

- 4) 鈴木昇一・他：わが国におけるX線撮影時の患者被曝線量解析—過去23年間の推移について—, 日本放射線技師会雑誌, 46, 382-393, 1999
- 5) 根岸 徹・他：X線撮影部位における患者表面線量の調査研究 東京都立医療技術短期大学紀要 第11号 (平成10年3月) 別冊
- 6) 佐藤 斉・他：IAEAの国際放射線安全基準と日本のサーベイに基づくX線診断における患者防護のためのガイダンスレベルの設定に関する研究, 日本放射線技術学会雑誌, Vol. 53, No.1, 151, 1997
- 7) ICRP Publication60：国際放射線防護委員会の1990年勧告, 日本アイソトープ協会, 1991
- 8) ICRP Publication73：Radiological Protection and Safety in Medicine, 日本アイソトープ協会, 1997
- 9) FDA：Important Information for Physicians and Healthcare Professionals：Recording Information in the Patient's Medical Record That Identifies the Potential for Serious X-ray-Induced Skin Injuries Following Fluoroscopically Guided Procedures (September 15), 1995
- 10) ICRP Publ.87：CTにおける患者線量の管理, 日本アイソトープ協会／丸善, 2004
- 11) 月刊新医療：マルチスライスCT機種別設置台数, 月刊新医療, 358, 111, 2004
- 12) 片田和広 (企画)：マルチスライスCT設置病院一覧, マルチスライス2005 BOOK 映像情報 Medical, 190, 2005
- 13) 石口恒男・他：小児CTガイドライン—被曝低減のために—, 日本医学放射線学会雑誌, 63 (3), 291-293, 2005
- 14) 小林正尚・他：X線CT検査の低減目標値の追加提案, 日本放射線技師会雑誌, 52 (638), 22-27, 2005
- 15) Hagga JR, et al：Precise biopsy localization by computed tomography, Radiology, 118, 603-607, 1976.
- 16) Katada K, et al：Guidance with real-time CT fluoroscopy：Early clinical experience, Radiology, 200, 851-856, 1996
- 17) IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン：IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会, 2004
- 18) IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン —Q&Aと解説—：医療放射線防護連絡協議会
- 19) ICRP publication 85：IVRにおける放射線傷害の回避, 日本アイソトープ協会, 2003
- 20) 東田善治・他：学術調査研究班報告, 乳がん検診のための線量・画質調査班報告, 日本放射線技術学会誌 Vol.57 No.5, 2001
- 21) 日本核医学会・放射性医薬品等適正使用評価委員会：放射性医薬品の適正使用におけるガイドラインの作成, 日本核医学会ホームページ, <http://www.jsnm.org/index-j.html>
- 22) 放射性医薬品添付文書集, 2005年度版
- 23) 最新臨床核医学改訂3版, 金原出版株式会社, 東京, 1999

「安心できる放射線診療のために」の講演会をはじめ、各都道府県技師会の学術講演会において、「放射線診療における線量低減目標値—医療被ばくガイドライン2006—」執筆者との意見交換を行います。

連絡先：医療被曝対策担当常務理事 諸澄邦彦

放射線診療における線量低減目標値

「医療被ばくガイドライン 2006」(1)

本会は、「国民から見える職業へ—医療被ばく管理は、私たちの責任で—」の平成 18 年度スローガンに基づき、放射線診療における線量低減目標値を会告で提示した。ICRP 勧告では、医療被ばくに対して特別の制限を設けないが、線量の低減にはかなりの余地が残されていることを指摘している。医療被ばくの低減には、医療における放射線使用行為の正当化、放射線防護の最適化、線量制限の基準化が必要である。医療における放射線防護の最適化および放射線使用線量が放射線技師に委ねられている現状を考えると「医療被ばく管理」は放射線技師の責任が大きい。

「医療被ばくガイドライン作成 WG」の執筆者に連載いただき、ガイドラインとして提示した数値の根拠と、線量低減目標値を達成するために、われわれに求められている具体的行動を期待する。なおご意見は、メールにて本会宛に <http://www.jart.jp/>

1. 目標値設定に対する考え方

血管撮影は、現在行われている画像診断法の中では患者にとって最も侵襲の大きな検査法の一つである。従来は最終診断法として重要な役割を果たしてきたが、最近ではCTやMRIに置き換わりつつある。その様な状況下において、血管撮影はInterventional Radiology (以下: IVR) を前提として施行されることが多くなった。

X線透視下で治療を行うIVRは、画像診断用機器や診断技術などを応用することにより目覚ましい進歩を遂げ、多くの疾患の治療法として普及している。しかし、拡大透視や高線量率の透視を長時間使用し、撮影回数も多くなることがあり、患者に放射線皮膚障害を生じる事例が発生するようになった。

米国のFDA (Food and Drug Administration) が1994年にIVRにおいて発生した患者の放射線皮膚障害について報告し、その防止に関する警告を行った。また、わが国でも翌1995年に日本医学放射線学会が警告文を発した。しかし、その後も患者の皮膚障害が発生し、一部はマスコミによって報道され、さらには訴訟にもなった事例もある。

一方、ICRP (International Commission on Radiological Protection) Publ.60¹⁾では、医療被ばくにおいては患者の受ける利益がリスクを上回っていることが明確なため「線量限度」を設けていない。さらに、IVRでは患者の緊急救命措置という一面もあり、一定の線量を定め、それ以上の線量になると中止することは、かえって患者の利益を損なう恐れがあるため、合理的ではない。

したがって、血管撮影・IVRの実施に際しては、被ばく低減目標値を設定して患者の利益を最優先にするための手技を確立しなければならない。そのためには「行為の正当化」すなわち適応の判断を慎重に行うこと、さらに「最適化」によって、必要最小限に被ばくを低減させることが求められる。

1) IVRを受ける患者を放射線障害から守るための警告・勧告等について

過去にIVRの放射線防護に関する警告や勧告が各種団体より行われているので以下に列記する。

・1994年 Food and Drug Administration/ Important information for physicians and other

health care professionals/avoidance of serious X-ray-induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures (September 30, 1994)

・1995年 日本医学放射線学会放射線防護委員会の警告 (日本医学放射線学会雑誌 55 (5), 367 - 368, 1995)

・2001年 国際放射線防護委員会 (ICRP Publ.85) の勧告 (IVRにおける放射線傷害の回避) 2003年9月日本語訳発行

・2004年 IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン (IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会) 2004年9月15日

・2005年 ACCF/AHA/HRS/SCAI Clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures (Circulation February 1, 2005)

2) IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会

患者に放射線皮膚障害を生じた事例がテレビ報道されるなど、患者の被ばくに対する関心が高まる中で、以下に示す学会等の各種団体が集まり「IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会」が開催された。その検討会における討論の結果、作成されたのが「IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン」²⁾ならびに「IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン ―Q&Aと解説―」³⁾である。「医療被ばくガイドライン2006 血管撮影・IVR」は、この検討会で検討されたものを基本とし、他のガイドラインとの整合を図った。

・参加学会

医療放射線防護連絡協議会、日本循環器学会、日本医学放射線学会、日本血管造影・IVR学会、日本脳神経血管内治療学会、日本放射線技術学会、日本歯科放射線学会、日本放射線腫瘍学会、日本保健物理学会、日本画像医学会、日本心血管カテーテル治療学会、日本医学物理学会、日本心血管インターベンション学会、日本皮膚科学会

