

X線診断における
患者の防護

社団法人 日本アイソトープ協会

ICRP *Publication* **34**

X線診断における

患者の防護

国際放射線防護委員会専門委員会3の報告書

1982年5月に主委員会によって採択
されたもの
この報告書は ICRP Publication
16 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 34

This translation was undertaken by the following colleagues.

Translated by

Sukehiko KOGA* with Doctors and Clinical Radiologists from
the Department of Radiology of Fujita Health University Hospital

*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 34 として刊行された、ICRP 専門委員会 3 の報告書

Protection of the Patient in Diagnostic Radiology

(*Annals of the ICRP*, 9, 2/3 (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、以前に当協会により翻訳、刊行された Publication 16 (表題はこの報告書と同じ) に代わるものである。

原訳については、現在専門委員会 3 の委員である古賀佑彦氏を中心に、藤田学園名古屋保健衛生大学病院放射線科の医師および診療放射線技師の方々が、同科の十周年記念事業の一つとして全面的にご協力下さった。

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。原訳に携わられた方々の努力に感謝の意を表する。

翻訳にあたっては、原則として従来の訳語および医学分野で一般に用いられている訳語を使用することとしたが、“Diagnostic Radiology” は、本書では X 線診断に限定された使い方であるので、表題でも文中でも翻訳は「X 線診断」とした。なお、原文のあきらかな誤りは断りなく訂正を行った。

昭和58年8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㈱)
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
まえがき	
緒 論	1
第1章 物理学的ならびに生物学的基礎概念	4
1. 1 緒 論	4
1. 2 物理学的諸概念	4
1.2.1 X線診断行為による放射線被曝	6
1.2.2 検査当たりの放射線の量	8
1. 3 生物学的諸概念	11
第2章 臨床判断と管理の実際	16
2. 1 臨床判断	16
2. 2 X線診断の利用に関する適応	16
2. 3 依頼医の役割	20
2. 4 放射線科医の責任	22
2. 5 開発途上国における放射線診断学—医療のレベル	24
2. 6 研究使用	26
2. 7 集団検診	28
2. 8 他の日常的な検査	30
2. 9 放射線科における管理方策	30
2.9.1 物理的な諸要因	31
2.9.2 手続上の諸要因	31
2.9.3 放射線安全委員会	32
第3章 教育と人員の必要性	33

第4章 患者の防護における技術的ならびに物理的諸要因	37
4.1 総論	37
4.2 放射線錐の性質	38
4.2.1 X線錐の発散	39
4.2.2 放射線の線質	41
4.2.3 管電圧	41
4.2.4 管電圧波形	41
4.2.5 ろ過	42
4.2.6 炭素繊維物質	44
4.3 照射野の大きさと線錐の位置	44
4.4 遮蔽	48
4.4.1 患者の遮蔽	48
4.4.2 生殖腺の防護	48
4.4.3 眼の遮蔽	51
4.5 記録系への散乱線の制御	52
4.5.1 エアギャップ	53
4.5.2 移動スリット	54
4.6 フィルムと増感紙	54
4.6.1 透視法	56
4.6.2 直接透視法	57
4.6.3 蛍光増倍管法	57
4.6.4 間接撮影法	60
4.6.5 コンピュータ断層撮影法	60
4.7 フィルム処理技術	61
4.7.1 手現像	62
4.7.2 自動現像	63
4.8 放射線露出の制御と記録	64

4. 9	再撮影フィルム数の低減	65
4. 10	品質保証プログラム	68
第5章 特定の型のX線検査		71
5. 1	胸部検査	71
5. 2	生殖能力のある婦人の検査	72
5. 3	産科的撮影	73
5. 4	妊娠中のその他のX線検査	74
5. 5	乳房撮影	75
5. 6	歯科放射線学	75
5. 7	病棟および手術室におけるX線検査	78
5. 8	小児放射線学	80
参考文献		82
付録1	X線検査による臓器線量の決定	90
付録2	胸椎および腰椎検査による臓器線量の計算の例	127
付録3	医療上の被曝に関するICRP Publication 26の内容	132
付録に関する参考文献		137

まえがき

国際放射線防護委員会と国際放射線医学会の間に特別の関係が存在し、また、医業との密接な関連のゆえに、ICRP は伝統的に医学における放射線防護に関する詳細な情報を提供してきた。1970年に主委員会は、「X線診断における患者の防護」(ICRP Publication 16)を刊行した。1978年、その報告書の改訂版を準備するために、専門委員会3の作業グループを指命した。作業グループのメンバーは次のとおりであった。

E.L. Saenger (委員長)

R.O. Gorson

S. Koga

A.K. Poznanski

J.G. Kereiakes, M. Rosenstein および S.R. Thomas の援助に対して厚く感謝する。

ICRP 専門委員会3は、この報告書を1981年に Eastbourne で行われた会合において採択した。専門委員会3のメンバーは以下のとおりである：

C.B. Meinhold (委員長)

R.J. Berry

D.K. Bewley

J.H.E. Carmichael

G. Drexler

R.D. Ganatra

R.O. Gorson

J. Jankowski

S. Koga

C. Lagergren

L.-E. Larsson

P. Pellerin

G.B. Russell

E.L. Saenger

G.E. Sheline

R.H. Thomas

E.L. Saenger (委員)

R.O. Gosson

S. Koga

A.H. Foxen

J.G. Kessler, M. Rosenzweig, R.H. Thomas の報告に基いて

ICRP 専門委員会では、この報告書が1981年に Edinburgh で行われた全

世界で発表された。専門委員会2のメンバーは以下のとおりである。

C.B. Mitchell (委員長)

R.J. Berry

D.K. Fowler

J.H.E. Carmichael

G. Drexler

R.D. Ganatra

R.O. Gosson

J. Janikowski

緒 論

X線診断の諸行為は、人工線源からの電離放射線に対する人の被曝に主として寄与しているものである。医学領域における放射線防護の仕事は、今世紀の初めから続けられてきている。後で起こるかもしれない有害な諸影響を認識して装置や検査法が発達してきた。それゆえ、今や安全性の程度は非常に高く、適切な臨床判断に基づいて推奨されるX線検査は、一般的にいて、避けられない放射線のリスクを完全に上回るような利益を患者にもたらすものである。

しかしながら、不必要な被曝のある検査を行うことは許されるべきではない。すべての放射線の量は、“合理的に達成できるかぎり低く”保たれるべきであるという、委員会の基本原則をつねに適用すべきである。委員会は、放射線被曝を減らすための費用と努力をどの程度にするのが合理的かを評価する諸原則をあきらかにしてきた。これらの方法は、放射線診断における患者の防護に、原則として、また実際にも適用すべきである。

患者の放射線防護の目的は、集団の被曝および遺伝的影響という観点から、個々の患者のリスクを制限するという方向にと次第に変わってきた。この目的は、線量が個々の診断検査を正当化するために十分に低いというだけではなく、合理的に達成されるときには、さらにもっと低く保たれていることを確実にすることである。

個々の患者へのリスクの制限は、適切な装置と検査技術が用いられれば、個々の検査が患者のためであるという医学的決定の中に、通常は暗黙のうちに含まれている。それゆえ、検査が正当化され、装置および技術が最適な状態で使用されれば、放射線の量のどんなきめられた限度も適用できない。したがっ

(2)

て、公衆の構成員の被曝に関する委員会の線量限度は、患者の医用照射からの線量には適用されない。

もし、個々の検査が適切に正当化されるならば、集団のリスクも必然的に正当化される。それゆえ、適切に行われた検査からうける個人の線量の単なる合計値以下のいかなる値にも、医用照射による総集団放射線量を制限する理由はない。

いろいろな医学的行為からの集団線量を算定することは、計画や行為の選択に関連のある防護方策がどこに大きな影響をもつかを示す有益な指針を与えるので、まだなお必要である。一つの患者集団の被曝に影響を与える装置の設計を最適化するときには、それらの集団線量が直接問題になるであろう。

この報告書は、種々の型のX線検査からの放射線の量、したがって、放射線のリスクに影響を与える要因に関して、放射線科医およびX線診断に関与する他の人々に指針を与えることを意図している。これは同じ課題の *ICRP Publication 16 (I5)* におきかわるものである*。

もし、X線検査による放射線の照射量を、医学的利益を損なうことなく減らすことができるならば、その患者および集団全体の福祉は高められるであろう。たとえば、1人当たりの年平均線量当量におもに寄与するのは自然放射線と医用放射線である。これらの2つの成分はそれぞれ1年につき2 mSv と1 mSv である。その他すべての線源からの寄与は、この値の10%以下である(J1, N4)。したがって、医用照射は平均線量の大幅な低減をもたらすことが可能な唯一のものであって、それゆえ、患者にとって利益がない医用放射線の適用を減らすこと、および医学的検査の過程で無用の放射線を最小にすることは非常に望ましいことである。

委員会の勧告において“医用照射”とは、診断および治療の目的のための患

* この報告書では、核医学および放射線治療における患者の防護に関する議論を行っていない。これらの問題は、別の刊行物で取り上げられる予定である。

者への意図的な照射をいう。それは、医学およびパラメディカルの職員によって与えられた照射に対して適用するものである。そして、患者に医用照射を与える仕事をしている職員の被曝をいうものではない。職員の被曝に関しては、*ICRP Publication 26 (I6)* と *33 (I8)* で議論されている。

最初の3章の内容は、おもに放射線検査を行うという意志決定に関与するかもしれないすべての人々のために意図されたものである：このグループの中には、医学および歯学の診療に関与するすべての臨床医が含まれる。4章は技術的方法に関することであり、おもに検査を行う人々を対象に述べられている。

患者防護のための有効な方法を確立することによって、放射線診断の科学のおよび技術的發展の継続が妨げられるべきではない。そのような發展は、臨床放射線学の実践の最高水準に寄与するものである。

X線検査を行うという決定において考慮すべき一つの要因としては、電離放射線および非電離放射線の両方を使用した代替の方法——たとえば、デジタルラジオグラフィ、核磁気共鳴およびコンピュータプロセッシングの多くの新しい応用——の利用可能性の増加があげられる (C2)。

1. 物理学的ならびに生物学的基礎概念

1.1 緒 論

以下の諸節における事項を理解するためには、電離放射線に関する物理学的ならびに生物学的現象を理解していることが必要である。この報告書には、これらの主題について詳細には記述していない；概略の原則が述べられている。

1.2 物理学的諸概念

この報告書は、電磁放射線の一つの型である X 線を取り扱っている。X 線は、ある他の型の電磁放射線——電波、赤外線、可視光線および紫外線のような——とは、主として、物質を透過するだけでなく電離を起こしうる能力がある点で異なっている。X線が物質と相互作用をするとき、おもに電離の過程によってエネルギーが吸収される。

体内におけるエネルギー吸収と、特定の臓器および組織中のエネルギー分布が、測定あるいは計算によって決定できるということが、電離放射線の一つの特徴である。

放射線に照射された人体のある点の単位質量当たりに吸収されるエネルギーは、組織における吸収線量として知られている。吸収線量の単位はグレイ(Gy)である。1 Gy は 1 kg 当たり 1 ジュール (1J/kg) の吸収エネルギーである。旧い単位で表すと、1 Gy=100 rad である。

放射線の量を、レントゲン (R) で測られた“照射線量”という語で表現することが、長年にわたって確立されたやり方であった。照射線量は、問題となっている点における特定の質量の空気に吸収される X線によって起こる電離の

尺度であり、患者の有無にかかわらず、X線の量を規定するものとして使われてきた。新しい国際単位系 (SI) では、これは“空気カーマ”という量におきかえることができる。カーマ (kerma) は、kinetic energy released per unit mass (単位質量当たり放出される運動エネルギー) の頭字語である。放射線診断学では、空気カーマは空気中の吸収線量と同じ値をもつとみることができ、患者の有無にかかわらず、放射線場を記述するために用いることができる。1 Gy の空気カーマ*は、X線錐から空気中に、空気 1 kg 当たり 1 ジュールのエネルギーの移動があることを表している。1 R の照射線量は 8.7 mGy の空気カーマに相当する。

カーマは、いかなる吸収体についても定義することができる。放射線診断学に用いられる X 線では、軟部組織カーマは空気カーマにおよそ等しく (相違は 10% のオーダーである)、放射線防護の目的からは等しいと考えることができる。このように、以前、レントゲンで測定された照射線量がラドで表された吸収線量におきかえ可能であったと同じ程度に、空気カーマの値は軟部組織における吸収線量の値におきかえることが可能である。

線量当量は、放射線防護の目的に用いられる量である。それは、型およびエネルギーの異なる電離放射線の吸収線量と、生物学的効果の両方を考慮している。SI 単位における線量当量の特別な名称は、シーベルト (Sv) (1 Sv = 100 rem) である。X 線に関しては、線量当量は数値的に吸収線量と等しい。

X 線診断の実際の目的に関しては、1 Gy の空気中カーマは軟部組織の小さな部分に 1 Gy の吸収線量を、そして 1 Sv の線量当量を与えるとみなすことができる。放射線の量の数値は、人体の該当する個々の臓器や組織が指定された場合にのみ意味がありうる。たとえば、この報告書の後の方で論じられるように、皮膚、骨、生殖腺、赤色骨髄、肺、甲状腺、女性乳腺および胚の放射線の

* とくに他の指定がないときには、この報告書中ではカーマという語は、空気中の空気カーマを意味するものとする。

(6)

量はとくに重要である。

1.2.1 X線診断行為による放射線被曝

X線診断から起こりうる、個人あるいは集団全体への有害な影響を算定するいかなる試みにおいても、線量と体内の線量分布の知識が必要である。さらに、集団への影響は、その集団における放射線検査の頻度に左右されるであろう。異なった集団に起こるかもしれない障害を比較する場合に重要な要素の一つは、1人当たりの平均検査数とある型の検査の頻度である。そこで、X線診断検査で起こりうる障害を減らすことは、直接に照射される組織の線量のレベルを減らすこと、照射される身体組織の容積を限定すること、あるいは検査の頻度を減らすことにより達せられるであろう。そのような低減は、患者への利益が損なわれないときにのみ実的なものになる。

診断的検査にともなる個々の患者に対する放射線のリスクは、放射線防護の目的のために委員会が勧告したリスク係数からは正確には算定できない(表1を見よ)。しかしながら、それらは致死的なリスクの大きさのおよその推定には使えるものである。表1は、胸部X線検査による成人の体内の代表的な線量分布に対するリスク算定の例を示している。これらの照射条件のもとでは、遺伝的リスクは身体的リスクに比較して小さい。身体的リスクは、おもに直接線路中に入るこれらの臓器や組織(肺、女性乳腺、骨髄)によって起こるもの

表1 成人女性の胸部X線検査のさいの代表的な組織線量と、年齢平均した放射線のリスクの例

臓器および組織	平均吸収線量 (mGy) (表A1より)	リスク係数(I6) (10^{-4} Sv ⁻¹)	放射線のリスク (10^6 人当たりの死亡)
肺	0.20	20	0.40
乳腺	0.14	50	0.70
骨髄	0.03	20	0.06
甲状腺	0.07	5	0.04

他の臓器の線量は無視できる。

表2 スウェーデンにおける種々のX線検査の平均臓器線量 (Bengtsson *et al.*, (B6) より)

検 査	卵 巢	辜 丸	赤色骨髓	甲状腺	乳腺	肺
	mGy					
股関節・大腿骨 (上1/3)	3.70*	15.00	2.50	<0.01*	<0.05*	<0.10*
骨 盤	1.90	3.10	1.90	<0.01*	<0.05*	<0.10*
骨 盤 計 測	4.60	—	6.80*	<0.10*	<0.10*	<0.50*
腰 仙 部	1.80*	1.00*	1.00*	<0.01*	<0.05*	<0.10*
腰 椎	6.20	1.80	4.10	0.16	1.20	<1.00
尿 路 撮 影	8.80	3.30	2.40	0.38	5.40	<1.00
逆行性腎盂撮影	8.00*	13.00*	3.00*	0.50*	5.00*	<1.00*
尿道・膀胱	15.00*	20.00*	3.00*	0.05*	0.20*	0.20*
胃・十二指腸	0.56	0.16	4.20	0.29	1.00	<0.50
小 腸	1.80	1.00	3.50	0.03	0.11	<0.20*
大 腸	7.00	5.30	9.40	1.10	0.27	<0.20
腹 部	2.00*	2.00*	3.00*	0.03*	0.11*	<0.20*
産科的腹部	1.50*	—	2.20*	0.02*	0.08*	<0.15*
子宮卵管造影	5.90	—	1.70	<0.01*	<0.05*	<0.10*
胆のう, 胆道	0.24	0.06	1.50	0.03	0.15	<0.10
胸 椎	<1.00	<0.20*	4.70	13.00	1.70	8.00
肺(直接), 肋骨	<0.03*	<0.03*	0.29	0.17	0.55	0.80
肺(間接)	<0.10*	<0.10*	0.90	1.00	2.00	3.50
肺+心臓	<0.05*	<0.05*	0.54	0.24	0.61	1.20
頸 椎	<0.01	<0.01	0.38	1.40	<0.10	<0.10*
肩, 鎖骨, 胸骨	<0.01*	<0.01*	0.60*	<0.50*	<0.50*	<0.10*
頭部, 副鼻腔	<0.01	<0.01	1.22	7.90	<0.10*	<0.10*
脳血管撮影	<0.10	<0.10	15.00	3.00	<0.10*	<0.10*
歯(1回照射)	0.0001	0.0001	0.01	0.03	0.005	0.001
大腿骨(中および 下2/3)	0.50*	4.00*	0	<0.01*	<0.01*	<0.01*
下腿, 膝	<0.01	<0.01	0	<0.01	<0.01	<0.01
上 肢	<0.01	<0.01	0	<0.01	<0.01	<0.01

* 粗い推定値。不確かさは2倍を超えるかもしれない。

(8)

である。

この種のリスク分析は、診断的行為による患者のリスクと利益とを比較するためのある指針を与えるのに使うことができる。

1.2.2 検査当たりの放射線の量

一つの与えられた検査でうける線量は、身体の部位によって大きな差があり、その最大は一次線維中にある皮膚の線量である。組織線量は、X線撮影および透視に用いられる技術的な諸要因、装置の特性、撮影されるフィルム枚数、および1検査当たりの透視時間に大きく左右される。それゆえ、ある特定の種類の検査でうける線量は、国により、一つの国の中の施設間により、そして一つの施設内のX線装置や技術のちがいによってさえも変わるであろう。線量測定の物理的方法は日常的に約±10%の精度で行うことができるにもかかわらず、

表3 ポーランドにおけるX線検査の平均臓器線量(J2)(mrad)

検 査	卵巣	睪丸	赤 色 女	骨 髓 男	甲 状 腺 女	腺 男	乳腺	肺
胸部間接撮影	1	1	43	49	19	21	11	70
胸 部 単 純	1	1	11	11	5	4	3	18
胸 部 断 層	1	2	210	190	2600	2400	4600	1600
胃, 上部消化管	290	90	510	780	30	80	110	490
尿路撮影	590	1500	340	320	21	23	230	970
頸 椎	1	1	73	62	1400	1300	520	210
歯科撮影	1	2	7	8	1	1	1	1
上 腕 関 節	1	1	2	2	28	33	71	8
股 関 節	81	920	47	47	1	1	9	44
胆のう撮影	190	3	300	250	1	2	20	150
腰・仙 椎	160	310	83	81	3	2	85	260
胆 道 撮 影	180	5	370	350	3	1	34	220
副 鼻 腔	1	1	160	160	55	28	3	18

刊行された文献から引用されたデータは、もとの論文で使われている単位で表されている。

1 mrad=10 μGy

表 4 X線検査における一次線維中の代表的な皮膚線量 (U2) (rad*)

線量グループ	1 照射当たり		1 検査当たり	
	中間値	平均値の範囲	中間値	平均値の範囲
高皮膚線量				
食道造影撮影			1.4	
食道造影透視	6.4 ¹		8.5	
胃・十二指腸撮影	0.9	0.9—2.2	1.7	
胃・十二指腸透視	4.4 ¹		2.1	6—25
注腸造影撮影	0.7	0.4—1.0	1.5	
注腸造影透視	4.9 ¹		20.0	5—26
全胸部撮影	0.02	0.006—0.09	0.14	0.07—0.15
全胸部透視	2.0 ¹		12.0	3—22
乳房撮影			6.0	0.2—7.8
骨盤計測	2.0	0.8—3.8	8.0	6—10
腰 仙 椎	2.7	0.5—2.9	5.0	5—6
腰 椎	1.5	0.7—2.9	4.5	
心カテーテル			47.0	
中皮膚線量				
頭 部	0.4	0.3—1.5	1.5	1.4—1.9
頸 椎	0.3	0.03—0.8	1.5	0.6—1.9
鎖骨および肩甲骨	0.9		0.3	0.3—0.4
胸 椎	1.8		2.8	2.0—4.7
胸 廓	0.4		0.8	0.6—0.9
胆 の う	0.8	0.2—1.2	2.2	1.5—2.8
腹 部	0.2	0.15—1.3	1.2	1.0—1.4
腹部 (産科的)	2.0	0.4—3.9	3.2	2.7—3.8
尿路撮影 (下行性)	1.2		3.2	1.7—5.0
尿路撮影 (逆行性)			2.9	1.4—2.4
卵管造影撮影			1.2	
卵管造影透視			3.4	
胎盤撮影			3.0	
膀胱撮影	0.2		3.1	
骨 盤	1.4	0.4—1.7	3.3	2.1—4.5
股関節および大腿上部	1.1	0.4—1.7	1.4	1.1—3.0
歯 科	0.4		2.5	1.6—3.4
血管撮影 (頭部)			1.0	

線量グループ	1 照射当たり		1 検査当たり	
	中間値	平均値の範囲	中間値	平均値の範囲
血管撮影 (腹部)			3.3	
断層撮影 (胸部)			1.1	0.8—1.4
集団検診 (胸部)	0.9		1.0	0.6—1.4
低皮膚線量				
腕および手	0.1		0.3	0.1—1.7
胸 部	0.02	0.006—0.09	0.14	0.07—0.15
大腿骨 (下 2 / 3)	0.03		0.4	
下腿および足	0.1		0.4	0.3—0.4

¹ Rmin⁻¹

* 刊行された文献から引用されたデータは、もとの論文で使われている単位で表されている。
1 rad=10 mGy

ある一つの検査から患者のうける線量は、病院間で2—10倍も変わりうるということがわかっている。生殖腺の被曝の幅は3桁の大きさにもなる (B6, T1, W1)。

多くの国で、1検査当たり、または1照射当たりにおける平均の放射線の量が、ある特定の組織および臓器について見積られている。例を表2と表3に示す。個々の検査で患者個人がうける線量は、用いられる装置と物理的要因によって、これらの例に示された値から大きく変わることもあろう。

皮膚入射線量は、身体の任意の細胞集団のうける最大線量値の一つの指標であって、大きいフィルムを使った胸部撮影のさいの100 μGy未満から、心臓カテーテル検査の約1 Gyの大きさまでにわたる。いくつかの国々では、いろいろな検査における皮膚線量をかなり減らすことができたという報告がある。表4は線量の大きさによって3つのグループに分けた、X線診断検査における一次線量中の代表的な皮膚線量を示している。心臓、胸部、四肢を含む多くの一般的な検査においては、生殖腺線量は100 μGy未満である。生殖腺が直接照射される下腹部の検査では、線量は通常5 mGyを超え、ときには20 mGyの大きさになるかもしれない。妊婦の腹部検査においては、胎児の生殖腺にもまた大

線量が与えられよう。

これまでの諸項から、異なる施設で行われる検査からの臓器線量には、3桁もの相違が起こりうることはあきらかである。これらの相違は技術的要因はもちろんのこと、使われるフィルムの枚数にも依存する。このような大きな変動があるので、単位照射線量当たりの臓器線量を示す表は、実際の線量を決定するための実用的な方法である。直接測定は正確ではあるが、広い規模では一般的に実行可能ではない。(一般的に用いられる診断的行為からの臓器線量の推定については付録1を見よ)

1.3 生物学的諸概念

生体組織に吸収された放射線のエネルギーは、まず物理学的、化学的反応をひき起こし、その結果生物学的変化が起こる。ある種の診断用X線装置、とくに透視装置が不適切に操作されるときには、急性放射線反応あるいは障害として現れる細胞反応を生ずるに十分なほど高い放射線の量を与えうる。しかしながら、適切に行われたX線診断検査では、放射線の量がこれらの影響に対するしきい値を十分に下回っているので、これらの急性の放射線影響は起こらない。しかし、ある種の有害な生物学的変化が起こりはじめる線量に下限はないかもしれない。小線量の放射線でさえも、腫瘍発生のリスクを増し、生殖腺に吸収される少量の放射線は、遺伝的影響に結びつく突然変異または染色体変化をひき起こすかもしれない。この型の作用は、確率の影響として知られている。すなわち、影響が起こる確率だけが吸収された放射線の量に依存するが、その障害の重篤度は線量とは無関係である。

それゆえ、個々の検査に関するリスクは小さくても、個人に対するX線量の増加は、つねにあるリスクをもたらしうることを仮定しなければならない。リスクと線量との量的関係が確立できるとすると、身体内で吸収されたエネルギーの分布、線量率、照射された組織、蓄積線量および患者の年齢などの諸因

子が、このリスク算定に関係がある。

現行の委員会勧告では、リスクに関する以前の考え方のあるものを改めた。放射線防護を必要とするような有害な影響は、照射された個人の子孫に影響をもたらす場合には遺伝的影響、照射をうけた個人に現れる場合には身体的影響という。

以前の報告書の中で、ICRP は決定臓器の概念を使った——すなわち、個人に対する線量限度は、体内の線量分布に依存して、特定の組織または臓器に関する線量当量限度によって決められていた。ICRP *Publication 26* では、照射されたすべての組織に由来する複合リスクが考慮されている。決定臓器の概念は、総リスクという概念によっておきかえられたのである。

初めの頃は、もっとも高い関心を集めた放射線被曝の障害は、少数の人々が比較的高い放射線の量をうけて起こしたものであった。現在では、有害な影響は多数の人々が小線量の放射線被曝によって起こるかもしれないということに関心が高まりつつある。予測される有害な影響は、主として腫瘍の発生率のごくわずかな増加である。このような“全集団”の障害の量的な見積りは、線量-効果関係に関する2つの仮定、すなわち、有害な影響のリスクは線量に比例するということと、それ以下では生物学的影響は起こらないというしきい値はないということに基づいている。放射線のリスクに関するこれらの仮定から、リスクと利益を比較してバランスをとるシステムが開発された。このことは、放射線障害それ自体に関する判断だけではなく、個々の状況において放射線を使用するか、使用しないかの、その他のすべての結果についても判断することによって達成される。この種の利益-リスクの判断は、人の他の活動分野で行われているものと基本的には異なったものではないが、放射線防護においては特別の注意を払われてきたものである。

過去20年以上、いくつもの放射線影響のリスク推定値が得られている:BEIR 1972 (N5); BEIR 1980 (N4); UNSCEAR 1972 (U1); UNSCEAR 1977

(U2); ICRP 1966 (I3); ICRP 1969 (I4); ICRP 1977 (I7)。これらのリスク推定値は、多くの資料——医用照射（大部分は放射線治療）、原爆被曝生存者および職業被曝の資料——からとられたものである。ここで引用されたこれらの報告は、それぞれいくぶん異なる形でリスク推定値を与えているけれども、同じ単位で表現するときには、過去10年間に実質的な変化がなかったことに注目することが大切である。“実効線量当量”という量は、身体的影響に関しては約25年間、遺伝的影響に関しては2世代すなわち約50年間にわたる個々の臓器あるいは組織のリスク推定値に基づいている。UNSCEAR (1977) は、利用できるすべての人のデータの詳細な解析をしており、本質的には同じリスクを見出している。もっとも最近のリスク推定値は、1980年の BEIR report で与えられている。これらの資料からのがんのリスク推定値のいくつか

表5 部位別のがん死亡のリスクの推定値

がんの部位	死亡のリスク (10^{-4} Sv^{-1})	
	ICRP 1977 (I6)	UNSCEAR 1977 (U2)
赤色骨髄	20	15—25
肺	20	25
乳 腺	25	~30
骨	5	2— 5
消化管	*	25
甲 状 腺	5	5—15
残りの組織	50	~25
総 計	125	120

* 残りの組織中に含まれている。

注：ICRP Publication 26 および UNSCEAR 1977年報告によって推定された特定の部位に対するがん死亡のリスクの比較。データは性別および年齢について平均化されている。したがって、乳がんの場合には、このことは、女性のリスクを2で割った値であることを意味する。ICRP と UNSCEAR とともに、総計の値は部位に特定のデータとは無関係に出されたものであるので、部位別の値の合計とは等しくない。

(14)

が表5に与えられている。

電離放射線の遺伝的影響は人においてまだ観察されていないので、遺伝的なリスクの推定値は実験動物のデータに基づいている (O1)。発生学的影響は人において観察されてきており、それらの種類と頻度は、照射をうけたときの発育の段階およびうけた線量に左右される。

低線量の低 LET 放射線に起因する晩発的影響は電離放射線に特有のもではなく、また、これらの影響は被曝後何年間も発生しないかもしれないので、被曝と影響との相関を確定することは困難である。リスク係数は、放射線診断でうけるよりもはるかに高い線量に人が被曝した結果から直線的に補外することによって得られたものであり、使用した線量-効果関係のモデル、考慮している疾患の罹患率および照射をうけたグループと比較される集団によって多少変化するであろう。

