 正 当 化

( 31 ) 理想的には、提案された放射線被曝をもたらす操業あるいは行為を受け入れることができるかどうかは、費用-利益解析によって決定すべきであり、この解析の目的は、提案された活動の導入により得られる利益との関連において、その総損害が適切に小さいことを保証することである。種々の行為間の選択は多くの因子に依存し、それらのうちのいくつかだけが放射線防護と関連するであろう。

( 32 ) 提案された放射線医学的手段が、それを受ける患者にとって正味の利益となるであろうという、依頼医\* と放射線科医の個々にあるいは共同で行われた職業上の判断は、通常は個々の患者の被曝と比較して正当化が成立するであろう。これらの決定の正しさ (Efficacy) のさかのぼっての解析は、ある手段が有益であろうと考えられる将来の患者に対する、適応か適応でないかの決定を改善するであろう。このことは、近く刊行される ICRP Publication 「X線診断における患者の防護」において詳しく議論される。

( 33 ) 放射線検査は、得られる情報が患者の管理にとり、あるいは集団の健康状態の改善のために役立つであろうと思われる場合にのみ行われなければ

---

\* 訳注 原文は、“referring physician”である。「主治医」あるいは「担当医」という訳もありうらと思うが、放射線科に検査を依頼する医師という意味でこの言葉を使った。

( 12 )

ならない(しかし、209項も見よ)。

( 34 ) 放射線検査を選び、そしてある場合にはそれを指示すること、放射線を使わない検査あるいは単純な臨床検査以外の先行するある検査を代わりに選ぶことは、利用できる選択の相対的な利益、リスクおよび費用の判断に基づくべきである。この状況においては、利益はいろいろな手段の診断上のエフィカシーと、非侵襲的手段よりも侵襲的なものを使うことの望ましさに影響される。また、放射線検査で所見があると診断されても、あるいは所見なしという結果であっても、共にそれは患者にとって有益でありうるということを記憶すべきである。

( 35 ) 医師あるいは歯科医師が自分で放射線検査を行うとき、放射線科医と依頼医あるいは歯科医師との間の均衡関係は存在しない。このことは、不必要な検査が行われるという結果をもたらすかもしれない。

( 36 ) 公衆の個々の構成員が、不適当に、あるいは何度も、自分の判断で依頼するという可能性(たとえば、胸部集団間接撮影において)も考慮しなければならない。

( 37 ) ある放射線検査が正当化できるという決定がなされたときでさえ、個々の検査を行うという決定は、費用、患者管理への相対的な影響、情報量、特定の装置の利用可能性、および放射線による損害のバランスできまる。

( 38 ) 悪性腫瘍の治療に放射線を使うことの正当化には、他の方法、たとえば手術、化学療法などと比較した、放射線治療の相対的利益を考慮することになる(*ICRP Publication 26*の198, 199項を見よ)。

( 39 ) 悪性でない疾患の治療の正当化を悪性腫瘍誘発のリスクと代替手段のリスクという観点から確立することはとくに重要である。治療される状態の重篤度と、それによる起こりうる寿命短縮効果とを、治療によって起こる確率的小および非確率的影響の期待値に対して、バランスさせなければならない。

( 40 ) 医学的研究に電離放射線を利用することの正当化は、照射を受ける

人がその検査からの直接利益をまったく受けないかもしれないのでさらに難しい。利益は、その研究の結果として臨床的な管理が改善されるであろう将来の患者に対してのみ存在するといえる（207項を見よ）。

### 放射線防護の最適化

( 41 ) 委員会によって勧告された線量制限体系の基本的な要素の一つは、すべての被曝は、関連する社会的および経済的要因を考慮に入れながら、“合理的に達成できるかぎり低く”保つべきであるという要請である。この要請は、それ以上に改善すると被曝の低減は達成できるが、そのために必要な付加的な努力に比べると意味は少ないといえるような一つの点にまで、防護のレベルを高めることから成る。この要求を通常、放射線防護の最適化という。

( 42 ) 防護の中に含まれる努力は、費用ということで定量化されるものとする。もし、放射線の損害（考えている防護がなされたとして、線源からのすべての被曝を表す）も費用として表現することができれば、最適化は次のように表すことができる：

$$X(w) + Y(w) = \text{最小値}$$

$X$  は  $w$  で表した放射線防護のレベルにおける防護の費用（たとえば遮蔽の厚さ、代わりの防護装置など）、 $Y$  はそのレベルにおける放射線の損害の費用である。 $w$  および  $X(w)$  と  $Y(w)$  は、ある場合には連続的でありうるし、また、他の場合には離散値だけをとるということに注意すべきである。

( 43 )  $w$  で定量化された防護レベルが、ある期待するレベルに変更できるとき、上式の最小値は微分によって得られる：

$$\frac{dX}{dw} = -\frac{dY}{dw}$$

$X$ 、 $Y$  および  $w$  は集団線量  $S$  に関係したものであるので、最適化された状態は、次のようにも表現できる（ICRP Publication 26 を見よ）：

( 14 )

$$\frac{dX}{dS} = -\frac{dY}{dS}$$

最適化の多くの実際的な算定では、防護レベルの変更は、次第に欲張った選択に対応する有限の増加の中で行われる。これらの場合には、防護レベルAからもっと費用のかかるレベルBへ変更することの決定は、次の条件が満たされれば行うことになる：

$$\frac{X_B - X_A}{W_B - W_A} \leq \frac{Y_B - Y_A}{W_B - W_A}$$

たとえば、検査のうちのある割合について、中等感度の希土類増感紙を標準のタングステン酸塩増感紙の代わりに用いるとしよう。もし、 $\alpha$ を単位集団線量あたりに割りあてた金銭値として、損害の費用を  $Y = \alpha S$  で表すと、最適化の算定は次のように行われる。増感紙の耐用年数を仮定し、集団線量の減少（検査数  $\times$  1 検査あたりの線量減少分）を知ると、1人・シーベルトを節約するための費用が決定できる。この値が割当値  $\alpha$  より低ければ、希土類増感紙を使うという処置は受け入れられる。

( 44 ) 最適化は、新しい施設を計画するにさいし、防護障壁と装置の防護設備の設計との両方について行われるべきである。しかしながら、広く使用されている装置を場合ごとに最適化することは、標準化することの長所を失わせ、正味としては社会的な損失を生むことがあるので適当でない。最適化は、むしろ、そのような標準の設定とその標準を次に適用するさいの仕様の設定において役割を果たすべきものである。これの実際への適用については、近く刊行される ICRP Publication 「放射線防護の最適化」を見られたい。

( 45 ) 品質保証計画は、部分的には、放射線防護のレベルを維持し、あるいはさらに改善する（たとえば、取り直しフィルムの数を減らす）ための手段である。しかしながら、そのような計画に要する費用は、集団線量の低減および装置の長寿命化という利益とバランスさせなければならない。再撮影したこ

との理由を解析すると、撮影技術と装置の双方に問題があることがわかるかもしれない。最も多い欠点を確認すれば、撮影技術は改善されるはずである。装置の不備があると技術者のサービスが必要になるが、もし定期的に調整されるなら、欠陥装置による不合格フィルムの枚数が減り、またしばしば装置の寿命が伸びることになる。費用-効果解析をすると、これらの手段による線量低減は行う価値があるということを示すことができる。

( 46 ) 放射線検査中に受ける放射線量は、放射線科医と放射線技師の両者の知識と熟練度に影響される。原則として、職員の訓練に要する費用は、それに対応する患者の集団線量の低減に関係づけることができる。現時点では、技能の改善は正確には費用と関連づけることはできないし、線量の低減が唯一の目標でもない。(ある与えられた手段に関する集団線量は、訓練の結果増加するかもしれないが、情報の内容がより多いという点から完全に正当化されるかもしれない。)これらの難しさにもかかわらず、最適化の一般的概念は、職員の技能の改善の必要性を評価するのに適用される。

( 47 ) 透視におけるこの簡単な例は、照射される組織の放射線量と面積との積を読みとれる計器を導入することである。個々の技能を比較するために、とくに養成部門においてこれが使われると、よい防護の実施を奨励することになる。以下の諸章中の勧告は、職員の技能を改善しうるためのさらに詳細な手段を示している。

### 線 量 限 度

( 48 ) 前の諸項で述べた概念を適用すると、放射線医学において患者に対しては十分な防護を提供するけれども、職員、訪問者および公衆の個々の構成員に対してはそのような防護を常に提供するとは限らない。費用-効果解析や他の方法の結果とは関係なく、個々の線量当量限度は尊重されなければならない (ICRP Publication 26 の 92, 93, 103-108 項を見よ)。

( 16 )

( 49 ) 実際には、リスクと利益は同じようには分布していない。ある行為から利益を受ける人々だけが、そのリスクにさらされる人々ではない。それゆえ、正当化されそして最適化された行為が、他の人々が受ける利益のために受け入れられないほどの高いリスクを何人かの個人にもたらさないことを確実にするためには、限界を設ける必要がある。

( 50 ) 作業者に関する線量当量限度は、限界条件と考えられるものであって、最適化、および認定限度の設定のような他の手続きが行われない場合の許容レベルと考えるべきものではない。

( 51 ) 線量当量限度は、線量制限体系の一部分であるにすぎないので、これを計画と設計に関する第一の根拠として用いることはできない。作業上の限度あるいは設計上の限度が、最適化に基づいて、該当する国際あるいは各国当局によって制定されるべきである。認定限度の議論については、*ICRP Publication 26* の 147, 148 項を見よ。これらの限度は、多くの場合、最適化および他の手法の結果である。以下の諸項で述べられる限度は経験に基づくものであり、防護の最適化の実際的適用を表したものである (付録 253-256 項も見よ)。

## C. 企画と作業についての勧告

( 52 ) 放射線防護実施の一般原則に関する次の諸勧告は、*ICRP Publication 26* から引用されており、この報告書のこの章に関連のあるものである。

“(139) 適切な放射線防護を達成する責任は、事業者、法的な監督官庁、放射線被曝を引き起こす製品の製造業者と利用者および、場合によっては被曝する人々にかかっている。施設の管理者は、その管理下にある作業を安全に行うために必要なすべての設備を備えなければならない。とくに、防護のための特別な任務をもつ人々、たとえば放射線防護班のメンバーを指名すべ



きである。”

“(140) 企画中の施設と新しい作業のすべて、現在の施設と作業のあらゆる変更、および、放射性物質を含むかまたは電離放射線を放出するすべての新製品または改良製品は、それらに由来する職業上および一般の被曝を制限するという観点から、計画の段階で検査されるべきである。このような検査は、多くの場合、委員会の勧告を考慮して作成された詳細な技術基準との比較によって行うことができる。”

“(141) 施設の稼動開始、作業の開始、または製品の頒布に先立ち、その施設、作業または製品が、検査により承認された企画と合致していること、および適切な放射線防護のための必要条件が満たされていることを確認すべきである。施設と作業の場合には、防護を達成するために作られた組織が有効に働いていることと、適切な作業指導書が作られていて使われていることについて、たえずチェックを行うべきである。”

“(160) 作業者の防護に関する主な責任は、作業者に被曝をもたらす放射線源を所有する施設における通常な管理系統にかかっている。施設内外での放射線防護と関連するすべての面において助言し、また、放射線防護のための適切な勧告を適用するのに必要な技術的なサービスを行うために、技術的能力のある人をきめておく必要がある。”

“(161) この報告書のためには、職業上の被曝とは、作業者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）。作業者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。

職業上の被曝に対する基本限度の 3/10 という値は、このように、防護の組織化の中で用いられる参考レベルである。それは限度ではない。被曝に結びつかない作業の場合、および被曝を引き起こす放射線源を含まない建屋内での作業の場合には、作業条件は一般公衆に適用される限度が守られるような条件であるべきである。”

“(163) 作業条件のこの分類システムを実際に適用することは、作業場所について同じような分類システムを導入することによって、いちじるしく簡単になる。この場合最小限必要なのは、継続して作業をすると「作業条件 A」になることがあり、そこへの立入りが制限されるような場所を管理区域と定めることである。管理区域の境界の決定は、作業状況によって左右されるであろうが、既存建造物等の構造上の境界を利用するとしばしば便利であろう。いかなる場合においても、管理区域は、区域外の作業者の年線量当量が限度の 3/10 を超えることがほとんどないように、十分広くとるべきである。”

“(164) 作業場所についてもう一つの種類の区域を規定することが、ときには便利である。これは「監視区域」と呼ばれ、この区域外の年線量当量が限度の 1/10 を超えることがほとんどないように限界が選定される。”

“(168) 管理区域への立入りの制限は、少なくとも警告標示の使用によって行うべきである。居在時間の制限または特別な防護用具の使用によってのみ該当する限度を守れるような場所が管理区域内にあるときは、その場所を確定しておくことがときには必要であろう。管理区域への作業者の立入りは、その区域で作業することを指定された作業者および立入りを許可されたその他の作業者にかぎられるべきである。監視区域への作業者の立入りは、その場所の作業指導書の対象とすべきである。部外者は、作業者および公衆のいずれにしても、その作業場所に責任をもつ適切なレベルの管理者の

同意のもとでのみ、その作業場所への立入りを許されるべきである。”

( 53 ) 新しい施設、または遮蔽構造物をもつ既存施設の変更についての最終計画は、資格のある専門家の検討を受け、もし要求されるなら、建設に着手する前に監督官庁の認可を受けるべきである。建設されたかたちの、遮蔽の仕様を含めた施設の設計図の写しを保管し、現場で容易に入手できるようにすべきである。後日の変更も同じように記録すべきである。

( 54 ) いかなる装置または施設も、使用前に、許可された設計のとおりになっているかどうか、また遮蔽および作業条件が、国および地域の要求および/または委員会の勧告に従って、すべての人を防護するようになっているかどうかを確かめるため、サーベイしなければならない。サーベイおよびモニタリングの詳細については、211-223 項を見よ。防護に影響を与えるかもしれない装置、施設、または使用条件の変更のあったときはいつも、なお満足な条件を保っているかどうかを確認するのに必要であると考えられる頻度で、サーベイを行わなければならない。

( 55 ) 防護は、距離、遮蔽、および被曝時間の短縮によって達成できる。施設の適切な立地および利用線錐の向きうる方向の制限は、遮蔽の費用を減らすことのできる手段の例である。

( 56 ) *ICRP Publication 26* の 148 項において委員会は、監督官庁または施設管理者の定める限度として、認定限度という概念を導入した。最適化の方法 (B 章、“線量制限体系”を見よ) が、認定限度を設定するために用いることができ、これら認定限度は、限定された状況にのみ適用される。大切なことは、どのような限定であるかをはっきり述べるべきであるということである。

( 57 ) 放射線源の遮蔽と、その線源がおかれている施設の大きさおよび立地は、認定限度に従いまた最適化 (41-44 項を見よ) を十分考慮に入れて作業を実施できるようなものでなければならない。

( 58 ) 放射線施設を設計するときには、最大稼働負荷と、従事する放射線

( 20 )

作業者の数を考慮に入れるべきである。稼働負荷と作業者の数に関する正確な情報がないときには、それらを大きめに評価するのが慎重なやり方である。

( 59 ) 遮蔽の必要条件は周辺区域の居在の種類に依存している。すなわち、(管理区域か監視区域かということ)で放射線作業者が立ち入るのか、それとも、患者を含む公衆の構成員が立ち入るかによる。区域の分類と作業条件の分類との間には単純な対比関係はない。というのは、区域の分類には、年間を通じて作業者がそこで費やす時間が考慮されておらず、また作業条件がその区域全体にわたって画一的であることはまれだからである(71項を見よ)。

( 60 ) ある区域については、遮蔽の必要条件を軽減するために“居在係数”および“使用係数”を用いることができよう。施設によってこれらの係数は著しく違うであろうから、この報告書ではそれらの大きさについては何も勧告しない。そのような係数を採用する場合、遮蔽の必要条件の緩和には慎重な考慮が常に必要であり、また、該当する国または地方の当局の要求する条件に適合していなければならない。もし居在あるいは使用が設計時の仮定と変わるときには、遮蔽の必要条件を算定しなおす必要がある。しかし、遮蔽を後で変更することは実施が困難なことがある。

( 61 ) 一次放射線錐に対して必要な遮蔽の計算には、線錐を一部吸収するかもしれないような移動可能な物体(たとえば、ファントム)や患者は通常考慮に入れるべきではない。

( 62 ) 迷放射線は利用線錐以外の放射線であり、漏洩放射線と二次放射線が含まれる。迷放射線に対して必要な遮蔽の計算には、最大の漏洩と最大の二次放射線とを生じると予想される使用条件を仮定すべきである。

( 63 ) 一次線錐が物質にあたるところでは、二次放射線が発生するであろう。電子あるいは $\beta$ 粒子が吸収されたとき発生するX線も含めて、その二次放射線を最小にするような吸収材の選択や吸収体の配置について留意すべきである。

( 64 ) 放射線室の窓および扉は、それが取り付けられている壁のその付近の部分と同じ防護の必要条件を満たさなければならない。

( 65 ) 鉛のような遮蔽材は、その自重のために時間がたつにしたがって変形することのないような方法で取り付けなければならない。それらはまた、機械的損傷に対しても保護されなければならない。コンクリートのような材料を放射線遮蔽に供しようと意図するときには、それが十分に均質であって指定された組成と密度になっていることを保証するように、注意を払わなければならない。

( 66 ) 放射線施設の設計と建設にあたっては、継ぎ目、釘、ボルトなどのところ、配管、配線、ルーバなどのあるところ、あるいは扉や窓のへりで、遮蔽が損なわれないように注意を払うべきである。2つの異なった遮蔽材の継ぎ目では、重なりは防護性能の低い方の材料について必要な厚さ以下であってはならない。

( 67 ) 作業上必要な場合には、施設の遮蔽の一部を構成する壁および防護障壁による減衰等価量を、それらの上に印しておくべきである。これにはまた、減衰を定めるときに対象とした放射線の線質に関する情報も含めるべきである。

( 68 ) 公表された技術仕様に合っている装置は、その旨を貼札しておくべきである。ろ過板や照射筒のような補助器具は、無意識の交換や誤用を防ぐような方法で、該当する特性（ろ過、指定された距離での照射野面積など）を印しておくべきである。

( 69 ) 現行の基準を満たしておらず、また満たすことができない装置は、資格のある専門家の助言に反して保持すべきではない。どんな装置も、サーベイされ、試験されて、新しい目的に対して満足であることが見出されなければ、その装置を計画された目的以外に使用すべきではない。どんな装置も、安全な作動についての監視と試験を受けなければ、他の使用者に引き渡してはな

( 22 )

らない。

( 70 ) X線管容器および線源容器の漏洩線遮蔽能力が要求と合っているかどうかを算定するには、他の条件を指定していない場合には、線源距離が1 mでは100 cm<sup>2</sup>以下の面積について、また、X線管容器または線源容器から5 cmの距離では10 cm<sup>2</sup>の面積について測定値を平均すれば十分である。

( 71 ) 52 項に、作業条件 A および B の分類と作業区域（たとえば管理区域と監視区域）の分類についての委員会の分類のシステムを引用している。医学的な放射線作業において、基本的な最適化の手法が用いられた場合には、作業者の放射線量は実効線量当量限度の10分の1を超えないことが経験上示されている。これらの場合には、監視区域を導入する実際上の必要性はない。

( 72 ) 管理区域への立ち入りは制限されなければならない。管理区域または監視区域の範囲を決める場合のあいまいさを避けるために、境界はできれば壁や扉などとするべきである。管理区域内で、その場所で過ごす時間の制限または特別な放射線防護装置の使用によってのみ、該当する線量限度が守れるような場所を明確にしておくことがときには必要であろう。

( 73 ) 作業者に与える知識と訓練は、距離、時間、遮蔽および技術の重要性をとくに強調すべきである。訓練は、身体のどの部分にも一次線錐があたるのを避けることの重要性に特別留意しながら、これらの要件をうまく利用するよう目指すべきである。

( 74 ) よい放射線防護を維持するために、品質保証計画を実行しなければならない。これらの計画は、主装置および、場合に応じて、記録系や現象処理系などの付属装置の両方を含まなければならない。品質保証計画は、国あるいは地方の監督官庁または製造業者によって定められている、適切な性能仕様と合った装置であることを確認するための、新しい放射線装置の受け入れ試験を含む。その後、その状態が変わらないことをチェックするために、定期的な性能試験を実施すべきである（90 と 133 項を見よ）。

( 75 ) 電氣的、機械的および毒性による危険のような、放射線以外の危険の存在の可能性について注意を喚起する。

## D. X 線 診 断

### 一 般 的 勧 告

この章では、X線診断学に適用できる、装置と手順に関する詳細な勧告を与えている。

( 76 ) 装置と付属品について以下に勧告する防護の諸レベルは、通常の使用に対するものである。しかし、特殊な種類の作業や極端な稼働負荷などの場合については、防護のレベルを高めることが必要となろう。勧告するレベルは空気カーマおよび空気カーマ率で表されている(24項を見よ)。

( 77 ) すべての診断用X線管は、その容器中のそのX線管について製造業者が指定するどの定格においても、焦点から1mのところ測定した漏洩線の空気カーマが1時間につき1mGyを超えないように容器に収納しなければならない。こうした測定をしなければならない面積については70項を見よ。

( 78 ) 臨床上問題とする面積に利用線錐を絞るために、線錐制限装置(たとえば、光錐つきの絞り、照射筒またはコリメータ)を使わなければならない。実行しうる場合にはいつも、光錐つきの絞りの使用を優先させるべきである。X線管容器と組み合わさった線錐制限装置は、77項に示す漏洩線に対するカーマの必要条件に合っていないなければならない。照射筒と、照射野を調節できないコリメータには、その照射野の大きさや他の関連したデータを印しておくなければならない。

( 79 ) 通常の診断業務において、利用線錐内の総ろ過は、2.5mmAl等価

( 24 )

以上でなければならず、そのうち1.5mmは常設でなければならない。例外は、最大管電圧が70kVを超えない通常の歯科用装置(120項を見よ)と、次の項で詳しく述べる特殊撮影法である。

( 80 ) ある特殊な撮影法(たとえば乳房撮影)には、非常に軟らかいX線が必要なことがある。そのような撮影は専用の装置を用いて行うべきであって、もっと高い電圧用に作られた標準的なX線装置を用いるべきではない。どのような場合でも、常設の総ろ過は0.5mmAlまたは0.03mmMo等価未満であってはならない。

( 81 ) 透視や撮影にはいろいろな型のタイマーが必要である(99, 110, 111項を見よ)。適当な水準で再現性と正確さを持続するタイマーの正常な動作はとくに重要である。タイマー(X線照射スイッチ)は、事故的な照射が起こりそうもないようにできていなければならない。移動型装置や通常の歯科撮影装置は誤動作を起こし易いので、使われているタイマーを点検することがとくに重要である。

( 82 ) X線が発生しているかいないかを示す表示を制御盤上に設けなければならない。もし1箇所から2個以上のX線管を選択できるようになっていれば、どの管球(1個または複数の)が選択されているかを示す警告灯を、それぞれの管球上あるいはそのすぐ近くにおくべきである。

( 83 ) 患者は制御位置から監視できなければならない。患者との連絡手段を設けるべきである。

( 84 ) 同一室内で2人以上の患者を同時に検査することは、職員と患者の双方に対して、不必要でかつ容易には制御することのできない危険をもたらすことになるかもしれない。

( 85 ) 装置やその部品、または、たとえば高圧発生装置のようなX線の発生を意図していない構成部分などの外側の放射線レベルは、その場所の条件や最適化の手順にもよるが、いかなる条件のもとにおいても、表面から5cmの



距離における空気カーマが1時間につき 0.2mGy を超えてはならない。

( 86 ) X線室でX線検査が行われているときには、検査の遂行に欠かせないかあるいは訓練の目的で必要である人以外は、X線室内の遮蔽のない位置(すなわち、固定された障壁の外側)にはだれも留まってはならない。そのような人はすべて、少なくとも 0.25mm 鉛当量の防護衣を着用しなければならない。

( 87 ) 通常は、検査時にはだれも患者の体を支えるべきでない。患者の動きを抑える装置をできるだけ利用しなければならず、カセットも照射中に手で支えるべきでない。もしも患者を検査中に支えなければならないときには、支える人は、その人の蓄積線量はその場所の認定限度以内に保たれるように選ぶべきである。妊婦と 18 歳未満の者には患者を支えることを許すべきでない。患者を支える人達は防護用エプロンと防護用手袋を着用しなければならないし、またたとえ防護衣で遮蔽されていても、彼等の身体のどの部分も利用線錐の経路の中に入らないようできるだけ確実にすべきである。