・オブザーバー

日本画像医療システム工業会、個人線量測定機関

2. 医療被ばく低減目標値とその設定根拠

1) 血管撮影における被ばくの実態

日本放射線公衆安全学会の調査による心臓カテーテル検査、頭頸部血管、胸部血管、腹部血管、四肢血管のそれぞれの領域における被ばく線量を示す。なお、高周波カテーテルアブレーション（心筋焼灼術：以下 アブレーション）に関しては、古井らの厚生労働科学研究費補助金研究報告書⁴⁾のデータを引用した。

表1は各々の手技における入射表面の皮膚吸収線量の最大値、最小値、平均値、標準偏差ならびに症例数を示したものである。また、図1から図4に、それぞれの領域の被ばく線量の分布を示す。ただし、これらの症例には診断目的のものとIVRとが混在していることを考慮に入れておく必要がある。

a) 心臓カテーテル検査領域

図1に示すように、33症例中9例は1Gyを超えており、3Gyを超えた症例も1例あった。また、平均値は0.93Gy、最大値は6.2Gyであった。

b) アブレーション

図2に示すように、9症例の最大値は0.91Gyであり、平均値は0.41Gyであった。

c) 頭頸部血管領域

図3に示すように、26症例中6例は1Gyを超えており、3Gyを超えた症例も5例あった。また、平均値は1.7Gy、最大値は17Gyであった。

d) 胸部血管領域

5症例における最大値は0.12Gy、平均値は0.1Gyであった。

e) 腹部血管領域

図4に示すように、34症例中5例は1Gyを超えており、3Gyを超えた症例も1例あった。また、平均値は0.61Gy、最大値は4.8Gyであった。

f) 四肢血管領域

7症例で平均値は0.1Gy、最大値は0.15Gyであった。

2) 医療被ばく低減目標値

血管撮影・IVRにおける被ばく低減目標値を表2に示す。実際の手技で最大線量が入射した部位の患者皮膚吸収線量の被ばく低減目標値を2Gyとし、透視線量率の被ばく低減目標値を25mGy/minと設定した。その根拠については以下に記載する。

a) 皮膚吸収線量の低減目標値

ICRP Publ.85⁵⁾に記載された診断領域のX線による障害としきい線量を表3に示す。放射線による皮膚障害等の確定的影響はしきい線量以下の被ばくでは発生しないことはPubl.85にも記載されている。Publ.85では、表4に示すように実際の手技で最大線量が入射した部位の患者皮膚吸収線量で3Gyを超えた場合ではいかなる手技においても、また繰り返されることのある手技では1Gyを超えた場合には被ばくした皮膚の部位および範囲とともに線量をカルテに記載することを勧告している。また、表5はPubl.85のドラフトに対する医療放射線防護連絡協議会からのコメント⁶⁾に示された線量レベルである。放射線障害防止のためには、ただ単に線量を測定するだけでなく、検査施行医にその旨を知らせ患者のカルテに照射部位と線量を記載しなければならない。

一方、医療被ばくにおいては患者の受ける利益が被ばくによるリスクを上回るため、法令等では線量限度が設けられていない。特にIVRは緊急救命措置として施行される場合もあり、皮膚吸収線量による規制は逆に患者の利益を損なう恐れがある。さらに、特殊な測定機器を持たない一般の施設では、患者のどの部位にどれだけの線量が照射されているかをリアルタイムに測定することは困難である。したがって、ガイドラインにおいて皮膚吸収線量によって規制することは現実的ではない。

そこで、「IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン」では、施設ごとに管理目標を設定することを求めている。IVRの施行に際し、あらかじめ、施設の管理目標として皮膚線量の上限値を定める必要がある。ただし、緊急の救命医療の場合など、軽微な確定的影響よりも治療完遂を優先する場合もあるので、患者にとっての最良な結果を得るため、管理目標を超えて治療を継続する場合の判断を誰がどのように決定するのか、という手続きも含めて予め決めておく必要がある。管理目標は施設によって状況が異なることが考えられるが、一般的には2Gyを低減目標値に設定している施設が多い。本ガイドラインにおける患者皮膚吸収線量の被ばく低減目標値は、この管理目標を指す。

b) 透視線量率の低減目標値

①法令等による規制値

従来、透視時の過度照射防止として、医療法施行規則では透視管電流の最大値を10mA以下、JISでは透視管電流の最大値を4mA以下と管電流で規定していた。しかし、パルス透視の普及により管電流規制が現状に合わなくなり、透視時の過度照射を患者表面の位置での空気カーマ量で制限されることとなった。透視における線量率についての規制値一

表1 血管造影における患者皮膚吸収線量

	最大値	最小値	平均値	標準偏差	個数
心臓カテーテル検査	6.2	0.066	0.93	0.81	33
アブレーション*	0.91	0.08	0.41	0.28	9
頭頸部血管造影	17	0.003	1.7	3.6	26
胸部血管造影	0.12	0.063	0.10	0.024	5
腹部血管造影	4.8	0.0038	0.61	0.89	34
四肢血管造影	0.42	0.007	0.10	0.15	7