高線量または低線量の照射の結果、遺伝性の異常が人においては見つからないにもかかわらず、遺伝性の変化は主要な関心事として残っている。将来親になる可能性のある人の被曝の結果としての、未来の世代におけるおもな遺伝的疾患のリスクは、 $2 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ ($2 \cdot 10^{-4} \text{ rem}^{-1}$) である。

遺伝性の異常の誘発に加えて、成長しつつある胚あるいは胎児への、放射線の他の2つの影響の可能性、すなわち、発生学的異常および小児期あるいは成人期に現れるであろうがんについての考察が必要である。このような影響の型や頻度は、被曝したときの妊娠の時期によって左右される。

排卵は典型的には月経周期のほぼ中間で起こり、その前の月経期間の最初の日から10日以内に起こることは希である。

人の場合、受精卵は受精後5ないし6日で子宮壁に着床し始めるがそれに続く発生は比較的ゆっくりしている。胚体外組織が最初に発生し、そして原始条の形成は受精後15日でやっと始まる。臓器発生はその2、3日後に始まり、大部分の臓器の場合、翌月まで続く。しかし、前脳の発生はもっと遅く、受精後

7—8週で始まる。

胚体外組織からの細胞の一部が失われても、受精卵のその後の発生に影響することはないのであろう。最後の月経期間の初日からの初めの4週間は、その期間中には臓器発生が起こりそうもなく、それゆえ、人の奇形の誘発に対する放射線感受性がきわめて高い時期ではない。

その次の月は、一般の臓器発生が起こっている期間で、高い感受性を考えておかなければならない。というのは、実験動物ではこれに対応する発生の時期に発生異常が誘発されるからである。しかしこのような発生異常が、妊娠のこの時期における人への照射によって誘発されたことは、実際には観察されていない。人の胚における臓器発生は実験動物に比べて比較的遅いので、放射線への短期間の被曝による発生異常の誘発に対する感受性は低くなると期待されるであろう。

人の前脳の発生は、最後の月経期間の初日から約2か月で始まり、その後の2—3か月の間みられる。原爆被曝生存者からの知見は、最後の月経期間の後10—17週の間、子宮内で短時間放射線照射をうけた子供に過剰の重篤な知能障害が起こることを示している(O2)。妊娠のより遅い時期では、その程度は小さくなり、28—38週では見られない。

それゆえ、出生児に現されるような、発生学的な影響に対する放射線の感受性は、28日以下の月経周期をもつ女性の場合、第1回目のなくなった月経周期の開始時期あるいはその直後に始まり、引き続き3ないし4か月間持続するらしい(5.2節も見よ)。

2. 臨床判断と管理の実際

2.1 臨床判断

医療上の被曝についての議論の中で、委員会は *ICRP Publication 26* の195項に、次のように述べている：

“医療上の被曝という用語は、放射線がかかわる医学的検査または治療をうける個人の被曝を指す。”

196項においては、次のように述べている：

“医療行為の目的は次のとおりである：

病気に直接関連をもつ検査または治療；

集団スクリーニングの目的または定期健康診断のために行われる系統的検査；

作業者の医学的監視の一部をなす検査，または法医学もしくは保険の目的で行われる検査；

医学的研究プログラムの一部をなす検査または治療。”

また、*ICRP Publication 26* の203，204項も見よ。

そこで、これらの目標が達成されるような最良の方法を決定することが必要になってくる。

2.2 X線診断の利用に関する適応

最近、画像診断の領域で3つの大きな進歩があった：これらは、コンピュータ断層撮影，超音波技術および核医学検査法である。コンピュータ断層撮影は、ある臓器や病変を映像として表す能力において大きな前進を果たし、しば

しば侵襲的な手段に取って代わることができる。超音波診断法はリスクがきわめて小さいか、またはリスクがないように思われるが、この方法はX線撮影技術では容易には見ることのできないある種の臓器を目視できるような方法を提供し、また、診断レベルの電離放射線のもつ潜在的な危険性をともなわずに情報を提供する。これらの装置は世界中に画一的に行きわたってはいないので、使用されているイメージング装置は、もっとも単純なものからもっとも複雑なものまで広い範囲にわたっている。

リスクについて、また個々のX線検査法の適応をよりよく決めるための、費用と利益の関係の関心について今までよりもより注意深い評価が行われている。*ICRP Publication 26* に述べられている費用-利益解析は、ある患者の利益と個々の行為の直接費用との比較とを含めて、すべての個人と社会的および環境に対する考慮をも含んでいる。ある行為の正当化という用語の概念は、その利益に関連して *ICRP Publication 26* の中であきらかにされた。ある放射線医学的行為は、それをうける患者に正味の利益となるであろうという、依頼医および放射線科医が単独あるいは共同で行う職業的判断は、ふつうは個々の患者の被曝と比較して“正当化”を意味しているであろう。そのような評価の方法は改善されつつあり、その中でエフィカシー* や意思決定を改善するために新しい技術が開発されてきた (L3, M4, S1)。

X線診断の利用に関して、適応および禁忌の両方についてもっと特定された判断基準が着実に作られてきた。収量**の低かった2, 3の検査について以下に論じる。“低い”および“収量”の定義は、あきらかな診断の見落としによる健康上の損失や、誤った診断を行うことによる健康上の損失とともに変化する

* 訳注 「エフィカシー」(efficacy)は、(臨床的)有効度、有効性、効能、効用などの訳語が使われているが、いずれも定着しているとはいいがたく、原文のまま「エフィカシー」とした。

** 訳注 「収量」, 原文は“yield”。適切な1つの訳語を当てはめることが困難であるので、化学などの領域で使用されている「収量」を統一的に使った。

る。つまりたとえば、症例発見の収量が非常に低くとも、治療がわずかの影響しかないような疾患よりも、治療ができてしかも、もし治療しなかったら致命的であるような疾患をさがすならば、これはうけ入れられるかもしれない。

収量の低い検査の代表的な例は：

- (i) 発育不全を評価するための小児の排泄性尿路造影は、臨床症状および臨床検査で尿路の異常を示唆する他の所見のないときにはほとんど価値がない。
- (ii) 日常的な心臓の透視。心臓透視によって特定の心臓の診断が行われるのは非常に希である。
- (iii) 透視下での骨折の日常的な整復。
- (iv) 副鼻腔の局所症状がないときの、発熱の原因追求のために撮影する副鼻腔の X 線写真。
- (v) 局所的徴候や症状のないときの、外傷後の頭蓋の X 線検査。 Bell と Loop (B5) は、徴候や症状がなければ骨折の発生はきわめて少ないことを見出したが、同じ臨床的判断規準を使って DeSmet ら (D3) は、骨折の発生率が高いことを示した。しかしながら、骨折がみつかったとしても、それが陥没骨折でなければ、臨床的管理にはほとんど影響はない (R2)。子供の骨折は脳の合併症とはほとんど関係がない。 Harwood-Nash ら (H1) は、骨折は硬膜外血腫をもつ子供の 1/2 未満でみられること；硬膜下血腫は外傷後で骨折のない子供の方が骨折のある場合のしばしば 2 倍も起こったことを示した。
- (vi) 手術前の日常的な胸部 X 線撮影。 Sagel ら (S2) は、入院時または手術前の日常的な胸部 X 線検査を行った 521 人の患者の中に、重大な異常は見られなかったことを示した。一方、Sane (S3) は、子供の手術前の胸部 X 線検査を行った 1,500 例の予後調査において、疑っていなかった異常が写真上で認められたという直接の結果として、手

術の延期または中止,あるいは麻酔手技の変更が3.8%あったということ報告した。WoodとHoekelman(W7)は,ある病院で699人の子供に手術前に日常的な胸部X線検査を行ったグループと,もう一つの病院で1,225人の患者のうち50人しか撮影されなかったグループとを比較した既往歴調査を報告している。X線検査をした749人のうち9人(1.2%)が外科的手術を中止されたにすぎないので,彼らはこのような日常的検査が役立っていないと結論した。彼らはさらに,最初にあげた病院では,手術前の日常的な胸部X線検査が,彼らの研究の結果としてではないが中止されたと述べている。10,619人の患者を含む英国の8つの病院における調査では,肺や心臓の病変の手術を除き,緊急でない手術の場合にはこの日常的な撮影は正当化されないことを示した(R4)。

(vii) 妊娠中の胸部X線撮影。出生前の日常的な胸部X線検査の価値が,12,109人の一連の分娩について調査された。48人の患者にのみ明らかな異常がみつかったが,おのおのの症例において,既往歴あるいは理学的所見の異常がその異常または胸部X線検査の必要性を示唆していたかもしれないであろう(B11)。

(viii) 骨盤計測法。101例の一連の骨盤計測の価値が再評価された(F3)。著者たちは,検査の70%までは結果が臨床的管理に影響を与えないであろうと予測されたはずであると結論した。

(ix) 高血圧症における排泄性尿路撮影。多くの研究が行われたが,求める情報や研究方法の違いによって異なった結果が得られている。一般的に,本態性高血圧症の大勢の患者の日常的検査には,診断あるいは患者を管理するための臨床的価値はほとんどあるいはまったくなかった(P1, W2)。

(x) 注腸検査。カナダのマニトバ地方における約100,000人の患者と医

師の面接の結果行われた16,594件の注腸検査の調査で、この検査の10%を減らすことは正当化されるであろうということを示唆する推定値が臨床医師と放射線科医の協議において得られた(M2)。ある一つの大学病院で行われた1,041人の患者についてのもう一つの調査は、もしその検査が統計学的に有意な諸徴候(発熱、便の潜血反応陽性、直腸あるいは腹部腫瘤、低ヘマトクリット値)を示すもの、あるいは臨床的に重要な諸徴候(体重減少、便秘、下痢など)についてだけに行われたとしたならば、その検査の13%のみが除外できるだろうということを示している。同時に、消化管の病気をもった患者の10%が見逃されるであろう(G1)。これらの研究は、それにかかわる医師の経歴および経験が違うことに加えて、おそらく調査様式とか施設間の実際のやりかたが調整されていないことによる相違のために反対の結論になっている。

ある総合病院の特定の検査に対する規準は、心血管疾患、がん、あるいは老人医学の専門病院における同じ検査に対する規準とも、まったく違ったものになるであろう。同じように、病気の型は熱帯と熱帯でないところとで大きく変わり、国と国とでも異なり、したがって、これらの規準も変わるであろう。ある一つの病院内ですら、特定の検査に関する規準は、科によって異なることがあろう。

2.3 依頼医の役割

理想的な状況のもとでは、X線診断が考慮される患者は、病歴、理学的検査、必要なときには臨床検査成績が依頼医によって評価される。この時点で、得られる可能性のある利益対リスクが考慮され、患者は特定のX線検査あるいは一群の検査の要請とともに放射線科医に依頼される。放射線科医は患者を診察し、あるいは依頼された検査が正しい適応であることを確認した上で、依頼

されたこととにかかると。利益-リスク、あるいは正当化の考察は、この場合 2人の医師によって検討されたことになるであろう。

実際には、上記の手順には多くの変形がある。例外的には、依頼医が患者と直接接触をもたないことがあるかもしれない。ときには放射線科医は、検査の前に患者を診ることをせず、放射線技師への事前の指示および放射線技師の判断を信用するであろう。一方、医学的な適応が明確で、X線の照射が容認された技術で行われるときには、依頼した臨床医と放射線科医の両者の評価は必要でない。

非常にはやく変化するX線診断の分野に適用されるような、利益-リスク解析の概念についての医師の理解はしばしば不完全である。彼の主たるそして固有の関心は、X線検査のエフィカシー、すなわち、その検査が患者の問題を処理することに寄与するかどうかということである。検査の適応についての正しい評価、検査から期待される収量、および検査結果が診断にそしてその後の患者の治療にどのような影響を与えるかは、彼の医学の文献に対する精通度、彼のいる現場で行われている考え方、および放射線科医との以前および現在の協議のいかに依存する。彼は電離放射線の物理学的性質ならびに生物学的影響に関する現在の考え方を、十分に知っているとはかぎらない。これらの医師たちに必要な訓練は、3章に記載されている。

依頼医は、放射線科医または彼に指名された者が検査を正しく行うことができるように、患者の問題点を記載し、臨床上の目的を示した明確な依頼書を用意すべきである。この情報が不足しているときには、必要な臨床情報を得ることは、放射線科医または彼に指名された者の責任となる。放射線科医は患者との面接の間に、それまでには得られなかった付加的な有益な情報を得ることができるかもしれない。もし臨床的適応があきらかたで、検査を断ることが患者に不当な苦しみを与える場合には、依頼されたX線検査を延期することによって患者を不利にすることは適当ではない。もっとも重要な禁忌は妊娠であるか

(22)

もしれない(5.2節の議論を見よ)。依頼医は、臨床的な適応に基づかない日常的な依頼を行うことを差し控えるべきである。

上のような手順を守ることは、世界保健機構(WHO)によって次のように示されたX線検査の利益を保証するのに役立つであろう：

(i) 疑われた疾患の確認あるいは除外

(ii) 考えていなかった疾患の発見

この情報は、予後推定の改善、治療方針の決定、さらに望むらくは死亡率の低下および罹患率の低下にもつながるであろう。早期のかつ適切な診断は、それ以上の診断検査の減少、入院期間の短縮、および労働能力を含む社会的独立の延長ということから生ずる経済的な利益を生むであろう。ある遺伝性の疾患においては、遺伝に関するカウンセリングの質を高めるような情報が放射線医学的に得られるであろう。放射線検査をうける患者には、電離放射線による危険性に加えて、機械的あるいは薬物学的なリスクも存在するのである。

2.4 放射線科医の責任

要求された臨床的判断を行うためには、担当医と放射線科医との間の協議が必要であり、そして患者の防護のためにもこのことの実行は勧められるべきである。放射線科医は、X線検査の実施と範囲のすべての面の監督に責任を有する。彼は示された臨床的問題に照らして、提案されたX線検査と用いられる診断技術が適切かどうかを助言すべきである。理想的には、すべての放射線検査は、最小の放射線の量で必要とされる情報が得られるように、一つの臨床上の問題に関して個々に計画されるべきである。この計画策定は、適切な投影方向やフィルムと増感紙の組合せを含め、検査実施について患者ごとに選択を必要とするであろう。このことは、いそがしい放射線科ではしばしば実行不可能である。しかしながら、いそがしい放射線科においてすら、いくつかの検査の計画、とくに患者に大きい放射線の量を与えるような検査、および生殖可能の人

の生殖腺に直接照射する検査について計画することはできる。これらのX線検査が適切であったかどうかを振り返って解析することは、その後の検査に対する将来の指示を改善するであろう。

放射線科医には、通常のX線撮影、透視、血管撮影、コンピュータ断層撮影(CT)、超音波、デジタルラジオグラフィ、核磁気共鳴法、放射性核種によるイメージングを含む多くの診断技術が利用できる。ある特殊な臨床的状況においては、これらのすべてが役に立つ情報を提供してくれるけれども、ふつうは、診断に達するためにはこれらのすべての検査を行う必要はない。もし2つの検査に同じような診断的収量があるとすると、たとえば動脈内カテーテル法よりCTを選ぶように、侵襲という点で危険性のより少ないものを通常は選ぶべきである。この選択を行ってから次の決定は、患者の放射線の量がより少ない方法を選ぶことである。たとえば多くの施設において、超音波検査法は子宮内の胎児の発育の検査でX線にとってかわっている。もう一つの例は、気脳撮影の大部分がCTにおきかえられたことである。しかしながら、経済的要因も重要な役割を演ずる。たとえば、脳内石灰化をさがすときに、CTは通常のX線写真に比べて高い収量があるが、コストが高いのでつねに利用できるとはかぎらない。

イメージングの技術は急速に変化しており、そしてどの方法を使うべきかという決定には、経済的要因と同時に技術の利用可能性が非常に重要な役割を果たす。複雑な検査法が必要な場合には、とくに要求される臨床情報を得るために行われる検査の種類を最小にするために、一般的には放射線科医と担当医が一緒にそれぞれの臨床的状況に応じた判断を行うべきである。検査を行うべき順序は、個々の患者ごとに決定すべきである。予定していた順序に入っていた検査がそれ以上必要でないということがわかるかもしれないので、次の検査が行われる前に、おのおのの検査の結果を評価すべきである。一方、技術の利用可能性と患者の便宜も考慮されなければならないであろう。

2.5 開発途上国における放射線診断学—医療のレベル

開発途上国においては、そして先進国でもある地域においては、訓練された放射線技師あるいは放射線医学の適用について訓練された医師を雇用することは可能でないかもしれない。WHO は基本的に3段階の放射線診断業務があることを認識している。

- (i) 基礎的な放射線業務 (BRS)
- (ii) 一般的な目的の放射線業務 (GPRS)
- (iii) 専門化された放射線業務 (SRS)

(i) 基礎的な放射線業務 (BRS : Basic Radiological Service) これは、一次参照レベルの医療機関——保健センター、小さな地方のあるいは都市の病院など——で設置されている最も末端的な放射線業務である。BRS は、電気の供給のない、あるいは電圧の変動する地域における操作のために特別に設計された1台の、透視なしでX線撮影だけのX線装置を装備している。この装置はFFDが固定されており、フィルムサイズの種類も限定され、そして制御盤は簡単に操作できる。BRSの操作者は、看護婦または地域の保健センターの他の職員でもよいが、機械の操作、患者の整位、フィルムの処理や記録保存について訓練されている。

BRSでは、ほとんどのX線検査を行うことができるが、造影剤を使用する検査は通常はこの型の医療設備ではできない。BRS操作者というより特別に訓練された職員がいる場合には、経静脈性腎盂撮影、胆のう撮影およびその他の検査を、BRSレベルの検査の中に含めることができる。BRSにおいて撮られたフィルムは、その患者の診断ならびに治療を行っている地域の一般臨床医によって読影されるが、その臨床医は、彼が遭遇しやすい比較的単純な検査の読影のための特別の訓練を積むべきである。

BRSは、次のレベルの放射線業務—GPRSへとつながっている。このGPRS

は、その地域を包含するいくつかの BRS を監督する。GPRS の放射線科医と放射線技師は、彼らの責任の下にある BRS のすべての技術と管理面を訓練、監督および援助する責任がある。

(ii) 一般的な目的の放射線業務 (GPRS : General Purpose Radiological Service) これは、中規模ないし大きな病院に設置される 2 番目のレベルの放射線科である。GPRS は通常数台の X 線装置をもち、1 人あるいはそれ以上の放射線科医と放射線技師が働いており、専門的な検査法 (神経放射線学、血管撮影法など) を除く、大部分の X 線検査が行われる。前述したように、GPRS は BRS の訓練ならびに技術的監督を行うかなめの役割がある。

(iii) 専門化された放射線業務 (SRS : Specialized Radiological Service) これは、3 番目の、一つの国において最も進歩したレベルの放射線科であり、大学病院あるいは専門化した医療施設の中にある。SRS は、ふつう GPRS にさらに装置を加えたもので、少なくとも GPRS レベルでは不可能な専門的な分野の検査を行うことが可能なものである。SRS では、放射線科医と放射線技師の両方の訓練、また卒前の医学生の訓練をも行うことができる。

GPRS と SRS のいろいろな形や 2 つのレベルの組合せは、開発途上国のさまざまな地域でみることができる。

基礎的な放射線業務(BRS)は、他の放射線医学的なサービスの得られない、また放射線医学に関して限られた技量しかない一般臨床医が監督するような地方や遠隔地に関したものであるということに留意することは重要である。このレベルでは完全な資格のある放射線技師は得られず、X 線装置は X 線撮影に関する補足的な訓練をうけた看護婦あるいは検査技師によって操作されるかもしれない。より総合的な放射線業務が可能な地域では、基礎的な放射線業務を行おうとすべきではない。

上述のような各段階の関係を考えると、少なくとも BRS に関しては、操作者はある限定された範囲の臨床判断の訓練をうけ、安全使用規定をきびしく守

り、装置および施設を注意深く保守管理をすることが要求されるであろうということはあきらかである。さらにできる範囲で、助言と不意の立入りおよび任意の検査を行うために、品質保証と保守に経験をもった監督者が得られるようにすべきである。

GPRS 病院における X 線業務に責任をもつ臨床医は、X 線検査の適応が適正であることを保証できる、十分な臨床的経験をもつべきである。BRS 施設においては助言と読影のために、ときおり 1 人の放射線科医が迎えられるようにすべきである。BRS や GPRS レベルよりさらに進んだ放射線医学的な行為が必要な場合には、患者は適当な医療センターへ転送されるべきである。患者を専門化した施設へ転送するという事は、高度に発達した医療をもった多くの国々では一般化していることである。

BRS, GPRS, SRS のすべての施設に求められる過大な要求は、より理想的な条件の下で可能なものと同じレベルの放射線医療を提供するためには、医師とくに放射線科医の能力をはかるに超えている。したがって、放射線技師の役割と責任を拡大することが必要となってきた。

BRS 病院の操作者は、訓練をうけた放射線科医がいればうけもつべき責任を行使することが要求されるであろう。ある X 線検査に関する適応および禁忌について注意深くつくられたプログラムが要求される。放射線防護に関する教育が必要である。理想的には、このような操作者は、基礎的な放射線生物学の初歩の知識を得る機会をもつべきである。しかしながら、實際上、日常的に彼らの義務を果たすために、特定の知識に指導を限定するよう考慮しなければならないであろう。

2.6 研究使用

放射線医学は、研究を通して医学の進歩に重要な役割を果たしてきたし、今後もそのように続くことが期待されるであろう。放射線医学研究に責任のある

人々は、放射線診断技術の危険性に関する倫理的問題に直面する。これらについての関心や医学の急速な進歩に関連した問題は、世界医師連盟によって採択された「ヘルシンキ宣言」として知られる、「人体実験の倫理規定」によって具体的に示されている (W5)。その行為をうける個人の利益になるように計画されていない行為は、彼の自由意志による、内容を知った同意なしには行うことはできない。この医学倫理規定の原則は、放射線診断学的方法を研究目的に使うことを提案するすべての人によって考慮されなければならない、そして依頼した臨床医と放射線科医に共同の責任を課すものである。

放射線の研究上の使用は、*ICRP Publication 26* の次の勧告の主題である：

(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てい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研究の目的で照

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も、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、各研究プログラムごとに適切な限度を認定すべきである。

2.7 集団検診

この報告書では、集団検診とは、見かけ上健康なそして／あるいは無症状の集団の、治癒可能な疾患のためのX線検査と定義される。

見かけ上健康な集団に対して集団検診を行うことの決定は、晩発的影響のリスク、問題とする疾患の罹患率と重篤度、および治癒あるいは苦痛を緩和する程度を含む、多くの重要な変数によって決定される。集団検診を行う場合の主たる関心は、晩発的影響の可能性である。これらの晩発的影響の発生するリスクについては1.3節で議論されている。このリスクがあるゆえに、集団検診からはあきらかな利益がない健康な多数の人々の照射が見込まれ、もしそれが正当化されようとするときには、特別な考慮が必要である。ある疾患の罹患率には、遺伝的パターン、社会-経済的考慮、生活習慣、気候、食物、職業、娯楽など、多くの要素が相互に関連している。したがって、決定をする前に集団検診を行おうとする特定の地域における疾患の罹患率を知らなければならない。少なくとも、集団検診を行う以前に、疾患の罹患率が高いという強い疑いがないなければならない。

これらの原則のいくつかの適用例は次のようである。

日本における疫学的データは、胃がんやある胸部疾患に対する集団検診が、ある選ばれた集団の人には依然として価値があることを示している。発見される新しいがんの収量が、30歳以上の人々では放射線によって誘発されるがんの予想したリスクを超え、利益-リスク比が1よりも大きくなるのである。早期の治療により予後は改善される。しかしながら、このスクリーニングの方法は、30歳以下の集団では利益-リスク比が1よりも小さいので、正当化することはできない (I1, I2)。

多くの国では、結核はもはや重大な公衆の健康問題ではなく、X線による胸部集団検診がこの疾患の診断のために使われることはもはやない。喀痰の細菌鏡検法 (W4)、あるいは BCG 接種をしていない人に行うツベルクリンの皮膚テストの使用で、結核の危険度の高い人を見つけることができるであろう；これらのグループは、必要ならさらに胸部X線撮影で検査をすることができる。このやりかたは、費用と放射線被曝の両方を減少させる。

合衆国における乳がんの検診は、放射線による検診が若い年齢のグループの人にもつかるのと同じくらい、あるいはそれ以上のがんを誘発するであろうという前提のもとに削減された。最初の研究は適切な疫学的計画を欠いており、乳がんの早期発見が生存率を高めるかどうかを決めるために、女性の照射群と非照射群について長期間の追跡をするための準備はなにもなかった。その後になってしきい値のない直線性の仮説を用いて計算してみると、34歳以上の女性について毎年行う乳房撮影法を無期限に継続する計画は、発見されるのと同じくらいのがんを誘発するであろうということを示唆した (B1)。しかしながら、45—50歳以上の女性で発見される乳がんの収量は、放射線誘発がんの見込数より有意に大きいということが今は示されている。適当な対照グループを用いて行われる将来の研究の結論がでるまでは、50歳以下の無症状の女性に日常的に行われる乳房撮影の価値を評価することはできない (N3)。

集団検診を行うという決定は、もし問題の病気が発見されたならば、起こり

うる、人生の質の向上および寿命の延長にもまた影響されるべきものである。

2.8 他の日常的な検査

委員会は *ICRP Publication 26* の 202 項で、次のように勧告した：

(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、雇用主、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。

ある従業員たちは、雇用前および毎年ある種の X 線検査をうけるように要求されている。たとえば、教師、学生、食品を扱う人々および病院の職員に対して雇用前および毎年行う胸部 X 線写真；肉体的重労働に従事する労働者の下部脊椎の X 線写真、そして、入院時の日常的な胸部 X 線写真などである。これらは、やや一般的でなくなっただけでもまだ引き続き行われている。これらの日常的な検査の診断的収量が、X 線の照射と費用に十分値するかどうかをたえず評価することが必要である。

法医学、保険、不具、引退、その他の要請に対する X 線検査に関しては、その X 線学的行為の適応は、個々の医学的状況、たとえば外傷、感染あるいは腫瘍の確認または除外あるいは以前からある疾患の再評価の必要性に依存する。このような行為の正当化には特別の注意が必要である。

2.9 放射線科における管理方策

患者の防護に関連した多くの管理方策は、施設の職員によって行われるべきである。これらの多くはおもに病院や診療所において適用されるものであるが、あるものは一般的にもあてはまる。そのような方策は 2 つのカテゴリー、

すなわち物理的な要因と手続上の要因に分けて考えられるであろう。

2.9.1 物理的な諸要因

病院においては、実行できるかぎり多くのX線装置を放射線科におくほうがよい。X線室は十分な大きさがあり、効率のよいそして正確な仕事ができるように、そして防護器具を使いやすいように注意深く設計すべきである。適切な装置、付属品、暗室あるいはその他の画像処理装置は、能率的なX線撮影業務に不可欠である。

多くの人たちが順々に検査をうけるようなX線撮影の特別な状況においては、検査を待っている人たちが十分に防護されるよう、注意を払わなければならない。

2.9.2 手続上の諸要因

患者の防護に、大きく貢献できる管理上の実践は次に述べるものを含んでいる：

(a) 病院では、すべての放射線装置と行為は、たとえ装置のいくつかが放射線科でないところにおかれているとしても、主任放射線科医の管理と監督のもとにおかれるのが望ましい。患者管理の質を維持するための主任放射線科医の権威は、他の臨床の科で行使されている権威と同じであるべきである。

(b) すべての検査の依頼は、臨床的指示と必要とする情報を正確に述べるべきである。そして、これらの事柄があいまい、または困難であるときには、放射線科医と依頼医の間で前もって相談することが望ましい。妊娠可能な患者の腹部または骨盤の検査では、最終月経の期間を依頼書に記録し、妊娠あるいは妊娠の疑いを指摘すべきである(5.2節も見よ)。

(c) 放射線検査を行う前に、今回の検査を不必要とするような検査が以前に行われているかどうかを確かめることが重要である。

(d) 患者がある病院または科から他に移るときは、該当するX線写真や記録のコピーを実行できるかぎり利用できるようにすべきである。

(e) 住所や職業をかえるという理由で短期間のうちに検査を繰り返すことは避けるべきである。

2.9.3 放射線安全委員会

病院その他の生物医学研究所の多くの状況で、それが大規模であっても小規模であっても、電離放射線を放出するいろいろな装置および線源が使われている。これらの線源の使用を管理する規則や指針は、ふつうは国の法律によるか、または、地域または地方レベルの役所において発布された指針によって決められている。施設はこれらの要求の解釈および執行に責任がある。患者、一般公衆および作業者の防護を最適化するために、その施設の方針をつくる役割は放射線安全委員会の手にある。この委員会の構成員は注意深く選ばれるべきであり、放射線科医や電離放射線の影響や防護方法について知識のある医師および物理学者が含まれるべきである。理想的には、この委員会は方針の手引書を作成し、定期会合を行い記録を保存すべきである。この委員会の決定は、その施設の規則を執行するための管理者として責任のある放射線安全担当者により遂行されるであろう。放射線安全担当者と委員会メンバーの専門的な助言は、放射線の利用者に利用できるようになっているべきである。