( 88 ) 外科や、心臓カテーテルのような検査における、診断用X線装置の使用に関連した特別な問題点に注意を払う必要がある。用いるX線装置と防護用具は、外科医またはその補助者の仕事にとり、不必要に妨げにならないようなものであるべきではあるが、しかし、十分な防護が施されていなければならない。透視を必要とするすべての外科的処置のさいには蛍光増倍管を使用すべきである。

( 89 ) 移動型装置(すなわち、使用の合間に同一施設内の1箇所から別の箇所へ移動することを意図した装置)は、据置型装置のところまで患者を動かすことが好ましくないときにのみ使用すべきである。

( 90 ) 74 項で勧告した付属品と記録系を含めて、装置は適当な間隔で定期的に試験しなければならない。

### 蛍光板または蛍光増倍管による透視法

( 91 ) 実行できるならばいつでも、透視は蛍光増倍管を使って行うべきである。蛍光増倍管が使われていないかぎり、移動型の装置を用いて透視を行ってはならない。装置は、X線錐が蛍光増倍管の受像面で完全に遮られるような構造でなければならない。画像記憶装置を使うことを勧告する。

( 92 ) 患者への線量率を十分に低く保つために、装置が電子工学的に満足な状況に維持されていることを確実にするための措置を講じなければならない。

( 93 ) 利用線錐を限定するために、照射野の大きさを調節できるコリメータまたは絞りを設けなければならない。

( 94 ) X線管、調節可能な線錐制限装置および透視用蛍光板または蛍光増倍管は、線源-蛍光間距離に関係なく、線錐が蛍光板の外にもれないように、たがいに連動していなければならない。これができなくなったときには、操作者に警告指示を与えるようにしておかなければならない。

( 95 ) 利用線錐に照射される蛍光増倍管および付属部品は、通常の透視用蛍光板設備に要求されるのと同じの防護を与えるものでなければならない。

( 96 ) 透視用蛍光板は、次の鉛当量以上の防護ガラスで覆われていなければならない：

最高管電圧 70kV 以下の装置 1.5mm

最高管電圧 70kV を超え 100kV 以下の装置 2.0mm

100kV を超える場合 kV あたり 0.01mm を追加

( 97 ) もし、透視検査中にスポット写真撮影ができる撮影装置であれば、撮影が可能な最高管電圧について前項で指定した鉛当量をもつ遮蔽物で線錐を遮るべきである。

( 98 ) 据置型透視装置を使うときには、焦点-皮膚間距離を 45cm 未満に

すべきではなく、30 cm 未満であってはならない。焦点と患者の間の距離については、診断情報が損なわれることなく患者への放射線量が最小になるような最適の条件で、透視および撮影がなされるようにすべきである。

( 99 ) 最大設定値 10 分間のプリセット時間で透視を自動的に終わらせる装置を備えなければならない。もし、リセットが臨床的にどうしても必要ならば、リセットする余地を残すために、透視が間もなく終わることを警告する、音響による信号もつけておかななければならない。信号の設定は、時間内ならどこにでも調節できるものでなければならない。透視者に透視の経過の時間が明瞭に見えるようにすることを勧告する。

( 100 ) 透視の照射スイッチは、“デッドマン”型、すなわち、スイッチを押している間だけ回路が閉じるような構造のものでなければならない。

( 101 ) X線管電圧と管電流を表示する手段（制御器の目盛またはメータ）を備えなければならない。これらは、間接撮影実施中は操作者に、透視実施中は透視者に、電圧と電流の値が見えるような位置に置くべきである。これらの値の監視は、“自動輝度調節”（輝度を一定に保つために、透視者が直接調節するのでなく、電圧、電流のいずれかが自動的に変わる（92 項を見よ））のついた蛍光増倍管を用いるときにとくに重要である。

( 102 ) 患者からの散乱線、および線源と患者との間にある散乱体からの散乱線に対して透視者とその助手を防護するための十分な手段を、透視台とスタンドのすべてに講じなければならない。“ブッキー間隙”のようなすき間を覆うため、0.5 mm を下回らない鉛当量の遮蔽を設けなければならない。触診が楽にできるように、ふちが重ね合わせになっている“エプロン”または“垂れ布”で透視者を防護しなければならない。エプロンは、その鉛当量が 0.5 mm を下回らず、操作者を防護するのに十分な大きさをもっていなければならない。エプロンは、蛍光板ホルダーが垂直のときはその下縁に、蛍光板が水平のときは操作者にもっとも近い縁にとりつけるべきである。

( 28 )

(103) すべての型の透視検査の間、補助者はできるかぎりいつも防護スクリーンが遮蔽体の後ろにいななければならない。もしこれができなければ、少なくとも 0.25 mm 鉛当量の防護エプロンを着用しなければならない。

(104) どのような透視検査でも、手を利用線錐の中または近くに置く可能性のあるときには、0.25 mm 鉛当量以上の防護用手袋または防護用袖を着用すべきである。その手袋または袖をつけるさいには、手の甲、掌、指、手首のすべてを覆っていなければならない。たとえ防護手袋を着用していても、患者によって減衰されていないかぎり、線錐の中に手を置くべきでない。蛍光増倍管が撮影台の下、X線管が上にある装置を使って透視を行うときには、触診は機械装置のみによって行わなければならない。

(105) 透視のさいに患者の入射面で測られる空気カーマ率は、実施しうるかぎり小さくすべきであり、毎分 50 mGy を超えないようにすべきである。もしも、特別の理由のために毎分 50 mGy を超える高い線量率が使われるときには、透視者にこの高線量率についてはっきりと知らせるべきである。

(106) 天板による利用線錐の減衰が患者への線量に影響を及ぼすことについて注意すべきである。天板に使われている素材について注意を払うべきである。炭素線維を天板に（同様に、カセットの前面やグリッドの全面およびグリッドスペーサーとしても）使えば、かなりの線量低減ができるであろう。そして、最適化あるいは費用-効果解析を行うと、この線量低減の費用が正当化されるかどうかかわかるであろう（11 項も見よ）。

(107) 蛍光増倍管なしで透視をする前には、眼を十分に暗順応をさせなければならない。容認できるような低い線量率で作業ができるようにするためには、暗順応は少なくとも 10 分は行うべきである。蛍光増倍管を使うときには、周囲の明るさは視力が損なわれない程度であるべきである。

## X 線撮影法

(108) 一般に、78 項で述べた線錐制限装置は調節可能であるべきである。胸部の集団検診のようなある条件のもとでは、調節できない装置が用いられることもある。これらのいずれの場合でも、照射野は臨床的に問題としている領域に限定すべきであり、フィルムの大きさを超えてはならない。照射野が目で見えてわかるような装置を優先的に選ぶべきである。フィルムと線錐の軸が合っていることを確かめる手段をとるべきである。

(109) 線源と患者との間の最小距離の勧告値は、透視に関して 98 項に、また歯科撮影については 124 項に示したものと同じである。例外は高倍率の拡大撮影であって、より短い距離を使ってもよい。すべての撮影用装置は、焦点-皮膚間および/または焦点-フィルム間距離を簡単に測るための補助装置を備えるべきである。

(110) プリセット時間またはプリセット線量の照射ののち、照射を終了させる装置を備えなければならない (81 項を見よ)。もし、繰り返し型のタイマーを使うときには、繰り返し照射が必要な特別の撮影法の場合を除き、タイマーをリセットするために照射スイッチを解放しなければ再照射ができないものでなければならない。

(111) 制御盤には、X線管電圧、管電流、照射時間 (または、タイミングが自動であるかどうか) を表示する手段 (制御器の目盛またはメータ) を設けなければならない。管電流と時間との積を示すメータ (mAs 計) を電流計および/または照射時間計の代わりに用いてもよい。

(112) 据置型装置では、患者を照射中の操作者の十分な防護はX線室内の固定した遮蔽壁によるか、あるいはX線室外に制御盤をおくことによって行わなければならない。

(113) 移動式装置で撮影をしている間の、X線管および患者から操作者ま

での最小距離は 2m でなければならない。稼動負荷が高いときには、操作者を遮蔽することが必要となろう。操作者は、利用線錐が照射されるのは患者だけであることを確実にしなければならない。

(114) もしも散乱線除去用のグリッドを使うときには、その上に次のデータを表示しておくべきである。すなわち、(a) 集束型か否か、(b) もしも集束型であれば、半径、(c) X線管側。散乱線除去用グリッドを用いるときには、グリッドの中心軸と参考軸との正しい配置について、さらに、もし集束型グリッドを用いるときには、焦点-グリッド間距離がグリッドの半径に近くするよう、特別の注意を払うべきである。

(115) 撮影台のアルミニウム当量または縦型カセットホルダーの前面板のアルミニウム当量は、100kV で 1mm を上回ってはならない。

#### 間接撮影法

(116) 間接撮影には、94, 98, 101, 108, 111, および 115 項の該当部分を適用すべきである。

(117) 蛍光板上の映像を小形フィルムに撮影するためのカメラを使った集団検診用間接撮影装置は、過去には胸部検診に広く用いられた。この方法による患者の線量は直接撮影の何倍にもなった。この機構がまだ用いられている所では、大口径の光学系をもったカメラと蛍光板の型に正しく合ったフィルムを使って最高感度を得ることが重要である。1mGy (100mrad) を超えない入射部での空気カーマで、満足な画像を得ることが可能なはずである。

(118) 間接撮影をもっと広く応用するには蛍光増倍管を用いることである。この装置を使えば線量の低減が可能であるが、しかし、すべての機構で、光学および電子工学的連携が高い効率で維持されなければならない。記録用のフィルムは蛍光板から発する光の色に合った色感度をもつものでなければならない。

(119) 集団検診用の間接撮影装置は、日常的な使用の間、それに関係するすべての職員と待機する患者が防護衣を用いなくても十分に防護されるように配置され遮蔽されていないなければならない。

### 歯科撮影法

(120) 最高管電圧が 70kV を超えない通常の歯科用 X 線装置の利用線錐の常設総ろ過は、1.5mmAl 等価を下回ってはならない。もっと高い電圧の場合には、79 項の勧告を適用しなければならない。

(121) 特別の歯科用撮影装置、たとえばいわゆるパノラマ撮影装置や頭蓋計測（プロフィール）用装置は、X 線撮影の項の勧告の適用できるものに従わなければならない。

(122) パノラマ撮影装置を使うときには、X 線管（スリット状の線錐制限装置をもつ）とフィルム遮蔽（ここにもスリットがある）との軸合わせが決定的に重要であり、そして適当な期間ごとに点検しなければならない。

(123) 最近の口内用 X 線管には、挿入を容易にするためにサイズを小さくしたものがあつた。このサイズ縮小の結果、口腔内組織の局所照射の線量はより高くなる可能性が生じた。経験では、その X 線管の使用により、管表面の空気カーマは 1 照射あたり 0.5-1.0Gy に達しうることがわかっている。しかし、もし適切なる過と超高感度のフィルムを使えば、舌のかぎられた部位の線量は 0.05-0.1Gy を超えないであろう。これらの注意をすれば、口内用 X 線管は放射線防護の観点から有利でさえあるであろう。すなわち通常の歯科用 X 線管よりも少ない積分線量となろうし、また、すべての歯科検査が 1 回の照射で完結するので、職員の被曝はずっと減少する。アプリケーションの中で遮蔽を追加すると、照射野を検査に必要な照射野にまで簡単に制限することができ、積分線量はさらに減少する。

(124) 通常の歯科用 X 線撮影（口内用フィルム使用）では、照射野を限定

( 32 )

するスペーサーコーンを用い、それにより、60kV を超える電圧で作動する装置の場合の焦点-皮膚間最小距離は 20cm、また 60kV 以下の装置では 10cm になっていなければならない。ポインターコーンよりも、78 項に適合した解放端式照射筒、または放射型照射筒の方が望ましい。照射筒の端における照射野の直径は 6cm を超えないようにすべきであり、7.5cm を超えてはならない。この照射野制限に従うには、ポインターコーンの基部に適当な鉛の環を取り付けなければならない。

( 125 ) 通常の歯科撮影においては、照射用タイマーの最大範囲が 5 秒を超えないようにすべきである。タイマーは、高感度フィルムに必要なこのような短時間照射が再現性よくできるものでなければならない。照射用スイッチは、連続的に押し続けている間だけ回路が閉じつづける接点をもっていなければならない。照射用スイッチを一度解放にしないと、繰り返し照射ができないようにしなければならない (81 項を見よ)。

( 126 ) 歯科用の施設は、操作者が照射線錐の外側で、管球と患者から少なくとも 2m 離れるか、あるいは十分に遮蔽されるように配置すべきである。

( 127 ) 可能なかぎりいつも、フィルムはその位置に固定されるかまたは患者に保持させなければならない。フィルムもフィルムホルダーも歯科医師や補助者が保持すべきでない。

## E. 放射線治療

この章では、放射線治療に適用できる、装置と手順に関する詳細な勧告を与えている。



## ビーム治療

### 一般的勧告

(128) 76 と 83 項に示された該当する項目をすべて適用しなければならない。

(129) 制御盤上と治療室内の容易に見える場所に、装置が作動中であるか否かを示すための、信頼のおける表示器を備えなければならない。同様の表示器を、X線管電圧 50kV を超えて作動可能な装置のある治療室のすぐ外側にも取り付けなければならない。

(130) 50kV を超える X線管電圧で作動可能な装置には、装置が作動中の治療室への入室を妨げるインターロックを備えなければならない。このインターロックは、治療室へのドアが開けられると放射線治療が中断するフェイルセーフ・タイプでなければならない。そのような中断ののちに装置を完全な作動状態に戻すのには、制御盤上だけからしかできないようになっていなければならない。インターロックの機能は、定期的に点検維持しなければならない。不注意に治療室に入り、それによって患者の治療が自動的に中断されることを防ぐ手段を講じておくべきである。

(131) プリセット時間またはプリセット線量の照射ののち、照射を自動的に止める装置を設けなければならない(143項も見よ)。これらの装置が正しく機能することはとくに重要であり、故障したり装置の誤作動を起こすおそれのあるような部品にはとくに注意を払うべきである。

(132) 管電圧 50kV 未満で行う X線治療を除いて、治療の間治療室内に患者以外だれもいてはならない(138項を見よ)。治療中に職員が偶発的にも室内に残ることがあり得ないことを確実にする努力をとくしなければならない。室内から治療室のドアを開けることができなければならない。治療室内の職員が治療の開始に気付くような用意をすべきである。

( 34 )

( 133 ) すべてのビーム治療装置は、初めて治療に使う前ならびにその後も定期的に、資格のある専門家によって性能試験および校正がなされなければならない。繰り返し行う校正の範囲と頻度に関する最低要件は、監督官庁によって定められるべきである。国または地方の当局が定めた間隔で行われる、放射線治療装置の品質管理プログラム (74 項を見よ) を確立することが何よりも重要である。

( 134 ) 治療装置は、この目的で訓練された職員しか操作してはならない。

#### 管電圧 150 kV 未満で作動する X 線治療装置

( 135 ) 表在治療用に設計された X 線管容器は、5-50 kV の範囲で作動するように作られた X 線管に対するものを除き、140 項にあげた要求に従わなければならない。5-50 kV で作動する X 線管は、容器中のその X 線管のすべての定格において、漏洩線からの空気カーマ率が X 線管容器または付属装置から 5 cm のところで  $1 \text{ mGy h}^{-1}$  を超えないような特別の容器に収納しなければならない。こうした測定を行わなければならない面積については 70 項を見よ。

( 136 ) 表在治療用 X 線装置は、意図しない管電圧とろ過板の組み合わせが作られないように設計されたものでなければならない。管電圧と管電流が可変の場合、制御盤にそれらを表示する手段を講じ (制御器の目盛またはメータ)、また使用中のろ過板が容易にわかるような手段を講じなければならない。

( 137 ) X 線管を手で支えてはならない。そして、機械的な装置を用いて正しい位置に固定しなければならない。

( 138 ) 50 kV 以下の管電圧で治療する場合、治療室内に操作者および他のどうしても必要な人は残っていてもよい。すべてのこれらの人は、0.25 mm を下回らない鉛当量をもつエプロンを着用しなければならない。稼動負荷が大きいためまたはその他の理由で、これらの人が室内に頻繁に入る場合には、鉛当量 0.5 mm のエプロンを使用する必要がある。

(139) 表在治療に使われる低電圧X線管の放射口の近くのカーマ率は、固有過が少なく焦点-放射口間距離が短いために非常に高く、線錐に短時間さらされただけでも重大な障害をひき起こすおそれがある。ベリリウム窓をもつX線管を備えた装置の場合は、カーマ率が  $10\text{Gy s}^{-1}$  にも高くなることがある。このため、事故的被曝を避けるために特別の注意が必要である。そのような管球には必ず管球が作動していることを示すために、音響による信号または警告灯を容器上に目立つように取り付けなければならない。

#### 管電圧 150-500 kV で作動するX線治療装置

(140) 各X線管は、焦点から 1 m のところで測った漏洩線の空気カーマ率が、容器中のそのX線管のすべての定格において  $10\text{mGy h}^{-1}$  を超えないよう、また患者が近付きうるどの場所においても、X線管容器またはその付属装置の表面から 5 cm の距離において  $300\text{mGy h}^{-1}$  を超えることのないような容器に収納しなければならない。これらの測定を行わなければならない面積については 70 項を見よ。

(141) 管電圧および管電流が可変の場合、制御盤にそれらを表示する手段(制御器の目盛またはメータ)を講じ、また使用中のろ過板が容易にわかるような手段を講じなければならない。実施しうるかぎりいつも、管電圧、管電流およびろ過板をプリセットできるような装置を使用すべきである。

(142) 常設の絞りまたは照射筒は、X線管容器と組み合わせたとき、140 項に述べたような漏洩線に対する要求を満足しなければならない。追加の照射筒や可変絞りは、実施しうるかぎり患者の積分線量を減らすように作られるべきである。これらは利用線錐の 2% を超えて透過させてはならない。照射筒を使わない場合には、絞りはライトビームロカライザを備えなければならない。

(143) プリセット時間が経過したときに照射を終わらせるような自動タイマーを装置に設けなければならない。正しい線量が与えられたことを確実にす

るために、放射線出力の安定度をモニタする透過型電離箱あるいはその他の装置を設置すべきである。これらの装置は別の計測装置によってチェックしなければならない。

### メガボルト X線および電子線治療

(144) この節では、医学に使われる X線および／または電子ビームを出す粒子加速器を扱う。

(145) 放射線の高いエネルギー範囲においては、吸収材の選択と吸収体の配置が、二次放射線を最小にするためにとくに重要である。二次放射線には電子あるいは  $\beta$  粒子が吸収されたときに放出される X線が含まれる。

(146) 装置には、利用線錐の外側で以下の条件が満たされるよう設計された放射線遮蔽を備えなければならない。規定の治療距離において、最大利用線錐の外側で、線錐の中心軸に垂直な半径 2m の円形平面領域内のいかなる点においても、漏洩線（中性子を除く）による空気カーマ率は、同じ距離における軸上の空気カーマ率の 0.2% を超えてはならない。漏洩線は、利用線錐を厚い吸収プラグで遮断して測定すべきである。上に規定した領域を除き、電子線発生源とターゲットあるいは電子線窓との間の電子線の経路から 1m のところにある漏洩線（中性子を除く）のカーマ率は、規定の治療距離における線錐中心軸上の空気カーマ率の 0.5% を超えてはならない。

(147) 治療領域の内側および外側の線量に対する中性子の寄与分は、実施しうるかぎり低く保つべきである。照射野内における中性子の組織カーマは、X線のカーマの 1% より十分に小さく保つべきである。電子線加速器の一次線錐中で行われた測定によれば、中性子の線量当量率は光子の線量当量率の 1% を超えないことが示されている (*NBS Special Publication 554*)。このことは、中性子による吸収線量率は光子による線量率の約 0.1% より決して大きくならないということ、そして、治療効果にごくわずかのプラスしかないという

ことを意味する。一次X線錐外の中性子は、患者が受ける積分線量にごくわずかの寄与しかしない。治療領域以外の中性子カーマは実施しうるかぎり減らさなければならない。偶発的に発生する中性子に関しては153-156項でさらに議論される。

(148) 調節可能な線錐制限装置(調節可能な絞り、照射筒など)は、漏洩線から患者に付与されるエネルギーが、 $10\text{cm}^2$ の治療領域によって付与されるエネルギーより小さくなるような構造でなければならない。このことは、 $10\times 10\text{cm}^2$ の照射野面積では、漏洩線が利用線錐によって付与されるエネルギーの10%以下の割合でなければならないことを意味する。同様に、最大照射野面積が $35\times 40\text{cm}^2$ であれば、絞りを通過する放射線の透過率は0.8%を超えてはならない。

(149) 患者の安全のために、加速器には2つの独立した線量モニタシステムを設けなければならない。1つのシステムにおけるいかなる故障または不調も他方のシステムの機能に影響を及ぼさないよう、この2つは分離しなければならない。2つのシステムの検出器は照射ヘッド内に設置しなければならない。両システムとも独立に照射を終了させることができるような構造でなければならない。両システムの設計は、いわゆる“マスターシステム”が放射線を止めることができない場合に、他方のシステムが追加0.4Gyで止めるようになっていなければならない。

(150) モニタ装置のあらかじめ設定した数を示す表示器と、モニタ装置の累計数値を示す表示器を、共に制御盤に備えておかななければならない。

(151) 加速器は複雑であり、またパラメータを変える可能性があるので、インターロックシステムによって放射線の型やエネルギー、ウェッジフィルタ、スキャタリングフォイルなどの選択のさいに起こる誤りを防止するよう、あらゆる努力をすべきである。

(152) 放射線治療の正常な実施に不可欠なパラメータを、制御盤に表示し

なければならない。

### 電子加速器から偶発的に発生する中性子による危険

(153) 10 MeV 以上で作動する X 線発生装置および電子発生装置は、かなりの光核反応を起こすことがある。ほとんどの元素では、中性子発生 の 励起関数は 10-20 MeV の領域で立ち上がる。治療線錐内の線量や治療室外の線量当量率への中性子の寄与を測定するにはいろいろな方法を用いることができるが、すべての状況において十分に満足のいく方法はない。完全な方法とは、中性子に対する感度は十分あるが、加速器で発生した光子に対する応答はゼロである（あるいは無視できる）ようなものであろう。中性子の検出にエネルギーしきい値をもつべきではない。パルス加速装置では、パルス間の蓄積（パルス・パイルアップ効果）に対して応答すべきでない。いろいろな方法が用いられてきており、その中には、放射化、有機物箔内の飛跡記録、水素を含有する減速材でできた球の中の BF<sub>3</sub> 計数管その他の計数管、および、一方は水素を含みもう一方は含まない一対の電離箱がある。どの方法にも困難があるため、確かな結果を得るには複数の方法を用いるべきである。

(154) 電子加速器からの一次線錐中で行われた測定によれば、中性子線量当量率は、光子線量当量率の 1% を超えないことを示している (*NBS Special Publication 554*)。このことは、中性子吸収線量率は光子線量率の約 0.1% より決して大きくならないということ、そして、治療効果にごくわずかのプラスしかないことを意味する。一次 X 線錐の外の中性子は患者が受ける積分線量にごくわずかの寄与しかしない。

(155) いくつかの例において、治療室外での測定により、迷路のドアの外側でかなりの中性子の線量当量率があることが示された。それゆえ、設計の段階でもまた防護サーベイの間にも、治療室外では中性子による有意な障害がないことを確実にするように注意を払うべきである。

(156) 中性子が存在すると、ターゲットの近くの部品はかなり放射能を帯びることがある。保守作業の間にこれらを取り扱うことが必要なときには、十分な予防手段をとるべきである。

#### 密封線源によるビーム治療

(157) ビーム治療に使用するすべての密封 $\gamma$ 線源は、線錐制御機構が OFF の位置にあるとき、線源から 1m のところで測った漏洩線の空気カーマ率が、 $10\mu\text{Gy h}^{-1}$  を超えることのないような収納容器に納めなければならない。容器の表面から 5cm の容易に近付きうるいかなる場所においても、漏洩線の空気カーマ率は  $200\mu\text{Gy h}^{-1}$  を超えてはならない。

(158) 線錐制御機構が ON の位置にあるとき、線源から 1m のところで測定した漏洩線の空気カーマ率は、 $10\text{mGy h}^{-1}$  または線源から 1m の位置における利用線錐の空気カーマ率の 0.1% のいずれか大きい方を超えてはならない。

(159) 漏洩線の測定に関する条件は 70 項に示してある。

(160) 常設の絞りおよび照射筒は線源容器と同じ程度の防護能力をもたなければならない。157 および 158 項を見よ。

(161) 調節可能または交換可能の線錐制御装置は 148 項に合った構造のものであるべきである。いかなる状況のもとでも、これらの装置を通して出てくる漏洩線は利用線錐の 2% を超えてはならない。