単位: Gy

日本放射線公衆安全学会の調査
*古井らの研究報告書(参考文献4)による

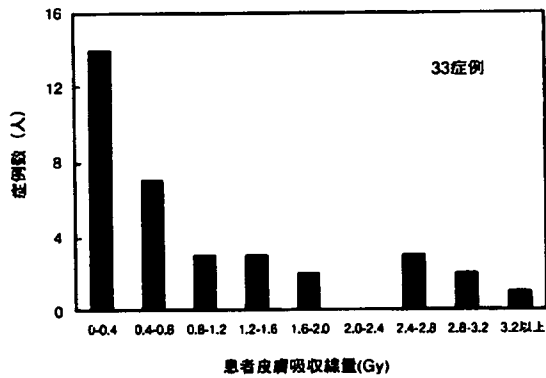


図1 心臓カテーテル検査における患者皮膚吸収線量
日本放射線公衆安全学会の調査 2005年

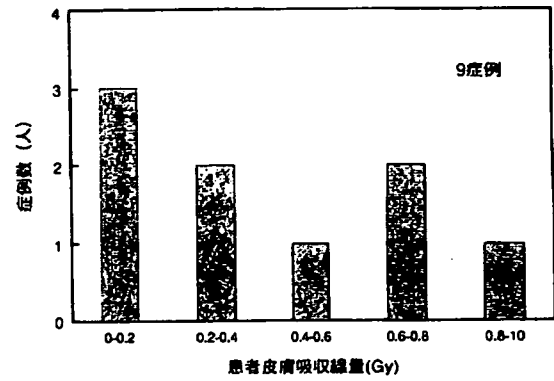


図2 アブレーションにおける患者皮膚吸収線量
参考文献4)より引用・改変

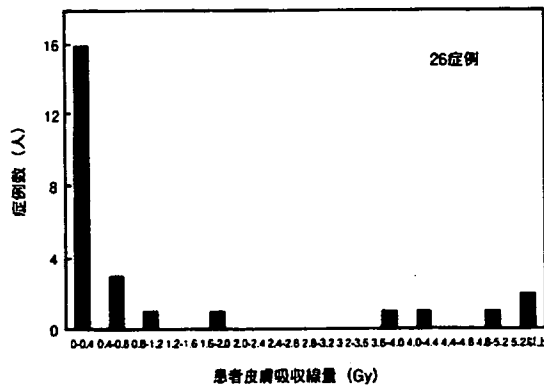


図3 頭頸部血管撮影における患者皮膚吸収線量
日本放射線公衆安全学会の調査 2005年

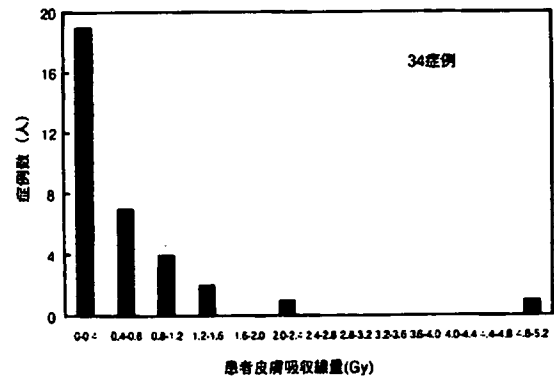


図4 腹部血管撮影における患者皮膚吸収線量
日本放射線公衆安全学会の調査 2005年

表2 血管撮影・IVRにおける被ばく低減目標値

皮膚吸収線量	2Gy
透視線量率 (基準線量)	25mGy/min

表3 診断領域のX線による障害としきい線量

		しきい線量 (Gy)	発症までの時間
皮膚	早期一過性紅斑	2	2～24時間
	一過性脱毛	3	3週以内
	主紅斑反応	6	1.5週以内
	永久脱毛	7	3週以内
	乾性落屑	14	4週以内
	湿性落屑	18	4週以内
	虚血性皮膚壊死	18	10週以上
	二次性潰瘍	24	6週以上
眼	水晶体混濁	1～2以上	5年以上
	白内障	5以上	5年以上

参考文献4)より引用・改変

ICRP Publ.85

表4 ICRP Publ.85の勧告

最大線量が入射した部位の患者皮膚吸収線量

すべての手技	3Gy
繰り返されることのある手技	1Gy

被ばくした皮膚の部位及び範囲とともに線量をカルテに記載する

表5 被ばく線量のレベル区分

レベル0：1 Gy以下	「特別な説明は不用」
レベル1：1 Gy以上で2 Gyを越えず	「脱毛あるいは色素沈着が起こるかもしれない」
レベル2：2 Gy以上で5 Gyを越えず	「脱毛，発赤，色素沈着が起こるかもしれない」
レベル3：5 Gy以上	「脱毛，発赤，色素沈着，びらん，潰瘍形成（10 Gy以上）」

ICRP のドラフトに対する医療放射線防護連絡協議会からのコメント
 会長 古賀 佑彦
 参考文献5) より引用・改変

表6 法令等による線量率規制値

		通常透視	高線量率透視
医療法施行規則	空気カーマ率	50mGy/min	125mGy/min
JIS Z4702	患者入射表面線量率	50mGy/min	125mGy/min
IAEA	患者入射表面線量率	25mGy/min	100mGy/min
FDA	1.1. から 30cm 手前 被写体がない状態 最大照射線量率	10R/min (87mGy/min)	20R/min (175mGy/min)
ICRP Publ.85 (例示)	患者入射表面線量率	20mGy/min	200mGy/min

覧を表6に示し、その詳細を以下に説明する。

イ) 医療法施行規則 第30条第2項(1)

従来の管電流規制から「透視中の患者への入射線量率は、患者の入射面の利用線錐の中心における空気カーマ率が50mGy毎分以下になるようにすること。ただし、操作者の連続した手動操作のみで作動し、作動中連続した警告音等を発するようにした高線量率透視制御を備えた装置にあっては125mGy毎分以下になるようにすること」と線量率規制に改正された。

ロ) JIS Z4702 (1999)

IEC規格では、通常透視と高線量率透視の線量の値は各国でその値を決めることになっている。JISではICRP Publ.33の勧告値を元に、患者への入射面におけるX線ビームの中心において、通常透視を50mGy/min、高線量率透視は125mGy/minと

規定している。

ハ) IAEAのガイダンスレベル

国際原子力機関 (IAEA) -SAFETY SERIES No.115 (1994) ではガイダンスレベルとして後方散乱を考慮した入射表面線量で示され、通常透視時を25mGy/min、高線量率透視は100mGy/minと規定している。

ニ) FDA (DHHS規格)

「1.1. から 30cm 手前位置で被写体がない状態での最大照射線量」で定義され、通常透視時を10R/min (87mGy/min)、高線量率透視は20R/min (175mGy/min) と規定している。

ホ) ICRP Publ.85 (2000)