この委員会の活動は、医学研究計画の承認に関する同様の委員会と密接に連携すべきである。医学研究における電離放射線の使用についての要求は、放射線安全委員会により検討されるべきである。

3. 教育と人員の必要性

X線診断検査の回数と分布、したがって、放射線被曝の総計は、臨床医* によって行われる臨床判断と治療によって直接影響される。これらの理由により、放射線診断の適応についての注意が高まれば、個々の患者被曝を有意に低減させることができる。しかしながら、集団線量は、これらの適応が世界中の多くの地域において放射線診断の使用を拡大することの必要性を示しているもので、まだ増加するであろう。X線の使用に関する臨床判断を発展させるには、医学および歯学の学生のための教育プログラムが必要である。卒後レベルで与えられる教育は、臨床上の放射線医学的評価のために患者にかかわるすべての人々、訓練中の放射線科医、そしてX線診断装置を操作しあるいは操作について監督する、いかなる他の臨床医たちにとっても、とくに価値がある。

下記の *ICRP Publication 33* の記述は、患者防護を考慮する上での基本である：

“なにびとも十分な技術上の能力がなければ、X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関する十分な知識なしに、放射線医学的処置を実行してはならない” (I8)

患者被曝線量の低減は、この報告書の4章に記述された技術的方法を使うことによって達成することができる。患者防護の教育は、放射線科医および放射線技師**のための教育プログラムの一部分をなすべきである。同様の教育は、

* この報告書を通して“臨床医”(practitioner)という語は、放射線科医、他の医師、外科医、歯科医、整骨療法士、脊柱指圧療法士、および特定の療法を行うことを認められたその他の専門家たちを含む。

** 訳注：原文の注では、“radiographer は、radiological technologist, medical technical assistant と medical radiological technician を含む”となっているが、この翻訳では、“放射線技師”に統一した。

X線装置を操作または操作を監督する，放射線科医ではない臨床医にとって，また，それにより，患者防護の技術的な面についての責任をひきうけることになる人々にとっても必要である。

放射線診断が幅広く使われるようになり，また技術的にも複雑になるので，世界的な切迫した要求として放射線医学の従事者の数を増加させなければならない。この要求に応ずるための負担は，学術団体および国の政府が負わなければならない。

医学生の教育時間の激しい取り合いがあるので，放射線科医や放射線物理学者たちは，放射線の安全を議論したり説明したりする短期コースを企画すべきである。

エフィカシーと安全性の概念を継続して説明するために，この概念を臨床放射線医学の講義の中に織りこむべきである。

在学生，卒後の臨床医および放射線科医のための教育プログラムの展開では，できるときはいつも現存の装置を利用すべきである。教育にあたるスタッフは，患者が検査を受けているときでも，また他の研究に関して設備が使用されていないときにも現存の場所や装置を使用してもよい。もし，設備に対する臨床的な要求があまりにも大きくて，十分な訓練を行えないときには，教育目的のための付加的な設備を考慮すべきである。

依頼医は，電離放射線を医学目的に使うときはいつでも，放射線を用いない行為においてもあると同じように，つねに危険が起こりうるということを知るべきである。それゆえ，放射線検査を依頼する前に依頼医は，患者がうける潜在的な利益が，起こりうるリスクより大きいということと，依頼する検査がもっとも適切なものであるということとを納得すべきである。依頼医が患者の防護における彼自身の責任を自覚するように，これらの考え方およびその根底となる哲学の提示が，医学の会合や卒後教育部門において奨励されるべきである。

放射線技師のおもな任務は，資格のある医師ふつうは放射線科医であるが

——の監督のもとでX線撮影検査を行うことである。それゆえ、彼らは患者の放射線防護に関してかなめとなる立場にあり、彼らの熟練と注意により、与える放射線の量はかなり影響されるであろう。患者防護に関連するすべての要因を広く理解させるために、放射線技師たちの正しい訓練と継続的な教育に、4章に述べられている技術面と、1章および2章の基礎原理を含めるべきである。各国の該当する機関は、放射線技師の訓練と継続的な教育のためのプログラムの内容と範囲にしかるべき考慮を払うべきである。

放射線技師が通例は正式に資格を与えられている国においてさえも、資格のない操作者が働いているかもしれない。それはたとえば、仕事の量からいって資格をもつ放射線技師を備うには及ばないと考えられているところである。このような状況においては装置を安全に操作できるように操作者に特別な訓練を課すべきである。放射線技師としての正式な訓練をうけない人々にとって、定期的な監督と指導がかなりの助けになるであろう。

正式な訓練の機会がない場合に、X線撮影従事者に対する放射線防護の教育を促進するために、教育プログラムおよび訓練用の教材があるか、あるいは開発中である(F4, K1)。

看護婦は検査のための患者の準備をすることはもちろんであるが、放射線検査にもしばしば直接にかかわっている。それゆえ、彼女たちの訓練にはX線検査の遂行に関する適切な指導を含むべきである。

物理学者*は、放射線診断に関連した業務、相談および教育に責任をもつべきである。彼らは防護の設計、適切な装置の選定およびその後の点検とサーベイにかかわるべきである。彼らは、X線検査を依頼したりあるいは検査を行う臨床医に対して、またとくに放射線科医と放射線技師に対して、放射線物理学と防護の実際を教えることもあろう。それゆえ、物理学者は、X線診断検査法

* この語は、ここでは医学物理学者、放射線医学物理学者、病院物理学者を意味するものとして使われている。

に関連した物理的原理および実践面についての包括的な理論的および実際的な訓練と、放射線学の医学面に関連した訓練をうけるべきである。それらの訓練では、装置の設計、画像形成、患者の線量、サーベイの方法および測定、遮蔽の設計および放射線防護基準を含む物理的諸要因についてとくに強調すべきである。

このような指導内容は、卒業教育のレベルに相当する学位あるいはその証明を得るためのいかなる正規のカリキュラムの中にも含まれるべきである。

一般公衆は、近年、医用放射線にもなう放射線の危険についてしばしば警告されてきている。この警告は、ときには必要な医学的な処置を求めることを躊躇させている。推定できる放射線のリスク(表5を見よ)からの患者の防護に関する知識のあるすべての人々は、このような心配事に対する適切な見通しの観点から、患者にバランスのとれた見解を与えるようあらゆる努力をすべきである。このようにすれば、臨床的に明確な適応があり、そして適正に遂行され、かつ解釈される診断的検査は、いかなるものでも患者が受諾するようになるはずである。これらの状況のもとで、放射線医学はその最大の利益を生み出すことができる。ここで *ICRP Publication 26*, 195—209 項に注意を払われたい(付録3を見よ)。

多くの国々では、放射線診断学を専門とする臨床医は、医学校卒業後数年の訓練を続け、それから診断学および物理学、放射線生物学および防護を含む関連学科における彼らの実力をテストする1回または数回の試験をうける。この課程と試験を首尾よく完了すると、専門医としての証明がもらえる。このような証明は放射線診断の適切な使用に関する資格の証拠である。

加えて、ある国々または一国内の他の司法体では、放射線診断学の認可をうけた専門医が彼の資格を維持することを保証するために、1年または数年の間隔で医学教育を継続していることの証拠を要求している。これらの両方とも実施することがすすめられるべきである。

4. 患者の防護における技術的ならびに 物理的諸要因

4.1 総 論

患者の放射線被曝のレベルは、多くの技術的および物理的要因に依存する。被曝を減らすことになる因子には、有用な像の形成には寄与しない放射線を除くことや、特定の症例の診断上の要求に合った高感度の記録系を正しく選ぶことが含まれる。

新型のX線装置や設備は、旧式の装置よりも放射線出力をより効率的に利用できるように設計されているので、通常はこの方がよい。現行の基準を満たさず、また満たすことのできない装置は、資格のある専門家の助言に反してこれを保持すべきでない。専門家たちは、その助言のもつ経済的ならびに社会的な意味合いを考慮に入れて助言すべきである。どんな装置も新しい目的に関して、検査、試験され、満足であることがはっきりしなければ、その装置を設計された目的以外に使用すべきでない。旧式の装置は、適切な検査と試験をうけなければ、他の使用者にひきわたすべきでない。

X線診断施設の品質保証プログラムの一環として、すべての診断用X線装置の定期的な検査が行われるべきである。

この節で論じられる技術的な問題は、診断に役立つ情報を損なうことなしに効果的な患者防護を達成するための、簡単に実行に移せる方法を含んでいる。重要なことは、検査しようと思う範囲にのみX線錐の大きさを厳しく制限することである(4.3節を見よ)。もっともよい結果を得るには、記録系の感度の調整と放射線錐の線質、および実際にこれから述べるすべての因子が考慮されなければならない。しかしながら、それよりも線量が少なくなると、記録系に入

射する放射線には診断価値としては不十分な情報しか含まれないことになるような、一つの限界があることも理解すべきである。

臨床的に重要なすべての情報を保持したまま、患者のうける放射線の量を最大限減らすには、X線のエネルギー、波形、焦点の形と大きさ、線錐ろ過、散乱線を減らす方法や器具、そしてフィルムと増感紙の組合せなどの選択を最適化することが必要である。これらの要因の個々についての重要性を評価するための最近の解析方法は、変調伝達関数 (MTF) を使うことである (H4, R3)。

次節から、いろいろな技術的手段の患者防護への効果が論じられ、そしてこの観点からの正しい実行の指針が示される。患者防護に関係のある委員会の特定の勧告は、*ICRP Publication 26* の197—208 項にでており、付録3に再掲してある。その他の情報は、*ICRP Publication 33* (I8) の中に含まれている。

4.2 放射線錐の性質

X線の線錐は、患者を通過するとき主として吸収により減衰するが、散乱や逆自乗則によっても減衰する。透過率は、平均射出カーマ (すなわち、X線錐が患者をでるところの皮膚表面のカーマ) と、平均入射カーマ (すなわち、X線錐が患者に入るところの皮膚表面におけるカーマ) の比として定義される。射出カーマは線錐の断面上の点で異なり、したがって像の基になる放射線のパターンを与えることになる。透過率は、しばしば約0.01かあるいはさらに小さな値である。受像体 (フィルムあるいは透視用の蛍光板) の応答は、おもに射出カーマに依存している。したがって、ある与えられた射出カーマに対して透過率が増加すれば、一般的に患者の線量は減少することになる。そしてこれは、一次線錐内の組織や臓器に対しては確かにそうである。しかしながら、透過率が変化すると、記録装置の応答や散乱線の量も同時に変化することがあ

り、これらの変化は患者の吸収線量という面でいくぶん利点を減らすことになりうる。

透過率は、一次線錐の幾何学的発散（逆自乗則）のような多くの因子、X線スペクトルの光子エネルギー分布（線質）、患者に入射する線錐の大きさ、および患者の厚さに依存する。

4.2.1 X線錐の発散

逆自乗則とは、吸収のない媒体中で、放射線強度が点線源からの距離の自乗に反比例して変化することをいう。受像体の面で照射野の大きさと入射カーマが一定に保たれているとき、焦点-被写体間距離が短くなると、入射表面でのカーマは急に上昇するが、平均の吸収エネルギーはわずかしかな影響をうけない。1 m を超えて焦点-被写体間距離を増加させることは、カーマのごくわずかの減少をもたらすだけであろう（図1を見よ）。しかしながら、距離を離すことは、他の理由で（たとえば、心臓の撮影で拡大による歪みを少なくするために）望ましいことである。

最小の焦点-皮膚間距離について次のように勧告する：

移動型装置による撮影と透視の場合、焦点-皮膚間距離は30cm未満にすべきでない。据置型装置による撮影と透視の場合、焦点-皮膚間距離は30cm未満にすべきでなく、理想的には45 cm 未満にすべきではない。胸部の間接撮影および直接撮影は、焦点-受像体間距離を少なくとも120 cm にして行われるべきである。

拡大撮影は、ふつうの方法で得られる以上に高度のディテールが要求される場合には、ときには有用である。幾何学的拡大は、検出体から患者を単純にひき離すことにより得られる。拡大撮影では、0.3 mm（公称値）の焦点の使用が必要なので比較的低い管電流しか利用できない。この理由から、患者の動きが問題になるであろう。また拡大撮影では、患者がX線管に近づき、そのため

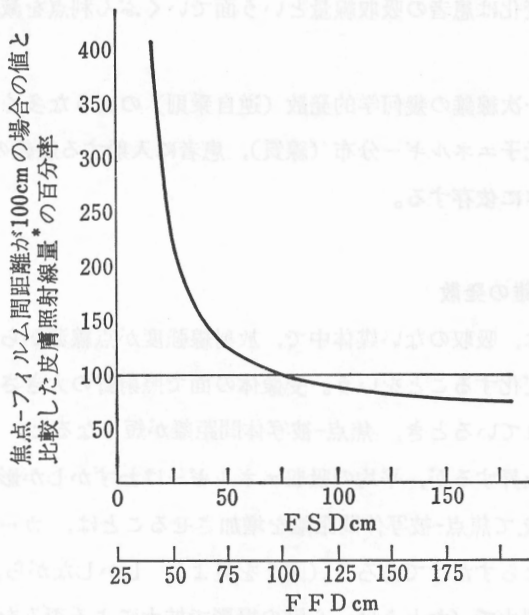


図1 焦点-フィルム間距離を変化させたときの皮膚照射線量* の変化。線質とフィルム照射線量* は一定と仮定する。患者の厚さ(すなわち入射皮膚面とフィルムとの距離)は25 cm とする。ここに示す曲線はすべての記録系に当てはめうる。

FSD: 焦点-皮膚間距離, FFD: 焦点-フィルム間距離 (I5)

に患者の線量は当然に増加する。この増加した線量のいくらかは、拡大撮影では通常グリッドを必要としないということで相殺されうる。平均の吸収線量はより短い焦点-皮膚間距離で増加するであろうが、照射される組織の容積はたいへい小さいので、総吸収エネルギーは必ずしも増加することはないであろう。これは拡大撮影で使われる照射野の大きさが、多くの場合普通撮影におけるよりも小さいからである。さらに、普通撮影で使われるものよりも、高感度のフ

* 訳注 本文では、「空気カーマ」におきかえられているが、この図が原著からのそのままの引用であるので、「照射線量」を使った。

フィルムと増感紙の組合せを使用することができる。

4.2.2 放射線の線質

線質はX線錐の透過力の尺度であり、通常は半価層 (HVL) あるいは実効エネルギーによって表現されるが、ときには管電圧とろ過によっても表される。線質は数多くの因子に依存し、その最も重要なものはX線管に印加されるピーク電圧、高電圧波形およびX線錐のろ過である。

4.2.3 管電圧

X線管の印加電圧が高ければ高いほど、X線錐の透過性は高まる。それゆえ、受像体のところで必要とされる線量は、より低い電圧におけるよりも少ない表面線量で得られるであろう。しかしながら、より高い電圧では、骨と軟部組織のコントラストが低下し、さらに一次線錐外にある臓器に達する散乱線は増加するであろう。

少なくともピーク電圧 100 kV までは、一定の射出線量に対して皮膚線量は確かに減少する。生殖腺が一次線錐内にある場合、睪丸線量も大きく減少するが、卵巣線量は、卵巣がより深いところにあるので、影響はずっと少ないであろう。生殖腺が一次線錐外にあるときには、管電圧が高い場合には散乱線のみをうけ、生殖腺線量はやや増加するかもしれない。

4.2.4 管電圧波形

高圧電源は一般に交流で供給されているので、X線管にかかる電圧は一定ではなく脈動的である。これは脈流として知られている。同じピーク電圧に対しては、低脈流の発生器に接続されたX線管は、高脈流の発生器に接続されたものよりも透過力の高い放射線の割合が多くなり、前者は透過率がより高くなる。こうして、一定の射出線量に対する患者の入射皮膚線量は減少する。自己整流

回路、半波整流回路、あるいは全波整流回路が用いられると、X線管にかかる電圧はX線発生の間ほとんどゼロからピーク電圧までの間で変化し、したがって100%にも達する脈流分をもつことになる。透視の場合のように小電流のみが使われるときには、ケーブルの静電容量のためこの脈流はかなり減る。これらの観察結果は単相電源による発生装置にあてはまる。三相電源および新しい高周波発生装置は低脈流の波形をつくりだし、それによって患者の線量を減らすことに役立つ。

4.2.5 ろ過

X線管の放射窓（およびX線管容器のいかなる他の部分でも）によるろ過を固有ろ過という。大部分の市販のX線管においては、このろ過は0.5 mmAl から2.0 mmAl 当量である。それ以外のすべての線錐のろ過は、“付加ろ過”と呼ばれる。固有ろ過と付加ろ過は一緒にして総ろ過といわれ、多くの国において常設総ろ過をX線容器上に示すことが製造業者に対し義務づけられているし、そうすることが望ましい。

ろ過板はX線錐の低エネルギー部分を選択的に減衰させる。これは、そうしなければその大部分は患者の体内で吸収されるものである。X線管がある電圧と電流で作動しているとき、ろ過板を使用すると線量率は減少するが、同時に透過力の大きい線錐になる。ろ過を増やせば皮膚線量はかなり減少するが、深部線量に対する影響はずっと少ない。ろ過の総量を増やすと、これ以上ろ過を増やしても放射線の透過力の変化は少なくなり、一方、フィルムの線量を同じにするには、mAs 値を急激に増加させる必要が生じる。

通常の診断業務においては、利用線錐内の総ろ過は、2.5 mmAl 当量未満にすべきでなく、そのうち、1.5 mmAl は常設にすべきである。例外は、最大管電圧が70 kV を超えない通常の歯科用の装置である。最大管電圧70 kV を超えない通常の歯科用の装置の利用線錐内の常設総ろ過は、1.5 mmAl 当量未満に

すべきではない。これより高い電圧の場合には、総ろ過は2.5 mmAl 当量未満にすべきではない (I8)。

いくつかの特殊なX線撮影法 (たとえば、乳房撮影) は、きわめて軟らかいX線を必要とする。そのような撮影は特殊な装置で行われるべきであって、より高い電圧用につくられた標準的X線装置を用いるべきではない。いかなる場合にも、常設総ろ過は0.5 mmAl または0.03 mmMo 当量未満にすべきではない。

付録2の表 A16は、診断装置について、ろ過と管電圧の関数として mmAl で表した代表的半価層を示している。もし、診断用X線管のろ過の総量が不明であれば、利用線錐の半価層を測るべきである。

100 kV を超える管電圧においてはろ過を増やすことによって、たとえば高電圧のときには、アルミニウムと銅、または、すず、銅とアルミニウムのろ過板を組み合わせて使うことによって、患者被曝の有効な低減が可能である。

管電圧とろ過が大きくなると放射線の透過力が増加するので、線錐内にある患者の部位における放射線の量は、ある与えられた射出線量に対して一般的には減少するという事に注目すべきである。しかしながら、同時にX線写真のコントラスト、とくに骨のコントラストは小さくなり、寛容度は増加する。高電圧、高ろ過の技術は、骨のコントラストが重要でない、たとえば空気あるいは他のガスによる造影検査や胸部撮影のような場合に適当である。バリウムを使う検査ではコントラストは非常に大きいので、二重造影法を行うとき以外は、高圧撮影技術を被曝低減の目的で使うことができる。

ろ過板を交換する場合には、この撮影系に適切なろ過がのこっていることを確実にするための細心の注意が必要である。アルミニウム以外の他の物質によるろ過も、放射線の量を減らすのに有用なことがある(H3, V2)。

4.2.6 炭素繊維物質

炭素繊維物質（グラファイト）を用いると、線錐のより大きな比率の透過が得られる。この物質は、天板やカセットの前面に用いることができる。ピーク電圧70 kV においては、炭素繊維カセットによる線量の減少は、ふつうのプラスチックの前面をもったカセットに比べて10—30%の間にあり、炭素繊維を用いた天板ではプラスチックに比べて14%の線量減少がある（D2, H2, T2, S5）。炭素繊維をグリッドの表面に用いたり、格子間のスペーサーとして用いると、さらに線量を減少させることが可能である。情報の増加も炭素繊維系における一つの副産物である。

4.3 照射野の大きさと線錐*の位置

患者の被曝を制限するための技術的な方法の中でもっとも重要なものは、実行可能な最小の照射野を使うこと、およびその正確な位置決めである。実行可能な最小の大きさに照射野を絞ることは、患者にとってはつねに有益なことである。このように照射野を縮小すると、患者に与える放射線エネルギーの総量を減らし、またほとんどつねに生殖腺線量と骨髄線量を減らすことになる。またフィルムに到達する散乱線の量を減少させるので、画質を向上させる。

放射線技師の経験と、体表における解剖学的な指標についての知識は、絞りを適切に使用する上で非常に重要である。それは、もし絞りによって見ようと思う部分が外れるとしたら、再撮影が必要となり、結果として余分な放射線を患者に与えることになるからである。

多くの撮影では、検査しようと思う領域だけを照射するように注意深く照射野の中心を決め、大きさを合わせることによって、生殖腺（とくに男性の生殖

* “X線錐”あるいは“一次線錐”とは、X線管焦点で発生しX線管のコリメータで限定された放射線の線錐のことである。“利用線錐”という用語は、患者の身体の見ようと思う部位を通過し、またフィルムや他の受像体に入る一次線錐のことである。

腺)を利用線錐の外におくことができる。たとえば、男性の泌尿器系X線撮影では、照射野の大きさを正しく合わせることによって、生殖腺線量を著しく減らすことができる(図2を見よ)。反対に、胸部の撮影でまずい操作をすると、女性の生殖腺や男性の生殖腺さえも、直接照射されることにもなりうる。小児の生殖腺は、男女とも一次線錐の中に入りやすい。このことは、生殖腺線量を必要とされるよりも100倍以上多くすることになる。

身体他の部分を撮影するときには、一次線錐が生殖腺に向かわないように注意すべきである。たとえば、手を撮影するとき、手に向けた一次線錐が生殖腺に向かわないように患者に位置をとらせるべきである。同様に歯科の撮影では、線錐の角度を生殖腺領域を避けるようにすべきである。

同様な考慮は、骨髄への線量を少なくするためにも適用されるが、骨髄は身体中に広く分布しているので、線量低減の程度は小さい。

最小の線錐の大きさは、使われるフィルムや増感紙の大きさに関係なく、検査しようと思う部位の大きさに関連させて決めることが基本的に重要である。このことは、見ようと思う部位が十分に示され、再撮影が避けられるように、X線照射をする前にはいつも位置決めについて注意を払わなければならないということにつながる。理想的には、線錐のふちがX線フィルムの上に見えるようにすべきである。

X線錐の大きさは、焦点と患者の皮膚の間の任意の適当なところで絞りによって制限することができる。一次線錐は、焦点外X線をできるかぎり除くために放射口の近くで制限すべきである。コリメータはよく設計され、正しく維持されるべきである。調節可能な矩形のコリメータを使うことが、一般にはもっとも満足すべきものであり、その最良の形式は光錐指示付きの可動絞りである。コリメータの設計は、可能なかぎり焦点に近い面と、もう一つは患者の皮膚に実行できるかぎり近い面で線錐が絞れるようなものであるべきである。もし、絞り容器がX線管焦点から30cmのところまであれば、焦点-皮膚間距離が

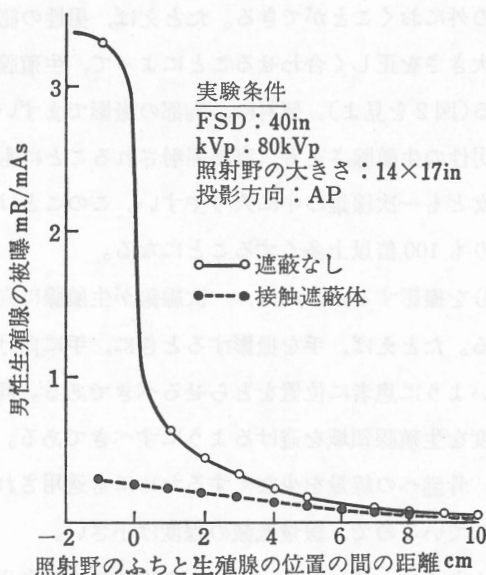


図2 X線照射野のふちと生殖腺の位置との間の距離の関数としての男性の生殖腺被曝 (U3)

過度に短くなることは機構的に避けられる。X線錐と光錐とが一致していることを定期的にチェックし、とくにX線管およびコリメータの中の電球を修理・交換した後もチェックすることが必要である。透視検査中のスポットフィルム撮影の場合のように光錐指示が使えないときには、照射野自動制御装置を使うことが望ましい。

線錐を、その装置で使われるフィルムカセットの大きさに自動的に制限するようなコリメータが現在は利用できる。この型の自動照準が、利用できるもっとも小さいフィルムサイズよりさらに小さい部位を撮影するのに使われるときには、照射部位が見ようと思う部分だけになるように、コリメータが絞り込まれるように注意すべきである。このような状況は新生児の胸部撮影のときによく起こる。もし自動コリメータがこのような状況で絞り込まれないとすると、

そのような幼児は全身照射をうけることになるかもしれない。

胸部の間接撮影あるいは直接撮影において、調節可能なコリメータを利用できない場合、X線錐の大きさをフィルムの大きさに絞れるならば、固定した開口部をもつ矩形の絞りが有利かもしれない。しかしながら、この型の絞りを小児の胸部撮影には使うべきではない。それは、開口部がほとんどの小児にとっては通常は大き過ぎ、そして子供の必要以上に広い部分まで照射されることになるからである。

どのような形式の撮影や透視についても、個々の症例に合った正しい大きさの線錐になるような絞りまたは照射筒の一揃いの中の1つを使用することが可能である。しかしながら、X線管容器に一番大きな絞りをつけたままで使い、他のものは使用しない傾向になるので、このやり方は好ましくない。

旧式のX線装置の多くは円形の照射筒を備えている。いかなるコリメータを使うときも同様であるが、円形の照射筒が使われるときには、線錐の一部でもフィルムのふちを超えて広げるべきではない。正確な位置決めは難しいので、光錐指示つきの絞りの方が照射筒よりも望ましい。この変更は、移動型X線装置においてとくに重要である。というのは、正しい位置決めはの場合さらに難しいが、光錐指示つき絞りを使うことでこれが容易になるからである。円形の一次蛍光面をもった蛍光増倍管の全面が利用されるときには、正しい大きさの円形の絞りを使うと、矩形の絞りでは避けられない不必要な照射を避けることができる。このことは、蛍光増倍管をもった移動型の装置ではとくに重要であり、正しい位置を定期的にチェックすべきである。ある種の産科的撮影では、不規則な形の絞りを使うと、胎児の放射線被曝を少なくして、検査しようと思う部位を撮影することが可能となる。

幼児や小児の場合、子供が動けば、見ようとする領域が照射野からはずれることは当然であるので、動かないようにする方法(5.8節を見よ)をとれば、より小さい照射野サイズで済むことになるのであろう。

(48)

すべての患者のすべての照射について、X線錐の大きさ、位置、配列を正しく選択するためには、高度の判断と技能を訓練することが必要である。

4.4 遮 蔽

X線管とコリメータの十分な遮蔽についての勧告は、*ICRP Publication 33* (I8) の中に含まれている。

4.4.1 患者の遮蔽

特定の部位、とくに生殖腺や水晶体の遮蔽は、付加的な価値を有する(U3)。甲状腺の防護は、歯科撮影以外のX線診断においては多分実際的ではない。

4.4.2 生殖腺の防護

X線診断の妨げにならないときには、生殖腺遮蔽を行うべきである。生殖腺の線量を減らすことは、個人にとってはそれほど重要ではないかもしれないが、遺伝的プール全体を考慮すればかなりの価値があろう。Larsson の詳細な総説論文は生殖腺に対する線量分布に関して重要な基礎的データを提供している(L1)。

生殖可能な人の生殖腺は、もしそれらが一次線錐内にあるか、あるいは一次線錐から5 cm 以内にある場合、また、遮蔽をすることで重要な診断情報を逃がさないか、あるいは検査の妨げにならないときには防護されるべきである。もし生殖腺が5 cm 以上離れていれば、遮蔽することによって得られる利得はわずかである(図2を見よ)。

生殖腺が直接線錐内にあるときには、男性で生殖腺遮蔽を使用すると、その線量を95%減少させることができる。女性の場合には、減少効果はかなり低い(約50%)。生殖腺への残りの線量は内部散乱によるものであり、減らすことはできない。女性におけるもう一つの問題は、女性の生殖腺の位置が一定では

なく明確にはきめられないことである。ほとんどの女性では、生殖腺は骨盤入口部にあるが (図3), 少女では腰部にまで達することがある (図4を見よ)。

腰椎, 骨盤, 排泄性尿路撮影などの大部分の腹部のX線検査においては, 男性の生殖腺は遮蔽可能である。女性の場合には, 生殖腺の領域が尿管や大腸およびその他の重要な構造を含むのでしばしば診断上重要であり, そのような遮蔽は不可能である。女性の遮蔽は, フィルムを組み立てる必要がある場合にしばしば可能となる。たとえば, 股関節の正面像においては卵巣を遮蔽すること