(162) 線錐制御機構は、照射終了時または ON の位置に線錐制御機構を保持する力の故障または中断があったときは、自動的に OFF の位置に戻るものでなければならない。制御盤でその機構を操作するまでは、この OFF の位置を保っていなければならない。さらに照射装置は、自動もどり機構が故障した場合でも、患者の防護のために、他の方法たとえば手動により照射を中断できるような構造のものでなければならない。

( 40 )

( 163 ) 委員会が勧告した職業上の被曝の線量限度(*ICRP Publication 26*, 113 および 114 項を見よ) を超えずに, 治療ヘッドの線源抜きとりまたは修理ができるようにしなければならない。

( 164 ) 線源容器は実施しうるかぎり耐火性であるべきである。火災のさいに線源容器の健全性が保たれるような手段を考えておくべきである。

( 165 ) 線源が ON の位置にあることを示すために, 制御盤上に信頼のおける表示を備えなければならない。また, 実施できるなら, 線源容器上にも表示を備えるべきである。線源が OFF の位置にあることを示す表示をもつことも望ましいことである。適切と考えられるときは, 治療室の入り口にも信号を表示すべきである。

( 166 ) 130 および 132 項の要求事項が, ここにも同じように適用される。

( 167 ) 線源カプセル容器の表面とくにビームの開口部は, 漏洩のさいに汚染される可能性のある他の箇所とともに, 少なくとも毎年放射性物質の漏洩に関する試験をしなければならない。2kBq を上回る放射能の存在が示されたならば, 線源は漏洩していると考え, 直ちに装置の使用をやめ, 線源修理ならびに装置の汚染除去の手配をしなければならない。

( 168 ) おもな放射性線源の存在場所に関する情報を, 該当する消防当局が容易に得られるようにしておくべきである。

#### コリメートされていない密封線源による治療

( 169 ) 密封線源とは, 日常の使用中に放射性物質が拡散することを防ぐために, 非放射性の容器あるいはカプセルに密封されているか, あるいは非放射性物質内に完全に結合している, すべての放射性物質のことである。ある密封線源は壊れ易く, 容易に損傷を受けて, その結果放射性物質が飛散するおそれがあることに注意すべきである。

( 170 ) 線源およびアプリケーションの作製のために, 十分な換気と排気ろ過設



備がある独立した室あるいは指定された区域を設けなければならない。このような作製の間、この作業に従事する人々だけがその区域にいることを許されなければならないし、また飲食、喫煙、化粧を禁止しなければならない。

(171) 密封された放射線源は、それとわかるようになっている必要がある。その使用者には、放射性物質の種類と放射能を簡単に確認する方法が必要であろう。したがって、実施しうるかぎりいつも、線源がそれと確認できるように、線源の容器、カプセルあるいは結合体にラベルをつけておかなければならない。実施できれば、放射性物質の種類と放射能もラベルに直接明記しておくべきである。外見は同じでも放射能や核種が異なる針およびカプセルを、着色したビーズまたは糸のような手段によって治療中に容易に識別できるようにすべきである。

(172) すべての密封線源に関する記録を保存しておかなければならない。その記録には次の内容を含むべきである：各密封線源の通し番号あるいは他の識別記号；放射性物質の物理的あるいは化学的形態，受領期日およびその時点の放射能；施設から最終的に廃棄した期日および方法。

(173) 密封線源の紛失の可能性を最小にするため、施設の内外部におけるあらゆる密封線源の移動に関する記録を保存しなければならない。密封線源の紛失または破損が実際に起こったり、その疑いがある場合には、直ちに放射線防護の責任者に報告されなければならない。すべての密封線源は、適当な間隔で、少なくとも年に1度は監査を行わなければならない。

(174) 密封線源の保管，使用，発送，および受領は権限を与えられた者のみの責任としなければならない。

(175) 密封線源の使用と最終的廃棄の方法，および密封線源の紛失，破損，あるいは密封線源を含む事故，およびそのような線源の設計のさいなどにとるべき処置の詳細に関する現場の規則を作らなければならない。そうした規則を作るにさいして，適切と考えられるときは，紛失の考えられる原因，汚染の拡

( 42 )

大、火災の影響および負傷者の確認と治療などのことがらを考慮すべきである。

(176) 密封線源を使用しないときには、貯蔵室に入る者およびその近くにいるかもしれない者に対する十分な防護があり、認可されていない線源の移動に対する保障があり、また火災と洪水による危険を最小にとどめるといった条件のもとで、保管しなければならない。線源が放射性的なガスあるいは蒸気を放出し易い場合には、必要ならば貯蔵室は機械的に外気に排気しなければならない。

(177) 密封線源は、適当な間隔で、少なくとも毎年、その健全性を試験しなければならない。167 項も見よ。

(178) 密封線源の健全性が損なわれたかまたは損なわれそうであると考えられる妥当な根拠がある場合はいつでも、製造業者あるいは技術的能力のある機関によって修理されるまで、適切な容器に漏洩しないように密封しておかなければならない。このような場合には、線源を使用していた場所および汚染したかもしれない人はすべてサーベイしなければならない。

(179) 線源の準備、使用、消毒、取り外し、および洗浄にたずさわる職員の照射を制限するために、適切な取扱用具あるいは刺入用の器具を使用しなければならない。これらの器具は、効率的な操作と両立できる最大限の取扱距離を保てるような構造でなければならない。操作者はすべて、これらの操作手法についての適切な、たとえば模擬線源を使った訓練を受けなければならない。実施できるときにはいつでも、職員の十分な防護を確実にする遠隔操作方法を使わなければならない。線源は決して指でつまみあげてはならない。

(180) アフターローディング法の使用を強く勧める。この方法によって、職員の被曝線量はかなり減少するからである。

(181) ラジウムの崩壊生成物(ラドン)はガス状なので、ラジウム線源はとくに漏洩を起こし易い。ラジウムとその崩壊生成物は、医学に用いられてい

る密封線源の中で障害をひき起こす可能性が最も大きい。ラジウムの線源は実施しうるかぎり早く、適切に廃棄して、 $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{192}\text{Ir}$  のような他の放射性核種の線源に代えることを強く勧める。

(182) 施設内での線源の運搬は、すべての人が十分に防護されるような方法で行わなければならない。総放射能が低いときには、線源は長い取っ手のついた容器に入れ、手で運んでもよい。容器を線源の運搬に使用している間は、その容器には実際に使おうとする核種の放射能の許容最大値を明記しておかなければならない。

(183) 病院内では、密封線源を身につけた患者は、歩行可能のものも、歩行不能のものも、適切に訓練された職員のいる病室または病棟に隔離すべきである。ベッド、病室または病棟にそのような患者がいるときは、適当な方法でそれとわかるようにしなければならない。

(184) 治療期間中は、患者の体内や体表上の取り外し可能な密封線源の数および位置を点検しなければならない。密封線源を用いて治療を受けている患者の着衣は、それらに線源が含まれていないことを確認するまでは処分してはならない。患者から線源を取り除いたあとで線源全部の明細を調べ、さらに念のため患者とその着衣をモニタしなければならない。

## F. 中性子の発生装置および線源

(185) 中性子の医学的利用には、診断と治療の両方への応用がある。生体内放射化分析の診断的利用は中性子発生装置または  $^{252}\text{Cf}$  密封線源または Pu-Be のような  $(\alpha, n)$  線源を含む密封線源を用いて行うことができる。患者の受ける線量当量が大きくなるので、中性子を X 線に優先して日常的に患者の撮影に使うべきでない。

(186) X線や $\gamma$ 線の応用に比べて、中性子の診断や治療への利用を面倒にする多くの物理的要因がある。第一に、中性子の測定は、作業環境においても個人の線量測定に関しても、低LETの放射線よりももっと複雑である。中性子と物質との相互作用のため、遮蔽は低LET放射線よりも困難であり、また線質係数の値が変化するので遮蔽係数の算出は複雑になる。また、有効線錐を鋭く絞ることもより困難である。このことは、患者防護の問題を光子の場合よりも困難なものにしている。最後に、中性子には空気や線源あるいは発生装置のすぐ近くの物質に放射能を誘導するというもう一つの複雑さがある。これらの理由のために、診断や治療の目的に中性子を使うのは、この分野で特別に訓練を受けた人々だけに制限すべきである。

(187) もし中性子を診断や治療に用いるとしたら、特別な注意を払うべきいくつかの実施上の問題点がある。その問題点の大部分はX線や $\gamma$ 線の使用にあてはまるものと同様であり、X線、 $\gamma$ 線に関する項目の多くは、中性子による診断と治療にも等しく適用される。中性子治療に使われるシステムは広範囲にわたっているので、漏洩放射線を利用線錐の百分率で表現することが便利である。実施しうる場合にはいつでも、漏洩線による空気中の組織カーマは、同じ距離における一次線錐中のその1%未満であるべきである。もう一つの実施上の問題は、治療室内のとくにターゲットの近くにある物体の中性子による放射化である。これらのものは、適当に保管し遮蔽すべきである。そして、しばしば使うものであれば、それを治療室内に置いておくことが望ましい。治療室内にあるものを選ぶときには、放射化の重要性を考慮に入れるべきであり、金属、とくにアルミニウム、マンガンを含む鋼材、およびその他の、たとえばガラス(ナトリウムを含む)のような材料の使用を避けるとよい。治療の後、患者も測定できる程の放射能を帯びるであろう。しかし、ほとんどの放射性核種は非常に短半減期であり、比較的長い寿命の $^{24}\text{Na}$ でも、特別の用心を必要としない放射能レベルである。

## G. 患者の防護

### 臨床的手段

(188) “医療被曝”という用語は、診断、治療および研究を目的とした、あらゆる型の患者の放射線被曝に適用する。

(189) 前の章までの多くの勧告は、患者の放射線量を減らすことも目的としている。以下の諸項は、装置と直接には関係の少ない防護の面をおもに取り扱う。この報告書では、最善の診断法または治療法に関しては指針を与えていないが、操作手順のいろいろの面について勧告がなされている。放射線を患者に使用する人々は、方法に関する技術上および臨床上の進歩に遅れないようにすることが大切である。

(190) 近く刊行される ICRP Publication 「X線診断における患者の防護」は、X線診断における患者防護のよいやり方に対する指針を提供している。

(191) ICRP Publication 26 の 205 項で、委員会は次のことを再度強調している：

“(205) 技術に慎重な注意を払うことによって、多くの場合、医療行為の価値を損うことなく、それに基づく線量をいちじるしく軽減することができることを、委員会は再び強調したい。使用する技術と設備は一般に次のことができるようにすべきである；

身体の検査部位にある組織の受ける線量を、その特定の患者について必要な情報を得ることと両立し得る最小限にまで減らすこと；

必要な反応がほとんど確実に得られるような大きさの治療線量を身体の治療部位に与えること；

身体の他の部位の被曝を実行可能なかぎり制限すること。”

(192) B章“線量制限体系”で、医用放射線の分野における最適化の適用という複雑な問題を議論しているのです。読者はその章を参照されたい。

(193) よい臨床的判断とは、患者を不必要に照射しないということの意味する。それゆえ、以前に行われた放射線検査のデータを含む、関連する臨床上のあらゆる情報を調べ、また放射線による検査や治療を要請し、あるいは開始する前に、それに代わる方法を考慮することが大切である。しかしながら、放射線が危険だからといって、必要な検査や治療を差し控えたりしないことも同様に重要である。

(194) いったん放射線医学的検査の方法を選んだら、希望する診断情報を確保するのに必要な最小の患者の被曝で検査を実施しなければならない。

(195) なにびとも、十分な技術上の能力がなければ医用放射線装置を操作してはならないし、また電離放射線の物理的性質と有害な影響についての十分な知識なしに、放射線医学的手段を行ってはならない。

(196) 医師の多くは患者の照射を含む何らかの決定に関与すると思われるので、放射線の基礎の幅広い訓練を行うことは、全医学生にとって有益であろう。それゆえ、医学生のカリキュラムには、少なくとも放射線の危険度についての基本的事項と、とくにより臨床的判断を下すのに必要な要素に関連した、いろいろな放射線医学的手段のエフィカシーを理解するのに必要な基礎を含めるべきである。

(197) 患者の防護に関する勧告の解釈が、ときとして不当な警告をひき起こし、そのためにある患者が必要な医療を求めることを躊躇するということがあった。いろいろな型の診断および治療目的の照射からの放射線の危険度と一般的な利益、およびそれらの照射の必要性について、依頼医や公衆に教えるようにあらゆる努力をすべきである。

(198) 防護の根本として要求されることは、患者に対する線量、とくに生

殖腺，赤色骨髄，女性乳房，胎児など放射線に感受性の高い臓器への線量が，適切な診断情報を得たり，希望する治療効果をあげるのに必要と思われる線量より大きくなってはならないということである。

## X 線 診 断

(199) 患者への線量は，線質（電圧，ろ過），線錐の方向，線源-皮膚間距離，照射野の大きさ，記録系の感度などの因子，および照射の回数によっても影響される。X線診断におけるこれらの因子に関する評価は，近く刊行される ICRP Publication「X線診断における患者の防護」で与えられる。

(200) 透視は，撮影だけでは必要な情報を得ることが期待できない場合に限らなければならない。

(201) 患者，とくに若い人の生殖腺が利用線錐の中あるいはその近くにある場合，あるいは胎児が照射されそうな場合は注意を払うべきである。もし，患者の生殖腺がどうしても線錐の範囲内に入ってしまうけれども，実際には照射する必要がないのならば，実行できる範囲で生殖腺を遮蔽すべきである。

(202) ICRP Publication 26 の 206 項には，次のように書かれている。

“(206) 胚または胎児への放射線傷害のリスクがあるため，生殖能力のある女性の下腹部を含む放射線検査をするかどうかを決定する場合に，妊娠している可能性は考慮すべき要因の一つである。このような検査が月経開始後の 10 日間のうちに行われるならば，発育中の胚に何らかの危険性をもたらすことはほとんどありそうにないが，その女性が妊娠しているとわかっていると否とにかかわらず，存在するかもしれない胚または胎児に対する被曝が確実に最小となるように，放射線技術の詳細に常に注意を払うべきである。”

(203) 産科的な検査では，可能なかぎりいつも，電離放射線より超音波を選ぶべきである。

(204) X線検査を待っている患者は，それが行われている部屋の外で待た

( 48 )

なければならない。彼等は、医療被曝以外の被曝に適用される制限を受ける。

( 205 ) 必要な診断情報を与える最も感度の高いフィルムと増感紙の組み合わせを用いるべきである。スクリーンタイプのフィルムは、ノンスクリーン技術には使うべきでない。

( 206 ) フィルムがかぶらないように注意すべきである。正しい露出を保つために、患者のサイズに基づいた撮影条件表を利用できるようにしておくことを強く勧告する。それに代わるものとして、自動露出調節機構が有用であろう。特定の検査のために、電離箱を適当に選び、そして定めた位置におくことも重要である\*。そのやり方に合った正しいタイプのフィルムあるいはフィルム-増感紙の組み合わせを使うように注意しなければならない。カセットの中のフィルムと増感紙のタイプを、技師によくわかるように明瞭に印しておくべきである。また、1つの科内で複数の違うタイプのフィルムを使い、それを同じ暗室内で装填するときには、カセットに触れてわかる印をつけておくと、暗室内で確認できて、該当するフィルムを装填することができるので有用である。かぶりは、不完全な暗室安全灯（たとえば不適切なフィルタ：大きすぎるワット数）、X線室内での散乱線あるいは高電圧発生器容器内の整流管のような、思いがけない線源からのX線、あるいは熱や高湿度によって生ずるであろう。かぶりは、自然放射線バックグラウンドによっても起こるが、これは、とくに放射能をもった建築材料を避け、フィルムの貯蔵場所を遮蔽し、あるいは貯蔵期間を制限することによって減らすことができるであろう。

( 207 ) フィルム処理量が多いところでは、信頼性と再現性を高めるように自動現像機を使用すべきである。

( 208 ) 手現像では、現像液と定着液を 18-21°C (65-70°F) の温度範囲内

\* 訳注 この文は、原文では6行下の「……有用である。」に続くものであるが、自動露出調節機構に関連したものであるのでここに挿入した。(次に刊行する ICRP Publ. 34「X線診断における患者の防護」の中の4.9節“再撮影フィルムの減少”を参照)



に維持するのが普通であるが、周囲の温度がしばしばこれを超え、そして冷却装置が使えないところでは、他の適当な処理用の薬品を使うべきである。現像液の温度は、正確な温度計を用いて常にチェックすべきである。現像液は必要に応じて補充し、定期的な間隔で更新しなければならない。

(209) *ICRP Publication 26* の 202 項では次のように述べている。

“(202) ある個人の仕事に対する適性の評価、法医学上の目的の情報の提供、または保険加入者もしくは受取人の健康の評価のために行われる検査は、検査を受ける個人に直接または間接に利益をもたらすであろうが、事業者、第三者および保険業者にも利益をもたらす。このような検査の正当性を算定するさいに、これらのすべての面を考慮すべきである。”

### 医学的研究

(210) *ICRP Publication 26* で、委員会は医学的研究について次のような声明と勧告を出している：

“(203) 医学上の研究プログラムの一部となっている検査または治療は、被曝する個人にとって直接の利益をもたらす場合もあり、もたらさない場合もある。診断または治療の新しい実験的な方法が、被験者である患者の利益になりうる場合、その行為の正当性は、他の医療上の被曝に対するのと同様な方法で判定することができる。それにもかかわらず、その行為は、実験的な性格であるという理由から、徹底的に検討されるべきである。”

“(204) その人の直接の利益を目的としないような研究およびその他の調査のための意図的な照射は、被曝が照射される人のもっているかもしれないどんな病気とも何ら関係のない状況のもとでは、正しい資格がありかつ訓練された人々によってのみ行われるべきである。このような照射は、適切な専門家団体の助言を受け、地方および国の規制にしたがったうえ、それを行うことになっている施設の責任をもつ者の同意のもとでのみ行われるべき

である。推定されるリスクは当事者に説明されるべきであり、その当事者は自由意志を十分に行使できる志願者であるべきである。線量が高くなるほど、真の志願者であることを保証する条件と、リスクを理解するその人の能力についての要求とを、ますます厳しくすべきである。したがって、子供や真の同意を与えることが不可能とみなされる人々をこの種の目的で照射することは、予期される線量が低く（たとえば、公衆の構成員に適用される線量当量限度の1/10程度）、かつ、このような人々に対し法的な責任を有する人々によって有効な承認が与えられた場合にのみ、行われるべきである。このような条件のもとで被曝した個人は、その被曝からは直接的な利益を何も得ないので、その損害がなお容認できることを保証することと、したがって、認定限度を設定することが必要である。しかしながら、被曝に伴う損害の大きさは、被曝した個人の年齢と健康状態に依存し、一般的に適用できる限度を設定することはできない。それゆえ、各研究プログラムに対し適切な限度を認定すべきである。”

## H. モニタリング

### 緒 論

(211) *ICRP Publication 12\** の中で委員会は、作業者の放射線防護のモニタリングの一般原則を述べている。

(212) モニタリングという一般用語は、放射線および放射性物質による被曝の算定あるいは管理に関連する測定に用いられる。

---

\* この報告書の改訂版が準備されつつある。(訳注 これは *ICRP Publication 35* (1982) として刊行された。)

(213) モニタリングプログラムは、施設が稼動し始める前あるいは新しい放射線医学的手法の導入前に立案すべきである。

(214) これらの測定は、作業場所のモニタリングと作業者の個人モニタリングとして行うことができる。モニタリングをさらに日常モニタリング、作業モニタリング、特殊モニタリングの3つの異なった型に細分すると便利である。日常モニタリングは、継続的な作業に関するものである。作業モニタリングは、ある特定の作業についての情報を得るために行われる。特殊モニタリングは、異常状態に実際になったときあるいはその疑いがあるときに適用される。

(215) あらゆる種類の体外放射線を、それ1つだけで正確に測定できるというような測定器具や方法は存在しない。したがって、非常に重要なことは、資格のある人は施設の中でどんな放射線が出ると考えられるかを決定しなければならず、またそれに適した測定器または測定法を指定しなければならないということである。

(216) すべての放射線計測器は校正しておかなければならないし、安定性を簡単にチェックできる方法を用いるべきである。校正は、実際に遭遇する条件に特有のものか、または、特定な条件に該当する校正定数を引き出すことのできる応答曲線の形のいずれかであるべきである。

(217) 作業場所のモニタリングと作業者の個人モニタリングの記録は、保管しなければならない。記録を保管する目的や、記録の種類と内容および記録保管システムの規模は、国の要請、被曝傾向の評価、集団線量当量あるいは平均線量当量の評価、および、医学上の目的および法的な目的への記録の使用、といったことに影響される。

#### 個人モニタリング

(218) 委員会の勧告は2段階の作業条件を設定している。作業条件Aとは、

年線量当量が該当する年限度の 3/10 を超えるおそれのある条件をいう。作業条件 B とは、年線量当量が該当する限度の 3/10 を超えることはありそうにない条件をいう。作業条件 B では、個人モニタリングは一般に不要である。経験によれば、医療の分野で作業している人の大部分は、作業条件 B での作業の範疇に入ることが示されている。個人モニタリングは必要ではないが、この条件を満たしていることを確認するための手段として行われることはある (ICRP Publication 26, 162 項)。

( 219 ) 個人線量計は、その場にあるある種類の放射線の測定に対して十分な信頼性、感度および精度をもつように設計されるべきである。

( 220 ) 実効線量当量の算定の精度を高めることが望まれるときは、線量計の位置と、防護用エプロンのような遮蔽用具の使用に考慮を払わなければならない。鉛エプロンを着用するとき、ICRP Publication 26 の 108 項で使われた手段に替えて実効線量当量の推定を行うことが望ましいであろう。その場合、少なくとも経験によって線量分布の型がわかるまでの期間、2 つ以上の線量計を携帯することが望ましい。これらの件について助言するのは、資格のある専門家の責任であるべきである。

### 作業場所のモニタリング

( 221 ) 作業場所の日常モニタリングは、その作業環境が連続した作業に対して支障がなく、作業手順の再評価が必要になるような変化が起こっていないことを示すために行われる。

( 222 ) 作業モニタリングは、ある特定の作業をチェックし、必要ならば作業の実施について直ちに決定を下すための根拠を提供するためのものとして意図されている。特殊モニタリングは、適切な管理をするために役立つ情報が不足しているような作業環境における状況、または事故を含めた異常状態で行われる作業を扱うことになろう。

## モニタリングの結果の評価

(223) モニタリングの目的に用いられる検出器と測定器の読み値の評価は、委員会あるいは国または地方当局が示した勧告の観点でモニタリングの結果を解釈できるような方法で行われなければならない。この評価と解釈は、有資格者によりなされなければならない。

## 文 献

- ICRP Publication 12. General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers.* Pergamon Press, Oxford, 1969. 訳注: *ICRP Publication 35* (1982) として改訂版が刊行された。
- ICRP Publication 15/21. Protection Against Ionizing Radiation from External Sources.* Pergamon Press, Oxford, 1976.
- ICRP Publication 25 (Annals of the ICRP, 1, (2)). Handling and Disposal of Radioactive Materials in Hospitals and Medical Research Establishments.* Pergamon Press, Oxford, 1977.
- ICRP Publication 26 (Annals of the ICRP, 1 (3)). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.* Pergamon Press, Oxford, 1977.
- Annals of the ICRP. Statement after the Stockholm Meeting of the International Commission on Radiological Protection.* Ann. ICRP, 2 (1). 1978.
- Annals of the ICRP. Statement and Recommendations of the 1980 Brighton Meeting of the ICRP.* Ann. ICRP, 4 (3/4), 1980.
- ICRP Publication 30 (Annals of the ICRP, 2 (3/4), 4 (3/4), 6 (2/3)). Limits for Intakes of Radionuclides by Workers.* Pergamon Press, Oxford, 1979, 1980, 1981.
- ICRP Publication: Protection of the Patient in X-ray Diagnosis* (in preparation). 訳注: *ICRP Publication 34* (1982) として刊行された。
- ICRP Publication: Optimisation of Radiation Protection* (in preparation).
- ICRU Report 25. Conceptual Basis for the Determination of Dose Equivalent.* International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington DC, 1976.

ICRU Report 33. *Radiation Quantities and Units*. International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington DC, 1980.

NBS Special Publication 554. *Proc. of Conf. on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. Held in April 1979. National Bureau of Standards, Washington DC, 1979.

WHO Technical Report Series No. 611. *Use of Radiation and Radionuclides on Human Beings for Medical Research, Training, and Non-medical Purposes*. World Health Organization, Geneva, 1977.