通常透視時を20mGy/min、高線量率透視は200mGy/minと例示している

②「医療被ばくガイドライン2006 血管撮影・

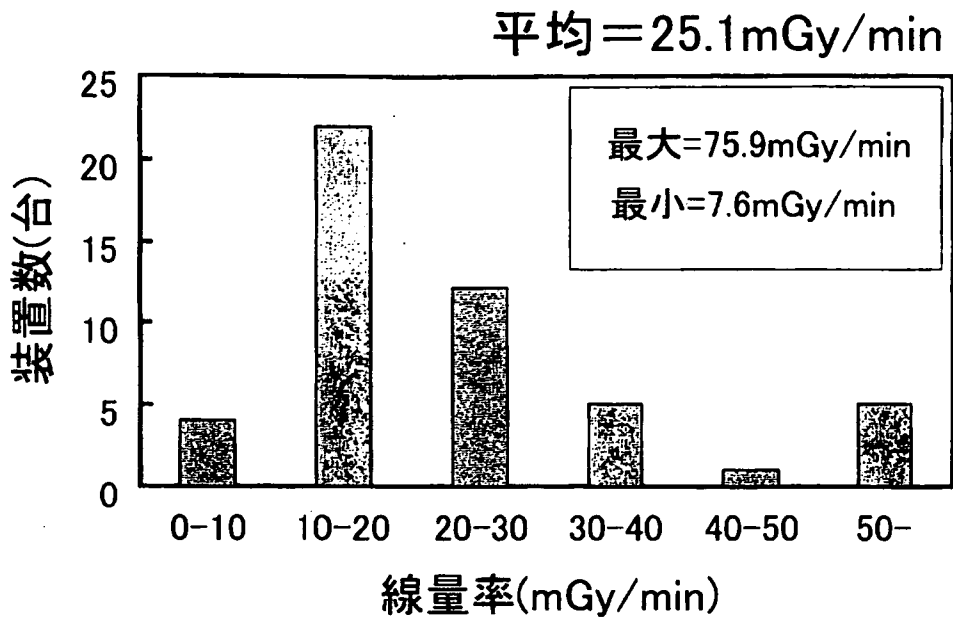


図5 透視における基準線量率の分布—36施設 49装置の実測値—
参考文献6) より引用・改変

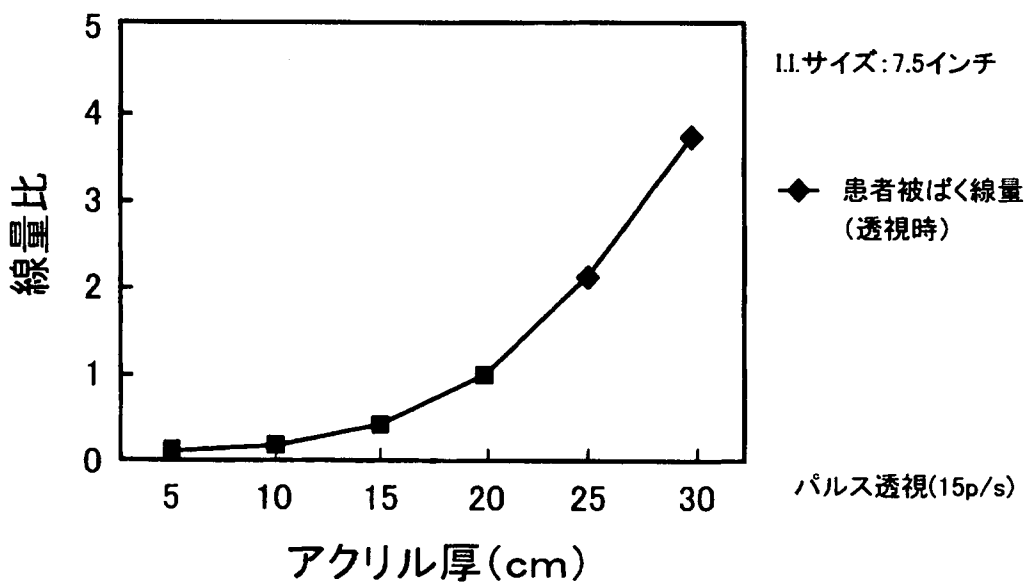


図6 アクリル厚と被ばく線量

IVR]における透視線量率の低減目標値

平均的な体型の成人を想定した透視時の患者入射面における吸収線量を測定するために、血管撮影装置等の配置やファントムを規定した1分間あたりの透視における吸収線量を基準線量と定義する。なお、基準線量については次章で詳しく説明する。

図5に、2003年に全国循環器撮影研究会が関東地区の36施設49装置で測定した透視における線量分布⁷⁾を示す。平均値は25 mGy/min、最大値は

76 mGy/min、最小値は7.6 mGy/minであり、装置間には10倍もの違いがあった。この場合、第3四分位点に相当する線量は28 mGy/minであるが、平均値である25 mGy/minは達成可能な目標値であると考えた。また、図6に示すように、平均的な成人を想定したアクリル20 cmでの線量率が25 mGy/min以下であれば、肥満体であったり複合的なアームの角度であったりしても4倍程度の100 mGy/minに押さえることができる。そこで、

「医療被ばくガイドライン 2006 血管撮影・IVR」では、25 mGy/min を低減目標値として設定した。

3. 線量測定法

1) 皮膚吸収線量

「医療被ばくガイドライン 2006 血管撮影・IVR」では、皮膚吸収線量を以下の通り定義する⁸⁾。

$$\text{皮膚吸収線量 (Gy)} = \text{空中照射線量 (C/kg)} \times \text{後方散乱係数} \times \text{吸収線量変換係数 (Gy} \cdot \text{kg/C)} \quad \text{式 (4.1)}$$

(注) 吸収線量変換係数

$$(\text{Gy} \cdot \text{kg/C}) = W_{air}/e \times [(\mu_{en}/\rho) m / (\mu_{en}/\rho) air] \quad \text{式 (4.2)}$$

W_{air} : 空気の水当量 (33.97eV)

e : 電子の電荷 (1.602×10^{19} C)

$(\mu_{en}/\rho) m$: ある物質 (皮膚) の質量エネルギー吸収係数 (cm^2/g)

$(\mu_{en}/\rho) air$: 空気の質量エネルギー吸収係数 (cm^2/g)

なお、 m は軟部組織であり、5% 程度の測定精度でよいならば $[(\mu_{en}/\rho) m / (\mu_{en}/\rho) air] = 1$ としてもよい。したがって、「医療被ばくガイドライン 2006 血管撮影・IVR」では、後方散乱を含んだ状態で測定を行っているので、空中照射線量に吸収線量変換係数を乗じて皮膚吸収線量としてもよい。なお、後方散乱係数については、第1章を参考にすること。

2) 基準線量

a) 基準線量の測定

患者被ばく低減の基本は皮膚吸収線量の測定にあるが、IVR では多方向からの照射が一般的な上、照射条件も装置が自動的に制御し常に変動している。そのため、特別な測定機器を使用しない限り、その測定は困難である。「医療被ばくガイドライン 2006 血管撮影・IVR」では、平均的な成人に対する単位時間あたりの透視時の患者入射面における吸収線量を、施設における基準線量と定義し、その測定を求める。以下に基準線量測定方法を述べる。

① IVR 基準点 (Interventional Reference Point)

IVR に使用する X 線装置における患者の皮膚吸収線量を評価するための測定位置として、IEC (International Electrotechnical Commission) は、IEC60601-2-43 (インターベンショナルプロセッサ用 X 線装置の安全に関する個別要求事項)⁹⁾において、IVR 基準点を規定している。IVR 基準点とは、図7に示すようにアイソセンタから X 線管側に 15 cm 近づいた基準軸上の位置である。

②測定条件

透視は通常の IVR 時に使用する条件を選択し、自動輝度調整機構 (Automatic Brightness Control : 以下、ABC) を作動させた状態で行う。

③線量計

使用する線量計は、エネルギー依存性の少ないものが望ましいので電離箱線量計を推奨する。また、半導体検出器であっても、エネルギー応答特性等を補正すれば使用できる。ただし、10 mGy/min ~ 100 mGy/min 程度の線量率が測定可能なものを使用しなければならない。特に血管撮影では、透視や撮影がパルスで行われるため、高線量率になり飽和する可能性があるため、電離箱線量計の容量を適切に選択しなければならない。

なお、これらの線量計を所有しない施設では、千代田テクニクス社等の個人被ばく線量測定サービス機関が「IVR 皮膚線量測定サービスキット」などの線量測定サービスを行っているため、これらを利用することを勧める。

④被写体

現在の血管撮影装置は ABC を作動させないと適正な線量を照射することができないため、頭部、心臓、腹部など体幹部では 20 cm 厚の亚克力板を被写体とした。亚克力板が身近にない場合は、平坦な容器に水を 20 cm 程度の深さに満たしたもので代用してもよい。なお、それ以外の部位においては、施設の状況に応じた厚さを選択すればよい。

⑤アイソセンタ

アイソセンタとはアームの回転中心のことである。図8に、シングルプレーン装置においてアイソセンタを決定するための手順を示す。まずアームを正面の位置にして透視を行い、寝台を移動させて線量計のディテクタの中心が照射野の中心となるように設置する。その後、アームを側面にして寝台を上下して線量計を照射野の中心に移動させることによってアイソセンタが求められる。その後、もう一度正面に戻し、15 cm だけ X 線管側に移動させて IVR 基準点を求めることができる。