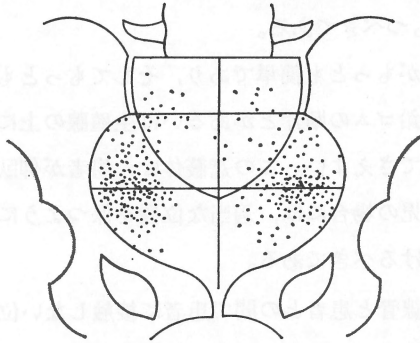


図3 婦人および少女 200 人における卵巣の位置。
卵巣が仙骨よりも上に位置するものはおもに少女のものであった (F2)。

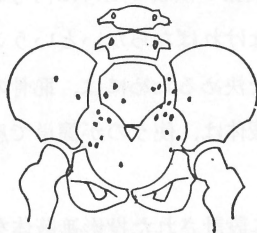


図4 生後1日から12歳までの小児13例における卵巣位置の図示 (D1)

ができるが側面像ではできない。遮蔽は、股関節の疾患や脊椎側弯症などのフォローアップ検査のときも使うことができる。

卵巣の遮蔽を行うことは、ことに小児の撮影では、遮蔽体の大きさと形が正しくなければならないので難しい。この位置決めは、経験のある放射線技師を必要とする；もし大きすぎる遮蔽体が使われると、解剖学的に重要な部位が隠されてしまい、検査を繰り返すことが必要になるかもしれない。

生殖腺の遮蔽体には3つの基本的な形がある。すなわち、接触遮蔽体、投影遮蔽体および型取りをした接触遮蔽体である。これらの遮蔽体は少なくとも0.5mmの鉛当量をもつべきである。

接触遮蔽体は使用がもっとも簡単であり、そしてもっとも費用がかからない。それらは単に含鉛ゴムの断片とかあるいは生殖腺の上におくことのできる鉛手袋のようなものでさえよい。この遮蔽体は、患者が仰臥位のときにはきわめて有用である。幼児の場合には、適当な位置を保つように遮蔽体を直接皮膚面へテープで貼りつけるべきである。

投影遮蔽体は、X線管と患者との間で患者に接触しない位置におかれる放射線に不透明な遮蔽体である。これは撮影台においたスタンドに取りつけてもよいし、コリメータに取りつけてもよい。コリメータのライトロカイザーの光の中に投影される影を調節して位置を合わせる。投影遮蔽体の利点は一部分は社会的なものであって、生殖腺の領域の上には何もおかないので、放射線技師が生殖腺の領域に手を触れなければならないということがない。しかしながらこの場合でも、正確に位置を決めるためには、恥骨の辺縁を、通常、手で触れなければならない。この遮蔽体は、使うのが簡単で患者がいかなる体位のときでも使用できる。

ある検査のときには特別に設計された投影遮蔽体を役立てることができる。新生児の場合には、小さな鉛の切り抜きを閉鎖した保育器の上におき(H8)、ライトロカイザーで投影された像でその位置を調節する。立位の脊椎側弯撮

影では、可動スタンドに投影遮蔽体をのせて使用すると便利である (P3)。

型取りをした接触遮蔽体は男性のみに使用できる。これは鉛または含鉛ゴムでできたカップからなり、睾丸の周り、あるいはパンツの内側につける。型取りをした遮蔽体の利点は、生殖腺遮蔽体を調節しなおすことなく、患者をいろいろな体位に動かさうることである (たとえば、多くの部位の検査をするとき)。しかしながら、女性の技師の中には、患者にこのような器具をつけることをいくらか躊躇する人もいる。遮蔽体つきのパンツであれば協力的な患者にはこれを着けることができ、この問題はなくなる利点がある。これらの遮蔽体は、とくに使い捨てパンツが使われるときには、比較的高いものにつく。また適切なサイズのパンツを使わないと、遮蔽体は睾丸の下に落ちやすい。

4.4.3 眼の遮蔽

ある種のX線検査では、水晶体に対する線量が0.2—0.3Gyに近づくことがある。この線量は、白内障をひき起こすことのできる量よりもかなり低いけれども、脳血管撮影や錐体部の断層撮影のような高い線量を要する検査を何回も行うときには、眼の遮蔽はかなりの価値がある。鉛遮蔽を使うことによって、眼の線量をかなり減らすことができる (I9)。血管撮影で Bergström ら (B8) は、特別に設計した鉛眼鏡を使用することによって、眼の線量を遮蔽しないときに比べて約1/10に減らすことができた。同様な低減は断層撮影においても達成される。複雑な動きをさせる耳の断層撮影では遮蔽体を使えるが、直線断層撮影では、遮蔽体が投影像をつくるので使えない。断層撮影のさい、より単純で、もっと有効に眼を防護する方法は、A-P 方向ではなく P-A 方向を使うことである。このやりかたで眼に対する線量は1/20に減少する (B7)。

4.5 記録系への散乱線の制御

X線診断学において使われている散乱線制御のおもな方法は、グリッド、エアギャップおよび平行移動スリットである。

患者と記録装置の間に挿入されるグリッドは、一方で、画像を形成するパターンを構成する一次線を可能なかぎり最大限に透過させながら、後者に達する散乱線量を減らすためにしばしば必要である。散乱線の減少は画質を高める。

あるグリッドでは鉛の薄片は平行であるが、大部分のグリッドではグリッドの中心上方の特定の点からでる一次線の妨げが最小になるように集束して配列している。どんなグリッドでも患者からでてくる放射線のいくらかを吸収するので、その使用は露出倍数を高め、したがって患者への放射線の量を増加させる。グリッドを使うことによって起こる放射線の相対的な増加は、管電圧およびグリッドの材質と間隔などを含むいくつかの因子に依存しており、相対的照射量の代表的ないくつかの値が表6に示されている。高格子比のグリッドやクロスライングリッドが使われるときには、とくに、X線焦点の位置をグリッドに適切に合わせることを、および焦点-グリッド間距離をそのグリッドが設計された範囲内におくことを確実にするよう、特別の注意が必要である。これらの注意をしないと、フィルムは露出不足になったり不均一に照射されることになろうし、そしてこの原因が十分意識されなければ、無用な再撮影が行われるであろう。

たとえば、4 : 1のグリッドに対して 14° 以上の、あるいは16 : 1のグリッドで 3.6° 以上の位置の狂いがあると、一次線錐を完全に遮ることになる。16 : 1のグリッドで、 1° の狂いがあると、一次線錐を約20%も不必要に減衰させることになる。同様に、4 : 1のグリッドでの 6° の狂いは、一次線錐に20%の不必要なロスを生じさせる。不注意に、X線管が中心から 2° ずれたままX線管容器に納められると（たとえば、100cmのところでは3.5cm）、患者被曝を30%も

増やすことになる。このような理由で、移動型の装置による検査の場合には低格子比のグリッドを使うべきである。

表6 同一フィルム濃度を得るための、ピーク電圧と格子比に関連した相対的入射量 (J3)

格子比	ピーク電圧		
	70 kV	95 kV	120 kV
グリッドなし	1	1	1
5:1	3	3	3
8:1	3.5	3.75	4
12:1	4	4.25	5
16:1	4.5	5	6
5:1クロスグリッド	4.5	5	5.5
8:1クロスグリッド	5	6	7

管電圧 120 kV 以上では、一次線錐の透過力も、一次線錐に対するフィルムに達する散乱線の量も増加する。それゆえ、グリッドの効率を維持するためには、より高格子比のグリッドや鉛含量の大きなグリッドを使うことが必要である。したがって、そのようなグリッドを正確におくことが非常に重要である。

透視および幼児の撮影中のある場合においてはグリッドの使用は必ずしも必要でなく、グリッドがないことによって放射線の量は $1/2$ から $1/4$ に減少する。

4.5.1 エアギャップ

患者と検出部間のエアギャップを、グリッドの代わりに用いることができる。この手法は胸部の検査でとくに有用であって、2 m の撮影距離には 10 cm のエアギャップが通常有効に使われている。拡大撮影では、エアギャップの存在がグリッドを不必要にするであろう。

4.5.2 移動スリット

移動スリット撮影法に関する器具利用技術が、最近有望な試作商品として紹介された (B3, R5, S6)。これらは、単一の (S6)、あるいは複数の (B2, B4) 線錐制限用スリットを患者の前におくものであって、患者の反対側におかれた散乱線除去用のスリット装置と位置を合わせて同調して動かされるので、X線写真のコントラストは、ふつうのグリッド使用の場合に比べてよくなり、しかもこの装置は利用線錐をまったく吸収しない。移動スリット技術を使うことは、コントラストを向上させ患者の被曝を減らすことを示した。

4.6 フィルムと増感紙

ノンスクリーンフィルムは、比較的大線量を必要とするので、医用X線撮影ではほとんど用いられない。使用例の大部分を占めていた乳房撮影や四肢の検査では、これらのフィルムは特別に鮮鋭度の高いフィルムと増感紙の組合せにふつうはおきかえられ、患者の被曝は著しく少なくなった。次のような勧告がある。

“フィルムに達する後方散乱線の量を減らす目的と、そしてフィルムの全領域にわたって均等性を確保するために、鉛ゴムシートあるいは鉛箔をつねにノンスクリーンフィルムの下側に置くべきである” (B13)。

スクリーンタイプのフィルムは増感紙が発する光には非常に感度がよいが、ノンスクリーンフィルムと比べると、直接X線に対しては感度が低い。スクリーンタイプのフィルムは、通常の場合はノンスクリーン技術のために使うべきではない。(しかしながら、これらのフィルムは自動現像装置だけしか利用できないところではときには使わなければならない*)。いろいろなタイプのフィルムや増感紙が利用できるが、高感度の組合せを選ぶと通常画質は低下す

* 訳注 自動現像機のローラーのギャップがフィルムの厚さに対応できない場合がある。

る。

いくつかのフィルムと増感紙の組合せの相対感度と分解能の例が表7に示されている。希土類蛍光体からなる増感紙は、ふつうの増感紙より少ない放射線の量で同程度の画質のX線写真を撮ることができる。ある種の希土類の増感紙とフィルムの組合せは、ふつうの増感紙に比べ8倍も感度が高い(表7は管電圧70 kV ないし100 kV の間で発生したX線に関するものである)。

非常に低い電圧と、非常に高い電圧のいずれの場合でも、この利点は少なくなる。これらの蛍光体のあるものは、違った色(青または緑)の光を発するので、フィルムと増感紙の組合せの感度の損失を避けるために、その増感紙の光に感度の高いフィルムを使うべきである。どのフィルムと増感紙の組合せを使うかという決定は、一般的に、X線量を最小にすることと診断的情報を最大にすることの歩みよりである。このバランスは、異なった検査および異なった施設で違ってくるであろう。たとえば、胃腸の検査では、比較的高感度のフィルムと増感紙の組合せで十分であろう。一方、新生児の胸部の検査では、十分なディテールを得るためには、より低感度の組合せが必要かもしれない。比較的高感度のフィルムと増感紙の組合せは短い撮影時間で済むので、動きのある

表7 X線増感紙の分解能と感度

増感紙の種類	およその相対感度 (濃度1において)*	分解能 (line pair/mm)
X線撮影用(L2):		
低感度-タングステン酸カルシウム	1	18
中感度-タングステン酸カルシウム	4	8
高感度-タングステン酸カルシウム	12	5
微粒子-希土類	16	15
標準-希土類	32	5-8
乳房撮影-希土類	—	15

* 相対感度は、照射を記録するために使われるフィルムに特定の濃度を生ずるのに必要な照射量(たとえば mAs)の逆数として定義される(C1)。

場合にも有用である。カセットにフィルムをつめるときや、あるいは撮影条件を選ぶときに誤りを起こすかもしれないので、一般に一つの施設で使うフィルムと増感紙の組合せ数は制限すべきである。それゆえ、融通性と操作上の信頼性の間で妥協が行われなければならない。

増感紙はアーチファクトを避けるために清潔を保つべきであるし、撮り直しの要求を減らすために、増感紙とフィルムとの均一な接触が保たれるべきである。もし、いくつかの異なった増感率の増感紙が利用できるときには、撮影のときの失敗を少なくするために、カセットにはっきりと印をつけるべきである。最適のフィルムの現像処理が重要である(4.7節を見よ)。

4.6.1 透視法

放射線の量は透視時間に依存する。したがって使うことのできる放射線の総量についてあらかじめ決められた限度はない。透視において患者のところで測定される入射空気カーマ率は、毎分50 mGy を超えるべきではないし、標準的にはもっと低い。それでも1 Gy を超える皮膚線量が、複雑な心臓の検査のような場合に1回の透視検査で記録されたことがある。胸部の検査では、1回の透視検査による皮膚線量がしばしば1枚の撮影の10倍—100倍になる。それゆえ、透視は、撮影だけでは必要な情報が得られないときにのみ行われるべきである。

いくつかの検査では、放射線医学的ではない方法が透視にとって代わりうる。たとえば、電子的な金属探知装置が、金属性の異物の除去を行うときに使用できる。

透視は基本的には解剖学的なディテールをみるより、動きのある現象の検査に使われるべきである。ときにはある解剖学的所見の位置決めとか、適切な撮影方向の選択に使われてもよい。

4.6.2 直接透視法

直接透視は、技術的には単純であり費用がかからないが、撮影や蛍光増倍管法の使用よりも患者により大きい線量を与えることになる。より複雑な装置に対するサービス体制が不足しているとか、あるいは厳しい財政上の束縛によって他の技術の使用が許されないときだけ、直接透視を用いるべきである。

うけ入れうる照射線量率では、最高感度の蛍光板でさえ蛍光はきわめて暗い。あまりに暗いので、透視をする人はもっぱら桿体視にかぎられることになる。そのためにコントラストとディテールの認知は悪く、この系の分解能はこの明るさの程度では正常の約 $1/10$ になる視力によって制限をうける。したがって、たとえその分解能が比較的悪くても、利用できるものの中でもっとも感度の高い蛍光板を使うべきである。蛍光増倍管法を用いない場合、透視室は完全に暗くし、目は十分に暗順応していなければならない(完全な暗黒で 10—20 分)。

80—100 kV のピーク電圧の範囲が、直接透視にふつう使われている。放射線の透過力が高くなれば患者の被曝は減り、蛍光板の輝度は増加するが、像のコントラストはある程度低下する；後者は、それ自体が高いコントラストをもつバリウム検査のような場合には重要性は少ないであろう。2 mA を超える管電流は必要とすべきでなく、一般的にはこれより少ない電流を使うことができる。完全な暗順応と最高感度の蛍光板のもとでは、毎分 10—50 mGy の範囲内の入射皮膚線量率でうけ入れられるような像を得ることができる。

4.6.3 蛍光増倍管法

蛍光増倍管法は、高いレベルの蛍光面の明るさで透視をすることを可能とするので、視力は最高に達する。実際、適切に作動している蛍光増倍管を用いれば、患者の線量率を直接透視の $1/3$ に減らすことができる。テレビ技術を使えば像の伝送および蓄積が容易になるし、直ちにあるいは繰り返して再生する

ために像を記録することも可能になる。このことは、診断的行為の間でも外科的処理の間でも線量を制限することを可能にする。これらの利点があるにもかかわらず、これらの新しいシステムで長く透視をすれば、さらに診断情報が増えて、新しい診断技術の開発を可能にするため、かえって線量は増えるかもしれない。また、もし装置が正しく維持されていないと、高い被曝となるかなりの危険もある。

蛍光増倍管像は、その出力蛍光面から透視中に光学写真的に記録することができる。記録は小型の判のフィルム(70—110 mm)に行われる。このようなフィルムは、実物大のフィルムの代わりとして使うことができ、フィルム当たりの費用も安くつく。もっとも、装置の費用も余分にかかるので、全体として節約となるのには装置の寿命で約70,000枚のフィルムの照射を必要とする。さらに、小型のフィルムを使うことの確かに有利な点がある。照射される領域は蛍光増倍管のスクリーンの大きさに制限される。もちろんこれは注意深い技術を使えばそれよりさらに絞りこまれる。もし感度の高い通常のタングステン酸塩の増感紙を使った撮影と比較してみると、より小型の判のフィルムを使用するさいの線量は減少している。照射は比較的瞬間的であり、このことは動きによるぼけを減らすのに役立つ、それゆえ、不合格のフィルム数は減少する。ときには、小型の判のフィルムは、高速のフィルムチェンジャーの代わりに用いることもできる。

これらを使用することの欠点は、前に述べたような最初の資金の出費と、分解能が通常のフィルムよりも悪いという事実である。また、放射線科医が高感度のタングステン酸塩の代わりに、希土類の増感紙を好んで使うとすれば、小型の判のフィルムを使うことによる線量の節約はなくなる。

蛍光増倍管像は、映画(シネ)装置に記録することができる。代表的な例では、1コマ当たり0.1—0.4 μGy の吸収線量が必要であり、これは成人で1コマ当たり約20—100 μGy の入射皮膚線量に相当する。低い患者被曝は高感度

フィルムの使用，シネカメラの効率のよい光学系，およびシネカメラのシャッターが開いているときのみX線を発生させる同期（パルス化）したシステムを使うことによって達成しうる。線量率は毎秒のコマ数に依存するので，コマ送り速度にたえず注意を払わなければならない。たとえば，シネ撮影を膀胱尿道造影に用いるときには，心血管撮影で必要な速度より相当遅いコマ送りを使うことができる。それにもかかわらず，線量率は直接透視の線量率よりも通常は高い。それゆえ，総照射時間は要求される情報を得るのに必要な最小限度に制限すべきである。

自動輝度調整が，シネ技術との組合せ，および蛍光増倍管を使ったふつうの透視のいずれにもしばしば用いられる。この制御装置が蛍光増倍管の利得（変換係数）に依存するときには，もし，装置の保守が悪いため，あるいは装置の経年劣化のために増倍管の利得が低いと，患者への線量率は高くなることになるであろう。それゆえ，線量率を定期的にチェックすることが大切である。また，管電圧と管電流が透視をする人に見えるようにすることは，これらが通常より高いときには，操作者に注意を促すようになるので有用である。

自動輝度調整つきの蛍光増倍管のあるものでは，テレビカメラの絞りのサイズがX線管の放射線出力を決める。この装置が設置されるときには，シンチレーションが生じて平均的な描出のためには不十分な像しか作らないが，広角レンズ（低線量率用）をつけるか，像の画質は改善されるが高い線量をもたらす絞りこんだレンズを使うかの妥協が行われなければならない。

透視検査のすべてをビデオレコーダに記録することができることは，とくに難しい症例では価値がある。検査を繰り返さないで像を何度も観察することができ，患者への追加照射の可能性を減らすことになる。このような録画は教育目的にも有用である。

4.6.4 間接撮影法

蛍光面に映った像を、カメラを用いて小型フィルムに撮影する間接撮影装置は、胸部検診に広く用いられてきた。この技術による患者の線量は、直接撮影の3ないし6倍であった。

この方法がなお使用されるときには、大口径の光学系をもったカメラを用いて最高感度を得ること、また使われている蛍光板の種類に合った正しいフィルムを用いることが重要である。入射部での空気カーマが、1撮影当たり1 mGy (100 mrad) を超えないで満足な画像を得ることが可能なはずである。

4.6.5 コンピュータ断層撮影法

コンピュータ断層撮影法 (CT) は、通常のX線撮影法とは異なった方式で動作する。後者は広い線錐のX線が身体の一側の側から入射し、反対側のフィルム (または蛍光増倍管) に記録される。身体の比較的広い面積が照射され、そしてX線の入射面と映像が記録される射出面との線量勾配は大きい。この点では通常の断層撮影は静止撮影とちがいはない。

一方、CT においては、約1—2 cm の厚さの狭く絞られた扇形の放射線錐が使われる。X線管は撮影の間、体軸の周りをふつうは360°より少ない角度で回転する。したがって、身体の比較的狭いスライスが直接線錐をうける。しばしば2スライス以上が検査され、それぞれがほぼ同じ線量ずつであり、その場合、やや厚めの組織の部分が照射されることになる。

CT と通常のX線撮影との患者のうける放射線の量を比較するとき、表面の最高線量だけを引用することは意味がない。こうすることはCT撮影の間に照射される組織の容積が限定されたものであることと、患者体内の線量勾配がより小さいということを見逃している。もっともよい方法は、この2つの技術について患者への総付与エネルギーを比較することと、さらにつけ加える情報として、皮膚の最高線量や水晶体のようなある特定の臓器の線量を比較するこ

多数のスキャンによる放射線の量

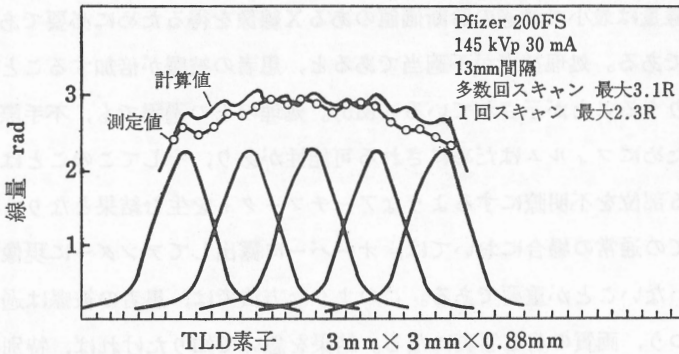


図5 1回のスキャンの線量プロフィールから構成した多数回のスキャンの線量プロフィール。1回の線量プロフィールはピーク間で13mmだけ離れている(M1)。

とである。この取り上げ方の重要性は、CTの1スライスだけの場合と相接した2スライスの場合の比較を考えると理解できよう。2スライスを撮ることは吸収される総エネルギーを倍加させるが、一つのスライスからもう一つのスライスにわずかに散乱線が寄与することによる最高線量を増やす効果は少ししかない。このようにしてさらにスライス数を増加することは、通常のX線撮影で照射野を広げることに相当する(M1)(図5を見よ)。

線量分布は他の幾何学的要因のほかにもX線管と検出器の動きに依存する。いろいろなスキャナーからの線量分布の例が発表されており、1桁までの変動を示している(B12)。これらの数値を考察するとき、CT法が現在急速に発展しつつあることを読者は念頭におくべきである。ここ数年の間に、これらの線量の数値はかなりの改訂を必要とするかもしれない。

4.7 フィルム処理技術

患者の防護という見地からみると、写真処理技術は2つの点で重要である。第一に、不適当な処理は、避けられるはずの再撮影の要因になる場合があると

いうこと；第二に，正しい処理技術は，再現性のある結果を与えるとともに，患者の線量は最小で最適の診断価値のあるX線像を得るために必要であるということである。処理技術が不適当であると，患者の被曝が倍加することが容易に起こりうることが示されている（M5）。処理のどの過程でも，不手際な取り扱いのためにフィルムはだめにされる可能性があり，そしてこのことは，見ようとする部位を不明瞭にするようなアーチファクトを生む結果となりうる。

すべての通常の場合においては，オーバーに露出してアンダーに現像する技術を用いないことが重要である。このような方法では，患者の被曝は過度となり，ふつう，画質の劣る写真になる。結果を急いで知りたければ，特別に調査された迅速現像液または一浴現像液を利用すべきである。通常の現像は，中等度の感度のフィルムと中等度の感度の増感紙を使い，約10 μGy カーマが照射されたときに，診断目的に合った濃度（平均濃度約1.0）をもつようなものであるべきである。

暗室は，光が洩れないかどうかを定期的に検査すべきである。もしも20分の暗順応の後で外部からの光が見えれば，光の洩れは多すぎる。正しいフィルター，電球のワット数および付属品を含めて，安全光を正しく使うこと，また定期的に安全光がかぶりをきたしていないことを点検することが重要である。

4.7.1 手現像

使用されるフィルムに合った，正しい現像液と定着液が選択され，正しい処理温度で使用されなければならない。手現像では，溶液は18°C—21°C（65—70°F）の範囲に保つのがふつうであるが，室温がしばしばこれを上回り，冷却装置も利用できないときには，他の適当な処理薬品をときには使うことができる。現像液の温度は正確な温度計でつねにチェックすべきである。現像液は必要に応じて補充し，一定期間ごとに交換しなければならない。定着槽の内容物は厳重に制限しなければならない。飛沫は乾いて結晶となり，それは空気中に

浮遊して写真のアーチファクトの原因となることがある。現像、水洗および定着の各槽は乾いた作業台に近づけるべきでないということはとくに重要である。十分な定着、水洗および硬膜処理が永久記録のために必要である。乾燥は専用の箱で行われるべきである。その理由の一つは、濡れたフィルムに傷がつく危険を減らすためであり、また一つは、とくに空気中の湿度が高いところでは、乾燥の能率がずっとよいからである。

現像中にフィルムを見て、フィルム濃度を調節することは是非やめるべきである。一貫した暗室操作が大切であり、それはX線撮影技術の誤りやX線装置の欠陥をあきらかにする一助となる。

4.7.2 自動現像

自動現像機は、それが正しく操作され維持されるなら、前述のほとんどの条件に容易に合わせることができる。

自動現像処理では、品質管理が非常に重要である。現像処理の品質管理は、最適な現像がなされているかどうかを確かめるために行われるべきである（もしフィルムがいつも現像不足であれば、同程度のフィルム黒化度にするために、線量を増やすことが必要となる）。センチメータはこの目的のために使用できる便利な装置である。それは基本的には非常に安定な光源であって、その施設で使われている増感紙の蛍光体の色に合うようにろ過されている。これを使って、フィルムは毎回正確に同一量の光に露出され、これらのフィルムは現像処理のために使用される（P2）。センチメータを使った管理で、現像の不安定性を最小にでき、たくさんのフィルムをむだにする前に現像処理上の大きな問題点を見つけることができる。また数台の現像機が利用されている場合、センチメータによる管理は、現像機のおのおのが同等の濃度になるように調節するのに役立つ。

この管理の作業は、現像処理の直前にセンチメータで露光されたフィルム

片を使って、毎日行うのが理想的である。しばらく前に露光されたフィルム片は使うべきではない。それは、3日しか経っていないくても、新しいフィルムに比べて現像液の変化に対する感度が低下しているからである (V3)。もし、センシトメータが利用できないときは、アルミニウム階段的くさびをX線で露光したものをういてもよい。このフィルムを数枚に切り、その1枚ずつを別々の現像機で処理してもよい。この方法で、いくつかの装置を比較することはできるが、装置の性能がある期間に変化していることを見つめるには役立たない。それは、X線装置の出力が、つまり、X線撮影の線量が通常は日毎に一定ではないからである。

絶対的な値が得られ記入されるという理由から、理想的にはセンシトメータで露光されたフィルム片を濃度計を使ってチェックすべきである。しかし濃度計が利用できないときは、2枚のフィルム片の単純な比較を肉眼で行うことができる。

4.8 放射線露出の制御と記録

関連するX線撮影条件を記録しておく、同じ患者を比較の目的でその後に行う撮影に役立つ。このような記録は、行おうとしている技術の改良を可能にし、またときにはX線装置が正しく働いていないことを指摘することができる。おのおのの撮影について、撮影条件 (管電圧、管電流、時間および距離) の表を制御盤のところで利用できるようにすべきである。

X線撮影装置を操作するスイッチは、照射をいつでも終わらせることができるようになっているべきであり、多数回の照射が要求される特殊な場合を除いては、照射スイッチを解放しなければ繰り返し照射ができないようにすべきである。

透視検査では、操作者は照射時間を知るべきである。この目的のためには、プリセットした時間が過ぎると、数秒間の音による警報が鳴った後に照射が終

了するような、積算タイマーをX線装置に取りつけるべきである。また必要ならば、リセットできるようにしておくべきである。タイマーを回路からスイッチで切り離せるようには決してしておくべきでない。透視装置を操作するスイッチは、手や足で操作するスプリングを使った構造（デッドマン型）とすべきであり、不測の操作を防止するようになっているべきである。

透視時間を記録することは、透視技術を勉強している医師に、透視時間を最小限に保つべきであるということについても注意を喚起するのに有用であろう。面積・カーマの積算量を示すメータを使用することも訓練に役立つであろう。

4.9 再撮影フィルム数の低減

先にとったフィルムの画質がよくないか、あるいは、そのフィルムが必要な臨床情報をもっていないならば、再撮影が必要となることがある。再撮影の後者の原因を評価し制御することの方が難しく、臨床上の問題に適した検査を計画することによって、一部分は減らすことができる。しかしながらこの節では、技術的な問題を原因とする再撮影をおもに取り上げることにする。

技術的な理由による再撮影の率はいろいろな施設で異なっている。それは、そこで働く放射線技師の質と経験に依存し、また、品質管理が厳密に行われているかにも依存する。

再撮影をするかどうかの決定は、単に美的な理由よりも、技術的に劣ったフィルムでは得られなかった付加的な情報を再撮影フィルムが与えるという見込みに基づいて行われるべきである。たとえば、仰臥位の腹部の写真にはアーチファクトが見られるが、その領域が立位の写真では明瞭に見える場合にはアーチファクトのあるフィルムでも撮り直す必要はないであろう。

いろいろな公表された調査で、再撮影率は3—12%の範囲にある(B9, B15, K3, M3, U4) (表8も見よ)。これらの調査の大部分において、再撮影のおもな原因は、整位不良あるいは黒過ぎるとか薄過ぎることである。連合王国内

表8 フィルム再撮影の理由：百分率(%)で表した技術的な失敗の頻度(U4)