文 献

ICRP Publication 11. *General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers*. Pergamon Press, Oxford, 1968. ICRP Publications (1968) 11-11 (1968) 11-11.

ICRP Publication 12. *Protection Against Ionizing Radiation from External Sources*. Pergamon Press, Oxford, 1972.

ICRP Publication 25. *Criteria of the ICRP*. I. Health and Dose of Radiation. *Medical Aspects in Hospitals and Medical Research Establishments*. Pergamon Press, Oxford, 1977.

ICRP Publication 26. *Criteria of the ICRP*. II. Assessment of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford, 1977.

Annals of the ICRP. *Statement after the Stockholm Meeting of the International Commission on Radiological Protection*. Ann. ICRP, 2 (1), 1978.

Annals of the ICRP. *Statement and Recommendations of the 1980 Brighton Meeting of the ICRP*. Ann. ICRP, 4 (3/4), 1984.

ICRP Publication 30. *Criteria of the ICRP*. 2 (3/4). 8 (3/4). *Annals of the ICRP*. Pergamon Press, Oxford, 1980.

ICRP Publication 31. *Criteria of the ICRP*. 3 (1/2). *Annals of the ICRP*. Pergamon Press, Oxford, 1981.

ICRP Publication 32. *Criteria of the ICRP*. 4 (1/2). *Annals of the ICRP*. Pergamon Press, Oxford, 1982.

ICRP Publication 33. *Criteria of the ICRP*. 5 (1/2). *Annals of the ICRP*. Pergamon Press, Oxford, 1983.

ICRU Report 33. *Radiation Quantities and Units*. International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington DC, 1980.

## 付 録

### 緒 論

(224) X線と $\gamma$ 線に対する遮蔽の設計と、職員および放射線医療を受ける患者への放射線量の算定は、放射線防護の通常の仕事である。この付録には、かなり多くの出力のデータ、散乱線のデータおよび透過率のデータをグラフと表の形で載せてある。また、費用-効果解析を含む最適化の考慮に基づいた規準を満足させるための、設計手順に関するいくつかの指針も含んでいる。ICRP *Publication 15* を刊行したときには得られなかった、いくつかの新しい資料が、とくに *NCRP Report 49* と *51* から引用されている。

### X線発生装置の出力

(225) X線発生装置の、ターゲットからある距離における出力は、電圧、電流、およびビームのろ過がわかっているならば、かなりの正確さで予言することができる。しかし、出力は発生装置の型と、ターゲットの材質と形の関数である。したがって、可能ならば、問題としている発生装置の出力を実測すべきである。

(226) X線ビームの軸上における出力の典型的な値を図1-4に示す。図に示された以外の距離についての出力を計算するさいには、とくに低い電圧のとき、空気による減衰を考慮する必要のあることが知られよう。

(227) 図1-4の引用文献は次のとおりである： 図1: O'Riordan and Catt(1968); 図2: Glasser *et al.*(1959); 図3: 上の曲線は Kaye and Binks (1940); 下の曲線は Miller and Kennedy (1955)。

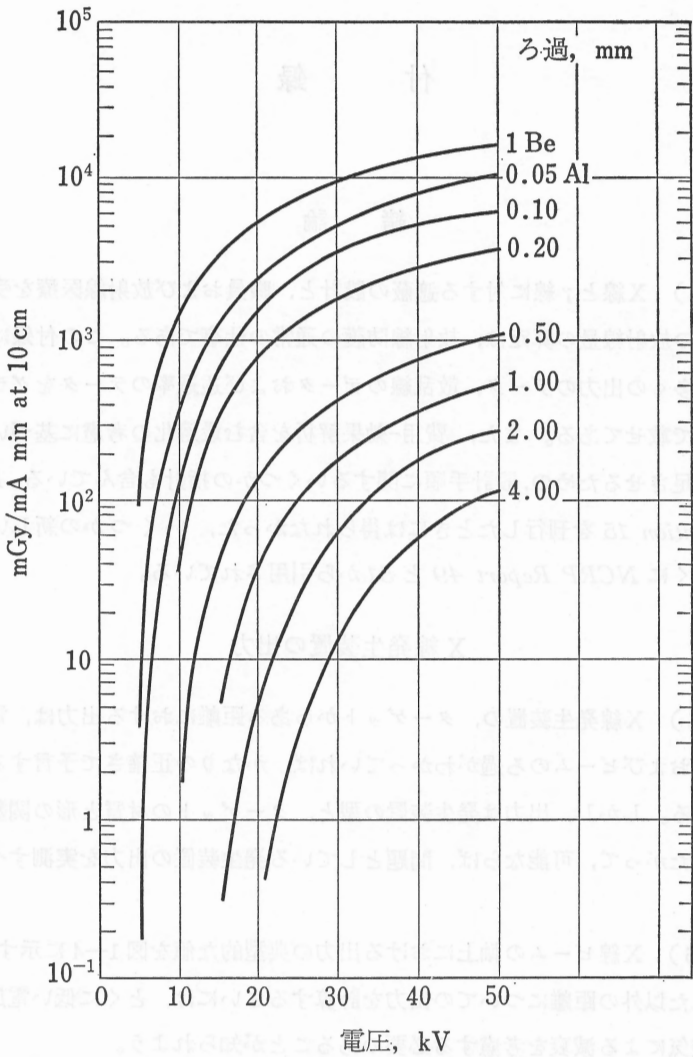


図 1 タングステン反射ターゲットを有する定電圧X線発生装置の、ターゲットからの距離 10 cm における、種々のビームろ過に対する出力。X線管の窓は 1 mm のベリリウム。



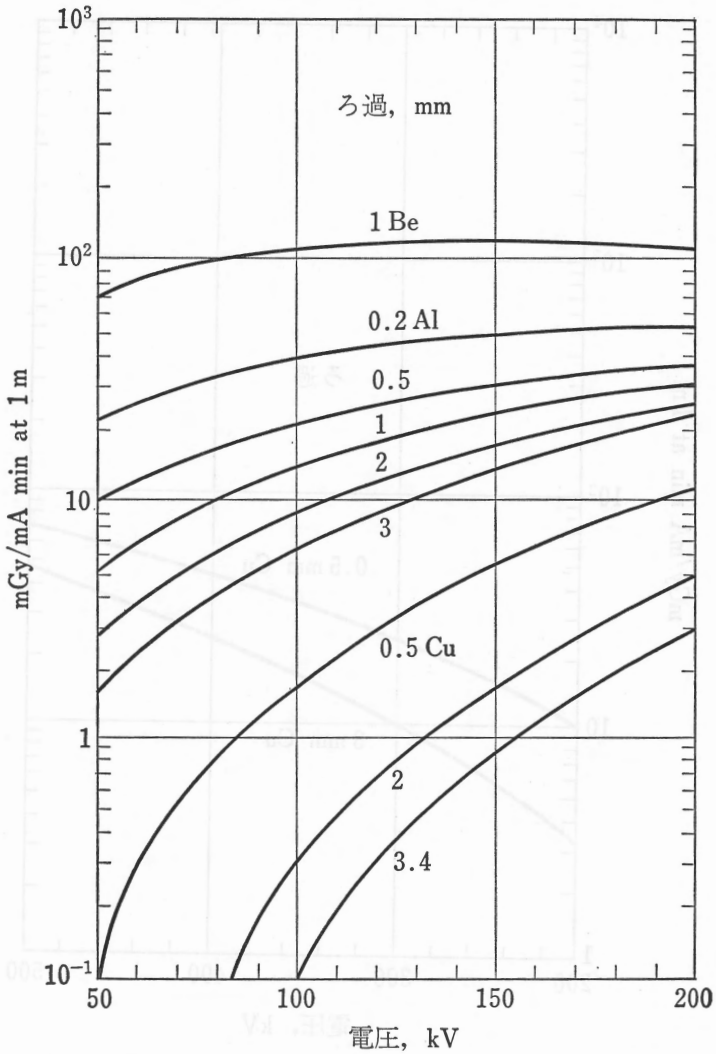


図 2 タングステン反射ターゲットを有する定電圧X線発生装置の、ターゲットからの距離1mにおける、種々のビームろ過に対する出力。X線管の窓は1mmのベリリウム。

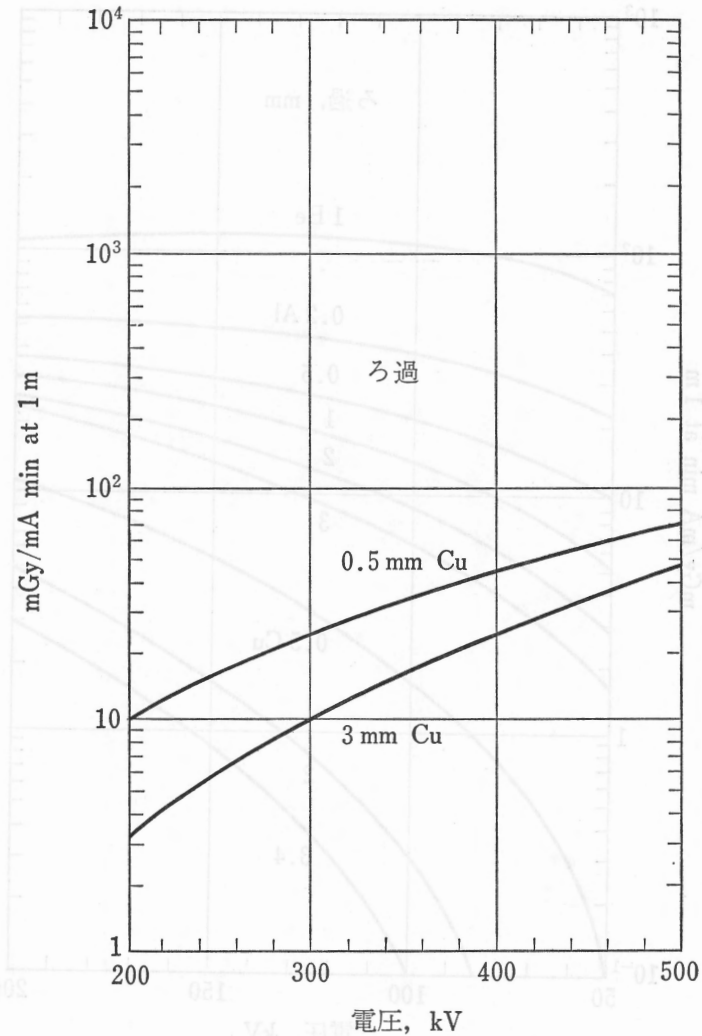


図 3 定電圧X線発生装置の、ターゲットからの距離1mにおける、種々のビームろ過に対する出力。曲線群はタングステン反射ターゲットで、全ろ過が0.5および3mmの銅の場合。

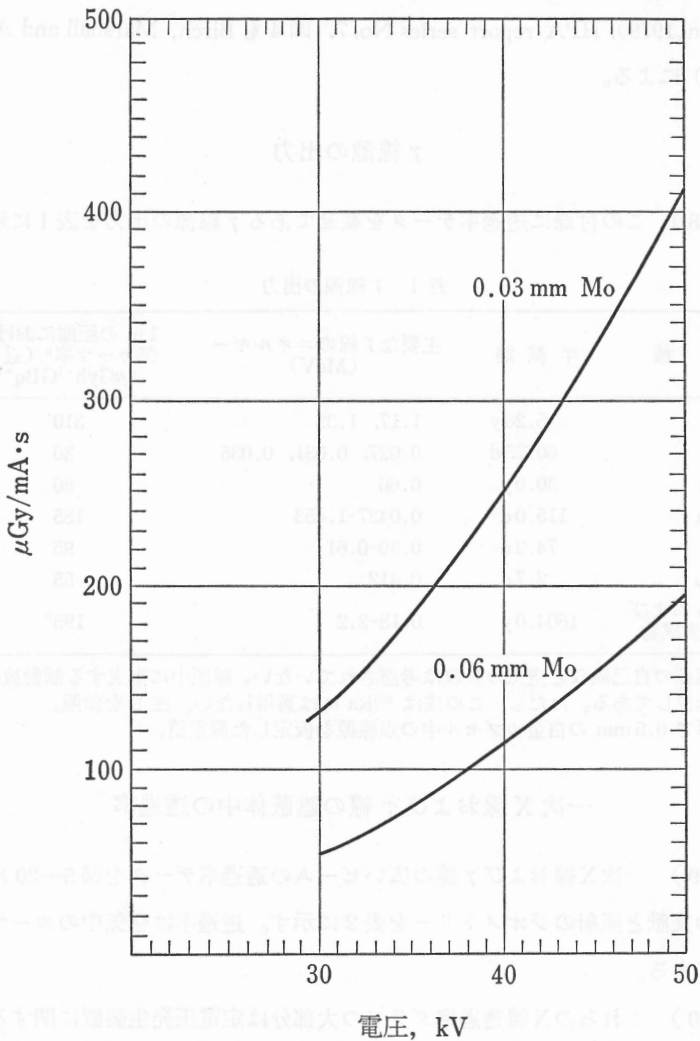


図 4 定電圧発生装置の出力, 空気カーマ, 距離 75 cm でファントムなし, モリブデン陽極X線管, 角度は $17^\circ$ ; モリブデンろ過 (0.03 mm および 0.06 mm) + 1 mm ベリリウム窓 + モリブデンろ過。

(60)

より最近の測定は図1と2の正しいことを確認した; Birch, Marshall and Ardran(1979), HPA report series No.7. 図4も Birch, Marshall and Ardran (1979) による。

### γ線源の出力

(228) この付録に透過率データを載せてあるγ線源の出力を表1に示す。

表1 γ線源の出力

核種	半減期	主要なγ線のエネルギー (MeV)	1mの距離における空気カーマ率 <sup>a</sup> (近似値) ( $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{GBq}^{-1}$ )
<sup>60</sup> Co	5.26 y	1.17, 1.33	310
<sup>125</sup> I	60.25 d	0.027, 0.031, 0.035	30
<sup>137</sup> Cs	30.0 y	0.66	80
<sup>182</sup> Ta	115.0 d	0.0427-1.453	185
<sup>192</sup> Ir	74.2 d	0.30-0.61	95
<sup>198</sup> Au	2.7 d	0.412	55
<sup>226</sup> Ra および 壊変生成物	1604.0 y	0.18-2.2	195 <sup>b</sup>

<sup>a</sup> 線源の自己吸収と空気の吸収は考慮されていない。線源中に生成する制動放射線も無視してある。ただし、この注は <sup>226</sup>Ra には適用しない。注 b を参照。

<sup>b</sup> 厚さ 0.5 mm の白金カプセル中の点線源を仮定した測定値。

### 一次 X線およびγ線の遮蔽体中の透過率

(229) 一次 X線およびγ線の広いビームの透過率データを図5—20に、またその文献と照射のジオメトリーを表2に示す。透過率は空気中のカーマ率で示してある。

(230) これらの X線透過率グラフの大部分は定電圧発生装置に関するものであるが、そのデータは、重大な食い違いを生じることなく、すべての型の発生装置に用いることができる。さらに、これらの曲線の大部分は、無視しうるほどわずかなビームろ過についてのものであり、したがってそれらは、事実上

表 2 X線および $\gamma$ 線の透過データの文献と照射のジオメトリー

放射線	遮蔽材	図 No.	ジオメトリー <sup>a, b</sup>	著者名
10- 50kV	Perspex <sup>c</sup> , 鋼鉄	5, 6	発散する広いビーム	O'Riordan and Catt (1969)
50-300kV	コンクリート	11	発散する広いビーム	Trout <i>et al.</i> (1959)
400kV	コンクリート	11	単一方向の広いビーム	Miller and Kennedy (1955)
50-200kV	鉛	7	発散する広いビーム	Binks (1943)
250kV	鉛	8	発散する広いビーム	Binks (1955)
300-400kV	鉛	8	単一方向の広いビーム	Miller and Kennedy (1955)
0.5-1MV	鉛, コンクリート	9, 12	発散する広いビーム	Wyckoff <i>et al.</i> (1948)
2MV	鉛, コンクリート	9, 12	狭いビーム	Evans <i>et al.</i> (1952)
—	—	12	発散する広いビーム	ICRP Publication 21
3MV	コンクリート	12	狭いビーム	Goldie <i>et al.</i> (1954)
—	—	—	単一方向の広いビーム	ICRP Publication 21
4MV	コンクリート	13	発散する広いビーム	Greene and Massey (1961)
6- 38MV	コンクリート	13	発散する広いビーム	Kirn and Kennedy (1954)
>38MV	コンクリート	13	発散する広いビーム	Miller and Kennedy (1956)
4- 30MV	鉛	10	発散する広いビーム	Maruyama <i>et al.</i> (1971)
4- 10MV	鉄	14	単一方向の広いビーム	NCRP Report No. 49
<sup>60</sup> Co	鋼鉄, コンクリート	15, 18	発散する広いビーム	Kennedy <i>et al.</i> (1950)
—	鉛	16	単一方向の広いビーム	Kirn <i>et al.</i> (1954)
—	ウ ラ ン	20	円筒形遮蔽体	Wright (1971)
<sup>137</sup> Cs	鉛, コンクリート	16, 18	単一方向の広いビーム	Kirn <i>et al.</i> (1954)
—	鋼 鉄	15	単一方向の広いビーム	ICRP Publication 21
—	ウ ラ ン	20	円筒形遮蔽体	Wright (1971)
<sup>182</sup> Ta	鉛	17	円筒形遮蔽体	Price <i>et al.</i> (1957)
<sup>192</sup> Ir	鋼鉄, 鉛, コンクリート	15, 17, 19	発散する広いビーム	Ritz (1958)
—	ウ ラ ン	20	円筒形遮蔽体	Wright (1971)
<sup>198</sup> Au	鉛, コンクリート	17, 19	単一方向の広いビーム	Kirn <i>et al.</i> (1954)
<sup>226</sup> Ra	鋼鉄, 鉛, コンクリート	15, 17, 19	発散する広いビーム	Wyckoff and Kennedy (1949)

<sup>a</sup> 発散する広いビームの軸は平板状遮蔽体に垂直である。

<sup>b</sup> 単一方向の広いビームは平板状遮蔽体に垂直に入射する。

<sup>c</sup> ポリメチルメタクリル樹脂 (C<sub>5</sub>H<sub>8</sub>O<sub>2</sub>)<sub>n</sub>, 他の商品名: Lucite, Plexiglass

ピーク動作電圧のみに依存する。もし、ビームろ過をしん酌する必要があるならば、図 1—3 が役立つであろう。

(231)  $\gamma$ 線の透過率データに関しては、照射のジオメトリーが透過率に影響するので、それぞれの核種と遮蔽体についてジオメトリーを承知しておくべきである。ここに掲げた以外の核種については Steigelmann の作ったマニュアル (1963) を参照することができよう。

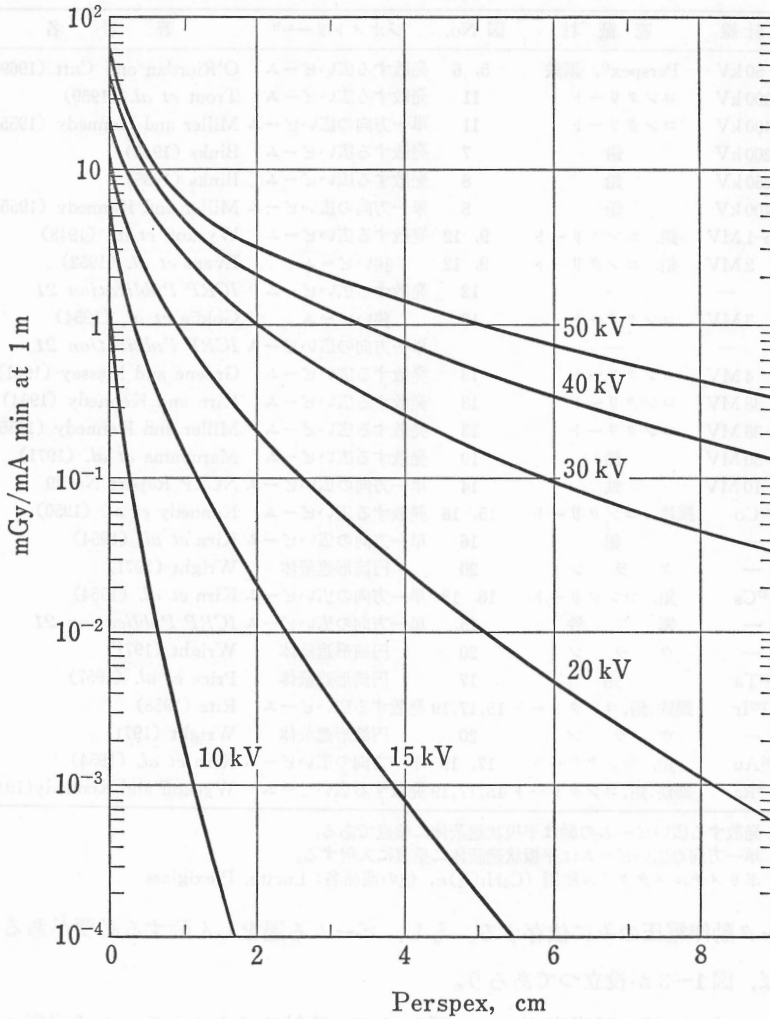


図 5 Perspex (密度  $1,200 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。  
定電圧 X 線発生装置, タングステン反射ターゲット; ビームの全ろ過はベリリウム 1mm。縦軸との交点は 50kV で 72.91; 40kV で 57.24; 30kV で 39.06。

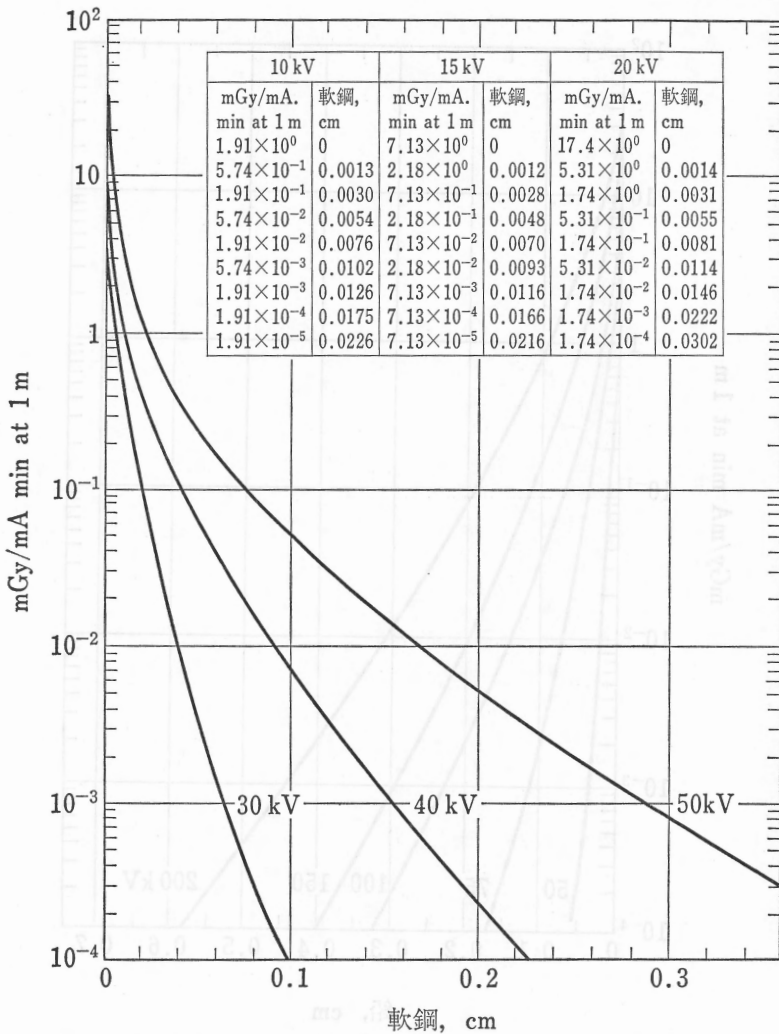


図 6 密度  $7,800 \text{ kgm}^{-3}$  の軟鋼に対する X 線の広いビームの透過率。定電圧 X 線発生装置；タングステン反射ターゲット；ビームの全ろ過はベリリウム 1mm。縦軸との交点は 50 kV で 72.91；40 kV で 57.24；30 kV で 39.06。