バイプレーンの装置では、正面と側面、各々の中心に線量計を移動させることによってアイソセンタを決定する。

なお、ガラスバッジ等を使用する場合には、線量計の代わりに鉛等の目印を予め置いておき、線量計の位置を決定した後に線量計と入れ替える必要がある。

⑥基準線量測定に関する測定手順

基準線量測定に関する機器の幾何学的配置を図9に示し、測定手順を以下に示す。

イ) X 線管焦点 - I.I. 間距離 (source image

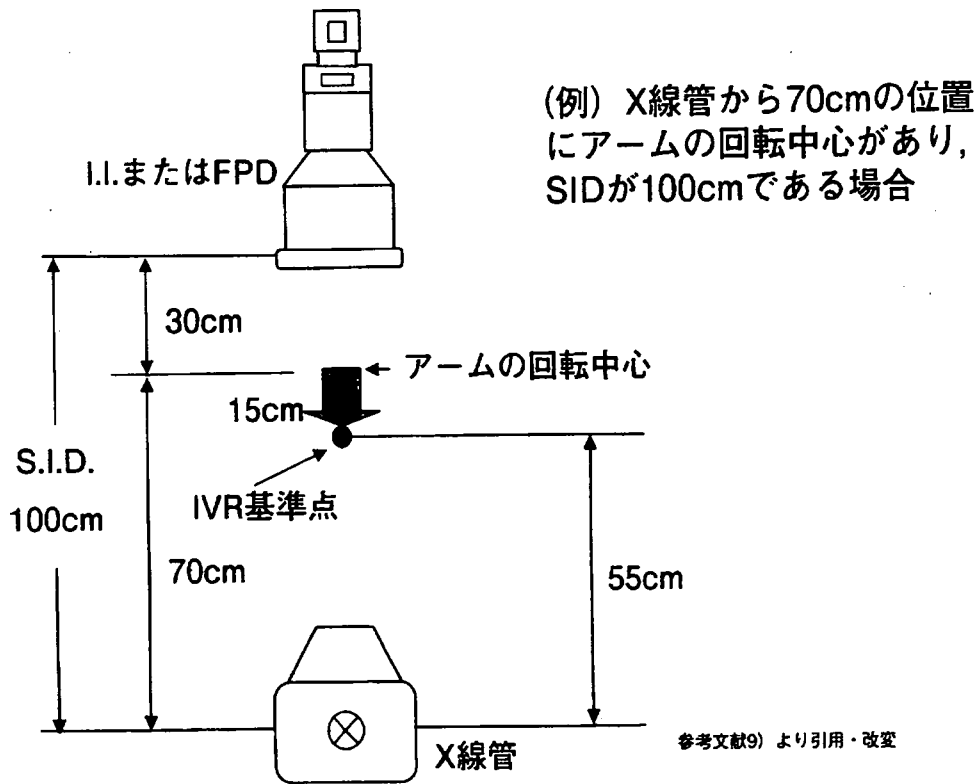
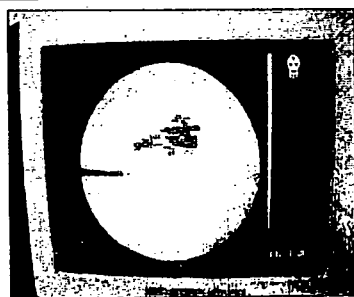
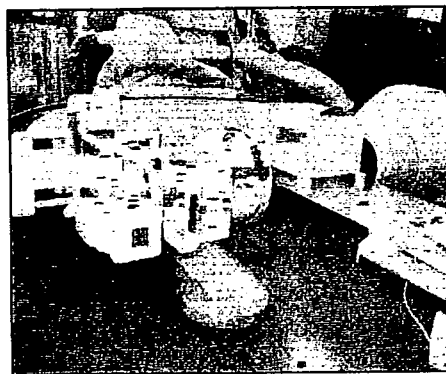


図7 IVR 基準点



透視でそれぞれ画面の中心に合わせる

図8 シングルプレーン装置におけるアイソセンタの位置合わせ法

参考文献3) より引用

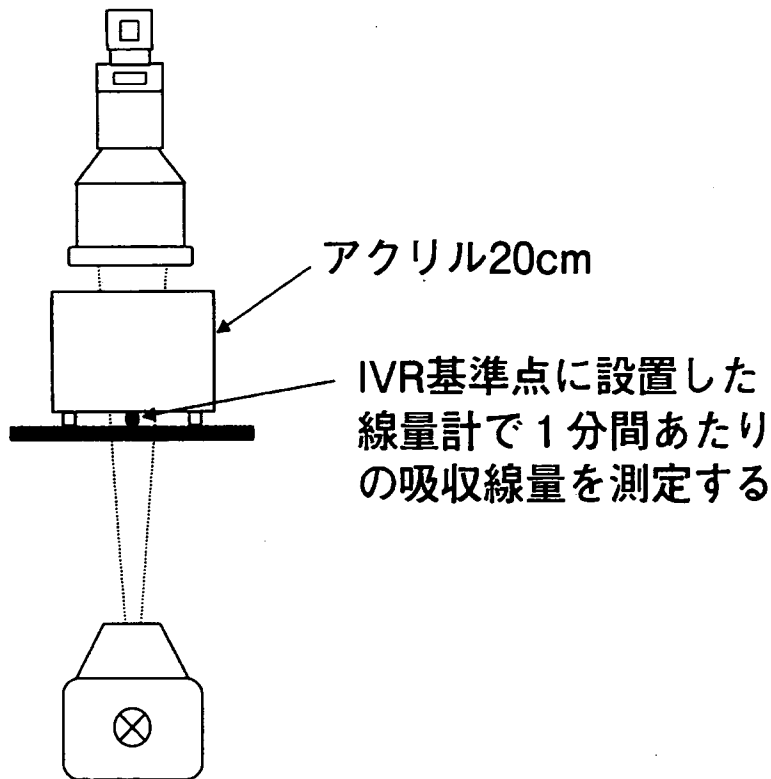


図9 基準線量測定に関する幾何学的配置

参考文献3)より引用

receptor distance : 以下, SID) は, 日常の IVR で使用しているものとする。

ロ) カテーテルテーブルの上に被写体を置き, テーブルと被写体の間に適当なスペーサを入れて線量計を設置する。

ハ) X線管絞りおよび濃度補償フィルタは開放にし, 付加フィルタは日常検査時に使用しているものとする。

ニ) I.I. サイズは日常検査時に使用しているものとする。

ホ) IVR 基準点に線量計を設置する。

ヘ) 透視は通常の IVR 時に使用する条件を選択し, ABC を作動させた状態で散乱線を含んだ吸収線量率を測定する。なお, 基準線量測定においては, 数分間の積算線量から1分間当たりの線量に変換することとする。

⑦検査全体に占める透視線量の割合

IVR を安全に施行できる透視時間の限度を検討するためには, 検査全体に占める透視線量の割合を推定する必要がある。しかし, 透視線量の割合は, 使用している付加フィルタ, 透視パルス数, アナログ/デジタルなどの撮影方法などによって異なる。さらに症例の内容が加味されるので, どうしても複雑になる。そこで, 国立循環器病センターで

は, 透視時と撮影時に面積線量計の読み値を記録しておき, 検査終了後に透視と撮影に切り分けて合計し, 透視と撮影の線量比を計算した。その結果, 図10に示すように多くの症例を平均すると約50%になった。さらに他の施設における発表等を検索してもほぼ同様の結果となった。他の施設でも同様であると考えてもかけ離れたものではないが, 各施設で確認しておく必要がある。なお, 面積線量計を持たない施設では, 撮影条件と透視条件およびそれぞれの時間等から計算して推定することもできるが, 精度は低くなる。

b) 基準線量の臨床での利用法

施設における管理目標を2Gyとし, 検査全体の占める透視線量の割合を50%とした場合, 透視による限度は1Gyとなる。ここで, 施設の基準線量を25 mGy/min (0.025 Gy/min) であると仮定すると,