理 由	%	理 由	%
暗 すぎ る	29.2	I. D. な し	0.4
薄 すぎ る	35.3	か ぶ り	1.5
黒すぎおよび白すぎる	0.2	増感紙の圧着不良	0.3
灰色すぎる	0.8	グリッドの問題	2.3
しぼりすぎ	1.1	二重曝射	2.7
動 き	8.8	照射しなかった	2.1
位 置 決 め	14.5	現 像 処 理	1.0
中 心 合 わ せ	18.9	撮 影 方 向 の 誤 り	0.0
技 術 的	3.3	そ の 他	1.1
アーチファクト	3.1	理 由 不 明	0.2

総再撮影率：5.9%

のいくつかの違った種類の病院におけるためになったフィルムについての他の解析では、再検査の割合は10—12%のオーダーであり、撮影業務の質を損なわないで、その比率を5%以下にすることは難しいということが示されている。同様の観察は日本でも行われた。

再撮影率は、とくにX線撮影技術に注意を払っていない施設では、前に述べた論文で報告されたよりもかなり高くなりうることがある。低い再撮影率はよい技術を示していないかもしれない。つまり、それは、不十分なフィルムでもうけ入れられた結果かもしれない。

適正な露出を保つための一助として、患者の大きさに基づいた撮影条件表を利用することを強く勧告する。それに代わるものとして、おのおのの検査に対して、検出用電離箱が正しく選ばれて位置決めされ、そして正しく維持管理されるなら、自動露出制御を使うことは価値がある。撮影目的に適したタイプのフィルムあるいはフィルム-増感紙の組合せをいつも使うことに注意が払われなければならない。カセットの中のフィルムと増感紙の組合せが、放射線技師にすぐわかるように明確に印をつけるべきである。ある一つの施設でいろいろ

なフィルムおよびカセットが使われ、同じ暗室内で装填されるときには、暗室内で見分けられるように、カセットに触れて確認できるようにしておくといよい。フィルムのかぶり、光やX線によるものかもしれない。暗室に光のもれがないこと、およびフィルムが箱に入っている、カセットに入っている、電離放射線に照射されないように注意を払わなければならない。照射されていないフィルムは、湿気や化学薬品からも保護すべきである。

露出が変わりやすいもう一つの原因は、撮影装置自体にある。2つの同種のX線管の出力は管電圧と管電流の公称設定値が同じで、撮影時間も同じであっても、異なることがある。とくに、X線管が異なった発生装置に接続されている場合にそうである。もし可能なら、同一の設定値で大きな露出のちがいが起こらないように、施設内のいろいろな装置を調整するような試みが行われるべきである。しかしこの目標は必ずしも達成できるとはかぎらず、もし自動露出制御が利用できないならば、適切な条件を選ぶことができるように、明確に定められた撮影条件表がそれぞれの制御盤のところで利用できるようにしておくべきである。

血管撮影とか断層撮影のような多数の一連のフィルムを要する検査を行うときは、全シリーズの撮影をする前に、点検のために1枚の試し撮りをしておくことが望ましい。

一般的にいて、放射線技師はすべてのフィルムを現像が終わった直後に見ることが望ましい。そうすることによって装置や現像過程の失敗に気づき、どんな誤りも速やかに修正することができる。

電源電圧の変動は露出に誤差を生じさせる。これらの誤差は、自動露出制御を備えることによって減るであろう。代わりに、あるいはバッテリーで動作するコンデンサー式装置が有利かもしれない。すべての撮影装置について同じことであるが、とくに移動型装置を使用するとき、照射線量が距離の自乗に反比例するので、X線管-フィルム間距離が各露出ごとに同一になるように特別

の注意を払わなければならない。移動型装置に常備されている巻尺は有用である。

患者の正しい位置を決めそれを保つことは、放射線技師の熟練と経験によるところが大きい。臨床上の問題を理解している放射線技師は、最良の撮影法を選ぶためにより立場にいる。協力的でない患者に対しては、なんらかの固定の方法が有用である。このことは、幼児と小児では成人に対し行うよりも容易である。非常に幼い小児の場合、その患者と親密な関係を作る時間をもつと、協力が得られ、正しい整位を保つのに非常に役立つであろう (5.8節を見よ)。

呼吸や他の原因による動きは、とくに動きが予想される状況においては、できるだけ短い撮影時間とすることによって減らすことができる。X線写真の画質と動きによるぼけの影響の間でバランスをとらなければならないけれども、高出力の装置と高感度のフィルム-増感紙の組合せを使うことができるかもしれない。子供のX線撮影の場合、動きは、おもに大人の集団に基づいている表8に見られるよりも重要な因子となろう。

ある検査のために患者に適切な前処置を行うことは、照射の回数を減らすことに役立つ。たとえば、排泄性尿路造影に先立って適切な腸の処置をしておけば、腎臓の輪郭がもっとはっきり見えるので、検査は通常少ないフィルム数で行うことができる。もし、前処置が不十分であれば、バリウム注腸検査を繰り返すことが必要になり、かなりの量の放射線を患者に余分に与えることになるであろう。

4.10 品質保証プログラム

放射線診断学における品質保証 (Q. A.) プログラムの目的は、個々の患者に対し最小限の費用と最小限の放射線の線量により、診断学的に最適の情報を得る目的で、放射線装置の性能を定期的にあるいはたえず監視するための方法を確立することである。

Q. A. プログラムは新しい放射線装置のうけ入れ試験に始まり、その後の定期的な性能試験がそれに続く。それらの装置が製造業者の示す性能と合っていること、国の放射線防護機構や政府機関による基準に従っていることを確実にするためのものである。

このプログラムには適切な放射線感度、画像コントラストおよび分解能を維持するための画像処理機の監視と画像システムの評価が含まれている。

Q. A. プログラムのもう一つの重要な面は、放射線診断に従事する者の診断検査技術の継続的な教育と訓練であって、これは失敗を最小限にし、診断の質と患者に対する線量を定める諸要素に関して高度の関心を維持させるためのものである。

すべての放射線施設はQ. A. プログラムを確立すべきであり、その機構と範囲はそれぞれの施設の要求と複雑さによって決められなければならない。

1台の放射線装置と1つの暗室あるいは現像機のみをもつ施設は、最小限の要求をもつだけであろう。このような要求の大部分は、担当の放射線技師により、施設外のQ. A. の専門家にときどき助言をうけながら、充足することができる。

数多くの、しばしば非常に高価で精巧な装置をもっている大きな大学病院あるいは教育病院にある主要な放射線施設は、おそらく放射線安全委員会あるいはQ. A. 委員会の一般的な指導下にあるもっと正式のQ. A. プログラムを確立するのが有利であることがわかるであろう。大きな施設におけるそのようなプログラムを指導する責任は何人かの人に委任されてもよい。たとえば、日常の性能監視の多くについてはQ. A. 技術者か放射線技師に、また超音波診断装置、蛍光増倍管、断層撮影装置、乳房撮影装置、シネ・フルオログラフィシステム、コンピュータ断層装置その他の精巧な装置の性能試験と評価はQ. A. 工学者、物理学者に委任する。

多くの放射線医学の専門団体やある政府機関は、放射線診断学の分野での

5. 特定の型のX線検査

前の節における見解や議論は一般に適用できることであるが、ある特殊な型の検査に関してはいくらか強調し、かつ詳しく述べる必要がある。これらの中のあるものは、集団中で広く行われている集団検診である；他のものは、しばしば放射線科医でない人によって監督されあるいは行われている検査である。一方、なおその他にも、患者の防護に関してさらに強調する必要のある状況のもとで行われている検査もある。

5.1 胸部検査

このような状況において胸部検査が重要である主たる理由は、すべてのX線検査の中で非常に大きな割合を占めているというためである。この検査は、放射線診断による集団線量に大きく寄与している。

多くの例で大きすぎる照射野が依然として使われ、ときには成人の男性の生殖腺を含むほど大きいことがある。たとえば、背の低い成人または小児が、もっとも大きい成人に合った大きさの線錐で照射されることのないように、線錐の大きさを調節しうるようにすることが基本的に重要である。その目的には調節可能な光錐付き絞りがとくに役立つ。もし開口部が固定した絞りを使うときは、1つか2つのもっと小さい開口径をもつ絞りを備えておくことが、この目的のためには必要である。高さを調節できるような防護スクリーンがあると、患者に入射する線錐の下限が必要以上に低くならないことを確実にすることができる。胸部検査では透視を含めてたくさんの方法が使われている。直接透視法は、可能なところならどこでも、いずれかの様式の撮影に代えるべきである。というのは、患者の被曝がより少なくなるし、また永久的な記録が可能に

なるからである。うけ入れられるところでは、胸部撮影には高電圧エアギャップ法がすすめられる(4.5.1節を見よ)。

胸部の透視は、心臓カテーテル法を含む心臓病学的検査にも広く行われている。これらの検査の中で、蛍光増倍管法は患者被曝の実質的な低減を可能にし、検査がより速く有効に行われるという大きな利点がある。

間接撮影法は胸部集団検診で広く行われているが、患者の被曝は増感紙を用いた直接撮影よりも実質的に大きい。しかし、もっとも新しい、そして感度の高い装置が使われるときには、その差は小さい。

5.2 生殖能力のある婦人の検査

女性へのあらゆるリスクに加えて、もしその女性が検査時に妊娠していたら、胎内の子供にリスクが付加される。真の月経から引き続く最初の10日間には受精卵はないので、そのような付加的リスクがないのはあきらかである。1.3節にまとめられた生物学的情報によると、胎内で照射をうけた結果として起こる異常発生のリスクは、最後の月経の後ほぼ1か月で始まり、次の4—5か月間続くことを示唆している。この情報は、妊娠の全期間延期できないかなる検査も、もし必要ならば月経に引き続く10日間に制限するという、委員会が以前に行った助言の重要性を弱めている(15)。この助言は不必要に制限しすぎるかもしれない。委員会は、より多くの情報が得られ次第、この助言の必要性および形式について再検討を続けるであろう。

2か月目の間にうけた照射による損傷は、特定の臓器の発生異常として、またそれに続く3—4か月目までの間にうけた照射によるものは、前脳の発生上の欠陥、すなわち知恵遅れとして発現するかもしれない。

現在は、もし妊娠していないという情報がないならば、月経が遅れたり、あるいはあきらかになかったときに撮影に現れたどんな婦人も、妊娠しているものとして取り扱うのが慎重なやり方であるということが出来る。しかしなが

ら、もし周期が不規則で、月経がなかったのかどうかを知ることが困難であるときには、その患者が妊娠しているかどうかを決めるのには、妊娠テストが役立つであろう。

意図的でない胎児被曝の頻度を最小にするために、放射線科の診断部門内のいくつかの場所や、歯科以外で診断用X線装置が使用されている他の場所に、注意書きを掲示すべきであるということを勧告する。

たとえば：

もし、あなたが妊娠しているかもしれないと思われたときには、X線撮影をうける前に放射線技師に知らせてください。

5.3 産科的撮影

妊娠中の患者の防護は、妊婦の腹部のX線検査が胎児にはしばしば全身照射となるので、とくに重要である。このような放射線は、小児期のがんおよび知恵遅れを含む胎児の発生異常に関与するかもしれない(1.3節を見よ)。

超音波検査は、胎児や胎盤の評価に関して多くの有用な情報を与えることができる。多くの例において、とくに胎児の成熟度と胎盤の位置を知るためには、電離放射線を使用しないし、また信頼性がより高いという理由で、X線検査よりも超音波検査のほうが望ましい。超音波の使用は、妊娠子宮のX線検査の必要性を大幅に減らした(K2)。もし斜位のPA、あるいは単純PA撮影のようなX線撮影が胎児の検査のために行われるならば、圧迫下で撮影すると、胎児の被曝量も減りディテールの現出もよくなるであろう。

骨盤計測法はときには大きな価値があるが、これは価値がありそうな希な場合のみ実施されるべきで、決して日常的に行うべきではない。とくに骨盤入口部の上下方向撮影(ときに brim view と呼ばれることがある)は、胎児に高線量が与えられるので使用すべきでない。

産科的X線検査は、臨床的な問題を解決するよう個々に計画されるべきであ

る。理想的には、一つの機会には1枚のフィルムを撮り、そこに必要な情報があることを見るためにチェックすべきであり、そしてその後のみ追加のフィルムを撮るべきである。たとえば、胎児をみるためには一つの方向のみの撮影が必要とされ、そして最初の1枚が必要な情報を与えていないときにだけに、追加の撮影が行われるべきである。

厳密に線錐を絞ることが産科的撮影では重要である。その代わりに、骨盤全体の照射を必要としないようなある方法では、特殊な放射口を使うことができる。高感度のフィルムと増感紙が線量を最小限にするために通常使われる。グリップを使わない技術やA-P像および側面像において、胎児被曝を最小にするために、胎児の部分的な遮蔽を使うことができる(R6)。

5.4 妊娠中のその他のX線検査

一次線錐が胎児を照射するような他のX線検査を妊婦が必要とするときは、その検査が本当に適応であるということを確認するための注意を払わなければならない。ときには、必要な診断を行わないことによるリスクより、胎児を照射することのリスクが小さいことがある。それでもその検査は適切な医学的適応に対して行われるべきである。そのような場合には、撮影枚数や1枚当たりの吸収線量を最小にするために通常よりも十分な注意をすべきである。しかしながら、これらの技術の変更は、その検査の診断的価値を不当に犠牲にして行われるべきではない。

たとえば、胸部や頭部や手のような胎児から離れた領域のX線撮影が必要なときは、もし適切に絞りが使われ、またもし装置が十分に遮蔽されているならば、妊娠中いかなるときにでも安全に行うことが可能である。胸部X線撮影を受けた女性の子宮の領域の線量は、通常10 μGy より少ない。

5.5 乳房撮影

50歳以上の無症候の患者の乳房撮影による日常的なスクリーニングは、直径5 mmまでの小さながんを発見するには有用な方法であろう (N3)。

必要な診断的ディテールを犠牲にすることなく、乳腺組織への線量を合理的に達成できるかぎり低く保つことが望ましい。

Fitzgerald ら (F1) は、情報内容と線量のもっともよい組合せは、モリブデン・ターゲットと希土類増感紙および片面塗布のフィルムから成る受像体の使用によって、あるいはタングステン・ターゲットおよびゼロックス受像体の使用によって得られることを示した。

このように、これらの技術的な発展を駆使して、以前の技術よりも実質的な線量の低減をともなった診断的価値をもった乳房X線像を得ることが可能である。

5.6 歯科放射線学

歯科撮影は、それが放射線科医以外の人によって広く行われているゆえに、また多くの検査が部分的に重複した一連の照射から成っているゆえに特別な考慮が必要である。その上、該当する患者の多くは小児あるいは若い成人である。この報告書の中の医用放射線に関する大部分の勧告は歯科撮影に適用できるし、また適用すべきである。さらに患者の防護に関する詳しい指示を示す歯科放射線学についての特別な手引書がつくられている (K4, N1)。

X線検査は歯科診療中の重要な要素であるけれども、X線撮影は徹底的な診察と、なるべく以前のX線検査も含めた歯科に関する既往歴を考慮した後のみ行われるべきである。歯科撮影は受診のたびに日常的に行うべきではなく、確かな適応に基づくべきである (V1, W3)。

一般的に勧告したように (4.2.5節を見よ)、70kV以下の電圧では1.5mmAl

の最小総ろ過が要求される。このろ過が 50—70 kV で 2.0mmAl に増えても、なお適切な写真を得ることができる。高感度フィルムの使用は、皮膚被曝を最小に保つことを確実にするのに役立つであろう。

歯科 X 線撮影に該当するその他の ICRP 勧告 (*Publication 33*) は、次のとおりである：

(124) 通常の歯科用 X 線撮影 (口内用フィルム使用) では、照射野を限定するスパ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 20 cm、また 60 kV 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 6 cm を超えないようにすべきであり、7.5 cm 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。

長方形のコリメータは照射される面積が小さくなるので円形のものよりもよい。

(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続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。

歯科撮影のために設計された標準の X 線装置を、他の X 線撮影用に使用すべきではない。もしパノラマ式歯科撮影、あるいは他の特別な撮影法が必要とされるときには、それに必要な特殊な装置を用いるべきである。

25秒までの 1 回の露出の間、狭い X 線錐が水平面上を移動するパントモグラフィの技術の性質ゆえに、パントモグラフィは放射線防護に独特の問題を提供

している。パントモグラフィ装置は、多くの他の用途があるのでふつうは通常の歯科には設置すべきでない。そのような施設が必要なところでは、動く線錐を患者の方へ向けられないことを確実にすることによって、または十分な遮蔽壁を用意することによって、待っている患者の防護に特別の注意を払うべきである (B13)。

パントモグラフィにおけるスリットの高さは、甲状腺や他の臓器への線量を低減するために、問題とする領域のみを照射するように最小に保つべきである。

パノラマ撮影やセファロメトリーでは高感度増感紙を使うことができるので、その結果小児の被曝は減少する (R1)。もっと高感度のフィルムと増感紙の組合せが使われるときには画質はある程度低下する。そして放射線とフィルムから利用できる情報との間で妥協がなされなければならない。管電圧の選択も患者がうける放射線に影響するであろう。管電圧が高いほど放射線の量はより少なく、露出時間は短くなり、その結果動きも最小になる。しかしながら、管電圧が高くなればコントラストは減少し、そして使われる最適値に関してある妥協が行われるべきである。

セファロメトリーにおいても高感度フィルム-増感紙の組合せを使うべきであり、そして注意深いコリメーションと位置決めが重要である。

Publication 33 中の委員会によるもう一つの声明に注意されたい：

(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る。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照射当たり 0.5—1.0 Gy に達しうることがわかっている。しかし、もし適切なろ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—0.1 Gy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。

品質管理および最適の現像処理は、とくに1日に撮影される枚数が通常大きい数ではなく、通常は手現像が行われるので、本来の歯科X線撮影にとって欠くことのできないことである(O3)。現像処理および再撮影に関して、とくに過度に露出してアンダーに現像するという望ましくない行為については、現像技術と再撮影の4.7節および4.9節に注目されたい。

歯科撮影における放射線防護のもっとも重要な関心事は、甲状腺への照射である。正しくコリメートされた歯科用X線撮影装置を使うときには、他の組織へのリスクは相対的に少ない。甲状腺線量は、セファロメトリーでもパノラマ撮影でも、甲状腺の遮蔽によって減らすことができる(B10, M6)。線量低減はセファログラフィの方が大きく、50%から85%にできる。幼児の甲状腺遮蔽をするときに標準型の甲状腺遮蔽板を使用すると、彼らにはこれが大きすぎるので問題である。たとえば、甲状腺の遮蔽がときには下顎の下縁の観察を妨げることがある。しかしながら、より小さな患者に対しては遮蔽体を適切な大きさに切ることができるので、そのために重要な構造を見るのが妨げられることはない。

正しくコリメートされ維持された歯科用X線撮影装置を用いた場合、とくに、線錐が軀幹部や生殖腺から離れるように注意するならば、防護エプロンは比較的価値は少ない。

5.7 病棟および手術室におけるX線検査

固定した施設の外で行われるX線検査にはしばしば困難があり、その結果、患者に不必要な照射を与える可能性が大きい。移動型装置による撮影のおもな難しさは、X線管とフィルムの相対的位置が不確実なことである。それゆえ、

とくにグリッドを用いるときには、線錐が本当にフィルムと正しく一致していることを確かめることに、十分な注意を払わなければならない。これは、とくに手術室において、ドレープで覆われてフィルムの位置がはっきり見えないときには非常に困難であろう。手術室においては、解剖学的指標がはっきり見えないかあるいは放射線技師が触れることができないので、厳密なコリメーションも困難である。現在手術室においては爆発性の比較的少ない麻酔ガスを使用しているので、光錐指示つきの位置決め装置をもった通常の移動型装置を使うことができる。もし光錐指示つきの位置決めが利用できないならば、何らかの形の線錐指示器具を使うべきである。X線管とフィルムとの距離は、フィルム濃度に重大な影響を及ぼすので、注意深く測定しなければならない。

低出力（低電流）の移動型X線装置の使用では、満足なX線写真を得ようとして、患者への照射が増加するにもかかわらず、焦点-皮膚間距離を短くしたり、フィルターを取り除こうとする傾向がある。一般により高い出力、より高い電圧用に設計されている新しい移動型装置は、旧式の装置より好ましい。こういう場合にも、もし装置に光錐指示つきの絞りが備わっていると、X線撮影はより正確に行われる(4.3節)。仕事の量が十分にあると予想される場合には、手術室のX線撮影用に特別に設計された装置を使用すると好都合であろう。

移動型装置は電圧変化に影響されやすく、とくにバッテリー充電を使用する装置は、バッテリー充電の状態によって出力にかなりの変化がみられるであろう。これはそのような機械の出力の均一性に悪い影響を与える。自動露出時間制御はこの問題を解決する。

X線管、コリメータ装置あるいは蛍光増倍管は、正常の作動条件のもとでは、線源-蛍光面距離にかかわらず、線錐が蛍光面より外に出ないように連結されているべきである。いわゆる“手の透視”または“頭の透視”は決してすべきでない。

蛍光増倍管が使われているのでなければ、透視を移動型X線装置で行うべき

でない。使われている場合でも、透視は撮影の場合よりもはるかに大きい過度の線量を患者に与えうる。この状況は、操作者が放射線科の上級スタッフからの指示をうけにくいことからさらに悪くなるであろう。装置は、放射線錐が蛍光増倍管で完全に遮られるような構造であるべきである。できるだけ蛍光増倍管の面の近くに患者を位置させるよう、そして患者がX線管のコリメータに接しないように、十分注意を払わなければならない。後者の場合、患者は不必要に大きな線量をうけることになる。股関節のピンニングのような、単純な解剖学的関係を決定するために透視が使われる場合には、画像記憶装置を使った装置によって線量制限が達成されるであろう (Z1)。このシステムでは、透視を続けなくて無期限に画像を検査できるように、テレビのスクリーン上に像を残しておくために足ペダルを使うことができる。線量はフィルムを使う場合とそう変わらない。

5.8 小児放射線学

小児のX線撮影は、成人のそれとは多くの面で違っている。小児の平均余命が長いことは、放射線の有害な影響の出現の可能性をより大きくする。さらに、乳児や幼児は、しばしば成人より協力的でないし、呼吸も成人より早く、撮影の間止めておくことがしばしばできない。このようにして、再撮影の機会は大い。しかしながら、幼児の撮影は、より少ない線量でふつうは満足な像をつくるので、成人に対するリスクよりも大きなリスクではないかもしれない。たとえば、胸部X線写真を得るために必要な表面線量は、成人の1/10でよい。

動きの問題を解決するために、機械的に動かないようにする器具がより小さな乳児では有用である (P4)。小児の動きを制限することは、撮り直しの必要性を減らすだけでなく、より厳密なコリメーションができることになる。

非常に幼い子供では動かないようにする方法はしばしば成功しない。そして、検査ができるようになる前に、子供が信頼感をもつようにしておくのが望

ましい。時間がかかるけれども、このような信頼感を得るための接触は放射線の量を減らすためだけでなく、診断情報をより多く得るためにも価値がある。

断層撮影や血管撮影のように長い時間子供が静かにしていることが要求される検査において、動きが止められないときには希に鎮静剤投与あるいは麻酔が必要なこともある。また短い露出ができるように、別の検査法を選ぶこともできる。たとえば、高電圧で、ろ過の厚くした撮影は胸部の断層撮影の代用になり、また気道を見るのには満足のいくものである。

とくに幼児の場合には非常に動きやすいという傾向があり、また呼吸が非常に速いので、可能なときには、ごく短い撮影時間を使用すべきである。

もし検査が個々に臨床的な問題に合わせて計画されると、線量低減を達成することができる。たとえば、小児期における大腸の回転異常は、成人の大腸がんの検索に比べて短い透視で済む。しかしながら、腸管からの出血に対しては、注腸検査は成人で使われる技術と同様の厳しいアプローチを必要とする。

小さい幼児の撮影や透視では、散乱線の量が非常に少ないのでグリッドは必要がない。グリッドを使わないことによって吸収線量を $1/3$ — $1/4$ に減らすことができる。

幼児では、検査される身体の領域が使われるフィルムよりもしばしば小さい。したがって、コリメーションはフィルムよりも、問題のある領域の大きさに調節しなければならない。そうでないと、子どもの身体全体が照射される(付録1の表A10—表A15を見よ)。この点は、自動絞りが使われるときには、これがフィルムサイズに連動しているのでとくに重要である。

しかしながら、患者への放射線の量をできるだけ減らすことは、小児放射線学的方法に関して特別な訓練を受けた放射線技師をおくことによって達成される(N2)。多数の小児の検査を行っているいかなる施設においても、ほとんど小児だけを扱うよう選任された少なくとも1名の放射線技師をおくべきである。このようなやり方で、小児の照射は少なくすることができる。

参 考 文 献

- A 1 American Institute of Physics. *Basic Quality Control in Diagnostic Radiology*. AAPM Report No. 4. (M. Sieband, Chairman) American Institute of Physics, Marketing Department, 335 East 45th Street, New York, N.Y. 10017 (1977).
- A 2 American Institute of Physics. *Quality Assurance in Diagnostic Radiology*, (Waggener, R. and Wilson, C. Eds.), AAPM Monograph No. 4. American Institute of Physics, Marketing Department, 335 East 45th Street, New York, N. Y. 10017 (1980).
- B 1 Bailar, J.C. (1976). Mammography: a contrary view. *Ann. Int. Med.*, **84**, 77-84.
- B 2 Barnes, G.T., Cleare, H.M. and Brezovich, I.A. (1976). Reduction of scatter in diagnostic radiology by means of a scanning multiple slit assembly. *Radiology*, **120**, 691-694.
- B 3 Barnes, G.T., Brezovich, I.A. and Witten, D.M. (1977). Scanning multiple slit assembly: a practical and efficient device to reduce scatter. *Am. J. Roentgenol.*, **129**, 497-501.
- B 4 Barnes, G.T. and Brezovich, I.A. (1979). The design and performance of a scanning multiple slit assembly. *Med. Phys.*, **6**, 197-204.
- B 5 Bell, R.S. and Loop, J.W. (1971). The utility and futility of radiographic skull examination for trauma. *New Engl. J. Med.*, **284**, 236.
- B 6 Bengtsson, G., Blowgren, P.G., Bergman, K. and Åberg, L. (1978). Patient exposures and radiation risks in Swedish diagnostic radiology. *Acta. Radiol. Oncol. Radiat. Phys., Biol.*, **17**, 81-105.
- B 7 Berger, P., Gildersleeve, S. and Poznanski, A.K. (1974). The feasibility of the PA projection for tomography of the petrous bone—significant reduction in radiation dose to the lens of the eye. *Am. J. Roentgenol. Radium Ther. Nucl. Med.*, **112**, 67-69.
- B 8 Bergström, K., Jorulf, H. and Löfroth, P.O. (1977). The eye lens—some aspects of the radiation dose and protection of the patients and the personnel in pediatric radiology. *Ann. Radiol.*, **20**, 55-61.
- B 9 Berry, R.J. and Oliver, R. (1976). Spoilt films in x-ray departments and radia-

- tion exposure to the public from medical radiation. *Br. J. Radiol.*, **49**, 475-476.
- B 10 Block, A.J., Goepp, R.A. and Mason, E.W. (1977). Thyroid radiation dose during panoramic and cephalometric dental x-ray examination. *Angle Orthod.*, **47**, 17-24.
- B 11 Bonebrake, C.R., Noller, K.L., Loehen, C.P., Muhm, J.R. and Fish, C.R. (1978). Routine chest roentgenography in pregnancy. *J. Am. Med. Assoc.*, **240**, 2747-2749.
- B 12 Brasch, R.C. and Cann, C.E. (1982). Computed tomographic scanning in children: II. An updated comparison of radiation dose and resolving power of commercial scanners. *Am. J. Roentgenol.*, **138**, 127-133.
- B 13 British Institute of Radiology. *Radiation Protection of the Patient, A Manual of Good Practice*. (W.A. Langmead, Ed.) London (1980).
- B 14 Burkhart, R.L. *Quality Assurance Programs for Diagnostic Radiology Facilities*. U.S. DHEW, HEW Publication (FDA) 80-8110, Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland 20857 (1980).
- B 15 Burnett, B.M., Mazzaferro, R.J. and Church, W.W. *A Study of Retakes in Radiology Departments of Two Large Hospitals*, U.S. DHEW (FDA) 76-8016, July, Rockville, Maryland 20857 (1975).
- C 1 Christensen, E.E., Curry, T.S. and Dowdney, J.E. *An Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*. Lea and Febiger, Philadelphia (1978).
- C 2 Coulam, C.M., Erickson, J.J., Rollo, F.D. and James, A.E. Jr., Eds. *The Physical Basis of Medical Imaging*: Appleton, Century, Crofts, New York (1981).
- D 1 D'Angio, G.J. and Tefft, M. (1967). Radiation therapy with gynecologic cancers. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, **142**, 675-694.
- D 2 Department of Health and Social Security. Health Equipment Information No. 92, London (1981).
- D 3 DeSmet, A.A., Fryback, D.G. and Thornbury, J.R. (1979). A second look at the utility of radiographic skull examination for trauma. *Am. J. Roentgenol.*, **132**, 95-99.
- F 1 Fitzgerald, M., White, D.R., White, E. and Young, J. (1981). Mammographic practice and dosimetry in Britain. *Br. J. Radiol.*, **54**, 212-220.
- F 2 Fochem, V.K. and Pape, R. (1962). Problematik des ovarialschutzes bei röntgenaufnahmen des beckens. *Fortschr. Geb. Roentgenstr. Nuklearmed.*, **97**, 785-793.