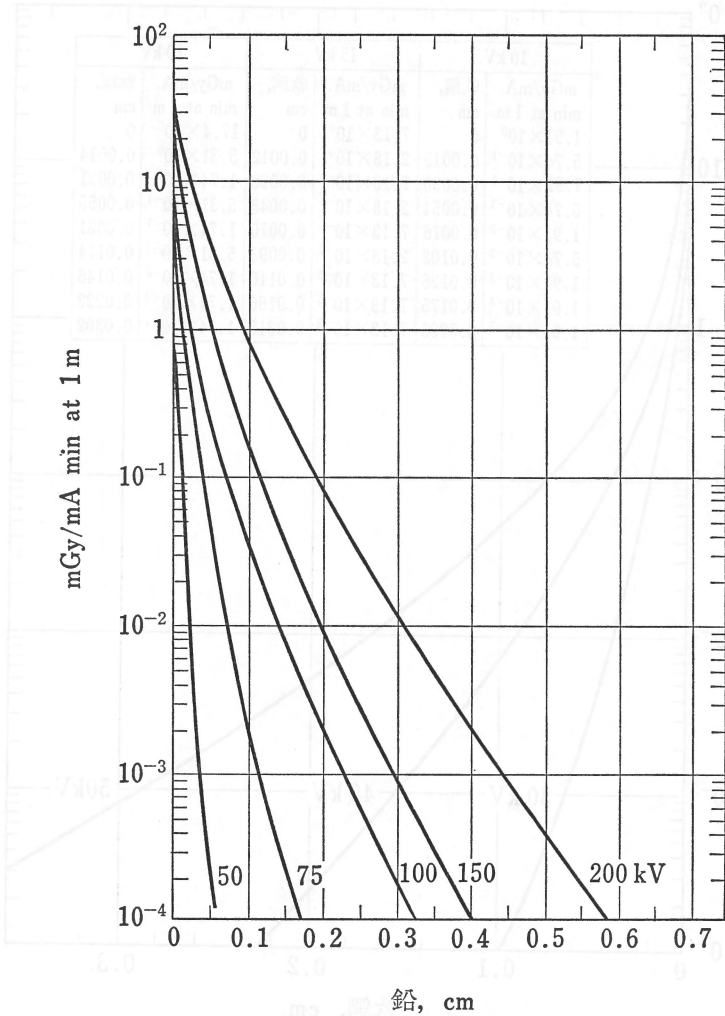


図 7 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。定電圧 X 線発生装置; タングステン反射ターゲット; ビームの全ろ過はアルミニウム 2mm。縦軸との交点は, 200kV で 28.7, 150kV で 18.3, 100kV で 9.6, 75kV で 6.1, 50kV で 2.6。



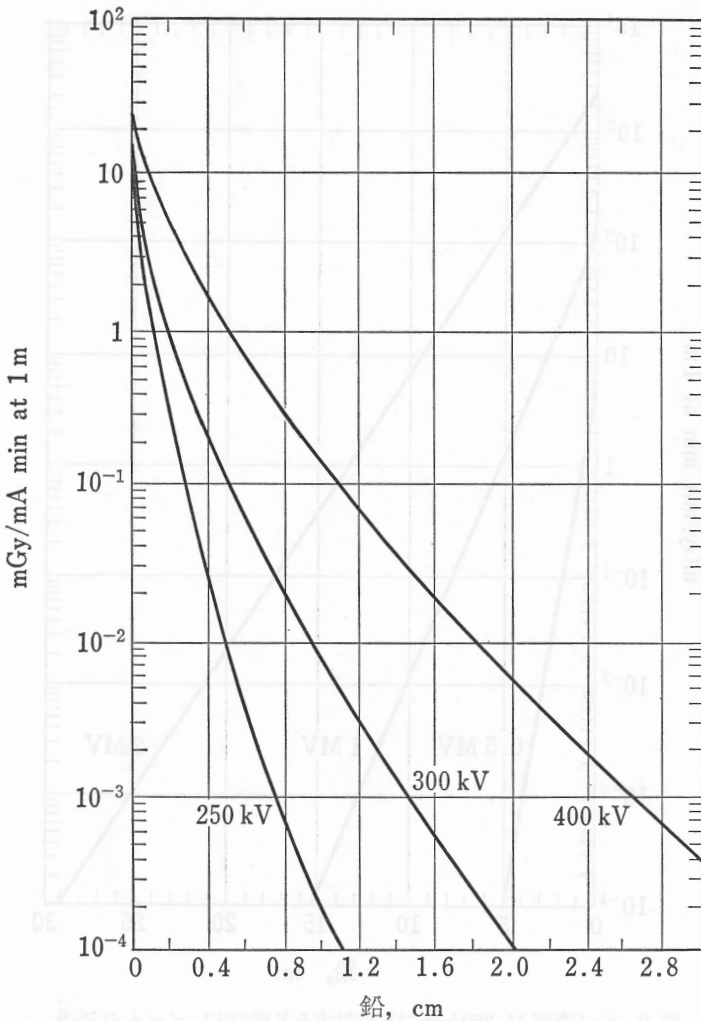


図 8 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。250 kV のデータ。定電圧 X 線発生装置; タングステン反射ターゲット; ビームの全ろ過は銅 0.5 mm。300 ないし 400 kV のデータは、定電圧 X 線発生装置; 金反射ターゲット; ビームの全ろ過は銅 3 mm。縦軸との交点は、400 kV で 23.5, 300 kV で 11.3, 250 kV で 16.5。

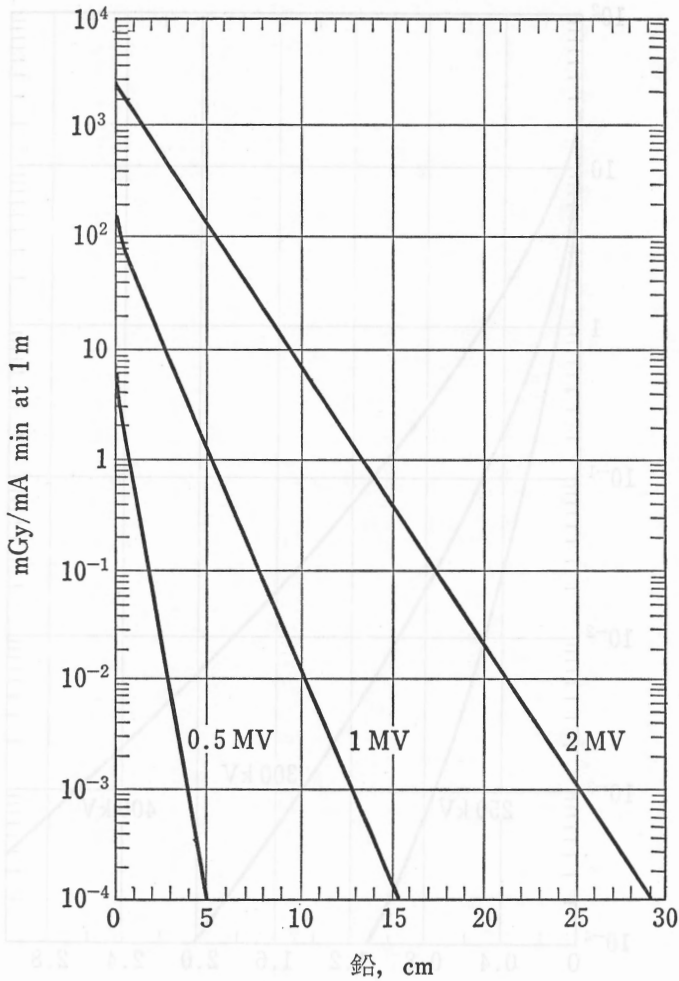


図 9 鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。定電圧 X 線発生装置。0.5 および 1.0 MV のデータは、2.8 mm のタングステン透過ターゲットに、銅 2.8 mm、水 18.7 mm、黄銅 2.1 mm のビームろ過が加わったもの。2 MV のデータは、高原子番号透過ターゲット；ビームの全ろ過は鉛当量 6.8 mm。縦軸との交点は、2 MV で 2,610、1 MV で 174、0.5 MV で 9。

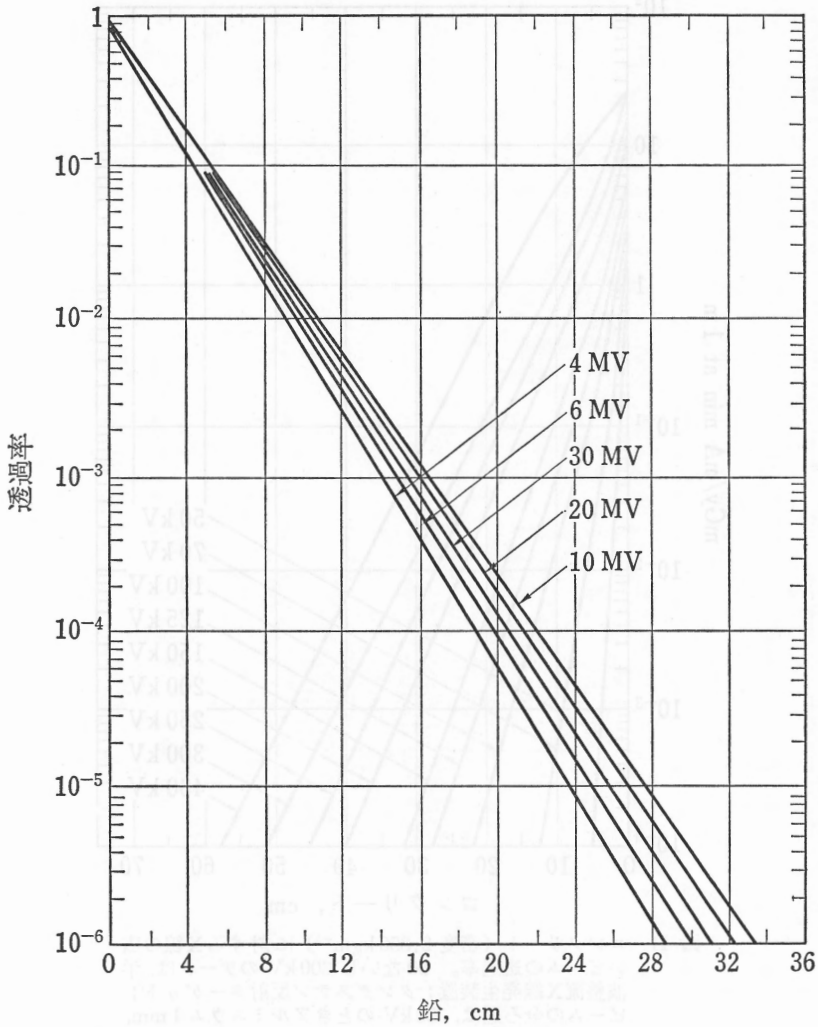


図 10 鉛(密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。ベータトロン; 白金線ターゲット  $2 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ ; ビームろ過なし。もっと高い電圧については, Miller and Kennedy (1956) を参照。

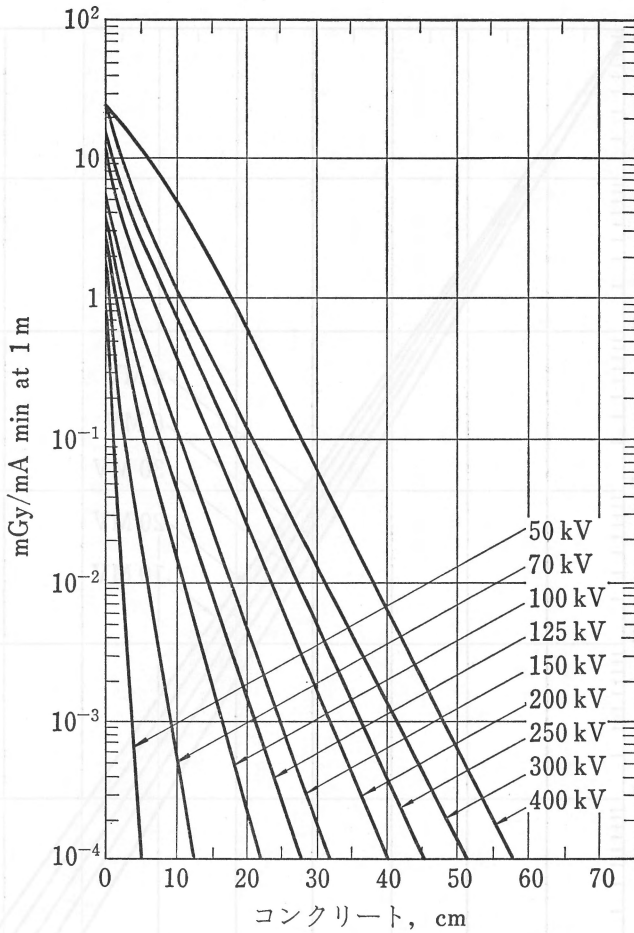


図 11 コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。50 ないし 300 kV のデータは、半波整流 X 線発生装置；タンダステン反射ターゲット；ビームの全ろ過は、50 kV のときアルミニウム 1 mm, 70 kV のとき 1.5 mm, 100 kV のとき 2 mm, 125 kV ないし 300 kV のとき 3 mm。400 kV のデータは、定電圧 X 線発生装置；金反射ターゲット；ビームの全ろ過は銅 3 mm。縦軸との交点は、400 kV で 23.5, 300 kV で 20.9, 250 kV で 13.9, 200 kV で 8.9, 150 kV で 5.2, 125 kV で 3.9, 100 kV で 2.8, 70 kV で 2.1, 50 kV で 1.7。

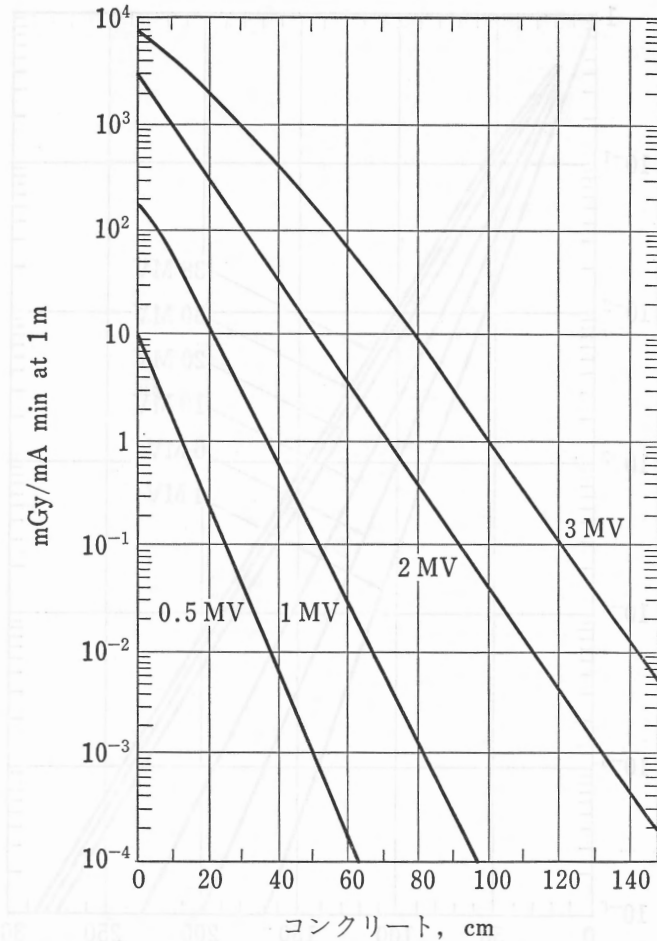


図 12 コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。定電圧 X 線発生装置。0.5 および 1.0 MV のデータは、2.8 mm のタングステン透過ターゲットに、銅 2.8 mm、水 18.7 mm、黄銅 2.1 mm のビームろ過が加わったもの。2 MV のデータは、高原子番号透過ターゲット；ビームの全ろ過は鉛当量 6.8 mm、3 MV のデータは、金透過ターゲット；ビームの全ろ過は鉛当量 11 mm。縦軸との交点は、3 MV で 7,400、2 MV で 2,600、1 MV で 170、0.5 MV で 9。

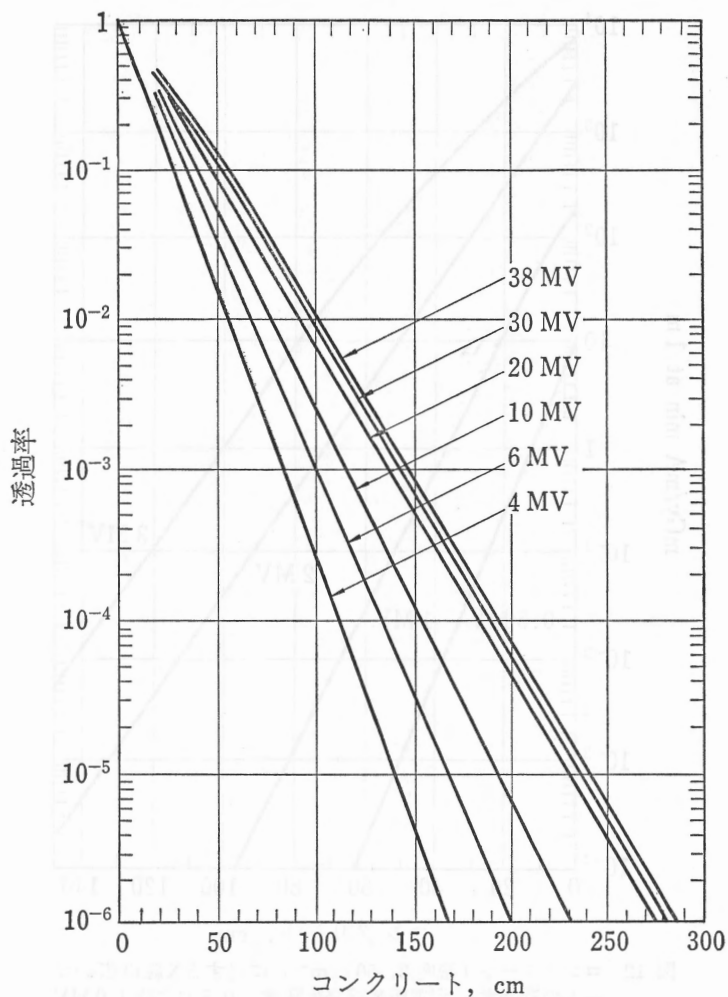


図 13 コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) に対する X 線の広いビームの透過率。4 MV のデータは、直線加速装置；1 mm の金ターゲットに、ビームのエネルギー平坦化のためアルミニウム 20 mm を加えたもの。6 MV ないし 38 MV のデータは、ベータトロン；ターゲットおよびろ過に関する記述はない。38 MV の曲線は 200 MV まで使用してよい (Miller and Kennedy, 1956)。

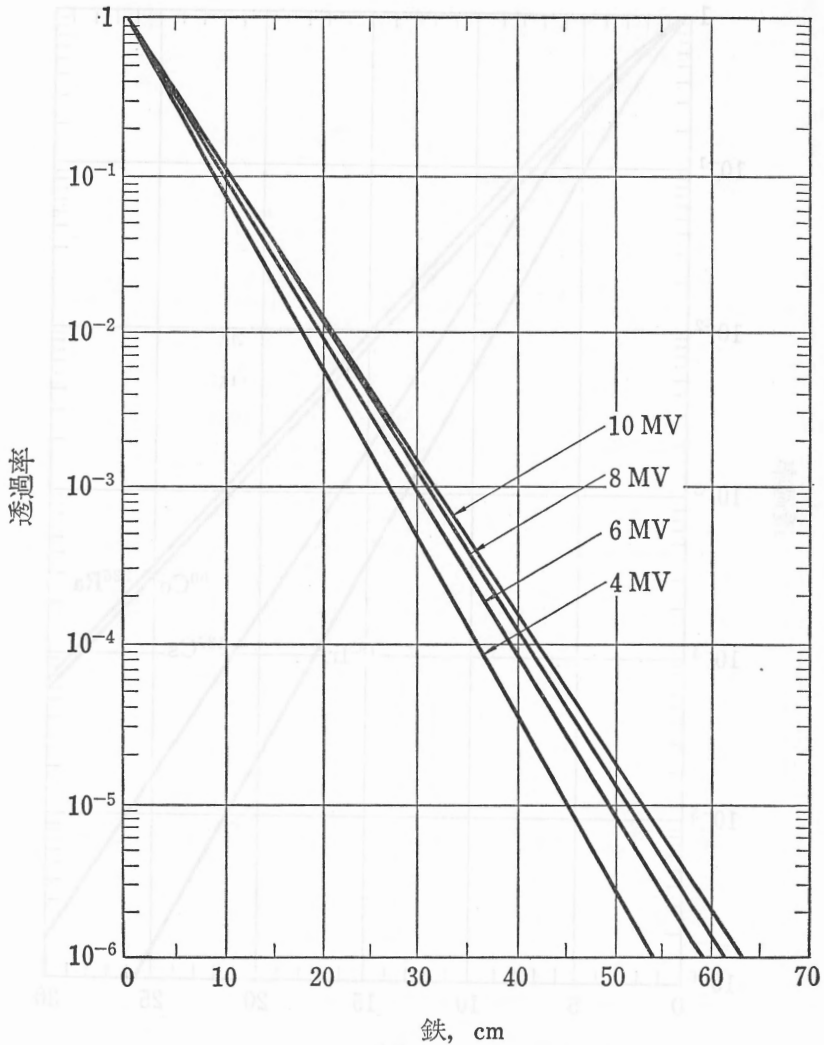


図 14 4-10 MV の X 線の鉄中の透過率, 密度  $7,800 \text{ kgm}^{-3}$   
(NCRP Report No. 49 および Maruyama より)。

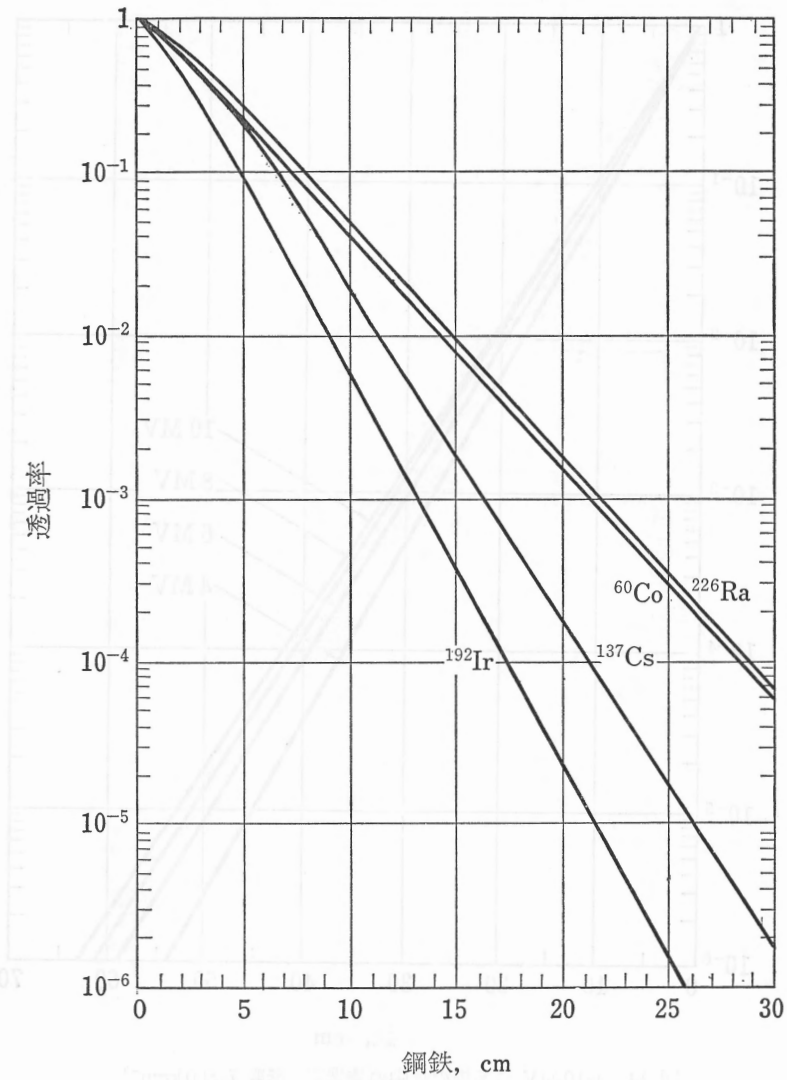


図 15 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの、鋼鉄 (密度  $7,800 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。