$$1 \text{ (Gy)} \div 0.025 \text{ (Gy/min)} = 40 \text{ (min)}$$

となり, 透視時間が40分を超えると管理目標を超えることが予想される。

なお, この値は検査全体の透視時間ではなく, 最も多くX線に曝された部位に対する時間であることを認識しておく必要がある。

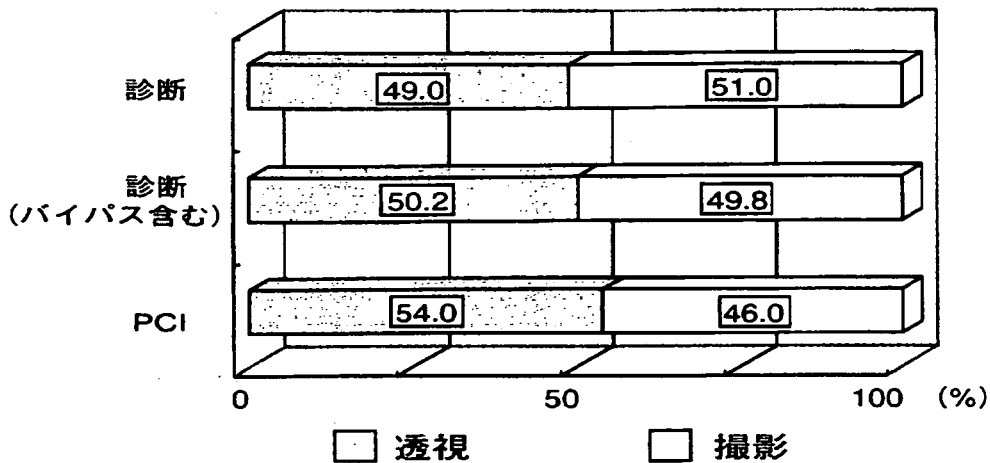


図10 透視と撮影の線量比

参考文献3)より引用

3) 各種被ばく線量測定方法

患者の皮膚吸収線量測定には、以下に示すような方法がある^{3), 10)}。これらの測定が可能な施設では、基準線量の測定とともに、実施してより精度の高い評価を行うことを勧める。

(a) 測定法

①熱蛍光線量計 (thermoluminescence dosimeter: TLD)

TLDを多数個、患者の背中に貼り付ければ最大皮膚吸収線量を測定することが可能であり、高精度の測定が期待できる。従来から一般的に使用されており普及率も高いが、処理が煩雑であるという側面もある。しかし、放射線治療部門のリーダを利用し、適切にエネルギー補正を行えば、ルーチン検査にも使用することができる。

②蛍光ガラス線量計 (photoluminescence dosimeter: PLD)

測定結果の読み取りに専用の装置と時間を要することはTLDの場合と同様である。しかし、PLDは蛍光中心が極めて安定しており長期間にわたって保存されるという特徴がある。そのため、フェーディングが極めて少なく、何回でも再読でき、長期間の蓄積線量を測定することが可能である。さらに、紫子間の均一性が優れているという特長もある。

③個人アラーム付ポケット型線量計 (EDD-30: Unfors社製)

EDD-30は、非常に小型なセンサー(半導体検出器)により、皮膚吸収線量をリアルタイムにモニタすることができる。EDD-30は3段階の設定値を上回るX線被ばくを検知すると即座にアラームを発するので、これにより、直ちに対応処置をとることが可能となる。

④面積線量計 (dose area product meter)

面積線量計は、患者に接触することなく簡便に測定することができる。しかし、その測定表示値はdose area product ($Gy \cdot cm^2$)であり、Gyとは単位が異なる。また、X線管から放出されたすべてのX線量を反映するため、皮膚吸収線量の推計には工夫を要する。その使用方法については参考文献10)を参照にされることを勧める。

⑤ケアグラフ (CAREGRAPH: Siemens社製)

面積線量計の読み値、I.I.サイズ、アームの角度、絞りの大きさおよびテーブルの位置より線量を計算して表示するシステムである。これは現有のものとしては理想的なシステムであるが、現在のところ装置限定のシステムなので、他の装置メーカーもぜひこのようなシステムを構築し、IVRに対応した装置に装備することが望ましい。

⑥フィルム法

患者の背中に密封したフィルムを置き、検査終了後に濃度を特性曲線によって皮膚吸収線量に変換して最大被ばく部位と吸収線量の特定を行うものである。しかし、感度や現像の問題があるので、フィルムの選択が重要である。フィルム法を実施するには、天野らが提唱している特殊なフィルム (ISP社製 Gafchromic XR Type R Radiochromic Dosimetry Film) の半切サイズのものが最適である¹¹⁾。このフィルムは10Gy以上の測定が可能であり、現像の必要がない。現状の血管撮影室には自動現像機が無い場合が多いことを勧告すると非常に優れたものである。現在、このフィルムは比較的高価であり販売ルートも限られているが、普及すればもっと安価で安定的な供給が可能になると思われる。

⑦ RadiMap (日油技研工業株式会社製)

患者の最大被ばく部位と線量の推定を、インジケータの変色による目視で簡便に行うことができる新しい管理ツールの一つである。ベストタイプとキャップタイプがあるが、ベストタイプは背中全面に貼付されており、縦に7個、横に6個のインジケータが等間隔に並べられている。インジケータは照射されたX線の量によって黄色から赤色に変色するので、カラーインデックスとの比較により照射部位の確認や照射線量の推定が行える。

(b) 算定法

① NDD法 (numerical dose determination method)

NDD法は、特別な機器を必要としないため、X線装置の品質管理ができていれば、多くの施設で測定することが可能である。しかし、計算時に撮影や透視のX線条件やX線管焦点-皮膚間距離が必要なため、それらをすべて記録しておく必要があり、非常な労力を要する。全国循環器撮影研究会のホームページ <http://plaza.umin.ac.jp/~zen-jun/> では、心臓カテーテル領域に特化したWindows上のアプリケーションを公開している。しかし、このアプリケーションも基本的には手入力であるので同様の問題は残るが、自動的に必要な情報を送るシステムを構築することができれば、非常に有望なものとなる。

② 患者照射線量管理ネットワーク (Patient Exposure Management Network: PEMNET, Clinical Microsystems 社製)

X線診断中の患者への照射線量を計算し、リアルタイムにモニタして記録するシステムである。このシステムは、空中照射線量 (entrance skin exposure) の実測値とその時の撮影・透視条件から空中照射線量と撮影・透視条件の近似式をシステム内に作成する。検査中に透視と撮影の条件を一定時間間隔で取り出し、リアルタイムに線量率または積算線量を近似式で計算し表示するものであり、その表示値はテーブル表面位置での空中照射線量である。さらにサーバーに転送後、総線量を撮影と透視を区別して表示する機能がある。

③ PCMXC (A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations)

PCXMCは、診断領域のX線検査で患者の臓器・組織線量および実効線量を算定するためのコンピュータプログラムである。このプログラムは6種類の年齢区分から仮想化された数学的ファントム上で40の臓器・組織を想定し、それぞれの臓器・組織の平均吸収線量をモンテカルロ法によって計算するものである。その入力項目は、年齢、身長、体

重、X線管焦点-皮膚間距離、照射野の大きさ、人体ファントム上の照射野の位置、ならびにX線条件である。

PCXMCはSTUK (Radiation and Nuclear Safety Authority in Finland) がその施設での研究目的のために開発したものである。しかし、有償で配布されており、第1章にその入手方法等が詳しく記載してあるので参考にさせていただきたい。なお、表7に典型的な診断カテーテルにおける患者の臓器・組織線量ならびに実効線量の計算結果を参考例として示す。ただし、表7に示した臓器・組織線量は各々の臓器・組織の平均値であり、最大値ではないことに注意しておかなければならない。