- F 3 Fraser, R.B., Calder, J.F. and Awiti, I.A. (1979). An assessment of radiological pelvimetry at Kenyatta National Hospital. *East Afr. Med. J.*, **56**, 514-518.
- F 4 Frost, D. and Jammet, H. *Unsealed Sources* (Vol. 2—Manual on radiation protection in hospitals and general practice), World Health Organization, Geneva (1975).
- G 1 Gerson, D.E., Lewicki, A.M., McNeil, B.J., Abrams, H.L. and Korngold, E. (1979). The barium enema: evidence for proper utilization. *Radiology*, **130**, 297-301.
- H 1 Harwood-Nash, D.C., Hendrick, E.B. and Hudson, A.R. (1971). The significance of skull fractures in children. A study of 1,187 patients. *Radiology*, **101**, 151-155.
- H 2 Haus, A.G., Humphries, L.J., Dodd, G.D. and Rosette, A.W. *Evaluation of Graphite and Conventional Radiographic Table Tops and Cassettes Under Clinical Conditions*. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, Vol. 233, Application of Optical Instrumentation in Medicine VIII, 269-271 (1980).
- H 3 Heinrich, H. and Schuster, W. (1976). Reduction of dose by filtration in pediatric fluoroscopy. *Ann. Radiol.*, **19**, 57-66.
- H 4 Hendee, W.R. *Medical Radiation Physics*, 2nd ed. Yearbook Medical Publishers Inc., Chicago, 370 (1976).
- H 5 Hendee, W.R. and Rossi, R.P. *Quality Assurance for Radiographic X-Ray Units and Associated Equipment*, U.S. DHEW HEW Publication (FDA), 79-8094, Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland 20857 (1979).
- H 6 Hendee, W.R. and Rossi, R.P. *Quality Assurance for Fluoroscopic X-Ray Units and Associated Equipment*, U.S. DHEW, HEW Publication (FDA), 80-8095, Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland 20857 (1979).
- H 7 Hendee, W.R. and Rossi, R.P. *Quality Assurance for Conventional Tomographic X-Ray Units*, U.S. DHEW, HEW Publication (FDA) 80-8096, Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland 20857 (1979).
- H 8 Hernandez, R., Gutowski, D. and Poznanski, A.K. (1978) A simple method of using a shadow gonadal shield with closed incubators. *Radiology*, **128**, 821-822.
- I 1 Iinuma, T.A., Tateno, Y., Umegaki, Y., Hashizume, T. and Kitabatake, T. (1977). Benefit versus risk analysis for mass screening of stomach cancer in Japan. *Nippon Acta Radiol.*, **37**, 1109-1121.
- I 2 Iinuma, T.A., Tateno, Y., Umegaki, Y. and Hashizume, T. Benefit versus risk analysis of stomach cancer mass screening. *Proceedings of the 6th International*

- Congress of Radiation Research, Tokyo, 980-988 (1979).*
- I 3 International Commission on Radiological Protection. *The Evaluation of Risks from Radiation. ICRP Report No. 8*, Pergamon Press, Oxford (1966).
- I 4 International Commission of Radiological Protection. *Radiosensitivity and Spatial Distribution of Dose. ICRP Publication 14*. Pergamon Press, Oxford (1969).
- I 5 International Commission on Radiological Protection. *Protection of the Patient in X-ray Diagnosis. ICRP Publication 16*, Pergamon Press, Oxford (1970).
- I 6 International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26*. Pergamon Press, Oxford (1977).
- I 7 International Commission on Radiological Protection. *Problems Involved in Developing an Index of Harm. ICRP Publication 27*. Pergamon Press, Oxford (1977).
- I 8 International Commission on Radiological Protection. *Protection against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medical Diagnosis. ICRP Publication 33*. Pergamon Press, Oxford (1982).
- I 9 Isherwood, I., Young, I.M., Bowker, K.W. and Bramall, G.K. (1975). Radiation dose to the eyes of the patient during neuroradiological investigations. *Neuroradiology*, **10**, 137-141.
- J 1 Jablon, S. and Bailar, J.C. (1980). The contribution of ionizing radiation to cancer mortality in the United States. *Prev. Med.*, **9**, 219-226.
- J 2 Jankowski, J. Evaluation of the risk of neoplasm induction in the Polish population in result of x-ray radiation applied for medical purposes (in Polish). *Studia i Meteriady Monograficzne, Instytut Medycyny Pracy w Lodzi, Lodz*, No. 3 (1980).
- J 3 Johns, H.E. *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas, Springfield, Illinois (1961).
- K 1 Keane, B.E. and Tikhonov, K.B. *X-Ray Diagnosis (Vol. 3—Manual on radiation protection in hospitals and general practice)*. World Health Organization, Geneva, Switzerland (1975).
- K 2 Kendall, G.M., Darby, S.C., Harries, S.V. and Rae, S. *A Frequency Survey of Radiological Examinations Carried Out in National Health Service Hospitals in Great Britain in 1977 for Diagnostic Purposes*. National Radiological Protection Board, Harwell, NRPB-R104 (1980).
- K 3 Koga, S. (1968). Extra exposures to the patient by x-ray examination. *Nip-*

- pon Acta Radiol.*, **27**, 105-109.
- K 4 Koren, K. and Wuehrmann, A.H. *Radiation Protection in Dentistry* (Vol. 4—Manual on radiation protection in hospitals and general practice). World Health Organization, Geneva (1977).
- L 1 Larsson, L.E. Radiation doses to gonads of patients in Swedish roentgen diagnostics. *Acta Radiologica*, Supplement 157, 1 127 (1978).
- L 2 Lawrence, D.J. *Kodak X-omatic and Lanex Screens and Kodak Films for Medical Radiography*. Radiography Markets Division, Kodak Co. (1976).
- L 3 Lusted, L.B. (1971). Decision-making studies in patient management. *New Engl. J. Med.*, **284**, 416-424.
- M 1 McCullough, E.C. and Payne, J.T. (1978). Patient dosage in computed tomography. *Radiology*, **129**, 457-463.
- M 2 MacEwan, D.W., Kavanagh, S., Chow, P. and Tishler, J.M. (1978). Manitoba Barium Enema Efficacy Study. *Radiology*, **126**, 39-44.
- M 3 McKinlay, A. and McCauley, B. (1977). Spoilt films in x-ray departments. *Br. J. Radiol.*, **50**, 233-234.
- M 4 McNeil, B.J. and Hanley, J.A. (1981). Statistical approaches to clinical predictions. *New Engl. J. Med.*, **304**, 1292-1294.
- M 5 Morgan, R.H. and Chaney, H.E. (1965). Darkroom practice and unnecessary patient exposure. *Am. J. Roentgenol.*, **94**, 236 250.
- M 6 Myers, D.R., Shoaf, H.K., Wege, W.R., Carlton, C.H. and Gilbert, M.A. (1978). Radiation exposure during panoramic radiography in children. *Oral Surg.*, **46**, 588-593.
- N 1 National Council on Radiation Protection and Measurements. *NCRP Report No. 45, Dental X-Ray Protection*. National Council on Radiation Protection and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Washington D.C. 20814 (1970).
- N 2 National Council on Radiation Protection and Measurements. *NCRP Report No. 68, Radiation Protection in Pediatric Radiology*. National Council on Radiation Protection and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Washington, D.C. 20814 (1981).
- N 3 National Council on Radiation Protection and Measurements. *NCRP Report No. 66 Mammography*. National Council on Radiation Protection and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Washington, D.C. 20814 (1980).
- N 4 National Research Council—National Academy of Sciences. *The Effects on Populations of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation (1980 BEIR*

- Report*), National Research Council, National Academy of Sciences, Washington, D.C. 20006.
- N 5 National Research Council—National Academy of Sciences. *The Effects on Populations of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation*. Report of the Advisory Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations. National Research Council, National Academy of Sciences, Washington, D.C. 20006(1972).
- O 1 Oftedal, P. and Searle, A.G. (1980). An overall genetic risk assessment for radiological protection purposes. *J. Med. Genet.*, **17**, 15-20.
- O 2 Otake, M. and Schull, W.J. (1982). Mental retardation in children exposed in utero to the atomic bombs: a reassessment. *RERF Technical Reports* (in preparation), Radiation Effects Research Foundation, Hiroshima.
- O 3 Overend, J.K. (1976). Dose reduction in dental radiography: control of exposure time and film processing. *Br. Dent. J.*, **141**, 87-89.
- P 1 Plantureux, P. and Plainfossé, M.C. (1977). Faut-il encore pratiquer une urographie intraveineuse complète systématiquement à toute hypertension artérielle en 1977? A propos de 1500 cas. (With summary in English). *Ann. Radiol.*, **20**, 545-555.
- P 2 Poznanski, A.K. and Smith, L.A. (1968). Practical problems in processing control. *Radiology*, **90**, 135-138.
- P 3 Poznanski, A.K., Kanellitsas, C., Roloff, D.W. and Borer, R.C. (1974). Radiation exposure to personnel in a neonatal nursery. *Pediatrics*, **54**, 139-141.
- P 4 Poznanski, A.K. *Practical Approaches to Pediatric Radiology*. Year Book Publishers, Chicago, Illinois. (1976).
- R 1 Reiskin, A.B., Hummel, E., Kirchof, S. and Freedman, M.L. (1977). Rare earth imaging in dental radiology. *J. Prev. Dent.*, **4**, 7-13.
- R 2 Roberts, F. and Shopfner, C.E. (1972). Plain skull roentgenograms in children with head trauma. *Am. J. Roentgenol.*, **114**, 230-240.
- R 3 Rossman, K., Sanderson, G. (1968). Validity of the modulation transfer function of radiographic screen-film systems measured by the slit method. *Phys. Med. Biol.*, **13**, 259-268.
- R 4 Royal College of Radiologists (1979). Preoperative chest radiology. *Lancet*, July **14**, 83-86.
- R 5 Rudin, S. Fore- and aft-rotating wheel (RAW) device for improving radiographic contrast, in: Grey, J. Ed. *Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, Application of Optical Instrumentation in Medicine VIII*.

- Billingham, Washington, Volume 173, 98-107 (1979).
- R 6 Russell, J.G.B., Hufton, A. and Pritchard, C. (1980). Gridless (low radiation dose) pelvimetry. *Br. J. Radiol.*, **53**, 233-236.
- S 1 Saenger, E.L., Kereiakes, J.G. and Cavanaugh, D.J. (1976). Cystourethrography procedures in children—evaluation of benefits versus dose. *Radiology*, **118**, 123-128.
- S 2 Sagel, S.S., Evens, R.G., Forrest, J.V. and Bramson, R.T. (1974). Efficacy of routine screening and lateral chest radiographs in a hospital-based population. *New Eng. J. Med.*, **291**, 1001-1004.
- S 3 Sane, S.M., Worsing, R.A., Jr. and Wiens, C.W. (1977). Value of preoperative chest x-ray examinations in children. *Pediatrics*, **60**, 669-672.
- S 4 Shuping, R.E., Fewell, T.R., Phillips, R.A., Gross, R.R. and Showalter, C.K. Dose reduction potential of carbon-fiber material in diagnostic radiology, in: *Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*, Volume 233, Bureau of Radiological Health, 5600 Fishers Lane, Rockville, Maryland 20857 (1980).
- S 5 Sorenson, J.A. and Nelson, J.A. (1976). Investigations of moving-slit radiography. *Radiology*, **120**, 705-11.
- S 6 Sorenson, J.A., Nelson, J.A. and Nicklason, L.T. *et al.* (1980). Rotating disk device for slit radiography of the chest. *Radiology*, **134**, 227-231.
- T 1 Taylor, K.W., Patt, N.L. and Johns, H.E. (1979). Variations in x-ray exposure to patients. *J. Can. Assoc. Radiol.*, **30**, 6-11.
- T 2 Trefler, M. Evaluation of carbon-fiber cassettes. *Proceedings of the Society of Photo Optical Instrumentation Engineers, Application of Optical Instrumentation in Medicine VIII*, Volume 233, 197-201 (1980).
- U 1 United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *Levels and Effects of Ionizing Radiation*. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Report to the General Assembly, United Nations, New York (1972).
- U 2 United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Report to the General Assembly, United Nations, New York (1977).
- U 3 U.S. Department of Health, Education and Welfare. *Specific Area Gonad Shielding*. DHEW Publication (FDA) 76-8054. U.S. Government Printing

- Office, Washington D.C. (1976).
- U 4 U.S. Department of Health, Education and Welfare HEW Publication (FDA) 79-8097. *Analysis of Retakes: Understanding, Managing, and Using Analysis of Retakes Program for Quality Assurance*. U.S. Department of Health, Education and Welfare, Public Health Service, Food and Drug Administration, Bureau of Radiological Health (1979).
- V 1 Valachovic, R.W. and Lurie, A.G. (1980). Risk benefit considerations in pedodontic radiology. *Pediatr. Dent.*, **2**, 128-146.
- V 2 Villigran, J.E., Hobbs, B.B. and Taylor, K.W. (1978). Reduction of patient exposure by use of heavy elements as radiation filters in diagnostic radiology. *Radiology*, **127**, 249-254.
- V 3 Vucich, J.J. and Goldman, L.W. The relative merits of pre-exposed versus freshly exposed sensitometric strips for processor control, in: *Image Receptor Conference, Radiographic Film Processing*, DHEW (FDA) 77-8036, Rockville, Maryland 20857 (1977).
- W 1 Wall, B.F., Fisher, E.S., Shrimpton, P.C. and Rae, S. *Current Levels of Gonadal Irradiation from a Selection of Routine Diagnostic X-Ray Examinations in Great Britain*. NRPB-R105. National Radiological Protection Board, Chilton, Oxon. (1980).
- W 2 Webb, J.A.W. and Talner, L.B. (1979). The role of intravenous urography in hypertension. *Radiol. Clin. North Am.*, **17**, 187-195.
- W 3 White, G.E. and Tsamtsouris, A. (1977). The use and abuse of radiographs of the primary dentition. *Quintessence Int.*, **8**, 59.
- W 4 World Health Organization Expert Committee on Tuberculosis. WHO Technical Report Series 552, WHO, Geneva (1974).
- W 5 World Medical Association (1965). Declaration of Helsinki: Recommendations guiding doctors in clinical research. *WHO Chronicle*, **19**, 31-32.
- W 6 World Health Organization. Quality assurance in diagnostic radiology, WHO, Geneva (1982).
- W 7 Wood, R.A. and Hoekelman, R.A. (1981). Value of the chest x-ray as a screening test for elective surgery in children. *Pediatrics*, **67**, 447-452.
- Z 1 Zatz, L.M., Finston, R.A. and Jones, H.H. (1974). Reduced radiation exposure in the operating room with video disc radiography. *Radiology*, **110**, 475-477.

付 録 1

X線検査による臓器線量の決定*

X線検査による患者の特定の臓器への線量を見積るいくつかの方法がある (A-1)[†]。一つの方法は、標準の患者についての臓器線量の表を参考にするこ
とである。そのようなデータの例は表A1にあげられており、これは17種のよ
く行われるX線検査に対する特定の臓器の線量を、成人のファントムを用いて、
“The United States 1970 X-Ray Exposure Study” (A-2) における平均半
価層、入射部の空気カーマと1撮影当たりのフィルム枚数を用いて求めた計算
値である。これらのデータは患者の大きさや検査の技術が大きく変化している
ので、その使用は制限をうける。照射条件と患者の寸法がわかっているときに
は、もっと正確な方法は、もし利用できるなら適当な等線量曲線や組織-空中
線量比 (TAR) のデータを用いることである (A-1, A-2)。

Oak Ridge National Laboratory で最初に開発された、モンテ・カルロ法と
数学的に記述した人体ファントムが、Bureau of Radiological Health (USA)
において Rosenstein らによって、選ばれた臓器の組織-空中線量比を計算する
ために使われている (表A1, A2, A3)。とくに興味深いのは、線質と照射野サ
イズの異なった条件のもとでの、皮膚入射部の“自由空气中で”測定された1
Gy の空気カーマにおける、一群の臓器の平均吸収線量を与えている表であ
る。これらのデータは、男性および女性の成人の標準ファントム (両者とも70
kg としてある) に関して表A2—表A9に示されているが、いろいろな線質の
臓器線量への影響を見積るためにとくに有用である。もし、空气中の空気カー

* 文献A-1からの引用。

† 付録のための文献は137頁にある。

マと半価層がわかっているならば、あるいはおよその推定ができるならば、特定の臓器の線量の見積りは、数学的に記述したファントムと同様の物理的特性をもった成人の患者に関しては可能である (A-4)。ごく最近、同様の表が新生児 (3.96 kg)、1 歳児 (10.4 kg) および 5 歳児ファントム (20 kg) を模擬した小児用のファントムについてつくられている (A-5)。これらのデータは表 A 10—表 A 15 に載せた。このデータを応用するときの限界に関する議論については、読者はもとの文献に当たるべきである (A-4, A-5, A-6)。

もし患者の大きさと質量が、臓器線量を見積るのに使ったこれらの標準ファントムの 1 つとかなり類似しているなら、表 A 2—表 A 15 を使うことができる。このことは、線量の推定を大幅に単純化する。しかしながら、受像体の大きさの多くは、一般に使われているものより大きいことに注意すべきである。しかし、小児放射線学を取り扱っている表 A 10—表 A 15 においては、より高度にコリメートされた線錐に関する結果も示されている。これらの表の使い方を説明するために、付録 2 に例を提示した。

表A1 USA 1970 X-Ray Exposure Study のパラメータを用い、標準ファントムについて計算された、通常の診断的X線検査における臓器線量 (mGy)¹

検 査	平均フィルム数	全身 ²	甲状腺	赤色骨髄		肺		生殖腺		子宮/胎児	女性乳腺
				男	女	男	女	男	女		
胸 部	1.5	0.058	0.065	0.04	0.03	0.19	0.20	*	*	*	0.14
頭 蓋	4.1	0.37	2.22	0.31	0.31	0.02	0.02	*	*	*	*
頸 椎	3.7	0.23	4.04	0.11	0.11	0.14	0.14	*	*	*	*
肋 骨	3.0	1.01	1.54	0.49	0.42	3.24	2.96	*	0.004	0.005	4.11
肩 (一側)	1.8	0.10	0.58	0.06	0.06	0.39	0.27	*	*	*	0.77
胸 椎	2.1	0.70	0.75	0.43	0.32	2.63	2.65	*	0.006	0.006	2.76
胆 の う 造 影	3.2	0.85	0.01	0.66	0.66	1.76	1.76	*	0.06	0.05	*
腰 椎	2.9	2.72	0.003	1.26	1.26	1.33	1.33	0.07	4.05	4.08	*
上 部 消 化 管	4.3	2.16	0.07	1.17	1.14	5.32	4.76	0.004	0.45	0.48	0.53
K U B	1.7	0.99	*	0.48	0.48	0.12	0.12	0.16	2.12	2.63	*
注 腸	4.0	3.96	0.002	2.98	2.98	0.48	0.48	0.58	7.87	8.22	*
腰 仙 椎	3.4	3.86	*	2.24	2.24	0.35	0.35	0.43	6.40	6.39	*
I V P	5.5	2.69	*	1.16	1.16	0.35	0.35	0.49	6.36	8.14	*
骨 盤	1.3	0.68	*	0.27	0.27	0.011	0.011	0.57	1.48	1.94	*
股関節 (一側)	2.0	0.39	*	0.17	0.17	*	*	3.68	0.78	1.28	*
全 脊 椎 (カイロプラクティック)	1.0	0.81	2.71	0.35	0.35	1.49	1.17	0.10	1.00	1.28	2.34
乳房撮影 (1) ゼララジオグラフィ	2.0	*	*		*		*		*	*	7.66
(2) フィルム-スクリーン	2.0	*	*		*		*		*	*	2.12

¹ 文献 A-12 より、USA 1970 X-Ray Exposure Study のパラメータを用い、70 kg の数学的に記述された人体ファントムについて、モンテ・カルロ計算法で求められた。

² ジュールで表す積分線量に変換するためには 7×10^{-2} を乗ずる。

* 他の臓器への吸収線量に比べて無視できる。

表A2 いくつかの選ばれたX線撮影法における甲状腺の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ 1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮影法	方向	SID (cm) ²	受像体の大きさ (cm) ³	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
頭蓋	AP	102	25.4×30.5	216	273	316	351	378	399
	PA	102	25.4×30.5	9	15	23	31	41	52
	LAT	102	30.5×25.4	87	110	137	160	180	198
腹部 ⁴	AP	102	35.6×43.2	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
	PA	102	35.6×43.2	0.02	0.07	0.1	0.2	0.5	0.6
	LAT	102	35.6×43.2	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
腰椎	AP	102	35.6×43.2	0.06	0.2	0.3	0.6	0.9	1.3
	LAT	102	35.6×43.2	<0.01	<0.01	<0.01	0.01	<0.01	<0.01
肩甲骨 (一側のみ)	AP	102	25.4×30.5	13	17	25	32	39	45
全脊柱 (カイロプラクティック)	AP	183	35.6×91.4	643	808	936	1040	1110	1170
	LAT	183	35.6×91.4	325	400	465	522	573	620
頸椎	AP	102	20.3×25.4	593	738	848	930	991	1040
	AP	102	25.4×30.5	603	753	868	956	1020	1070
	LAT	102	20.3×25.4	16	25	36	47	58	69
	LAT	102	25.4×30.5	38	56	75	93	110	128
上部消化管	AP	102	35.6×43.2	0.3	0.9	1.6	2.5	3.7	5.0
肩関節 (一側のみ)	AP	102	25.4×30.5	13	18	24	30	35	40
	LAT	102	25.4×30.5	254	312	362	406	444	480
胆のう造影	PA	102	25.4×30.5	0.1	0.3	0.6	0.9	1.4	1.8

撮影法	方向	SID (cm) ²	受像体の大きさ (cm) ³	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
胸部	AP	183	35.6×43.2	212	270	317	356	389	414
	PA	183	35.6×43.2	11	21	32	46	62	78
	LAT	183	35.6×43.2	69	93	115	133	151	164
肋骨, 食道	AP	102	35.6×43.2	198	252	297	332	362	386
	PA	102	35.6×43.2	11	20	30	43	56	72
	LAT	102	35.6×43.2	43	58	71	84	95	105
胸椎	AP	102	35.6×43.2	70	94	116	136	155	171
	AP	102	17.8×43.2	68	89	106	123	138	148
	LAT	102	35.6×43.2	2	4	7	10	14	18
骨盤, 腰仙椎, 股関節, 尿道, 膀胱, 大腿骨	—	102	—	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
上腕骨	AP	102	17.8×43.2	1.2	2.3	3.4	4.9	6.6	8.2

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² この表で SID は線源-イメージ間距離を表す。

³ 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

⁴ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A3 いくつかの選ばれたX線撮影法における卵巣の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮影法	方向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ²	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
骨盤, 腰-骨盤	AP	102	43.2×35.6	113	174	237	301	366	430
	LAT	102	35.6×43.2	22	39	60	84	112	141
腹部 ³	AP	102	35.6×43.2	112	171	233	297	360	422
	PA	102	35.6×43.2	69	115	168	228	293	365
	LAT	102	35.6×43.2	21	38	57	80	107	136
腰椎	AP	102	35.6×43.2	105	160	216	274	331	386
	LAT	102	35.6×43.2	17	31	47	67	87	110
股関節 (左または右のみ)	AP	102	25.4×30.5	54	82	112	141	170	199
	LAT	102	25.4×30.5	16	29	44	61	80	101
全脊柱 (カイロプラクティック)	AP	183	35.6×91.4	126	194	266	338	411	483
	LAT	183	35.6×91.4	55	68	83	98	115	132
尿道, 膀胱	AP	102	25.4×30.5	101	154	207	260	310	360
上部消化管	AP	102	35.6×43.2	15	25	37	51	64	80
	PA	102	35.6×43.2	4.8	10	16	25	33	44
	LAT	102	35.6×43.2	1.0	3.1	6.2	10	14	18
大腿骨 (左または右のみ)	AP	102	17.8×43.2	1.4	2.5	4.1	6.0	8.1	11
胆のう造影	PA	102	25.4×30.5	0.9	1.8	3.4	5.5	8.1	11
胸部	AP	183	35.6×43.2	0.5	1.0	2.0	3.2	4.8	0.8
	PA	183	35.6×43.2	0.2	0.6	1.0	1.8	3.2	5.2
	LAT	183	35.6×43.2	0.1	0.2	0.6	0.9	1.6	2.5

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ²	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
肋骨, 食道	A P	102	35.6×43.2	0.1	0.3	0.7	1.3	1.8	2.6
	P A	102	35.6×43.2	0.07	0.2	0.3	0.8	1.4	2.4
	LAT	102	35.6×43.2	0.03	0.08	0.2	0.3	0.7	1.0
胸 椎	A P	102	35.6×43.2	0.2	0.7	1.3	2.0	3.1	4.4
	A P	102	17.8×43.2	0.2	0.3	0.6	0.9	1.6	1.7
	LAT	102	35.6×43.2	0.05	0.1	0.2	0.5	0.7	1.3
頭蓋, 頸椎, 肩甲骨, 肩関節, 上腕骨	—	102	—	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

³ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A 4 いくつかの選ばれたX線撮影法における辜丸の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ 1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ²	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
骨盤, 腰—骨盤	A P	102	43.2×35.6	47	69	90	108	125	141
	LAT	102	35.6×43.2	11	18	26	34	45	54
腹 部 ³	A P	102	35.6×43.2	7.5	13	18	25	32	39
	PA	102	35.6×43.2	3.1	5.7	9.1	14	18	25
	LAT	102	35.6×43.2	0.9	2.0	3.3	4.9	7.0	9.2
腰 椎	A P	102	35.6×43.2	1.2	2.5	4.2	6.4	9	11
	LAT	102	35.6×43.2	0.2	0.5	0.8	1.2	1.8	2.6
股関節 (左または右のみ)	A P	102	25.4×30.5	543	641	711	762	799	827
	LAT	102	25.4×30.5	15	24	34	46	57	70
全 脊 柱 (カイロプラクティック)	A P	183	35.6×91.4	9.4	16	23	31	39	48
	LAT	183	35.6×91.4	4.6	5.7	6.9	8.1	9.2	10
尿道, 膀胱	A P	102	25.4×30.5	335	404	455	494	526	550
上部消化管	A P	102	35.6×43.2	0.08	0.2	0.3	0.9	0.9	1.3
大腿骨 (左または右のみ)	A P	102	17.8×43.2	130	189	218	243	262	278
胆のう造影	P A	102	25.4×30.5	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
胸 部	A P	183	35.6×43.2	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
	PA	183	35.6×43.2	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
	LAT	183	35.6×43.2	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
肋骨, 食道, 頭蓋, 胸椎, 頸椎 肩甲骨, 肩関節, 上腕骨	—	102	—	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

³ 以下のものを含む: 逆行性腎盂造影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A5 いくつかの選ばれたX線撮影法における肺の平均吸収線量 (mGy)^{1,2}。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ³	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
骨盤, 腰一骨盤	A P	102	43.2×35.6	0.5	1.0	1.4	2.6	3.3	4.5
	LAT	102	35.6×43.2	0.1	0.2	0.4	0.7	1.0	1.4
腹 部 ⁴	A P	102	35.6×43.2	5.2	8.9	13	17	23	28
	P A	102	35.6×43.2	4.7	7.7	13	16	21	25
	LAT	102	35.6×43.2	1.0	2.1	3.3	4.8	6.3	8.2
腰 椎	A P	102	35.6×43.2	45	62	79	95	109	123
	LAT	102	35.6×43.2	6	10	14	17	22	26
全 脊 柱 (カイロプラクティック)	A P	183	35.6×91.4	273/206	373/282	463/353	543/419	635/480	674/536
	LAT	183	35.6×91.4	139	172	205	236	263	292
肩関節 (左または右のみ)	A P	102	25.4×30.4	69/ 41	86/ 57	102/ 72	117/ 86	131/ 98	146/108
上部消化管	A P	102	35.6×43.2	152/108	206/148	253/184	294/216	330/246	361/273
	P A	102	35.6×43.2	105	149	191	227	259	286
	LAT	102	35.6×43.2	53	76	97	116	135	151
上腕骨 (左または右のみ)	A P	102	17.8×43.2	52	70	86	99	110	120
胆のう造影	P A	102	25.4×30.4	59	80	101	118	135	148
胸 部	A P	183	35.6×43.2	277/206	381/282	473/353	553/419	624/480	685/536
	P A	183	35.6×43.2	243/250	335/355	419/451	496/535	565/610	628/674
	LAT	183	35.6×43.2	102/115	148/169	193/220	236/267	276/310	313/351
肋骨, 食道	A P	102	35.6×43.2	244/275	332/239	413/298	483/352	544/401	598/447
	P A	102	35.6×43.2	213/210	293/293	366/376	432/447	491/505	545/557
	LAT	102	35.6×43.2	75/ 87	107/129	139/167	171/202	204/236	235/266