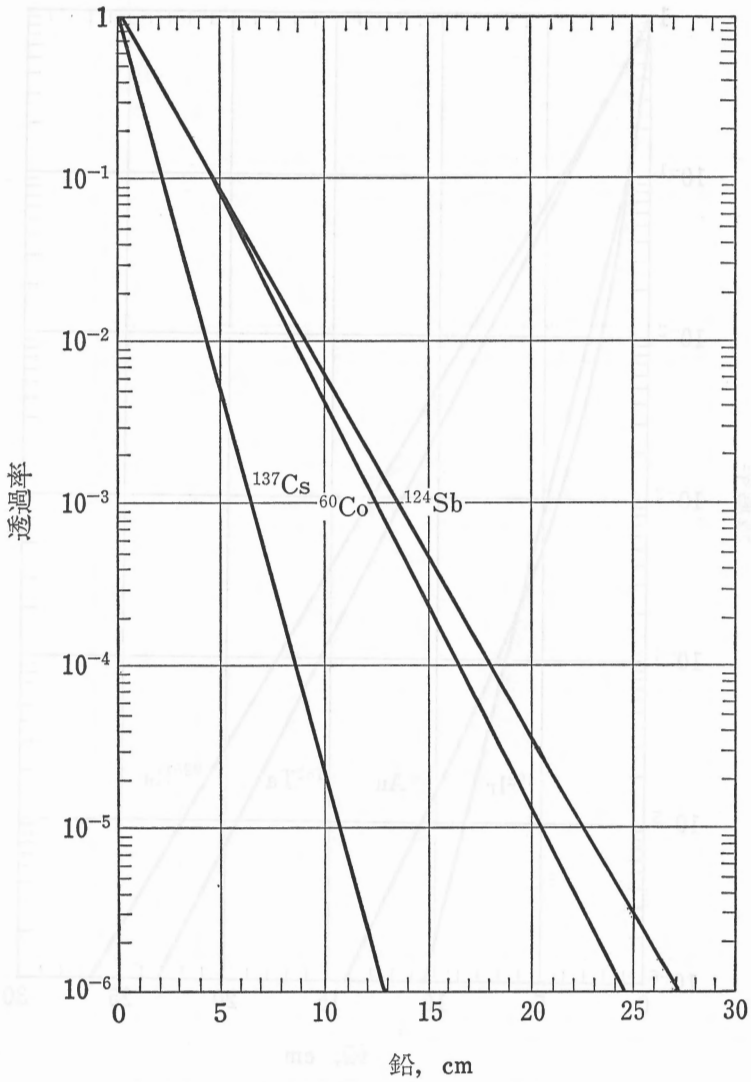


図 16 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの、鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

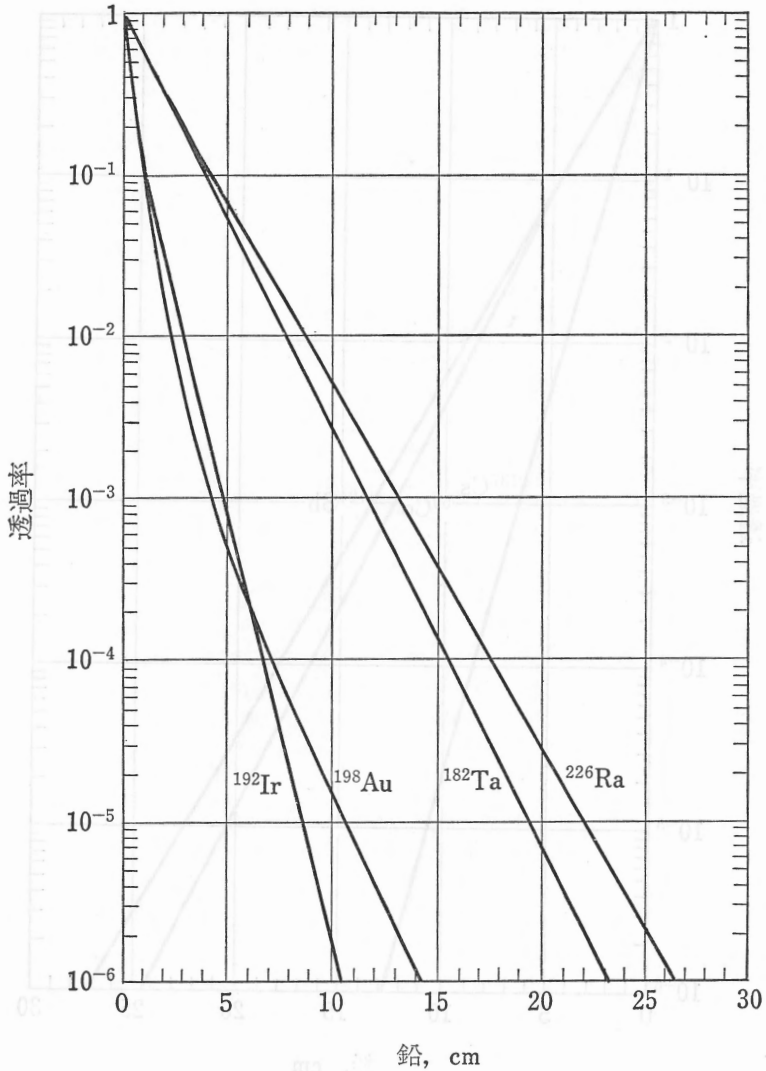


図 17 種々の放射性核種からの  $\gamma$  線の広いビームの、鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

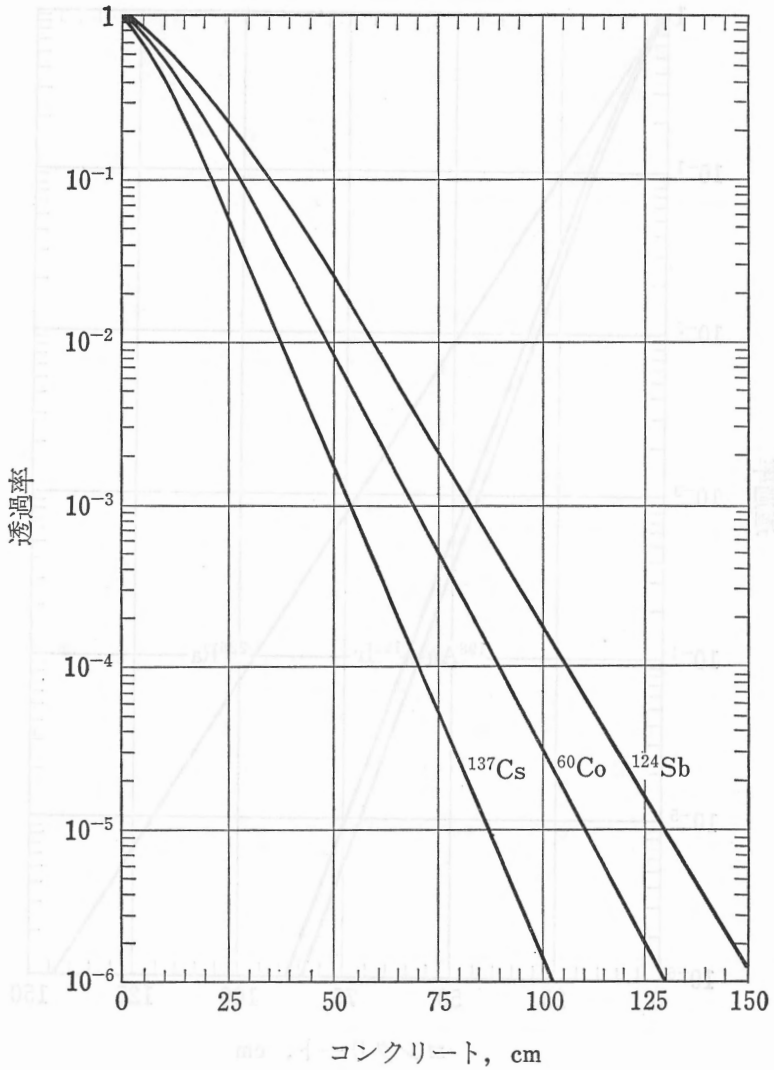


図 18 種々の放射性核種からの $\gamma$ 線の広いビームの、コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

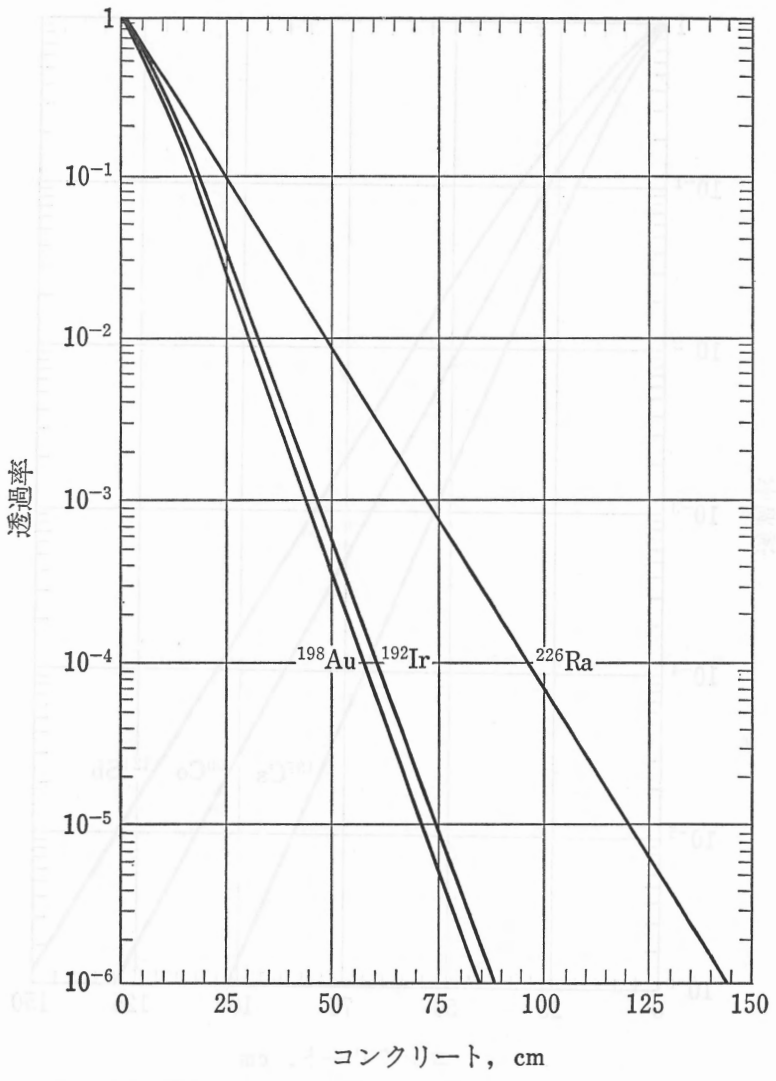


図 19 種々の放射性核種からの $\gamma$ 線の広いビームの、コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

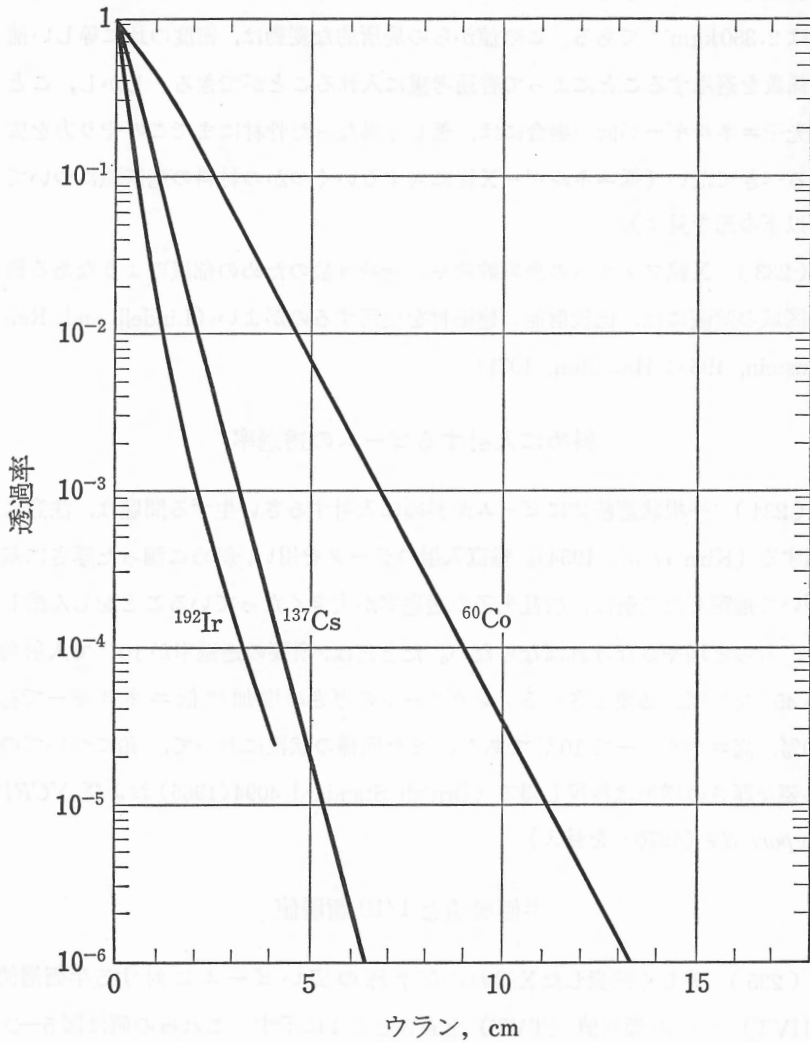


図 20 種々の放射性核種からの $\gamma$ 線の広いビームの、ウラン (密度  $18,900 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

(232) ここで考えているコンクリートは普通の骨材でできており、その密度は  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$  である。この値からの局所的な変動は、密度の比に等しい補正係数を適用することによって普通考慮に入れることができる。しかし、ことに光子エネルギーが低い場合には、著しく異なった骨材にまでこのやり方を広げるべきでない（低エネルギーX線に対するいくつかの材料の遮蔽値については以下の節を見よ）。

(233) X線フィルムの長期貯蔵や、全身計数のための部屋のようなある種の区域の遮蔽には、低放射能の建築材を使用するのがよい（Lindell and Reizenstein, 1964; Hamilton, 1971）。

#### 斜めに入射するビームの透過率

(234) 平板状遮蔽体にビームが斜めに入射するさい生ずる問題は、注意に値する（Kirn *et al.*, 1954）。垂直入射のデータを用い、斜めに測った厚さに基づいて推定した遮蔽は、散乱光子の透過率が大きくなっていることをしん酌して、もっと増やさなければならぬ。たとえば、所要の透過率が  $10^{-3}$  で入射角が  $45^\circ$  ならば、必要とされるコンクリートの厚さの増加は低エネルギーで約 20%、高エネルギーで 10% である。また同様の状況において、鉛についての必要な厚さの増加は無視し得る（British Standard 4094(1966)および *NCRP Report 34* (1970) を見よ）。

#### 半価層値と 1/10 価層値

(235) 著しく減衰したX線および  $\gamma$  線の広いビームに対する半価層値 (HVT) と 1/10 価層値 (TVT) を表 3 と表 4 に示す。これらの値は図 5—20 の透過率曲線の一番下の 1 桁から得られたものである。多くの透過率曲線のもつ形からみて、HVT および TVT は一次線に対する遮蔽要件の計算には使用できないが、漏洩放射線に要求される遮蔽の計算には用いられよう。

表 3 大幅に減衰したX線の広いビームに対する、  
およその半価層値と 1/10 価層値

X 線 源	半 価 層, cm		1/10 価 層, cm	
	鉛	コンクリート	鉛	コンクリート
50 kV	0.005	0.4	0.018	1.3
70	—	1.0	—	3.6
75	0.015	—	0.050	—
100	0.025	1.6	0.084	5.5
125	—	1.9	—	6.4
150	0.029	2.2	0.096	7.0
200	0.042	2.6	0.14	8.6
250	0.086	2.8	0.29	9.0
300	0.17	3.0	0.57	10.0
400	0.25	3.0	0.82	10.0
0.5 MV	0.31	3.6	1.03	11.9
1	0.76	4.6	2.52	15.0
2	1.15	6.1	3.90	20.1
3	—	6.9	—	22.6
4	1.48	8.4	4.9	27.4
6	1.54	10.2	5.1	33.8
10	1.69	11.7	5.6	38.6
20	1.63	13.7	5.4	45.7
30	1.57	13.7	5.2	45.7
38	—	13.7	—	45.7

表 4 大幅に減衰したγ線の広いビームに対する、  
およその半価層値と 1/10 価層値

核種	遮 蔽 材							
	ウラン, cm		鉛, cm		鋼鉄, cm		コンクリート, cm	
	HVT	TVT	HVT	TVT	HVT	TVT	HVT	TVT
<sup>60</sup> Co	0.7	2.2	1.2	4.0	2.0	6.7	6.1	20.3
<sup>137</sup> Cs	0.3	1.1	0.7	2.2	1.5	5.0	4.9	16.3
<sup>182</sup> Ta	—	—	1.2	4.0	—	—	—	—
<sup>192</sup> Ir	0.4	1.2	0.6	1.9	1.3	4.3	4.1	13.5
<sup>198</sup> Au	—	—	1.1	3.6	—	—	4.1	13.5
<sup>226</sup> Ra	—	—	1.3	4.4	2.1	7.1	7.0	23.3

低エネルギー X 線に対する、選ばれたいくつかの材料の遮蔽値

(236) 低い光子エネルギーでは、透過率は遮蔽体の組成に鋭敏に依存するので、X線使用施設に普通に用いられている材料の遮蔽値を知る必要がある。これらの遮蔽値を表す伝統的な方法は、材料の鉛当量を厚さとX線発生電圧の

表 5 低エネルギーX線に対する種々の材料の鉛当量<sup>a</sup>

遮 蔽 材	遮蔽材 の密度 kg m <sup>-3</sup>	遮蔽材 の厚さ cm	下に示す印加電圧 (kV) における鉛当量 (cm)								
			50	75	100	150	200	250	300	400	
粘土製レン ガ <sup>b</sup>	1,600	10	0.06	0.08	0.09	0.08	0.08	0.10	0.11	0.13	
		20	0.14	0.17	0.19	0.17	0.17	0.23	0.30	0.45	
		30	0.22	0.27	0.31	0.26	0.26	0.40	0.55	0.85	
		40	—	0.38	0.45	0.37	0.37	0.60	0.83	1.27	
		50	—	—	—	0.48	0.48	0.81	1.13	1.71	
バライトプ ラスターま たはバライ トコンクリ ート <sup>b</sup>	3,200	1.0	0.09	0.15	0.18	0.09	0.07	0.06	0.06	0.08	
		2.0	0.18	0.27	0.33	0.18	0.14	0.13	0.14	0.16	
		2.5	0.23	0.33	0.40	0.22	0.17	0.17	0.18	0.20	
		5.0	—	—	—	0.43	0.34	0.36	0.39	0.43	
		7.5	—	—	—	0.59	0.50	0.56	0.61	0.68	
		10.0	—	—	—	—	0.68	0.77	0.84	0.95	
鋼 鉄 <sup>c, d</sup>	7,800	12.5	—	—	—	—	—	—	1.08	1.21	
		0.1	—	0.01	0.02	0.01	0.01	—	—	—	
		0.2	—	0.03	0.03	0.02	0.02	—	—	—	
		0.3	—	0.05	0.05	0.03	0.03	—	—	—	
		0.4	—	0.07	0.07	0.04	0.04	—	—	—	
		0.5	—	0.09	0.09	0.05	0.04	0.03	0.03	0.04	
		1.0	—	—	—	0.09	0.08	0.08	0.08	0.09	
		2.0	—	—	—	0.17	0.16	0.17	0.19	0.24	
		3.0	—	—	—	0.25	0.23	0.28	0.33	0.43	
		4.0	—	—	—	0.33	0.30	0.38	0.47	0.65	
5.0	—	—	—	0.40	0.37	0.49	0.63	0.88			

<sup>a</sup> ジオメトリーについては本文を見よ。

<sup>b</sup> Binks (1955)

<sup>c</sup> Kaye *et al.* (1938)

<sup>d</sup> Trout and Gager (1950)



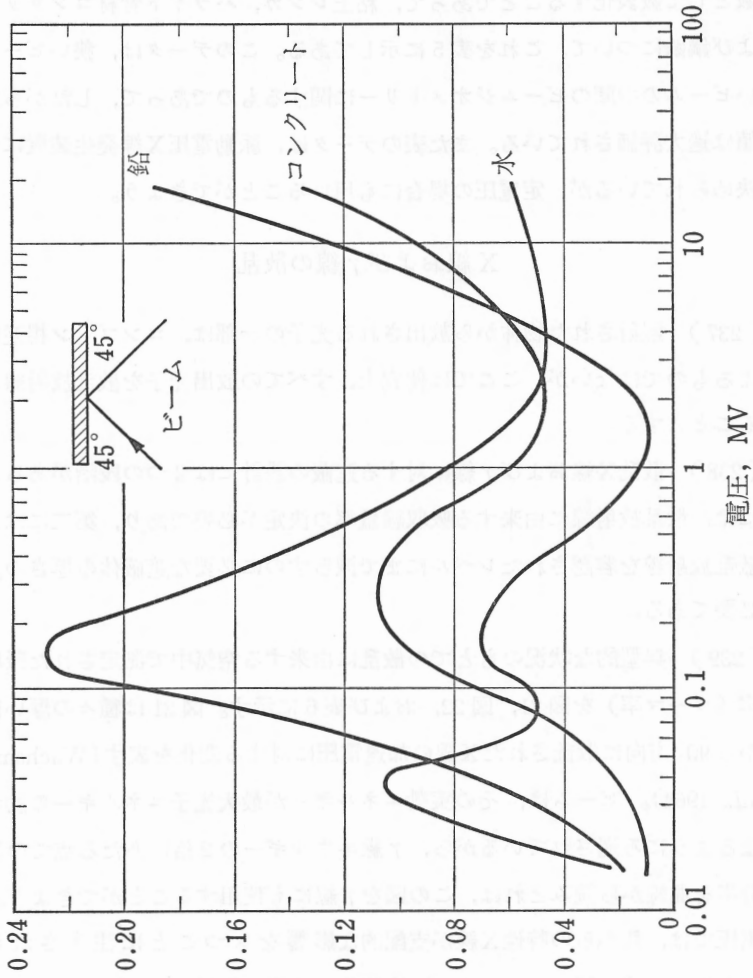
関数として数表化することであって、粘土レンガ、パライト骨材コンクリートおよび鋼鉄について、これを表5に示してある。このデータは、狭いビームと広いビームの中間のビームジオメトリーに関するものであって、したがって遮蔽値は過大評価されている。また表のデータは、脈動電圧X線発生装置について決められているが、定電圧の場合にも用いることができよう。

### X線および $\gamma$ 線の散乱

(237) 照射された物体から放出される光子の一部は、コンプトン相互作用によるものではないが、ここでは便宜上、すべての放出光子を散乱放射線に含めることとする。

(238) 散乱X線および $\gamma$ 線に対する遮蔽の設計には2つの段階がある。第一には、散乱放射線に由来する吸収線量率の決定が必要であり、第二には、この散乱放射線を容認されたレベルにまで減らすのに必要な遮蔽体の厚さの算定が必要である。

(239) 典型的な状況のもとでの散乱に由来する空气中で測定された吸収線量率(カーマ率)を図21、図22、および表6に示す。図21は種々の厚い散乱体から $90^\circ$ 方向に散乱されたX線の加速電圧に対する変化を表す(Wachsmann *et al.*, 1964)。ビームは、その実効エネルギーが最大光子エネルギーの約半分になるようにろ過されているから、 $\gamma$ 線エネルギーの2倍にあたる点での散乱百分率を曲線から読みとれば、この図を $\gamma$ 線にも使用することができよう。低い電圧では、鉛からの特性X線が支配的な影響をもつことに注意されたい(Lindell, 1954)。厚いコンクリート遮蔽体に垂直に入射するX線および $\gamma$ 線の発散ビームの散乱のパターンを図22に示す。引用した文献は: 100—300 kV は *ICRP Publication 21*;  $^{60}\text{Co}$  は *Dixon et al.*, (1952); Mooney and Braestrup (1957); 6 MV は *Karzmark and Capone* (1968) である。表6には患者を模擬したファントムによる、 $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ 線および種々の電圧で発生したX線の



照射面積100cm<sup>2</sup>あたり50cmの距離に散乱される入射吸収線量 (カーマ) 率の百分率

図 21 種々の物質から 90° 方向に散乱された X 線による、空气中で測定された吸収線量 (カーマ) 率の、電圧による変化。ビームは厚い散乱体に斜めに入射。入射点における自由空气中の一次ビームの測定値に対する散乱の百分率を示す。