4. 防護の最適化と被ばく線量低減法

患者の被ばく線量を低減させるための対策を表8に示し、その解説文を以下に列記する。

1) 明白な事実である。

2) 体型や角度によって、患者の皮膚吸収線量は10倍程度も増加する。さらに、アームの角度が深くなるほど被ばくが増加することも念頭に入れておかなければならない。

3) 一般的に高電圧の透視と撮影は若干のコントラスト低下があるものの、患者の皮膚吸収線量は60%程度に低減される。

4) 患者の皮膚吸収線量は、低レートのパルス透視を使用すると連続透視の40%程度となる。患者被ばく低減を目的としてパルス透視を使用するならば、低レートパルス透視を使用しなければならない。しかし、低レートのパルス透視は慣れないと、カテーテル等の観察を妨げる場合がある。術者と画質と被ばくについて十分検討した後に、シチュエーションに応じた最適な透視モードを選択し柔軟に使用しなければならない。

5) 標準的な総濾過である2.5 mmAlのX線管に、付加フィルタとして厚さ0.1 mmCuを使用した場合、患者の皮膚吸収線量は約70%、0.2 mmCuの場合は約50%に低減される。

6) 患者をX線管に近づけると患者の皮膚吸収線量が増加する。患者をI.I.に密着したままで、SIDを100 cmから85 cmにすると患者の皮膚吸収線量は約20%増加する。

7) カテーテルテーブルの高さを変えないでI.I.を患者から離し、SIDを100 cmから120 cmにすると、患者の皮膚吸収線量は約40%増加する。さらに、SIDを100 cmのまま一定として、テーブルを20 cm下げて患者をX線管に近付けると、患者

表7 PCXMCの計算例(診断心臓カテーテル検査)

撮影10回、透視10分、管電圧70~100kV

臓器・組織	臓器・組織線量 (mGy)	臓器・組織	臓器・組織線量 (mGy)
卵巣	0.33	副腎	86
精巣	0.00	脳	0.06
骨髄	40	腎臓	8.9
骨格	83	脾臓	29
肺	190	小腸	0.78
大腸下部	0.13	大腸上部	1.2
胃	16	膵臓	29
肝臓	38	胸腺	52
甲状腺	2.5	子宮	0.09
食道	84	筋肉	25
乳房	17	胆嚢	6.8
膀胱	0.33	心臓	130
皮膚	28	全身	35

実効線量 40 mSv

表8 防護の最適化と被ばく線量低減法

- 1) 透視時間や撮影回数を常に意識し、これらを最短とする努力を行う。
- 2) 体格の大きな患者では線量率が高くなることをあらかじめ認識しておく。
- 3) 透視電圧を上げ、透視電流を下げる。
- 4) パルス透視など、使用する機器で可能な低線量の透視モードを用いる。
- 5) 適切な付加フィルタを使用する。
- 6) 可能な限り患者をX線管から遠ざける。
- 7) I.I.を、可能な限り患者に近接させる。
- 8) 拡大透視・撮影の使用は必要最小限にする。
- 9) 常に必要な範囲に照射野を絞る。
- 10) 手技が長引いた場合には、X線照射角度を変更する。
- 11) 患者の皮膚吸収線量および照射部位を記録する。
- 12) 定期的な基準線量測定および定期点検を実施する。
- 13) スタッフの教育・訓練を定期的に行う。

の皮膚吸収線量は2倍以上になる。

8) I.I.で拡大すると、患者の皮膚吸収線量が増加する。例えば、I.I.サイズを7インチから5インチにすると皮膚吸収線量が約50%増加する。

9) 照射野を絞っても一定の範囲までは患者が受ける単位面積当たりの皮膚吸収線量に変化はない。しかし、照射野が大きいと障害が発生した場合には皮膚潰瘍などの範囲が大きくなるので、普段から不要な部位への照射は避ける努力が必要である。

なお、術者の被ばく線量は絞りの面積にほぼ比例

する。たとえば、照射野面積を半分にすると術者の被ばく線量も半分になるので、状況に応じて適切に操作する配慮が必要である。

10) I.I.サイズが7インチの場合には、40°以上X線入射角度を回転させれば一次線錐の皮膚面での重複がなくなる。このことは体軸方向(RAO-LAO)だけでなく、頭尾方向(Cranio-Caudal)も同様である。特定の皮膚領域が長時間持続して照射されることがないように注意する必要がある。

11) 線量を測定することが可能な機器を有する場

PCIにおける患者皮膚線量報告書 2002.04.22作成

症例No. 4321 PCI: #67total ステント術 心カテ挿入局
 ID: 0005813352 施行日: 2002.04.18 CAG: 1.VG 2002.02.21
 1950.11.30 M 累積線量: 2.4Gy

透視時間: 69.5分

撮影枚: 787枚

撮影: RAO20CAU30 44回(28387L-L)
 RAO30CRA30 12回
 RAO40CRA34 3回
 RAO40CRA38 2回
 RAO41CRA36 1回
 LAO20CAU30 11回
 LAO50CRA30 3回
 LAO49CRA30 1回
 LAO45CRA30 1回

面積線量値: 22282cGy/cm²

撮影による皮膚表面線量
 RAO30CAU30 44回(28387L-L)
 0.4mGy/7L-L (SID118cm 5inch
 15/s 75kV, 100mA, 6.8msec)
 1.1Gy
 透視による皮膚表面線量
 RAO30CAU30 全透視時間の80%(55.6分)
 22.5mGy/min (SID118cm 5inch
 15pelus 75kV, 100mA, 7.6msec)
 1.3Gy

経過観察の有無: 要
 治療の有無:

*1: 25γ以上で50γを超過す
 脱毛、色素沈着が認められるかもしれないレベル
 (医療放射線防護協会の勧告レベル)

表面線量算出方法:
 胸部ファントムを用いた装置時と同条件(透視撮影条件およびSID等)で
 のSDM線量計(スキンドーズモニタ)による実測

最大皮膚被曝領域:
 背部、左肩甲骨下端(約8×8cm)
 2.4Gy
 被曝レベル: レベル2*1
 予測初期症状: 一過性初期红斑

図 11 報告書の一例
 参考文献3)より引用

合は、その線量もしくは総線量を必ず記録する。線量の測定が不可能な場合には、総透視時間を必ず記録する。記録は画像診断レポートにも必ず記載する。

IVRは症状に応じて短期間に治療を繰り返す場合がある。短期間における同一部位への照射は、しきい値より低い線量で皮膚障害をきたすことがあるので、照射部位と線量を把握し記録しておき、過剰な照射防止に努める必要がある。図11に、千葉大学医学部附属病院における記録様式例を示すので参考にしていただきたい。

12) 基準線量の測定を実施することによって、自施設の線量が他の施設と比較してどの程度であるかを把握することができる。他の装置とかけ離れた大線量を照射している装置は品質を確認して、患者の皮膚吸収線量を低減できないか検討すべきである。さらに1年間に1回程度、基準線量の測定を実施することによって、使用する装置の経時的な変動を確認することができる。

また、装置の安全性確保、性能・品質維持のためにメーカーによる定期的な保守点検を実施する必要がある。その際、I.I.の輝度を測定するとともに、照射するX線量を一定に保つために管電圧や管電流

の安定性の維持を図らなければならない。

13) 放射線障害防止法や人事院規則などでは、従事者に対する教育訓練が義務づけられている。スタッフへの放射線防護に関する教育では、具体的な事例を用いてわかりやすく説明することが求められる。このため、普段から疑問や不安を寄せられるように意思の疎通を図っておくことが重要である。