撮影法	方向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ³	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
胸 椎	A P	102	17.8×43.2	90/63	125/88	156/113	185/133	210/154	227/168
	A P	102	35.6×43.2	242/172	332/237	412/296	482/348	543/397	597/442
	LAT	102	35.6×43.2	74/87	107/128	139/167	170/201	198/235	224/265
股関節, 大腿骨	—	102	—	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
尿道, 膀胱	A P	102	25.4×30.4	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
頭 蓋	A P	102	25.4×30.4	0.6	1.0	1.5	2.1	2.4	3.7
	PA	102	25.4×30.4	0.5	0.8	1.3	1.8	2.5	3.3
	LAT	102	30.4×25.4	0.7	1.3	2.0	2.8	3.7	4.8
頸 椎	A P	102	20.3×25.4	3.9	6.2	11	15	17	
	LAT	102	20.3×25.4	8.3	13	17	23	28	32
	A P	102	30.4×25.4	10	15	20	25	31	36
	LAT	102	30.4×25.4	15	23	31	39	47	55
肩甲骨 (左または右のみ)	A P	102	25.4×30.4	99	133	163	190	212	230

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² 2つの値が示されているとき, 初めのは男性次が女性の値である。

³ 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

⁴ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰椎, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A6 いくつかの選ばれたX線撮影法における女性乳腺の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮影法	方向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ²	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
肩関節 (左または右のみ)	AP	102	35.6×43.2	148	176	198	215	228	238
	LAT	102	35.6×43.2	148	176	198	215	228	238
全脊柱 (カイロプラクティック)	AP	183	35.6×91.4	624	744	836	907	961	1004
	LAT	183	35.6×91.4	192/3 ⁴	218/6 ⁴	255/9 ⁴	287/13 ⁴	316/17 ⁴	343/23 ⁴
上部消化管	AP	102	35.6×43.2	13	18	25	31	37	43
	PA	102	35.6×43.2	4.3	7.7	11	17	22	29
	LAT	102	35.6×43.2	6.8	9.5	13	15	17	21
胸部	AP	183	35.6×43.2	624	744	836	906	961	1004
	PA	183	35.6×43.2	18	32	49	69	91	116
	LAT	183	35.6×43.2	192	218	255	287	316	343
肋骨, 食道	AP	102	35.6×43.2	635	742	826	895	952	1000
	PA	102	35.6×43.2	13	24	37	51	66	79
	LAT	102	35.6×43.2	145	166	193	218	240	260
胸椎	AP	102	35.6×43.2	615	734	823	892	945	987
	AP	102	17.8×43.2	308	367	412	446	473	493
	LAT	102	35.6×43.2	3.0	5.6	9.0	13	17	23
骨盤 (腰一骨盤), 腹部 ³ 股関節, 尿道, 膀胱, 大腿骨 胆のう造影, 頭蓋, 頸椎, 肩甲骨— 上腕骨, 腰—仙椎		102							

— 計算されていないが, 上の表の中の撮影法に比べて小さい値である。

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

³ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

⁴ 初めの値は照射野中心が患者の垂直中心, 2番目の値は照射野の中心が5 cm 後方に寄った場合。

表A7 いくつかの選ばれたX線撮影法における子宮(胚)の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮影法	方向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ²	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
骨盤, 腰—骨盤	A P	102	43.2×35.6	163	244	325	406	484	559
	LAT	102	35.6×43.2	15	29	45	64	86	112
腹部 ³	A P	102	35.6×43.2	153	229	305	379	451	519
	P A	102	35.6×43.2	64	103	149	200	255	314
	LAT	102	35.6×43.2	15	26	43	61	82	105
腰 椎	A P	102	35.6×43.2	147	217	287	355	421	482
	LAT	102	35.6×43.2	11	20	31	45	61	78
股関節 (一側)	A P	102	35.4×30.4	121	176	230	281	328	373
	LAT	102	35.4×30.4	11	22	33	48	66	83
全 脊 柱 (カイロブラクティック)	A P	183	35.6×91.4	177	266	354	442	526	606
	LAT	183	35.6×91.4	40	51	61	72	85	99
尿道, 膀胱	A P	102	25.4×30.4	155	230	305	376	444	507
上部消化管	A P	102	35.6×43.2	11	18	29	39	52	64
	P A	102	35.6×43.2	3.5	7.6	13	19	26	34
	L A T	102	35.6×43.2	1.2	2.3	3.8	5.6	7.8	10
大腿骨 (一側)	A P	102	17.8×43.2	1.8	3.5	5.5	8	11	14
胆のう造影	P A	102	25.4×30.4	0.8	1.7	3.0	4.7	6.9	9.5

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ²	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
胸 部	AP	183	35.6×43.2	0.3	0.8	1.5	2.3	3.5	4.9
	PA	183	35.6×43.2	0.3	0.7	1.3	2.3	3.0	5.2
	LAT	183	35.6×43.2	0.1	0.3	0.6	0.9	1.4	2.1
肋骨, 食道	AP	102	35.6×43.2	0.1	0.3	0.6	1.0	1.5	2.3
	PA	102	35.6×43.2	0.1	0.3	0.6	1.0	1.7	2.5
	LAT	102	35.6×43.2	0.03	0.09	0.2	0.3	0.5	0.7
胸 椎	AP	102	35.6×43.2	0.2	0.5	0.9	1.5	2.4	3.0
	AP	102	17.8×43.2	0.1	0.3	0.6	0.9	1.5	1.7
	LAT	102	35.6×43.2	0.05	0.1	0.2	0.5	0.6	0.9
頭蓋, 頸椎, 肩甲骨 肩関節, 上腕骨	—	102	—	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

³ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A 8 いくつかの選ばれた X 線撮影法における赤色骨髄の平均吸収線量 (mGy)^{1,2}。入射カーマ 1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ³	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
骨盤, 腰一骨盤	A P	102	43.2×35.6	14	23	37	54	76	101
	LAT	102	35.6×43.2	11	18	26	38	51	66
腹 部 ⁴	A P	102	35.6×43.2	15	25	38	55	76	101
	PA	102	35.6×43.2	57	85	117	154	195	240
	LAT	102	35.6×43.2	10	17	25	36	47	62
腰 椎	A P	102	35.6×43.2	15	24	37	53	71	93
	LAT	102	35.6×43.2	9.4	15	22	31	43	55
股関節 (左または右のみ)	A P	102	25.4×30.5	5.4	9.3	15	21	30	39
	LAT	102	25.4×30.5	7.2	11	17	24	32	41
全 脊 柱 (カイロブラクティック)	A P	183	35.6×91.4	47	69	97	130	171	223
	LAT	183	35.6×91.4	61	75	90	105	121	137
尿道, 膀胱	A P	102	25.4×30.5	6.4	11	18	28	39	53
上部消化管	A P	102	35.6×43.2	14/13	21/18	30/26	40/36	54/48	70/62
	PA	102	35.6×43.2	23	43	61	83	107	135
	LAT	102	35.6×43.2	4.6	8.6	13	18	25	33
大腿骨 (左または右のみ)	A P	102	17.8×43.2	2.0	3.0	5.3	7.7	11	14
胆のう撮影	PA	102	25.4×30.5	20	28	38	51	64	80
胸 部	A P	183	35.6×43.2	25/25	36/36	48/48	63/62	79/78	98/97
	PA	183	35.6×43.2	49/43	69/63	92/86	117/112	146/141	178/172
	LAT	183	35.6×43.2	20/14	28/21	37/29	48/38	61/48	76/59

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ³	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
肋骨, 食道	AP	102	35.6×43.2	21/18	30/25	39/33	51/41	63/51	78/60
	PA	102	35.6×43.2	39/28	54/43	72/59	92/77	115/97	139/120
	LAT	102	35.6×43.2	14/10	20/16	26/22	34/29	43/37	53/45
胸 椎	AP	102	17.8×43.2	11/ 9.2	16/13	20/15	25/21	34/29	38/31
	AP	102	35.6×43.2	21/17	29/23	39/31	49/40	63/52	77/63
	LAT	102	35.6×43.2	13/ 9.0	18/14	24/18	32/24	40/31	49/39
頭 蓋	AP	102	25.4×30.5	5.5	8.4	11	16	21	28
	PA	102	25.4×80.5	16	23	31	39	48	57
	LAT	102	30.5×25.4	18	25	34	44	54	67
頸 椎	AP	102	20.3×25.4	5.3	7.9	11	16	21	26
	LAT	102	20.3×25.4	8.6	13	17	23	30	37
	AP	102	25.4×30.5	8.2	11	17	22	29	37
	LAT	102	25.4×30.5	11	17	24	31	40	49
肩関節 (左または右のみ)	AP	102	25.4×30.5	6.9	9.5	13	16	20	24
肩甲骨 (左または右のみ)	AP	102	25.4×30.5	5.3	7.4	10	13	15	18
	LAT	102	25.4×30.5	18	22	26	30	34	39
上腕骨 (左または右のみ)	AP	102	17.8×43.2	4.0	5.6	7.5	9.4	11	14

¹ 文献 A-1, A-4 からの引用。

² 2つの数値が示されているとき, 初めのは男性次が女性の値である。

³ 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

⁴ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A9 いくつかの選ばれたX線撮影法における全身の平均吸収線量 (mGy)^{1,2,3}。入射カーマ1Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ⁴	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
骨盤, 腰-骨盤	AP	102	43.2×35.6	62	83	102	121	137	153
	LAT	102	35.6×43.2	29	37	46	54	61	69
腹 部 ⁵	AP	102	35.6×43.2	62	83	102	121	138	153
	PA	102	35.6×43.2	66	86	122	125	144	161
	LAT	102	35.6×43.2	29	38	46	54	62	69
腰 椎	AP	102	35.6×43.2	62	83	102	121	137	152
	LAT	102	35.6×43.2	26	38	43	51	59	66
股関節 (左または右のみ)	AP	102	25.4×30.5	28	37	45	53	60	67
	LAT	102	25.4×30.5	16	23	29	34	40	45
全 脊 柱 (カイロプラクティック)	AP	183	35.6×91.4	146	194	239	278	314	347
	LAT	183	35.6×91.4	107	129	148	167	184	200
尿道, 膀胱	AP	102	25.4×30.5	33	44	54	64	74	82
上部消化管	AP	102	35.6×43.2	55/53	75/69	92/85	107/99	122/113	135/126
	PA	102	35.6×43.2	45	63	80	97	112	124
	LAT	102	35.6×43.2	25	36	45	54	62	69
大腿骨 (左または右のみ)	AP	102	17.8×43.2	26	34	43	50	56	62
胆のう撮影	PA	102	25.4×30.5	26	38	51	60	70	80
胸 部	AP	183	35.6×43.2	78/70	103/93	126/114	147/135	166/153	183/169
	PA	183	35.6×43.2	83/66	108/93	131/118	153/140	174/161	192/178
	LAT	183	35.6×43.2	44/36	57/51	60/64	83/77	94/89	106/99

撮 影 法	方 向	SID (cm)	受像体の大きさ (cm) ⁴	線質 (HVL, mmAl)					
				1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
肋骨, 食道	AP	102	35.6×43.2	61/40	80/62	98/78	114/91	129/98	141/102
	PA	102	35.6×43.2	63/45	84/63	101/83	118/97	135/110	149/115
	LAT	102	35.6×43.2	29	38	47	55	63	70
胸 椎	AP	102	17.8×43.2	33/25	45/34	53/40	62/48	70/55	76/61
	AP	102	35.6×43.2	61/47	82/63	100/77	116/91	131/103	144/115
	LAT	102	35.6×43.2	28/22	36/32	44/40	52/43	60/55	67/62
頭 蓋	AP	102	25.4×30.5	15	21	24	28	31	34
	PA	102	25.4×30.5	16	21	25	29	32	36
	LAT	102	30.5×25.4	24	31	38	44	48	53
頸 椎	AP	102	20.3×25.4	17	23	28	32	37	40
			25.4×30.5	23	31	38	44	49	54
	LAT	102	20.3×25.4	15	18	22	25	29	32
			25.4×30.5	20	25	31	36	41	46
肩関節 (左または右のみ)	AP	102	25.4×30.5	18	24	29	33	38	41
肩甲骨 (左または右のみ)	AP	102	25.4×30.5	14/14	17/18	22/23	25/26	28/29	30/32
	LAT	102	25.4×30.5	30	37	41	47	52	55
上腕骨 (左または右のみ)	AP	102	17.8×43.2	11	15	17	21	23	24

¹ 積分線量 (ジュール) にするためには, 平均線量 (mGy) に 70×10^{-8} (J/mGy) を乗ずる。

² 文献 A-1, A-4 からの引用。

³ 2つの数値が示されているとき, 初めのは男性次が女性である。

⁴ 照射野の大きさは受像体の大きさにコリメートされている。

⁵ 以下のものを含む: 逆行性腎盂撮影, KUB, 注腸, 腰仙椎, IVP, 腎動脈撮影。

表A10 いくつかの選ばれた小児のX線撮影法における甲状腺の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮影法	年齢 ² (歳)	方向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
タウン法	0	AP	102	20.3×25.4	(563)	(563)	(563)	—
	1	30° caudad	102	20.3×25.4	(310)	(310)	(310)	—
				25.4×30.4	(471)	(471)	(471)	—
	5		91.4	25.4×30.4	(276)	(276)	(276)	—
頭蓋	0	AP	102	20.3×25.4	784	922	986	—
		LAT	102	25.4×20.3	(529)	(529)	(529)	—
	1	AP	102	20.3×25.4	585	621	673	—
				25.4×30.4				
		PA	102	20.3×25.4	(149)	(149)	(149)	—
				25.4×30.4				
		LAT	102	25.4×20.3	(345)	(345)	(345)	—
				30.4×25.4	(437)	(437)	(437)	—
	5	AP	91.4	25.4×30.4	537	609	731	—
		PA	91.4	25.4×30.4	(103)	(103)	(103)	—
	LAT	91.4	30.4×25.4	370	419	489	—	
頸部	1	AP	102	(16×14)	585	621	673	—
				20.3×25.4				
		LAT	102	(15×13)	(425)	(425)	(425)	—
				20.3×25.4	(540)	(540)	(540)	—
胸部	0	AP	102	(13×16)	784	922	986	—
				20.3×25.4				
		PA	183	(13×15)	158	197	247	—
				20.3×25.4	223	304	362	—

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³					
					2.0	2.5	3.0	3.5		
胸 部	1	LAT	102	(13×16) 20.3×25.4	(471) (690)	(471) (690)	(471) (690)	— —		
		AP	102	(17×23) 25.4×30.4	585	621	673	—		
		PA	183	(17×23) 25.4×30.4	(138) (218)	(138) (218)	(138) (218)	— —		
		LAT	102	(16×14) 25.4×30.4	(437) (552)	(437) (552)	(437) (552)	— —		
	5	AP	183	(21×30) 27.9×35.6	—	747	885	1010		
		PA	183	(21×30) 27.9×35.6	—	(184) (218)	(184) (218)	(184) (218)		
		LAT	183	(21×30) 27.9×35.6	—	506	586	644		
		OBL	183	(21×30) 27.9×35.6	—	713	828	989		
		腎	0	AP	102	(11× 8) 25.4×20.3	(7) (69)	(7) (69)	(7) (69)	— —
			1	AP	102	(16×14) 25.4×20.3	(2) (6)	(2) (6)	(2) (6)	— —
5	AP		102	(20×18) 30.4×25.4	(1) (2)	(1) (2)	(1) (2)	— —		
腹部 (立位)			(23×30)							
	5	AP	102	27.9×35.6	(6)	(6)	(6)	—		
腹 部	0	AP	102	(13×13) 20.3×25.4	(6) (29)	(6) (29)	(6) (29)	— —		

撮影法	年齢 ² (歳)	方向	SID (cm)	照の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³					
					2.0	2.5	3.0	3.5		
腹部	1	PA	102	(13×13) 20.3×25.4	(2) (23)	(2) (23)	(2) (23)	—		
		LAT	102	(13×14) 20.3×25.4	(3) (34)	(3) (34)	(3) (34)	—		
		AP	102	(18×21) 25.4×30.4	* (10)	* (10)	* (10)	—		
		PA	102	(18×21) 25.4×30.4	(7) (16)	(7) (16)	(7) (16)	—		
		LAT	102	(18×21) 25.4×30.4	(3) (11)	(3) (11)	(3) (11)	—		
		AP	102	(23×30) 27.9×35.6	* (3)	* (3)	* (3)	—		
	5	PA	102	(23×30) 27.9×35.6	(1) (10)	(1) (10)	(1) (10)	—		
		LAT	102	(21×31) 27.9×35.6	* (10)	* (10)	* (10)	—		
		27.9×35.6								
		膀胱	1; 5	OBL	102	20.3×25.4				
				AP		25.4×20.3	*	*	*	—
				OBL		25.4×30.4				
骨盤	0, 1, 5	PA	102	25.4×20.3						
				30.4×25.4	*	*	*	—		
				35.6×27.9						
股関節 (左または右のみ)	1; 5	OBL	102	20.3×25.4						
				20.3×25.4	*	*	*	—		
				20.3×25.4						

¹ 文献 A-1, A-5 からの引用。

² 0歳は新生児から6か月までを意味する。

³ この欄の () 内の数値は変動係数が大きい。それゆえ、与えられた mGy/Gy の値は3つの線質に対する平均である。

* 甲状腺へは検出できるほどの寄与はない。

表A11 いくつかの選ばれた小児のX線撮影法における卵巣の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
タウン法	0	A P	102	20.3×25.4	(2)	(2)	(2)	—
	1	30°	102	20.3×25.4	*	*	*	—
		caudad	102	25.4×30.4	*	*	*	—
			5	91.4	25.4×30.4	*	*	*
頸 部	1	A P	102	(16×14)	*	*	*	—
			20.3×25.4	(3)	(3)	(3)	—	
		LAT	102	(15×13)	*	*	*	—
				20.3×25.4				
胸 部	0	A P	102	(13×16)	(7)	(7)	(7)	—
			20.3×25.4	(57)	(57)	(57)	—	
		P A	183	(13×15)	(14)	(14)	(14)	—
			20.3×25.4	(69)	(69)	(69)	—	
	1	LAT	102	(13×16)	(6)	(6)	(6)	—
			20.3×25.4	(69)	(69)	(69)	—	
		A P	102	(17×23)	(22)	(22)	(22)	—
			25.4×30.4	(26)	(26)	(26)	—	
	P A	183	(17×23)	(2)	(2)	(2)	—	
		25.4×30.4	(5)	(5)	(5)	—		
	5	LAT	102	(16×14)	(15)	(15)	(15)	—
			25.4×30.4	(46)	(46)	(46)	—	
A P		183	(21×30)	—	(2)	(2)	(2)	
		27.9×35.6	—	(3)	(3)	(3)		
P A	183	(21×30)	—	(9)	(9)	(9)		
	27.9×35.6	—	(23)	(23)	(23)			

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
胸 部		LAT	183	(21×30)	—	(11)	(11)	(11)
				27.9×35.6	—	(22)	(22)	(22)
		OBL	183	(21×30)	—	(7)	(7)	(7)
				27.9×35.6	—			
腎	0	A P	102	(11× 8)	(46)	(46)	(46)	—
				25.4×20.3	448	644	667	—
	1	A P	102	(16×14)	(172)	(172)	(172)	—
				25.4×20.3	(241)	(241)	(241)	—
	5	A P	102	(20×18)	(80)	(80)	(80)	—
				30.4×25.4	310	425	460	—
膀 胱	1	OBL	102	(16×16)	287	402	425	—
				20.3×25.4				
	5	A P	102	(18×19)	310	425	460	—
				25.4×20.3				
				(22×22)	287	287	287	—
			25.4×30.4					
腹部 (立位)	5	A P	102	(23×30)	310	425	460	—
				27.9×35.6				
腹 部	0	A P	102	(13×13)	448	644	667	—
				20.3×25.4				
		P A	102	(13×13)	(494)	(494)	(494)	—
				20.3×25.4				
	1	LAT	102	(13×14)	(494)	(494)	(494)	—
				20.3×25.4				
		A P	102	(18×21)	310	425	460	—
				25.4×30.4				
P A	102	(18×21)	322	368	460	—		
		25.4×30.4						

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³				
					2.0	2.5	3.0	3.5	
腹 部	5	LAT	102	(18×21) 25.4×30.4	310	494	483	—	
		AP	102	(23×30) 27.9×35.6	310	425	460	—	
		PA	102	(23×30) 27.9×35.6	253	287	322	—	
		LAT	102	(21×31) 27.9×35.6	218	264	345	—	
骨 盤	0	AP	102	(15×15) 25.4×20.3	448	644	667	—	
	1	AP	102	(21×21) 30.4×25.4	310	425	460	—	
	5	AP	102	(28×25) 35.6×27.9	310	425	460	—	
股関節 (左または右のみ)	1	OBL	102	(10×16)	(322)	(322)	(322)	—	
				20.3×25.4	(483)	(483)	(483)	—	
	5	AP	102	(13×19)	(184)	(184)	(184)	—	
				20.3×25.4	(241)	(241)	(241)	—	
		OBL	102	(13×22)	(161)	(161)	(161)	—	
				20.3×25.4	(276)	(276)	(276)	—	
頭 蓋	0, 1, 5	AP, PA	102, 102	20.3×25.4	*	*	*	—	
			LAT	91.4	25.4×30.4				
					25.4×20.3				
					30.4×25.4				

¹ 文献 A-1, A-5 からの引用。

² 0歳は新生児から6か月までを意味する。

³ この欄の () 内の数値は変動係数が大きい。それゆえ、与えられた mGy/Gy の値は3つの線質に対する平均である。

* 卵巣へは検出できるほどの寄与はない。

表A12 いくつかの選ばれた小児の X 線撮影法における睾丸の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ 1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
胸 部	0	A P	102	(13×16)	(8)	(8)	(8)	—
				20.3×25.4	(16)	(16)	(16)	—
		P A	183	(13×15)	(3)	(3)	(3)	—
				20.3×25.4	(21)	(21)	(21)	—
	LAT	102	(13×16)	(7)	(7)	(7)	—	
			20.3×25.4	(9)	(9)	(9)	—	
	1	A P	102	(17×23)	*	*	*	—
				25.4×30.4	*	*	*	—
		P A	183	(17×23)	*	*	*	—
	5	A P	183	25.4×30.4	*	*	*	—
				(21×30)	*	*	*	—
				27.9×35.6	*	*	*	—
		P A	183	(21×30)	—	*	*	*
				27.9×35.6	*	*	*	*
LAT		183	(21×30)	—	*	*	*	
OBL	183	27.9×35.6	—	(8)	(8)	(8)		
		(21×30)	—	(5)	(5)	(5)		
			27.9×35.6	—	(21)	(21)	(21)	
腎	0	A P	102	(11× 8)	(9)	(9)	(9)	—
				25.4×20.3	(126)	(126)	(126)	—
	1	A P	102	(16×14)	(14)	(14)	(14)	—
				25.4×20.3	(22)	(22)	(22)	—
	5	A P	102	(20×18)	(5)	(5)	(5)	—
30.4×25.4				(23)	(23)	(23)	—	

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
膀 胱	1	OBL	102	(16×16) 20.3×25.4	(977)	(977)	(977)	—
		AP	102	(18×19) 25.4×20.3	(1230)	(1230)	(1230)	—
	OBL	102	(22×22) 25.4×30.4	920	1035	1092	—	
		102	—	—	—	—	—	
腹部 (立位)	5	AP	102	(23×30) 27.9×35.6	(57) (172)	(57) (172)	(57) (172)	— —
		—	—	—	—	—	—	—
腹 部	0	AP	102	(13×13) 20.3×25.4	99 1046	166 1150	175 1288	— —
		PA	102	(13×13) 20.3×25.4	(121) (506)	(121) (506)	(121) (506)	— —
		LAT	102	(13×14) 20.3×25.4	(345) (552)	(345) (552)	(345) (552)	— —
		AP	102	(18×21) 25.4×30.4	(121) (1230)	(121) (1230)	(121) (1230)	— —
		PA	102	(18×21) 25.4×30.4	(54) 230	(54) 241	(54) 299	— —
		LAT	102	(18×21) 25.4×30.4	(80) (276)	(80) (276)	(80) (276)	— —
	5	AP	102	(23×30) 27.9×35.6	(144) (1230)	(144) (1230)	(144) (1230)	— —
		PA	102	(23×30) 27.9×35.6	46 —	126 —	161 —	— —
		LAT	102	(21×31) 27.9×25.6	(149) (207)	(149) (207)	(149) (207)	— —
		—	—	—	—	—	—	—
		—	—	—	—	—	—	—
		—	—	—	—	—	—	—

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
骨 盤	0	AP	102	(15×15) 25.4×20.3	1046	1150	1288	—
	1	AP	102	(21×21) 30.4×25.4	(1230)	(1230)	(1230)	—
	5	AP	102	(28×25) 35.6×27.9	(1230)	(1230)	(1230)	—
股関節 (左または右のみ)	1	OBL	102	(10×16) 20.3×25.4	(1035)	(1035)	(1035)	—
	5	AP	102	(13×19) 20.3×25.4	(483) (1230)	(483) (1230)	(483) (1230)	— —
		OBL	102	(13×22) 20.3×25.4	(897) (1035)	(897) (1035)	(897) (1035)	— —
タウン法	0, 1, 5	—	102, 91.4	20.3×25.4	*	*	*	—
			102	25.4×30.4				
頭 蓋	0, 1, 5	AP, PA	102, 102	20.3×25.4,				
		LAT	91.4	25.4×30.4, 25.4×20.3, 30.4×25.4	*	*	*	—
頸 部	1	AP, PA	102	20.3×25.4	*	*	*	—

¹ 文献 A-1, A-5 からの引用。

² 0歳は新生児から6か月までを意味する。

³ この欄の () 内の数値は変動係数が大きい。それゆえ、与えられた mGy/Gy の値は3つの線質に対する平均である。

* 睾丸へは検出できるほどの寄与はない。

表A13 いくつかの選ばれた小児の X 線撮影法における肺の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ 1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

(116)

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
タウン法	0	A P	102	20.3×25.4	163	178	222	—
	1		102	20.3×25.4	16	24	31	—
	5	caudad	102	25.4×30.4	(64)	(64)	(64)	—
			91.4	25.4×30.4	17	31	33	—
頭 蓋	0	A P	102	20.3×25.4	54	78	83	—
		LAT	102	25.4×20.3	18	26	36	—
	1	A P	102	20.3×25.4	21	26	36	—
		P A	102	25.4×30.4	76	89	94	—
			102	20.3×25.4	20	26	30	—
		102	25.4×30.4	69	87	90	—	
	5	LAT	102	25.4×20.3	10	17	21	—
		A P	102	30.4×25.4	24	28	33	—
			91.4	25.4×30.4	32	46	49	—
			91.4	25.4×30.4	31	46	54	—
LAT	91.4	30.4×25.4	11	18	20	—		
頸 部	1	A P	102	(16×14)	47	62	72	—
			102	20.3×25.4	269	330	346	—
		LAT	102	(15×13)	37	46	52	—
胸 部	0	A P	102	20.3×25.4	179	244	277	—
			102	(13×16)	609	701	724	—
		P A	183	(13×15)	603	665	701	—
			183	20.3×25.4	642	724	795	—

撮影法	年齢 ² (歳)	方向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³				
					2.0	2.5	3.0	3.5	
胸部	1	LAT	102	(13×16)	680	799	828	—	
				20.3×25.4	753	892	956	—	
		AP	102	(17×23)	512	600	637	—	
				25.4×30.4	523	629	674	—	
		5	PA	183	(17×23)	550	652	705	—
				25.4×30.4	561	675	734	—	
	LAT		102	(16×14)	626	723	812	—	
				25.4×30.4	634	752	839	—	
	AP		183	(21×30)	—	618	754	754	
				27.9×35.6	—	605	729	727	
		0	PA	183	(21×30)	—	621	749	759
				27.9×35.6	—	619	720	708	
	LAT		183	(21×30)	—	575	681	704	
				27.9×35.6	—	546	641	660	
腎	0	AP	102	(11×8)	205	231	246	—	
				25.4×20.3	565	635	820	—	
	1	AP	102	(20×18)	44	55	59	—	
				30.4×25.4	182	206	237	—	
	5	AP	102	(20×18)	33	44	51	—	
				30.4×25.4	148	178	209	—	
腹部 (立位)	5	AP	102	(23×30)	136	156	174	—	
				27.9×35.6	201	253	278	—	
膀胱	1	OBL	102	(16×16)	2	4	5	—	

撮影法	年齢 ² (歳)	方向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
膀 胱	5	AP	102	20.3×25.4	8	13	14	—
				(18×19)	(1)	(1)	(1)	—
		OBL	102	25.4×20.3	1	1	1	—
				(22×22)	2	3	5	—
腹 部	0	AP	102	(13×13)	56	76	77	—
				20.3×25.4	505	572	573	—
		PA	102	(13×13)	53	71	77	—
				20.3×25.4	476	528	574	—
	LAT	102	(13×13)	85	100	98	—	
			20.3×25.4	600	675	722	—	
	1	AP	102	(18×21)	40	55	63	—
				25.4×30.4	261	293	333	—
		PA	102	(18×21)	43	59	64	—
				25.4×30.4	258	298	325	—
	5	LAT	102	(18×21)	37	49	62	—
				25.4×30.4	267	307	337	—
		AP	102	(23×30)	45	54	62	—
				27.9×35.6	117	141	155	—
PA	102	(23×30)	40	54	59	—		
		27.9×35.6	110	145	164	—		
骨 盤	0	AP	102	(15×15)	21	28	30	—
				25.4×20.3	53	69	76	—
	1	AP	102	(21×21)	(7)	(7)	(7)	—
				30.4×25.4	(15)	(15)	(15)	—