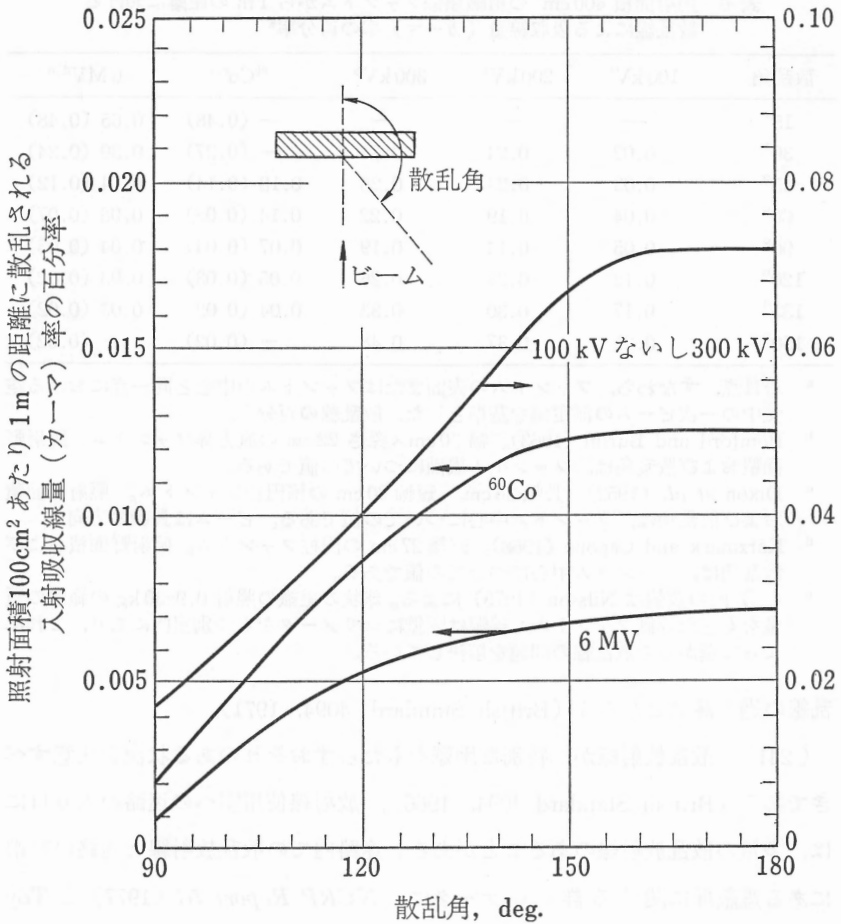


図 22 コンクリート遮蔽体に直角に入射するX線および $\gamma$ 線の発散ビームの散乱のパターン。入射点における自由空気中の一次ビームの測定値に対する散乱の百分率を示す。

いろいろな角度への散乱放射線の量を示してある。

(240) 散乱線の百分率は照射面積によって変わり、放射線医学で通常使われているような照射野面積については、これら2つのパラメータの間にはほぼ直線関係が存在する。しかし、この関係を非常に大きな照射野に用いると、散

表 6 照射面積 400 cm<sup>2</sup> の組織類似ファントムから 1 m の距離における散乱線による吸収線量 (カーマ) 率の百分率<sup>a</sup>

散乱角	100 kV <sup>b</sup>	200 kV <sup>b</sup>	300 kV <sup>b</sup>	<sup>60</sup> Co <sup>c,e</sup>	6 MV <sup>d,e</sup>
15°	—	—	—	— (0.48)	0.65 (0.48)
30°	0.02	0.24	0.34	— (0.27)	0.30 (0.24)
45°	0.03	0.23	0.26	0.18 (0.14)	0.14 (0.12)
60°	0.04	0.19	0.22	0.14 (0.08)	0.08 (0.07)
90°	0.05	0.14	0.19	0.07 (0.04)	0.04 (0.03)
120°	0.12	0.23	0.26	0.05 (0.03)	0.03 (0.02)
135°	0.17	0.30	0.33	0.04 (0.02)	0.03 (0.02)
150°	0.21	0.37	0.48	— (0.02)	— (0.02)

<sup>a</sup> 着目点, すなわち, ファントムの表面またはファントムの中心と同一点における空気中の一次ビームの測定値を基準とした, 散乱線の百分率。

<sup>b</sup> Bomford and Burlin (1963)。幅 30 cm×深さ 22 cm の直方体ファントム。照射野面積および散乱角は, ファントム表面についての値である。

<sup>c</sup> Dixon *et al.* (1952)。長軸 36 cm, 短軸 20 cm の楕円柱ファントム。照射野面積および散乱角は, ファントム中心についての値である。ビームは長軸の方向。

<sup>d</sup> Karzmark and Capone (1968)。直径 27 cm の円柱ファントム。照射野面積および散乱角は, ファントム中心についての値である。

<sup>e</sup> ( ) 内の数値は Nilsson (1975) による。球状の組織の照射 0.9-30 kg の範囲の質量をもった等価ファントム; 線源は隔壁にコリメータをもつ別室内にあり, これによって壁からの散乱線の問題を解決している。

乱線の過大評価となろう (British Standard 4094, 1971)。

(241) 散乱放射線が, 特別な困難をもたらすおそれのある状況を注意すべきである (British Standard 4094, 1966)。放射線使用室への迷路の入り口には, 多量の散乱放射線のあることがある。迷路内での散乱放射線と迷路の終端にある遮蔽扉に関する詳しいデータは, *NCRP Report 51* (1977) と Toy and Hoecker (1973) に示されている。1つの例を次の項に示す。

(242) 職員出入り用迷路の屈曲部が全面的に照射されると, 遮蔽側の 1 m 下手における照射線量率は, 屈曲部中央の照射線量率の約 10% となり, さらに屈曲部中央からの距離の 2 乗にほぼ逆比例して減少する。

## 遮蔽体中の散乱放射線の透過率

(243) 図23と図24は斜めに置かれたコンクリート壁から散乱された $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ 線のコンクリートおよび鉛中における透過率を示す (Franz and Wyckoff, 1959)。図25と図26は、患者を模擬したファントムから散乱された $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ 線の、コンクリートおよび鉛中における透過率を示す (Dixon *et al.*, 1952)。図27は、ファントムから種々の角度で散乱された6MVX線のコンクリート中における透過率を示す (Karzmark and Capone, 1968)。以上のデータはすべて広いビームに関するものである。

(244) 特定のX線散乱データが得られないときは, Braestrup and Wyckoff (1958) によって提案された近似法を使うことができよう。典型的な遮蔽条件のもとでは,  $90^\circ$  散乱線が散乱放射線の主成分を占めることが明らかにされており, 3つのエネルギー領域, すなわち0.5MV以下, 0.5-3MV および3MV以上での, その減衰特性が考察されている。0.5MV以下では,  $90^\circ$  散乱線は一次ビームと同じ減衰特性をもつと仮定してよいので, 一次ビームに対する透過率データを, 散乱放射線に必要な遮蔽の算定に用いることができよう。Trout and Kelley (1972) は鉛遮蔽体について, 0.3MVまでの電圧では, この方法は本来過大評価になることを示した。コンクリートについては過大評価の程度はもっと少ない。0.5から3MVの領域では,  $90^\circ$  散乱線の減衰特性は, 0.5MVの一次ビームのそれと類似している (ICRP Publication 21) から, 0.5MV X線の透過率データを用いてよい。3MV以上では,  $90^\circ$  散乱光子は約0.5MeVのエネルギーをもつと考えてよいので, 散乱線に対する遮蔽を計算するさいには, 1MVの一次ビームの透過率データを用いることができよう。

(245) この方法は, MVで表した発生電圧の値が数値的にMeVで表した光子エネルギーの2倍であるとして,  $\gamma$ 線源にも適用してよい。

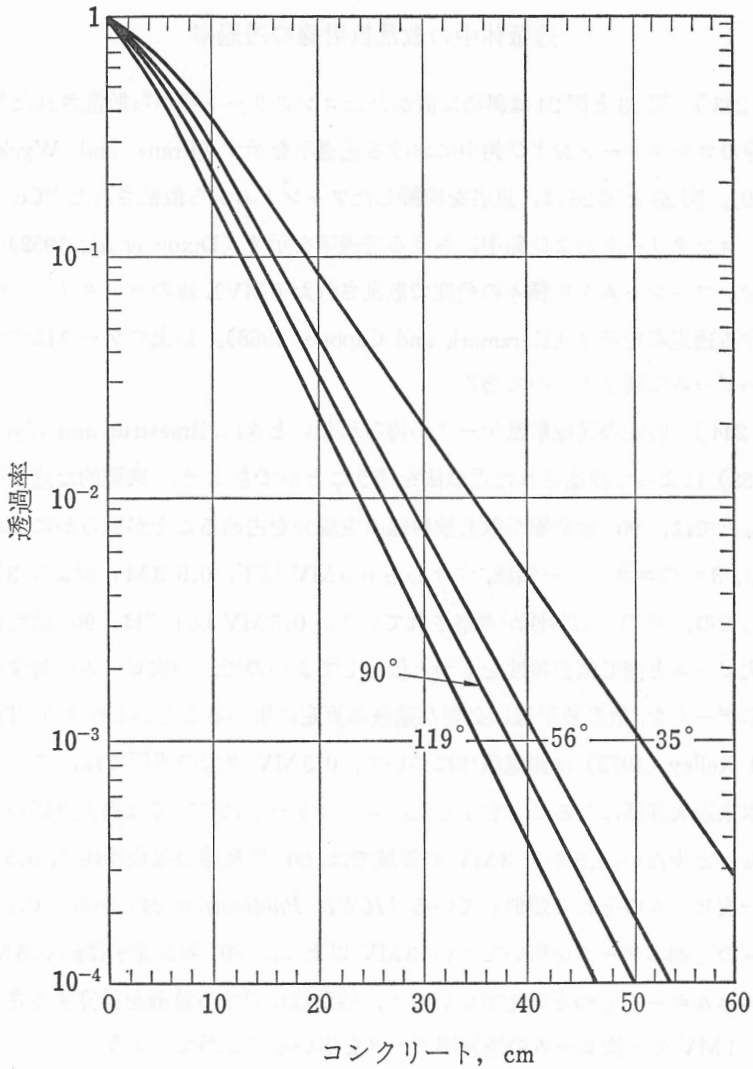


図 23 斜めに置かれたコンクリート壁から種々の角度で散乱された  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ 線の広いビームの、コンクリート (密度  $2,350\text{kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

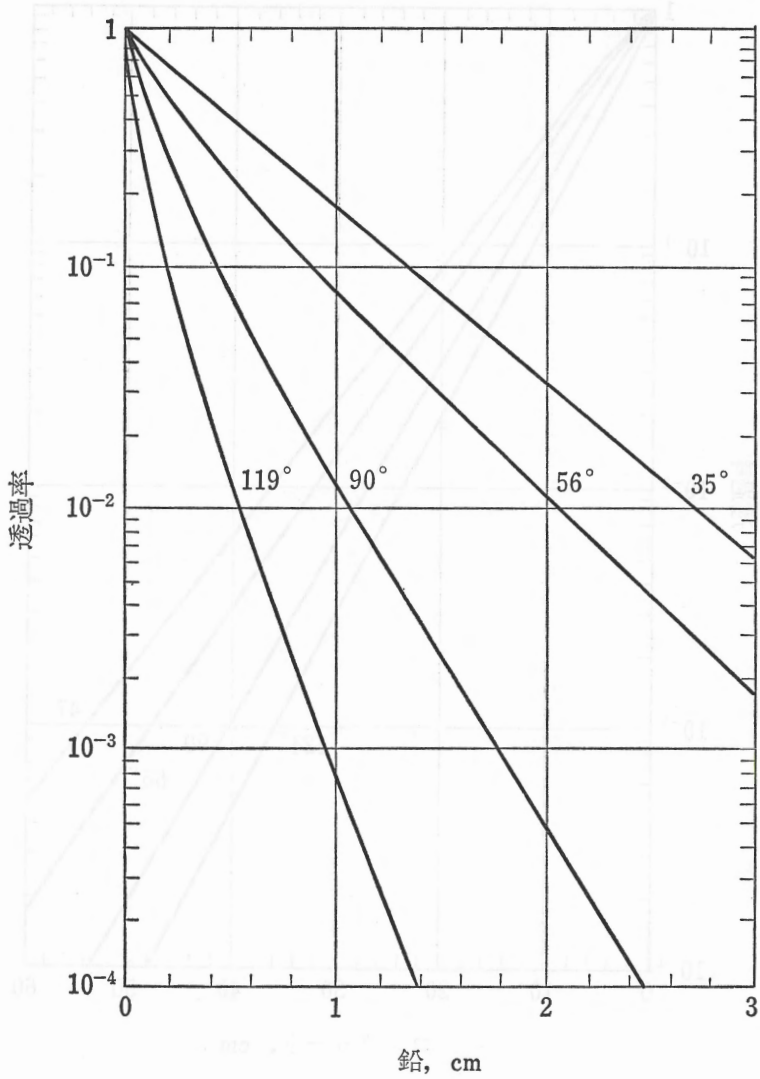


図 24 斜めに置かれたコンクリート壁から種々の角度で散乱された  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$  線の広いビームの、鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

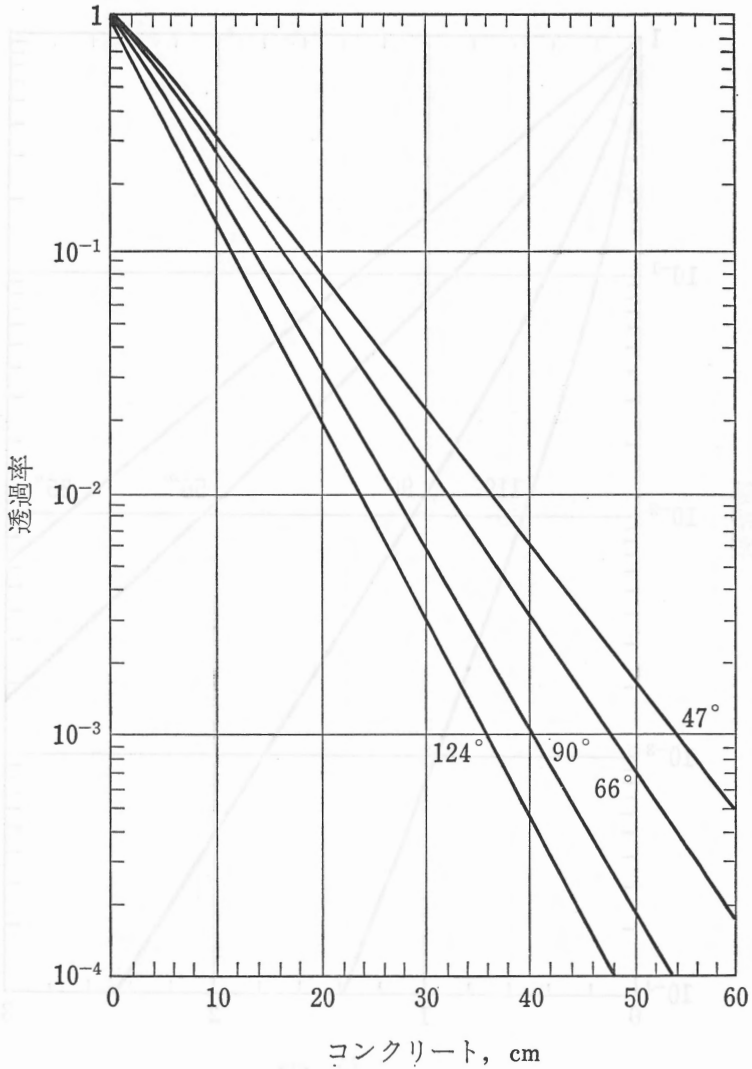


図 25 患者を模擬したファントムから種々の角度で散乱された  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線の広いビームの、コンクリート (密度  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。



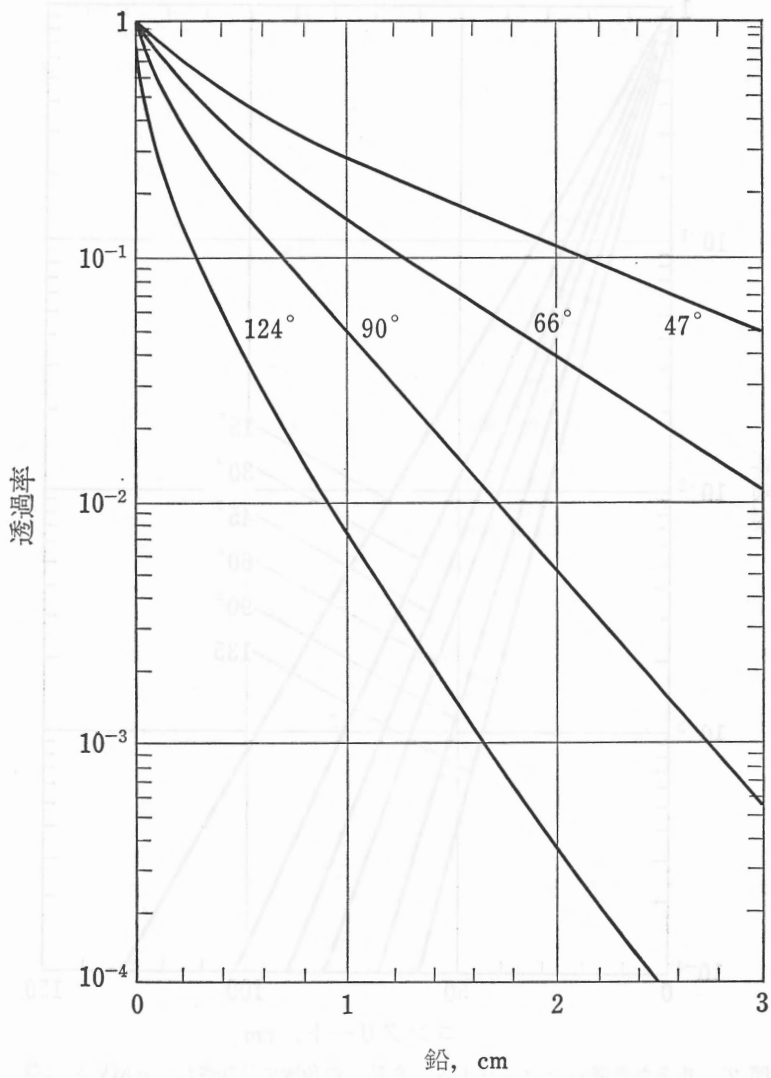


図 26 患者を模擬したファントムから種々の角度で散乱された  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線の広いビームの、鉛 (密度  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ ) 中における透過率。

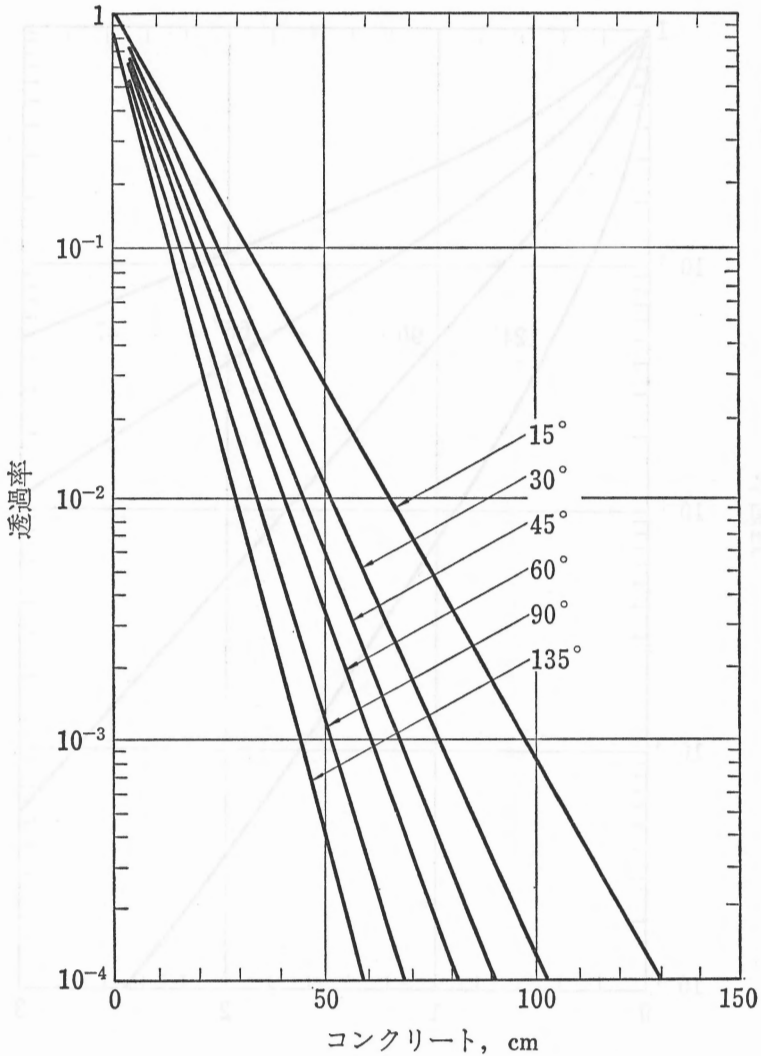


図 27 患者を模擬したファントムから種々の角度で散乱された 6 MV X 線の広いビームの、コンクリート (密度 2,350 kgm<sup>-3</sup>) における透過率。

### 遮蔽体中の漏洩放射線の透過率

(246) X線管容器または線源容器からの漏洩放射線に対する遮蔽が必要となることがある。漏洩は容器を通過するときかなり減衰しているので、その後の減衰は実際上指数関数的である。それゆえ、漏洩放射線に対する遮蔽は、表3と表4に記された半価層(HVT)または1/10 価層(TVT)の数値を用い、その所要倍数により推定してよい。

### 散乱放射線と漏洩放射線が同時に存在する場合の遮蔽

(247) 同時に存在する散乱放射線と漏洩放射線に必要な遮蔽を決めることが通常必要である。散乱放射線と漏洩放射線のそれぞれに対する遮蔽の厚さが、計算の結果、1TVT以上違っているときには、厚い方の遮蔽体を採用すべきである。もし違いが1TVT未満であれば、厚い方の遮蔽体を採用し、さらに1HVTの厚さを付け加えるべきである。

### X線およびγ線の遮蔽設計のための公式

(248) 委員会によって決められた作業の限界条件(カテゴリーAおよびB, 52項を見よ)および一般公衆の構成員に対する限界条件を放射線防護の遮蔽設計に使ってはならない。しかし、これらの限界条件に適用を確実にすることが要求される遮蔽の計算をすることは有用であろう。次式を一次線錐に関する限界の制限を計算する出発点として使うべきである:

$$B = \frac{Pd^2}{WUT}$$

ここで  $B$  は透過率,  $d$  は線源から問題とする場所までのメートルで表した距離,  $W$  は1週間の稼動負荷(たとえば, mAmin/week, または1mの距離における吸収線量),  $U$  は使用係数(問題とする場所に向けた稼動負荷の割合),

( 92 )

$T$  は居在係数であり、 $P$  は週間線量当量または集団線量当量で表される限界条件である。 $B$  の計算値に対応する遮蔽体の厚さは、該当する透過率曲線から読み取られる。

( 249 )  $P$  の値を次第に低くしていった、遮蔽体の透過率が経済的、社会的な要因を考慮して合理的に達成しうるような低い値になるまで、この計算を繰り返すことができる。

( 250 ) 同様に、散乱放射線に対する限界の制限に関する式は次のとおりである。

$$B_s = \frac{100 \cdot P \cdot d_s^2}{WTS}$$

$P$  と  $T$  は上と同じである。 $W$  は、線源と散乱体の間の距離が 1m であれば同じである。1m でなければ、距離の逆自乗則により修正すべきである。 $S$  は 1m の距離に散乱された散乱放射線の吸収線量率の入射吸収線量率に対する百分率であり、 $S$  の値は図 21 と図 22 および表 6 から導き出すことができよう。このとき、散乱面積を見込まなければならない。 $d_s$  は散乱線の源から問題とする点までのメートルで表した距離である。

( 251 ) 上に述べたと同様の最適化の手法を、ここにも適用しなければならない。

( 252 ) 漏洩放射線に対しては、遮蔽の限界条件の透過率に対応する 1/10 価層の倍数  $N_{TVT}$  は次式で与えられる：

$$N_{TVT} = \log_{10} \frac{W_L T}{d^2 P}$$

$T$ 、 $d$ 、 $P$  は前と同じである。 $W_L$  は線源から 1m 離れた位置での空気中の週間漏洩カーマ率である。半価層の数  $N_{HVT}$  は  $3.3 N_{TVT}$  となる。1/10 価層または半価層の計算値に対応する遮蔽体の厚さは、表 3 と表 4 の値を  $N_{TVT}$  または  $N_{HVT}$  に乗ずれば得られる。

## 防護遮蔽に適用される最適化

(253) 限界条件が計算されたら、前に述べたと同様の最適化の手法を行わなければならない。次に示すものは、X線撮影室と4MV放射線治療施設に対する最適化の適用例である。

(254) 最適化の手順を具体的に説明するために、X線撮影室と4MV放射線治療室の両方が20年の耐用年数をもち、各々の場合について防護すべき4名の常勤相当の放射線作業者がいると仮定しよう。X線撮影室についての結果を表7に示す。

表7 X線撮影室に関する遮蔽の最適化

	設計限度 (mSv wk <sup>-1</sup> )		
	1.0	0.1	0.01
遮蔽費用 <sup>a</sup>	\$3,200	\$4,000	\$5,600
費用の増加分		\$800	\$1,600
集団線量の低減 (人・Sv) <sup>b</sup>		3.6	0.36
回避される1人・Svあたりの費用	\$220		\$4,400

<sup>a</sup> Braestrup and Wyckoff (1973) に基づく、インフレーションを修正。

<sup>b</sup> 施設に対して20年の耐用年数と、常勤相当の4名の作業者を防護するものと仮定。

遮蔽設計限度を1週あたり1mSvから0.1mSvに減少させると、その費用は800ドルであり、20年間に3.6人・シーベルトの低減になることがわかる。それゆえ、1人・シーベルトを減らす費用は約220ドルであった。しかし、もし遮蔽設計限度が0.1mSvから0.01mSvに下げられたとすると、遮蔽費用は、0.36人・シーベルトの減少に対し、1,600ドルの追加となり、1人・シーベルトを減らす費用は4,400ドルになる。

(255) 放射線治療施設に対しても同様の分析が行われている。表8中には、設計限度を1週あたり1mSvから0.1mSvと下げると、1人・シーベルトあたりの費用は2,500ドルとなり、設計限度を0.1mSvから0.01mSvとする

表 8 4MV 放射線治療施設に関する遮蔽の最適化

	設計限度 (mSv wk <sup>-1</sup> )		
	1.0	0.1	0.01
遮蔽費用 <sup>a</sup>	\$44,000	\$53,000	\$65,500
費用の増加分	\$9,000	\$12,500	
集団線量の低減 (人・Sv) <sup>b</sup>	3.6	0.36	
回避される 1 人・Sv あたりの費用	\$2,500	\$35,000	

<sup>a</sup> Braestrup and Wyckoff (1973) に基づく。インフレーションを修正。

<sup>b</sup> 施設に対しては 20 年の耐用年数と、常勤相当の 4 名の放射線作業者を防護するものと仮定。

と、35,000 ドルとなることが示されている。

(256) 委員会は、1 人・シーベルト減らすためのいかなる特定の金額も勧告していない。これは各国の責任当局の判断に任せなければならない。別の変動要因は建設の費用であり、これは国が異なったり、同じ国でも地域が異なるのと相当に違うことがある。

(257) 実際に最適化を行う場合、放射線減衰の必要性を過大評価しがちな遮蔽設計において設けられる多くの仮定のため、回避される 1 人・シーベルトあたりの費用は、上の説明における計算値よりもはるかに大きいこともあり得よう。その例として、一次防護障壁の計算において、患者は一次線錐を遮らないと仮定される。また二次防護障壁に対して、線源容器からの漏洩放射線は許容される最大量であると仮定される。稼動負荷の期待値、居在係数、および使用係数を過大評価することも通常のやり方である。これらの保守的な仮定の結果は、個人の最大線量当量がしばしば認定線量当量限度の 1/10 以下であり、平均実効線量当量がしばしば個人に対する線量当量限度の 1/30 以下である、ということになる。その結果として、付け加えられた遮蔽により低減される人・シーベルトの合計値は、表 3 および表 4 に示された例におけるよりも 10 分の 1 ないし 30 分の 1 以下に少なくなろう。それゆえ、最適化の解析を行うときは、防護遮蔽設計計算を行う上で現実的な仮定を用いなければならない。

表 9 50mSvy<sup>-1</sup> の限界条件とするのに必要な一次X線ビームの遮蔽<sup>a</sup>

電圧 (kV)	実効稼動負荷 mA·min <sup>b</sup> 週	下に示す線源距離において 必要とする鉛の厚さ (cm)				下に示す線源距離において必要と するコンクリートの厚さ (cm)			
		1 m	2 m	4 m	8 m	1 m	2 m	4 m	8 m
		50	500	0.04	0.03	0.02	0.01	3.4	2.5
	125	0.03	0.02	0.01	0.01	2.5	1.6	0.9	0.4
	30	0.02	0.01	0.01		1.6	0.9	0.4	
	8	0.01	0.01			0.9	0.4		
75	500	0.10	0.08	0.05	0.03	9.7	7.4	5.0	3.0
	125	0.08	0.05	0.03	0.02	7.4	5.0	3.0	1.2
	30	0.05	0.03	0.02		5.0	3.0	1.2	
	8	0.03	0.02			3.0	1.2		
100	1,000	0.24	0.19	0.14	0.09	17.0	13.6	10.4	7.1
	250	0.19	0.14	0.09	0.05	13.6	10.4	7.1	4.1
	60	0.14	0.09	0.05	0.03	10.4	7.1	4.1	1.5
	16	0.09	0.05	0.03		7.1	4.1	1.5	
150	1,000	0.30	0.25	0.19	0.14	25.5	21.1	16.8	12.3
	250	0.25	0.19	0.14	0.09	21.1	16.8	12.3	8.0
	60	0.19	0.14	0.09	0.05	16.8	12.3	8.0	4.0
	16	0.14	0.09	0.05	0.02	12.3	8.0	4.0	0.8
200	40,000	0.66	0.58	0.51	0.43	46.3	41.0	35.9	30.6
	10,000	0.58	0.51	0.43	0.35	41.0	35.9	30.6	25.4
	2,500	0.51	0.43	0.35	0.28	35.9	30.6	25.4	20.1
	625	0.43	0.35	0.28	0.20	30.6	25.4	20.1	15.0
250	40,000	1.26	1.09	0.91	0.74	51.8	46.5	41.0	35.4
	10,000	1.09	0.91	0.74	0.59	46.5	41.0	35.4	29.8
	2,500	0.91	0.74	0.59	0.44	41.0	35.4	29.8	24.1
	625	0.74	0.59	0.44	0.31	35.4	29.8	24.1	18.6
300	40,000	2.38	2.04	1.70	1.36	58.4	52.5	46.3	40.2
	10,000	2.04	1.70	1.36	1.04	52.5	46.3	40.2	34.0
	2,500	1.70	1.36	1.04	0.76	46.3	40.2	34.0	27.8
	625	1.36	1.04	0.76	0.52	40.2	34.0	27.8	21.9
400	40,000	4.05	3.49	3.02	2.50	65.0	59.0	53.0	46.8
	10,000	3.49	3.02	2.50	2.02	59.0	53.0	46.8	40.6
	2,500	3.02	2.50	2.02	1.54	53.0	46.8	40.6	34.4
	625	2.50	2.02	1.54	1.12	46.8	40.6	34.4	28.5

<sup>a</sup> この表は図 6, 7 と図 10 の透過率データから作成した。空気による減衰は考慮されていない。

<sup>b</sup> 表の各セクションの組版の都合上, 最初の稼動負荷の正確な分数について遮蔽を計算してある。

### 400kV までの X 線に対する、限界条件での遮蔽

( 258 ) 50—150kV の範囲の X 線診断と 200—400kV の間の X 線治療に対する遮蔽の境界条件 ( 一次線錐 ) の例が、表 9 に示されている。

( 259 ) 鉛の密度は  $11,350 \text{ kgm}^{-3}$ 、コンクリートのそれは  $2,350 \text{ kgm}^{-3}$  である。表はこの付録中の資料から直接作られているが、75kV のコンクリートのデータは補間によっている。

( 260 ) 選ばれた電圧、稼動負荷および距離は、医学と歯科の診断、および通常の治療におけるこれらのパラメータを包含している。

### 電子の飛程—エネルギー曲線

( 261 ) 水中および鉛中における電子の飛程—エネルギー曲線は図 28 と図 29 にそれぞれ示されている。示された飛程は、連続減速近似飛程  $R_{cda}$  である。この曲線は Fano (1964) から採った。発生するであろう二次放射線はこれらの曲線では考慮されていないから、このデータを実際の遮蔽計算に適用するときは注意しなければならない。これらの飛程—エネルギー曲線は、 $\beta$  線最大エネルギーに対応する飛程を用いれば、およそ 100 MBq 以下の放射能の  $\beta$  線線源に対し通常必要とされる遮蔽の用心深い見積りを与えることになる。より放射能の高い線源については、 $\beta$  粒子の減速により生じる制動放射線も遮蔽する必要がある。

### 半 価 層

( 262 ) HVL を Al と Cu の間で換算できれば有用である。この関係は、ビームのエネルギーがどのくらい単一であるかに幾分依存する。表 10 と表 11 は、Seelentag and Panzer (1980) の値を示している。表 10 にある均等係数は、第 1 HVL と第 2 HVL の比であり、ビームエネルギーの均等性の尺度である。



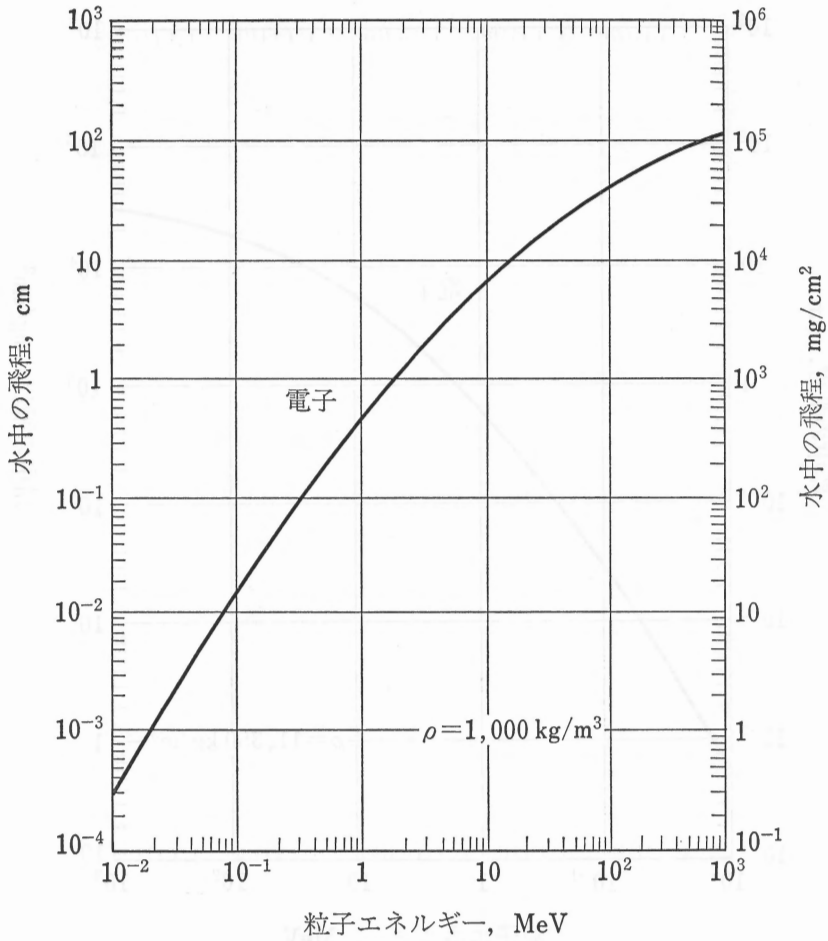


図 28 水中における電子の飛程

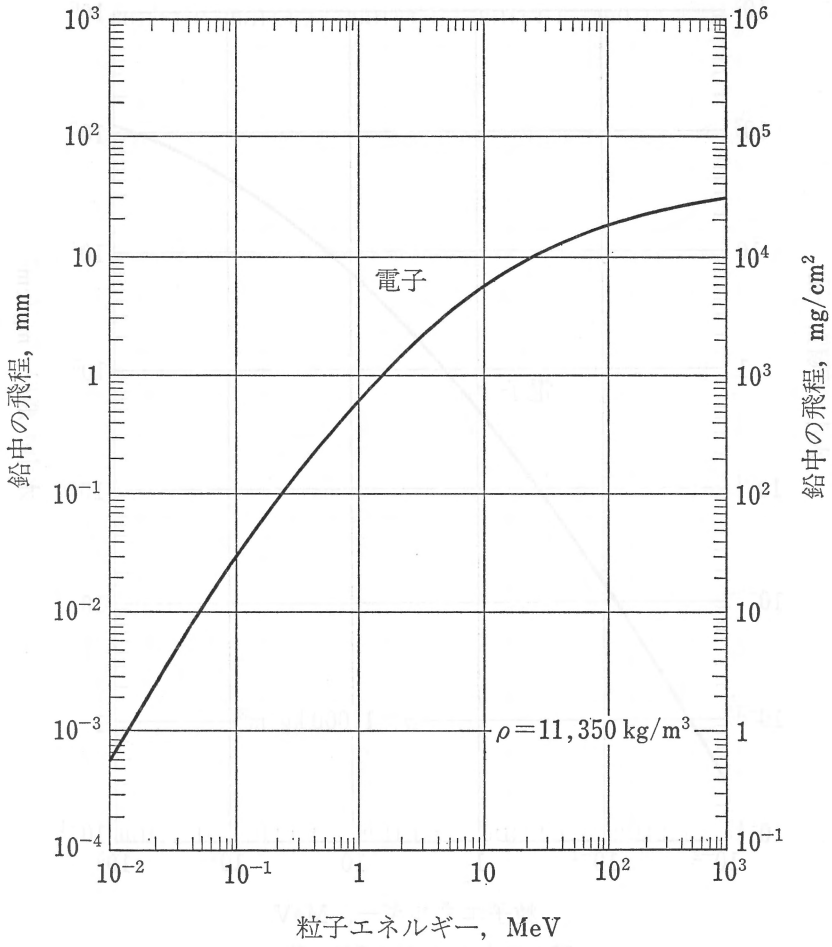


図 29 鉛中における電子の飛程

表 10 制動放射線のスペクトルに対する，均等係数をパラメータとした Al と Cu の HVT 等価値 (mm)

Al の HVT (mm)	Cu の HVT (mm)				Cu の HVT (mm)	Al の HVT (mm)			
	均等係数 (%)					均等係数 (%)			
	98-100	90	80	60		98-100	90	80	60
0.6	0.0184	0.0187	0.0190	0.0195	0.020	0.656	0.647	0.637	0.615
0.8	0.0241	0.0245	0.0248	0.0255	0.025	0.830	0.818	0.805	0.780
1.0	0.0302	0.0306	0.0309	0.0317	0.03	0.995	0.985	0.968	0.945
1.5	0.0453	0.0460	0.0466	0.0480	0.04	1.32	1.31	1.29	1.26
2.0	0.0612	0.0621	0.0636	0.0660	0.05	1.65	1.63	1.60	1.55
2.5	0.0781	0.0796	0.0812	0.0850	0.06	1.96	1.93	1.89	1.83
3.0	0.0965	0.0985	0.100	0.106	0.08	2.55	2.51	2.46	2.37
4.0	0.136	0.140	0.145	0.159	0.10	3.10	3.05	2.99	2.86
5.0	0.184	0.191	0.198	0.223	0.15	4.30	4.20	4.12	3.85
6.0	0.239	0.250	0.264	0.305	0.20	5.31	5.16	5.05	4.66
8.0	0.375	0.405	0.444	0.560	0.25	6.19	6.00	5.81	5.35
10.0	0.565	0.642	0.725		0.3	6.98	6.73	6.48	5.93
12.0	0.895	1.01	1.27		0.4	8.30	7.95	7.60	6.90
14.0	1.35	1.57	1.90		0.5	9.35	8.90	8.45	7.60
16.0	2.05	2.45			0.6	10.4	9.70	9.20	8.23
18.0	3.10				0.8	11.5	11.0	10.4	9.25
20.0	4.30				1.0	12.6	11.9	11.3	
23.0	6.05				1.5	14.5	13.8	13.0	
					2.0	15.9	15.1	14.2	
					2.5	16.9	16.1		
					3.0	17.8			
					4.0	19.5			
					5.0	21.2			
					6.0	22.8			

HVT 材 料	
Al	Cu
0.10	0.0060
0.15	0.0070
0.20	0.0085
0.25	0.0095
0.3	0.011
0.4	0.013
0.5	0.016
0.6	0.019

表 11 低エネルギースペクトルに関する半価層の等価近似値 (mm) (Al から Cu への換算のみに用いられる)

付録に関する文献

- Binks, W. (1943). Protection in industrial radiology. *Br. J. Radiol.*, **16**, 49-53.
- Binks, W. (1955). Protection against x rays and gamma rays in the industrial field. *Br. J. ind. Med.*, **12**, 153-161.
- Birch, R., Marshall, M. and Ardran, G. M. (1979). Hospital Physicists Association, Scientific Report Series **30**, *Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X rays*.
- Bomford, C. K. and Burlin, T. E. (1963). The angular distribution of radiation scattered from a phantom exposed to 100-300 kVp x rays. *Br. J. Radiol.*, **36**, 436-439.
- Braestrup, C. B. and Wyckoff, H. O. (1958). *Radiation Protection*. Charles C. Thomas, Illinois.
- Braestrup, C. B. and Wyckoff, H. O. (1973). Shielding design levels for radiology departments. *Radiology*, **107**, 445.
- British Standard 4094. *Recommendation for Data on Shielding from Ionizing Radiation*. Part 1: Shielding from gamma radiation (1966). Part 2: Shielding from x radiation (1971). British Standards Institute, London.
- Dixon, W. R., Carrett, C. and Morrison, A. (1952). Room-protection measurements for cobalt-60 teletherapy units. *Nucleonics*, **10** (3), 42-45.
- Evans, W. W., Granke, R. C., Wright, K. A. and Trump, J. G. (1952). Absorption of 2 MeV constant potential roentgen rays by lead and concrete. *Radiology*, **58**, 560-567.
- Fano, U. (ed.) (1964). *Studies in Penetration of Charged Particles in Matter*. Publication 1113 Nat. Academy of Sciences-National Research Council, Washington DC.
- Frantz, F. S., Jr. and Wyckoff, H. O. (1959). Attenuation of scattered cesium-137 gamma rays. *Radiology*, **73**, 263-266.
- Glasser, O., Quimby, E. H., Taylor, L. S. and Weatherwax, J. L. (1959). *Physical Foundations of Radiology*. 2nd edn., pp. 245-247. Paul B. Hoeber, New York.
- Goldie, C. H., Wright, K. A., Anson, J. H., Cloud, R. W. and Trump, J. G. (1954). Radiographic properties of x rays in the two-to six-million-volt range. *Bull. Am. Soc. Test. Mater.*, pp. 49-54.
- Greene, D. and Massey, J. B. (1961). Some measurements on the absorption of 4 MV x rays in concrete. *Br. J. Radiol.*, **34**, 389-391.
- Hamilton, E. I. (1971). The relative radioactivity of building materials. *Am. ind.*

- Hyg. Ass. J.*, **32**, 398-403.
- Hospital Physicists Association, London. Scientific Report Series 7, The physics of radiodiagnosis, Report B: Measurements referring to diagnostic x-ray beam (1973).
- Karzmark, C. J. and Capone, T. (1968), Measurements of 6MV x rays. II Characteristics of secondary radiation. *Br. J. Radiol.*, **41**, 222-226.
- Kaye, G. W. C. and Binks, W. (1940). The emission and transmission of x and gamma radiation. *Br. J. Radiol.*, **13**, 193-212.
- Kaye, G. W. C., Binks, W. and Bell, G. E. (1938). The x-ray and gamma-ray protective values of building materials. *Br. J. Radiol.*, **11**, 676-685.
- Kennedy, R. J., Wyckoff, H. O. and Snyder, W. A. (1950). Concrete as a protective barrier for gamma-rays from Cobalt-60. *J. Res. natn. Bur. Stand.*, **44**, 157-162.
- Kirn, F. S., Kennedy, R. J. (1954), Betatron x rays: How much concrete for shielding? *Nucleonics*, **12** (6), 44-48.
- Kirn, F. S., Kennedy, R. J. and Wyckoff, H. O. (1954). The attenuation of gamma rays at oblique incidence. *Radiology*, **63**, 94-104.
- Lindell, B. (1954). Secondary roentgen radiation. *Acta radiol.*, **41**, 353-376.
- Lindell, B. and Reizenstein, P. (1964). A Swedish building material for low-radioactivity laboratories. *Ark. Fys.*, **26**, 65-74.
- Maruyama, T., Kumamoto, Y., Kato, Y., Hashizume, T. and Yamamoto, M. (1971). Attenuation of 4-32MV x rays in ordinary concrete, heavy concrete, iron, and lead. *Health. Phys.*, **20**, 277-284.
- Miller, W. and Kennedy, R. J. (1955). X-ray attenuation in lead, aluminum and concrete in the range 275-525 kilovolts. *Radiology*, **65**, 920-925.
- Miller, W. and Kennedy, R. J. (1956). Attenuation of 86 and 176 MeV synchrotron x rays in concrete and lead. *Radiat. Res.*, **4**, 360-366.
- Mooney, R. T. and Braestrup, C. B. Attenuation of scattered Cobalt 60 radiation in lead and building material. AEC Report NYO 2165 (1957).
- NCRP Report No. 34 (1970). *Medical X-Ray and Gamma-ray Protection for Energies up to 10 MeV. Structural Shielding Design and Evaluation*. National Council on Radiation Protection and Measurements, Washington DC.
- NCRP Report No. 49 (1976). *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X rays and Gamma rays of Energies up to 10 MeV*.
- NCRP Report No. 51 (1977). *Radiation Protection Design Guidelines for 0.1-100 MeV Particle Accelerator Facilities*.
- Nilsson, B. (1975). Secondary radiation from a spherical tissue-equivalent phantom

- irradiated with  $^{60}\text{Co}$  gamma radiation and 6 MV x rays. *Phys. Med. Biol.*, **20**, 963-973.
- O'Riordan, M. C. and Catt, B. R. (1968), *X-ray Output : 5-50 kV Constant Potential*. RPS/I/32. Radiological Protection Service, Surrey.
- O'Riordan, M. C. and Catt, B. R. (1969). Low energy x-ray shielding with common materials. *Health. Phys.*, **17**, 516-518.
- Price, B. T., Horton, C. C. and Spinney, K. T. (1957). *Radiation Shielding*, p. 304. Pergamon Press, London.
- Ritz, V. H. (1958). Broad and narrow beam attenuation of  $^{192}\text{Ir}$  gamma rays in concrete, steel and lead. *Non-destruct. Test.*, **16**, 269-272.
- Seelentag, W. W. and Panzer, W. (1980). Equivalent half-value thicknesses and mean energies of filtered x-ray bremsstrahlung spectra. *Br. J. Radiol.*, **53**, 236-240.
- Steigelmann, W. H. (1963). *Radioisotope Shielding Design Manual*. NYO-10721. U. S. Atomic Energy Commission, Washington DC.
- Toy, A. J. and Hoecker, F. E. (1973). Calculating teletherapy room shielding using albedos: a method of predicting exposure rates at, and shielding required in, maze-protected doors. *Phys. Med. Biol.*, **18**, 452-461.
- Trout, E. D. and Gager, R. M. (1950). Protective materials for field definition in radiation therapy. *Am. J. Roentg.*, **63**, 396-408.
- Trout, E. D. and Kelley, J. P. (1972). Scattered radiation from a tissue-equivalent phantom for x-rays from 50-300 kVp. *Radiology*, **104**, 161-169.
- Trout, E. D., Kelley, J. P. and Lucas, A. C. (1959). Broad beam attenuation in concrete for 50-300 kVp x rays and in lead for 300 kVp x rays. *Radiology*, **72**, 62-66.
- Wachsmann, F., Tiefel, J. and Berger, E. (1964). Messung der Quantität und Qualität gastreruter Röntgenstrahlen. *Fortschr. Geb. Roentgenstr. Nuklearmed.*, **101**, 308-317.
- Wright, P. A. (1971). In: *Industrial Uranium from BNFL*. British Nuclear Fuels Ltd., Lancashire.
- Wyckoff, H. O. and Kennedy, R. J. (1949). Concrete as a protective barrier for gamma rays from radium. *J. Res. natn. Bur. Stand.*, **42**, 431-435.
- Wyckoff, H. O., Kennedy, R. J. and Bradford, B. S. (1948). Broad and narrow beam attenuation of 500 to 1400 kV x rays in lead and concrete. *Radiology*, **51**, 849-859.

医学において使用される体外線源からの  
電離放射線に対する防護 定価 1,900 円

---

昭和61年4月30日 初版第2刷発行

編 集

および 社団法人 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

---

印刷・製本 中央印刷株式会社