撮影法	年齢 ² (歳)	方向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl) ³			
					2.0	2.5	3.0	3.5
骨盤	5	AP	102	(28×25)	(2)	(2)	(2)	—
				35.6×27.9	(5)	(5)	(5)	—
股関節 (左または右のみ)	1	OBL	102	(10×16)	1	2	3	—
				20.3×25.4	11	13	17	—
	5	AP	102	(13×19)	(1)	(1)	(1)	—
				20.3×25.4	(2)	(2)	(2)	—
	OBL	102	(13×22.3)	1	1	1	—	
			20.3×25.4	1	2	2	—	

¹ 文献 A-1, A-5 からの引用。

² 0歳は新生児から6か月までを意味する。

³ この欄の () 内の数値は変動係数が大きい。それゆえ、与えられた mGy/Gy の値は3つの線質に対する平均である。

表A14 いくつかの選ばれた小児のX線撮影法における赤色骨髄の平均吸収線量 (mGy)¹。入射カーマ1 Gy
(後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)				
					2.0	2.5	3.0	3.5	
タウン法	0	AP	102	20.3×25.4	66	84	91	—	
	1	30° caudad	102	20.3×25.4	30	40	43	—	
	5		91.4	25.4×30.4	38	51	55	—	
頭 蓋	0	AP	102	20.3×25.4	52	67	71	—	
		LAT	102	25.4×20.3	40	53	55	—	
		AP	102	20.3×25.4	30	40	41	—	
	1				25.4×30.4	44	59	62	—
		PA	102	20.3×25.4	37	49	53	—	
		LAT	102	25.4×20.3	57	78	83	—	
	5				30.4×25.4	32	44	45	—
		AP	91.4	25.4×30.4	39	54	59	—	
		PA	91.4	25.4×30.4	30	39	43	—	
	LAT	91.4	30.4×25.4	40	55	59	—		
	LAT	91.4	30.4×25.4	30	40	44	—		
頸 部	1	AP	102	(16×14)	23	32	34	—	
				20.3×25.4	62	82	87	—	
		LAT	102	(15×13)	26	37	40	—	
				20.3×25.4	69	93	100	—	
胸 部	0	AP	102	(13×16)	93	128	133	—	
				20.3×25.4	148	194	216	—	
		PA	183	(13×15)	156	202	215	—	
				20.3×25.4	264	340	359	—	
		LAT	102	(13×16)	117	168	199	—	
				20.3×25.4	184	259	323	—	

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)			
					2.0	2.5	3.0	3.5
胸 部	1	A P	102	(17×23)	79	106	116	—
				25.4×30.4	97	130	140	—
		P A	183	(17×23)	141	186	194	—
				25.4×30.4	178	232	253	—
	LAT	102	(16×14)	95	138	172	—	
			25.4×30.4	116	169	209	—	
	5	A P	183	(21×30)	—	101	139	146
				27.9×35.6	—	118	161	176
		P A	183	(21×30)	—	166	225	237
				27.9×35.6	—	195	267	284
		LAT	183	(21×30)	—	107	152	159
				27.9×35.6	—	128	176	186
OBL		183	(21×30)	—	103	144	155	
			27.9×35.6	—	115	166	177	
腎	0	A P	102	(11×8)	45	62	66	—
				25.4×20.3	171	237	246	—
	1	A P	102	(16×14)	41	60	66	—
				25.4×20.3	77	113	120	—
	5	P A	102	(20×18)	31	45	51	—
				30.4×25.4	57	84	90	—
膀 胱	1	OBL	102	(16×16)	54	76	84	—
				20.3×25.4	79	112	121	—
	5	A P	102	(18×19)	38	56	61	—
				25.4×20.3	51	71	78	—
腹部 (立位)	5	A P	102	(23×30)	66	95	102	—
				27.9×35.6	85	126	133	—
腹 部	0	A P	102	(13×13)	105	146	158	—
				20.3×25.4	183	243	259	—
		P A	102	(13×13)	218	284	298	—

撮 影 法	年齢 ² (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)			
					2.0	2.5	3.0	3.5
腹 部	1	LAT	102	20.3×25.4	317	415	432	—
				(13×13)	174	228	239	—
		AP	102	20.3×25.4	248	322	339	—
				(18×21)	79	115	129	—
		PA	102	25.4×30.4	114	161	174	—
				(18×21)	170	227	246	—
	5	LAT	102	25.4×30.4	213	286	306	—
				(18×21)	123	172	175	—
		AP	102	25.4×30.4	156	209	224	—
				(23×30)	63	95	103	—
		PA	102	27.9×35.6	79	116	129	—
				(23×30)	155	210	227	—
LAT	102	27.9×35.6	171	238	259	—		
		(21×31)	95	128	144	—		
			27.9×35.6	103	146	152	—	
骨 盤	0	AP	102	(15×15)	112	152	159	—
				25.4×20.3	135	178	189	—
	1	AP	102	(21×21)	77	110	120	—
				30.4×25.4	87	122	137	—
	5	AP	102	(28×25)	55	83	87	—
				35.6×27.9	57	84	92	—
股関節 (左または右のみ)	1	OBL	102	(10×16)	43	57	66	—
				20.3×25.4	84	118	126	—
	5	AP	102	(13×19)	24	36	38	—
				20.3×25.4	33	48	53	—
	OBL	102	(13×22)	11	18	22	—	
			20.3×25.4	24	39	41	—	

¹ 文献 A-1, A-5 からの引用。² 0歳は新生児から6か月までを意味する。

表A15 いくつかの選ばれた小児のX線撮影法における全身の平均吸収線量 (mGy)^{1,2}。入射カーマ1 Gy (後方散乱のない空気中の空気カーマ)

撮 影 法	年齢 ³ (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)				
					2.0	2.5	3.0	3.5	
タウン法	0	A P	102	20.3×25.4	342	375	397	—	
	1	30°	102	20.3×25.4	178	208	221	—	
		caudad			25.4×30.4	216	245	263	—
	5		91.4	25.4×30.4	112	140	152	—	
頭 蓋	0	A P	102	20.3×25.4	316	353	373	—	
		LAT	102	25.4×20.3	276	308	320	—	
	1	A P	102	20.3×25.4	185	216	228	—	
					25.4×30.4	230	267	285	—
		P A	102	20.3×25.4	178	207	221	—	
	5				25.4×30.4	224	260	277	—
		LAT	102	25.4×20.3	191	221	233	—	
					30.4×25.4	225	261	275	—
		A P	91.4	25.4×30.4	123	143	153	—	
		P A	91.4	25.4×30.4	121	143	151	—	
	LAT	91.4	30.4×25.4	123	144	153	—		
頸 部	1	A P	102	(16×14)	113	132	143	—	
					20.3×25.4	235	276	292	—
	LAT	102	(15×13)	107	124	135	—		
				20.3×25.4	235	274	292	—	
胸 部	0	A P	102	(13×16)	276	315	332	—	
					20.3×25.4	514	576	614	—
	P A	183	(13×15)	296	336	358	—		
					20.3×25.4	547	618	653	—

撮 影 法	年齢 ³ (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)			
					2.0	2.5	3.0	3.5
胸 部	1	LAT	102	(13×16)	281	340	368	—
				20.3×25.4	498	598	647	—
		A P	102	(17×23)	223	261	276	—
				25.4×30.4	319	368	393	—
		P A	183	(17×23)	251	290	308	—
				25.4×30.4	358	411	442	—
	5	LAT	102	(16×14)	212	266	296	—
				25.4×30.4	308	383	425	—
		A P	183	(21×30)	—	243	293	300
				27.9×35.6	—	314	371	385
		P A	183	(21×30)	—	245	296	301
				27.9×35.6	—	310	375	382
		LAT	183	(21×30)	—	213	259	264
				27.9×35.6	—	283	338	343
		OBL	183	(21×30)	—	239	291	297
				27.9×35.6	—	300	363	371
腎	0	A P	102	(11× 8)	115	131	140	—
				25.4×20.3	398	447	473	—
	1	A P	102	(16×14)	112	131	139	—
				25.4×20.3	200	231	248	—
				30.4×25.4	171	201	215	—
5	A P	102	(20×18)	98	116	125	—	
腹部 (立位)	5	A P	102	(23×30)	183	217	232	—
				27.9×35.6	236	278	298	—

撮影法	年齢 ^a (歳)	方向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 影撮部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)			
					2.0	2.5	3.0	3.5
膀胱	1	OBL	102	(16×16)	113	130	140	—
				20.3×25.4	198	229	244	—
	5	A P	102	(18×19)	91	108	115	—
				25.4×20.3	128	151	161	—
		OBL	102	(22×22)	103	123	131	—
				25.4×30.4	154	179	192	—
腹部	0	A P	102	(13×13)	214	244	260	—
				20.3×25.4	431	482	506	—
		P A	102	(13×13)	218	251	267	—
				20.3×25.4	436	491	519	—
		LAT	102	(13×13)	229	258	275	—
				20.3×25.4	413	463	489	—
	1	A P	102	(18×21)	192	225	241	—
				25.4×30.4	302	351	371	—
		P A	102	(18×21)	195	229	245	—
				25.4×30.4	304	351	376	—
		LAT	102	(18×21)	175	206	218	—
				25.4×30.4	260	300	322	—
	5	A P	102	(23×30)	182	216	232	—
				27.9×35.6	232	275	294	—
		P A	102	(23×30)	185	221	237	—
				27.9×35.6	237	278	298	—
		LAT	102	(21×31)	154	181	194	—
				27.9×35.6	182	213	228	—
骨盤	0	A P	102	(15×15)	244	271	286	—
				25.4×20.3	344	382	404	—

撮 影 法	年齢 ³ (歳)	方 向	SID (cm)	照射の大きさ (cm) (フィルムサイズまたは 撮影部分にコリメート)	線質 (HVL, mmAl)			
					2.0	2.5	3.0	3.5
骨 盤	1	A P	102	(21×21)	191	221	235	—
				30.4×25.4	253	286	307	—
	5	A P	102	(28×25)	161	190	201	—
				35.6×27.9	183	214	229	—
股関節 (左または右のみ)	1	OBL	102	(10×16)	82	95	102	—
				20.3×25.4	212	245	258	—
	5	A P	102	(13×19)	60	71	76	—
				20.3×25.4	107	128	137	—
		OBL	102	(13×22)	60	71	77	—
				20.3×25.4	98	116	124	—

¹ 積分線量 (ジュール) にするためには、線量 (mGy) に新生児 (0歳) は 3.96×10^{-3} を、1歳児には 10.4×10^{-3} 、5歳児には 20×10^{-3} を乗ずる。

² 文献 A-1, A-5 からの引用。

³ 0歳は新生児から6か月までを意味する。

付 録 2

胸椎および腰椎検査による臓器線量の
計算の例

70 kg の女性が腰椎検査（正面および側面）と胸椎の検査（正面および側面）をうける。物理的なパラメータは

- (i) 線源-イメージ間距離 (SID) は 102 cm
- (ii) 総ろ過は 3.0 mmAl
- (iii) 患者の前後方向の厚さは 26 cm, 側面方向の厚さは 35 cm
- (iv) 胸椎撮影の照射条件は

正面：3相70 kVp, 80 mAs, 照射野面積 $17.8 \text{ cm} \times 43.2 \text{ cm}$

側面：3相80 kVp, 150 mAs, 照射野面積 $35.6 \text{ cm} \times 43.2 \text{ cm}$

- (v) 腰椎の照射条件は

正面：3相70 kVp, 80 mAs, 照射野面積 $35.6 \text{ cm} \times 43.2 \text{ cm}$

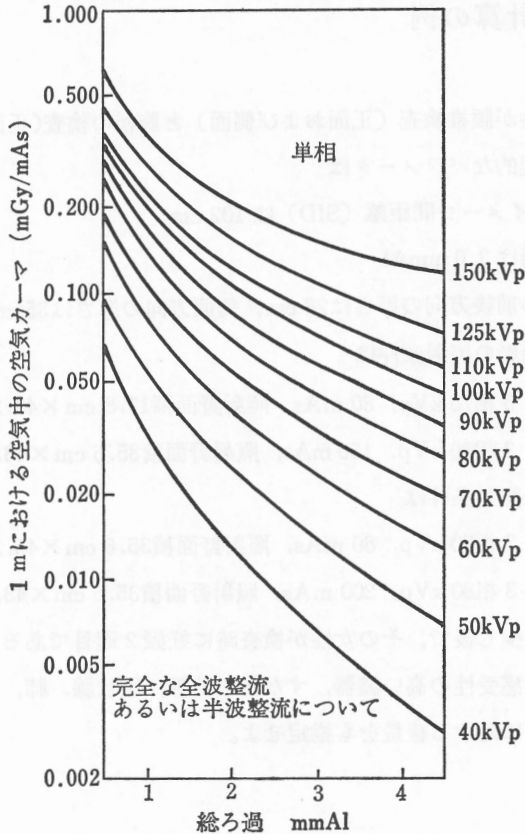
側面：3相80 kVp, 200 mAs, 照射野面積 $35.6 \text{ cm} \times 43.2 \text{ cm}$

検査が行われた少し後で、その女性が検査時に妊娠 2 週目であることがわかった。他の放射線感受性の高い臓器、すなわち乳腺、甲状腺、肺、卵巣および赤色骨髄のほか胚に対する線量をも推定せよ。

手 順

もし使用した管電圧と管電流の設定条件における、その X 線装置についての空気カーマ率のデータが得られないなら、図 A 1 の助けを借りて見積ってよい。

(i) 図A 1 から、総ろ過 3 mmAl, 1 m における空気カーマ率は、70 kVp で約 0.033 mGy/mAs, 80 kVp では 0.045 mGy/mAs である。これらの値は単相の発生装置のものであり、3 相の発生装置を使用する場合には、80% 増にしなければならない。それゆえ、空気カーマ率の推定値は：3 相 70 kVp で 0.060



図A 1 いろいろな管電圧の値に対する総ろ過の関数としての、X線源から 1 m における空気中の空気カーマ。3 相あるいは定電圧装置の場合は、単相装置の値に 1.8 を乗ずる (McCullough and Cameron, 1970 (A-11) からの引用)。

mGy/mAs, 80 kVp では0.081 mGy/mAs となる。

(ii) おおのの撮影について1 mにおける空気中のカーマは、これらの値にそれぞれの撮影で使用した mAs 値を乗じて計算される。結果は：

撮影		空気中のカーマ	
		正面	側面
胸	椎	4.8 mGy	12.2 mGy
腰	椎	4.8 mGy	16.2 mGy

(iii) 患者はほぼ平均的な大きさであるので、線量の計算が行われた臓器については表A 2—表A 9を用い、直接臓器線量を見積るのが便利である。これらの表は、mmAlで表した半価層の関数として、皮膚における空気中の空気カーマ1 Gyで規格化した臓器線量を mGy で示している。もし、半価層がわからないときには、表A16かA17を使って見積ることもできる。総ろ過3 mmAlで70 kVp (3相)の推定半価層は2.6 mmAlであり、80 kVp (3相)では3.0 mmAlである。

(iv) もし患者とX線フィルムの間の距離が5 cm であると仮定すると、それぞれの SSD は次のようになる：

$$\text{正面：SSD}=102-(26+5)=71\text{cm}$$

$$\text{側面：SSD}=102-(35+5)=62\text{cm}$$

(v) これらの SSD における空気中の空気カーマは次のとおりである：

$$\text{正面 (胸椎)：}(100/71)^2 \times 4.8 \text{ mGy} = 9.5 \text{ mGy}$$

$$\text{側面 (胸椎)：}(100/62)^2 \times 12.2 \text{ mGy} = 32 \text{ mGy}$$

$$\text{正面 (腰椎)：}(100/71)^2 \times 4.8 \text{ mGy} = 9.5 \text{ mGy}$$

$$\text{側面 (腰椎)：}(100/62)^2 \times 16.2 \text{ mGy} = 42 \text{ mGy}$$

(vi) 平均の大きさの女性の、選ばれた臓器について見積った、皮膚における空気中の単位カーマ当たりの線量を表A 2—表A 9からとり、表A18に示してある。

(130)

(vii) これらの臓器の線量見積りは、表A18に与えられている空気中の単位カーマ当たりの吸収線量値に手順(v)で得られた該当する空気カーマ値を乗じて求められる。その結果を表A19に示した。

上に示した例において、照射野の大きさはフィルムサイズ (35.6cm×43.2cm) に一致していると仮定された。例外は胸椎前後方向で、ここでは17.8cm×43.2cm に合わせた。もし、その代わりに35.6cm×43.2cm の照射野を使ったとすると、胸椎前後方向撮影による肺と乳腺に対する線量の寄与は、表A19で示した値よりはるかに大きくなったであろう。

表A16 診断装置における、ろ過と管電圧の関数としての半価層¹ (A-7)

総ろ過 mmAl	ピーク電圧 (kV)									
	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120
	mmAl で表した標準的な半価層									
0.5	0.36	0.47	0.58	0.67	0.76	0.84	0.92	1.00	1.08	1.16
1.0	0.55	0.78	0.95	1.08	1.21	1.33	1.46	1.58	1.70	1.82
1.5	0.78	1.04	1.25	1.42	1.59	1.75	1.90	2.08	2.25	2.42
2.0	0.92	1.22	1.49	1.70	1.90	2.10	2.28	2.48	2.70	2.90
2.5	1.02	1.38	1.69	1.95	2.16	2.37	2.58	2.82	3.06	3.30
3.0	—	1.49	1.87	2.16	2.40	2.62	2.86	3.12	3.38	3.65
3.5	—	1.58	2.00	2.34	2.60	2.86	3.12	3.40	3.68	3.95

¹ 全波整流、単相、Hale (1966) から補間および補外によって導き出した (A-8)。

表A17 3相発生装置における管電圧の関数としての半価層 (A-7)

総ろ過 mmAl	ピーク電圧 (kV)								
	60	70	80	90	100	110	120	130	140
	mmAl で表した半価層								
2.5 ¹	2.2	2.4	2.7	3.1	3.3	3.6	4.0	—	—
3.0 ²	2.3	2.6	3.0	3.3	3.6	4.0	4.3	4.6	5.0
3.5 ¹	2.6	2.9	3.2	3.6	3.9	4.3	4.6	—	—

¹ NCRP (1968) (A-9) および Kelley and Trout (1971) (A-10) より推定。

² Kelley and Trout (1971) (A-10) による。

表A18 付録2で与えられた例の患者における，胸椎および腰椎の検査による選ばれた組織の吸収線量（入射表面の空気中の空気カーマ1 Gy当たりの mGy）。表A2-A9から導かれた値

臓器	胸 椎		腰 椎	
	AP	LAT	AP	LAT
	2.6 mmAl HVL (17.8 cm × 43.2 cm)	3.0 mmAl HVL (35.6 cm × 43.2 cm)	2.6 mmAl HVL (35.6 cm × 43.2 cm)	3.0 mmAl HVL (35.6 cm × 43.2 cm)
甲状腺	109	10	0.3	0.01
赤色骨髄	16	24	40	31
肺	117	201	83	17
卵巣	0.6	0.5	228	67
乳腺（女性）	419	13	— ¹	— ¹
子宮（胚）	0.7	0.5	301	45
全身	41	48	106	51

¹ 線量は計算されなかったが，腰椎の AP および LAT の乳腺への線量寄与は，おのこの 1 mGy/Gy より小さいであろう。

表A19 胸椎および腰椎の検査による選ばれた組織の吸収線量：
表A18から導かれた例の患者の臓器線量（mGy）

臓器	胸椎		腰椎		全臓器線量
	AP	LAT	AP	LAT	
甲状腺	1.04	0.32	0.00	0.00	1.36
赤色骨髄	0.15	0.77	0.38	1.30	2.60
肺	1.11	6.43	0.79	0.71	9.04
卵巣	0.01	0.02	2.17	2.81	5.00
乳腺	3.98	0.42	— ¹	— ¹	4.40 ¹
子宮（胚）	0.01	0.02	2.86	1.89	4.78
全身	0.39	1.54	1.01	2.14	5.08

¹ 胸椎の撮影だけからの線量寄与。腰椎撮影からの寄与は無視できると考えられる。

付 録 3

医療上の被曝に関する ICRP Publication 26 の内容 (A-13)

(195) 医療上の被曝という用語は放射線を含む医学的検査または治療を受ける個人の被曝を指す。ほとんどの医療上の被曝は診断または治療の目的に放射線を使用することと関連しているが、たとえばアイソトープ電池を用いる心臓ペースメーカーの場合のように、その放射線が何ら有用な役割を果たさず、被曝は付随的なものにすぎないこともときにはある。

(196) 医療行為の目的は次のとおりである：

病気に直接関連をもつ検査または治療；

集団スクリーニングの目的または定期健康診断のために行われる系統的検査；

作業者の医学的監視の一環をなす検査、または法医学もしくは保険の目的で行われる検査；

医学的研究プログラムの一部をなす検査または治療。

病気に直接関連をもつ検査または治療

(197) 患者にある線量をもたらず検査が正当化されるかどうかの決定は、ときには担当医の責任であり、またときには、その検査を実施する者の責任である。しかしいずれの場合にも、その決定は検査の必要性、その検査から得られると期待されるもの、および検査結果がその患者の診断とその後の治療にどう影響しそうかについての正しい評価に基づいて行われることが絶対必要であ

る。この評価が電離放射線のもつ物理的性質ならびに生物学的影響の十分な知識を背景として行われることも、同じように重要である。

(198) 治療上の被曝の場合は、器官の吸収線量は検査の場合よりも一般にきわめて高く、その被曝の危険と、治療から受ける利益との両方をより定量的に算定することができる。それで、これら危険と利益のバランスに基づいて決定を下すことが可能である。代わりの治療行為を考え、その効果と危険とを放射線治療のそれと比較することも必要である。

(199) 放射線被曝を伴う検査または治療の開始を決定するのに、このような被曝の危険を考慮すべきであるということは重要であるが、これらの危険を過大評価すべきでないということも同様に重要である。なぜならば、正当な検査または治療が、そのためにしりぞけられるかもしれないからである。

系統的検査

(200) 現在ある病気に関してではなく行われる定期的の健康のチェックにはある放射線検査が含まれることがあろう。その放射線検査の正当性は、個人の健康について有用な情報の得られる確率と、その情報の重要性に依存している。

(201) 集団スクリーニングで用いられる系統的検査については、スクリーニングの損害を含む損失と、集団全体および検査を受ける個人にもたらされると考えられる利益とのバランスに基づいて、その正当性が判断されるべきである。一般に、その利益はスクリーニングによる病気の発見率、発見された症例について有効な治療を行う可能性ならびに、ある病気については、その病気を制御することで生ずる社会的利益に依存するであろう。スクリーニングの利益は、その集団を構成する種々のグループについて常に同じとはかぎらないので、ある特定のグループに限定する場合にのみ、スクリーニングが正当化されることもしばしばあろう。重大な病気の発見率がスクリーニングプログラムの

継続を是認するほど十分高いかどうかを決定するため、プログラムをしばしば点検すべきである。

職業上、法医学上または保険のための検査

(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、雇用主、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。

医学上の研究

(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、被曝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研究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定を設定することはできない。それゆえ、各研究プログラムごとに適切な限度を認定すべきである。

被曝の最適化

(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。

(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

(136)

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。

(207) 検査または調査を指示する前に、その責任をもつ実施者は、必要な情報が他の以前の検査および調査からまだ得られていないことを確かめるべきである。

職業上の訓練

(208) 医業ならびに関連する職業に就く人はすべて電離放射線による被曝を含む行為を指示することにかかわるかもしれないので、これらの職業に就く個人の一般的な教育と訓練に、放射線防護に関する十分な訓練を含めることの重要性を、委員会は強調したい。放射線学の分野に入ることを志す人々および放射線の医学利用において助力する科学者と技術者には、もっと徹底した放射線防護の訓練が必要である。

(209) 医学上の検査または治療を受ける個人の防護および医業の訓練に関する勧告と、さらに詳細な知識は ICRP Publication 15¹、16² および17³に記載されている。

¹ 改訂されて ICRP Publication 33 となった。

² 改訂されて ICRP Publication 34 (本報告書) となった。

³ 改訂中。

付録に関する参考文献

- A- 1 Gorson, R.O., Lassen, M. and Rosenstein, M. Patient dosimetry in diagnostic radiology. Chapter in: *Handbook of Medical Physics*, (Waggener, R.G. ed.) CRC Press, Inc. 2000 N.W. 24th St., Boca Raton, FL 33431 (1982).
- A- 2 Laws, P.W. and Rosenstein, M. (1978). A somatic dose index for diagnostic radiology. *Health Phys.*, **35**, 629-642.
- A- 3 Trout, E.D., Kelley, J.P. and Lucas, A.C. The effect of kilovoltage and filtration on depth dose. In: *Technological Needs for Reduction of Patient Dosage from Diagnostic Radiology*, (M.S. Janower, ed.) Charles C. Thomas, 1963). (Note: The isodose curves have been reprinted in *Health Phys.*, **33**, No. 5, pp. 359-376, November 1977).
- A- 4 Rosenstein, M. Organ doses in diagnostic radiology. *HEW Publication(FDA) 76-8030*. Bureau of Radiological Health, Rockville, MD 20852 (1976).
- A- 5 Rosenstein, M., Beck, T. J. and Warner, G. G. Handbook of selected organ doses for projections common in pediatric radiology. *HEW Publication(FDA) 79-8079*. Bureau of Radiological Health, Rockville, MD 20857 (1979).
- A- 6 Beck, T. J. and Rosenstein, M. Quantification of current practice in pediatric roentgenography for organ dose calculations. *HEW Publication (FDA) 79-8078*. Bureau of Radiological Health, Rockville, MD 20857 (1979).
- A- 7 National Council on Radiation Protection and Measurements. *Medical Radiation Exposure of Pregnant and Potentially Pregnant Women, NCRP Report No. 54*, NCRP Publications, 7910 Woodmont Avenue, Washington, DC 20814 (1977).
- A- 8 Hale, J. (1966) The homogeneity factor for pulsating potential x-ray beams in the diagnostic energy region. *Radiology*, **86**, 147.
- A- 9 National Council on Radiation Protection and Measurements, *Medical X-Ray and Gamma Ray Protection for Energies up to 10 MeV—Equipment Design and Use. NCRP Report No. 33*. National Council on Radiation Protection and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Washington, DC 20814 (1968).
- A-10 Kelley, J.P. and Trout, E.D. (1971). Physical characteristics of the radiation from 2-pulse, 12-pulse and 1,000-pulse x-ray equipment. *Radiology*, **100**,

653-661.

- A-11 McCullough, E. C. and Cameron, J. R. (1970). Exposure rates for diagnostic x-ray units. *Br. J. Radiol.*, **43**, 448.
- A-12 Kereiakes, J.G. and Rosenstein, M. *Handbook of Radiation Doses in Nuclear Medicine and Diagnostic X-Ray*. CRC Press, Inc. 2000 N.W. 24th St., Boca Raton, FL 33431. (1980).
- A-13 International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26*, Pergamon Press, Oxford (1977).

ICRP 刊行物 (医学関係)

日本アイソトープ協会・編集
丸善株式会社

Table 17 放射線防護と原子力発電における患者の防護
A 2-17A 80頁

Table 21 放射線防護と原子力発電における患者の防護
のテーマ
A 2-17A 82頁

Table 22 放射線防護と原子力発電における患者の防護
のテーマ
A 2-17A 82頁

Table 25 放射線防護と原子力発電における患者の防護
のテーマ
A 2-17A 82頁

X線診断における患者の防護 定価 1,700 円

昭和58年9月5日 初版第1刷発行

編集

および

発行

社団
法人

日本アイソトープ協会

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 富士美術印刷株式会社

ICRP 刊行物 (医学関係)

日本アイソトープ協会翻訳・編集
丸善(株)発売

-
- Publ. 17 放射性核種を用いた検査における患者の防護
核種の選定, 線量算定, 臨床適用等に関して詳述。
付録/汎用医薬品の投与による線量預託値
A 5・94頁 560円
-
- Publ. 21 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 —ICRP Publ. 15の補遺—
体外放射線源からの防護に必要なデータとその説明
A 5・134頁 550円
-
- Publ. 22 “線量は容易に達成できる限り低く保つべきである” という委員会勧告の意味合いについて
“cost-benefit” analysis を放射線防護へ適用する考え方を述べている。
A 5・28頁 350円
-
- Publ. 25 病院および医学研究施設における非密封放射性核種の取扱, 貯蔵, 使用および廃棄処分
医療および医学研究上使用される諸核種の安全取扱, 入手から廃棄にいたる具体的方法につき解説。
A 5・83頁 600円
-
- Publ. 26 国際放射線防護委員会勧告 (1977年1月17日採択)
—ストックホルム, ブライトン会議声明付—
ICRP の基本的考え方と線量当量限度値を勧告。他の刊行物の基礎をなすもの。
A 5・103頁 800円
-
- Publ. 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
Publ. 15 と 21 に代わるもの。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の勧告と指針。
A 5・102頁 1,900円
-