5. まとめ

「医療被ばくガイドライン2006 血管撮影・IVR」では、装置の透視時の基準線量を管理することによって被ばく低減を旨とすることとし、その被ばく低減目標値を25mGy/minと設定した。また、IVR手技中に最大線量を受ける皮膚部位の吸収線量の被ばく低減目標値は2Gyとした。

IVRではX線条件が常に変化する上、照射部位も変化するため特別な付属装置がなければ患者の最大被ばく部位や線量を正確に測定することが困難である。そこで、患者の皮膚吸収線量を直接測定して評価することは避け、各施設が独自に設定する管理目標と基準線量ならびに透視と撮影の線量比を測定

することによって間接的に評価することとした。

基準線量は装置の種類や使用期間、さらには施設ごとの使用状況によって大きく異なる。2003年の全国循環器撮影研究会の報告では約10倍も異なっていた。自施設の装置の状況を確認するためにも各施設で測定することが重要である。この測定を少なくとも1年に1回実施することによって装置の管理も行うことができる。まず、各施設で「医療被ばくガイドライン2006 血管撮影・IVR」にしたがって測定を行うことが重要である。

被ばく低減のための技術については、各項目について各施設で検討し、可能な項目から一つ一つ確認し実践していくことが重要である。たとえ小さな効果しか得られないと思われる事柄であっても、それらを積み重ねることによって総合的に大きな低減効果を得ることが可能となる。術者に対して画質と被ばくについて十分検討した後に、状況に応じた最適な条件を選択し柔軟に利用しなければならない。

また、最近注目されているのが眼の水晶体の防護である。1～2Gyのしきい線量で水晶体の混濁を起し、5Gyで白内障を起す可能性がある^{9) 12)}。さらに、米国のIVR担当医師が2Gy以下の被ばくでも眼の白内障が発症したという報告や、WHOのチェルノブイリ白内障研究では放射線白内障が250mSv程度の線量でも発症し得ることが示唆された¹³⁾。頭部のIVRにおいては、特に水晶体を避けるように絞りや防護鉛等を工夫し、その防護に努めなければならない。

患者被ばく線量を低減することは、患者から発生する散乱線の量が減少することになり、術者やスタッフの被ばくも低減されることになる。したがって、スタッフ全員が積極的に協力し合い、患者被ばく線量を低減するための努力をしなければならない。

(参考資料)

- 1) ICRP publication 60: 国際放射線防護委員会の1990年勧告, 日本アイソトープ協会, 東京, (1991).
- 2) IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガ

イドライン: IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会」, (2004).

- 3) IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン — Q&Aと解説 —: 医療放射線防護連絡協議会, 東京, (2004).
- 4) 古井滋, 岡崎正敏, 中村仁信, 他: 放射線診療におけるアブレーション術における患者と術者の被ばくと防護策の実態把握に関する研究. 厚生労働科学研究費補助金研究報告書, (2003).
- 5) ICRP publication 85: IVRにおける放射線傷害の回避, 日本アイソトープ協会, 東京, (2003).
- 6) 古賀佑彦: ICRPのドラフトに対する本協議会からのコメント. 医療放射線防護NEWS LETTER, 29, 73-74, (2000).
- 7) 川島修他: 心臓カテーテル検査における透視線量および被ばく低減技術の標準化(ガイドライン化を目指して). 全国循環器撮影研究会誌, 第16巻: 18-21, (2004).
- 8) 医療放射線管理測定マニュアル“2003”. 医療放射線防護連絡協議会, 東京, (2003).
- 9) (社)日本画像医療システム工業会規格 医用放射線関連 JIS 化素案 EJ-0031-2000 医用電気機器パート2-43: インターベンショナルプロセッサ用 X線装置の安全に関する個別要求事項 IEC 60601-2-43 (2000-06), (2001).
- 10) 水谷宏, 梅津芳幸, 江口陽一, 菊地透, 他: 学術調査研究班報告 IVRにおける患者被ばく線量の測定と防護に関する研究班報告, 日本放射線技術学会雑誌, 59 (3), 369-381, (2003).
- 11) 天野雅史, 西谷弘, 河野信吾, 他: X線により発色をする反射型フィルム素材を用いたIVR手技時の患者皮膚線量測定. 日放技学誌, 58 (3), 420-423, (2002).
- 12) 国際放射線防護委員会の新勧告2006年ドラフト: ICRP (2006).
- 13) WHO: Health effects of the Chernobyl accident and special health care programmes, (2006).

放射線診療における線量低減目標値

「医療被ばくガイドライン 2006」(2)

本会は、「国民から見える職業へ—医療被ばく管理は、私たちの責任で—」の平成 18 年度スローガンに基づき、放射線診療における線量低減目標値を会告で提示した。ICRP 勧告では、医療被ばくに対して特別の制限を設けないが、線量の低減にはかなりの余地が残されていることを指摘している。医療被ばくの低減には、医療における放射線使用行為の正当化、放射線防護の最適化、線量制限の基準化が必要である。医療における放射線防護の最適化および放射線使用線量が放射線技師に委ねられている現状を考えると「医療被ばく管理」は放射線技師の責任が大きい。

「医療被ばくガイドライン作成 WG」の執筆者に連載いただき、ガイドラインとして提示した数値の根拠と、線量低減目標値を達成するために、われわれに求められている具体的行動を期待する。なおご意見は、メールにて本会宛に、

<http://www.jart.jp/>

1. 目標値設定に対する考え方

CT検査は、X線を使用する検査、治療の中で、血管造影と同様、被ばくは決して少なくはない。他の単純撮影1枚当たりの10倍から100倍の線量を一連の検査で受ける¹⁾。しかし、非侵襲的で三次元的情報が得られることから単純撮影より情報量は遥かに多く、現在の医療で欠くことのできないものとなっている。最近では、検出器の多列化により従来のシングルスライスより、短時間に多くの情報を得ることができるようになってきた。マルチスライスの装置は2004年10月のデータでは2000台程度であったものが、2005年3月のデータでは2400台程度と半年で20%も増加している²⁾。現在ではその数は更に大きくなっていると思われる。64列が、さらに256列の装置が臨床で使用されるようになる。予測できないほど進化が激しい。臨床上の必要性についてはここでは議論しないが、検査時の患者の身体的負担は大きく減少することは明らかである。一方、CT検査は情報量の大きさと患者が受ける線量とほぼ比例している。現在使用されている装置において、被ばく低減技術が付加されているものも市販されている。撮影技術も画質と線量の関係を見直し最適化の研究が進み、低減されつつある。

初期型に比べ格段に性能は上がり、検査、治療にまで応用されている。装置の改良、技術の開発が急速に進んでいる。線量評価も従来とは異なった方法が模索されつつある。しかし、現状においても相互比較可能な一般的な方法が必要である。

前回のCT検査の低減目標値³⁾は、シングル検出器のコンベンショナルスキャンで得られたものである。現状の装置、多列化のヘリカル方式とは異なっている。さらに、国際的な線量評価もファントム内の吸収線量からファントム内の空気カーマに、回転中心のみの線量評価でなく辺縁の線量も考慮した荷重CT線量指標(CTDI_w)、連続スキャンのピッチを考慮した、CTDI_{vol}となってきた。今回の低減目標値は、これらの国際的な評価方法と相互比較可能な方法とした。初期型装置(single slice CT: SSCT)と最新の多列化CT(multi slice CT: MSCT)、スキャン方式の変化にも対応できるものとした。しかし、この目標値の評価には従来も使用していた円筒形のアクリルファントムを使用してい

る。そのため、実際の患者の線量評価とは異なるが、相互比較には十分対応できる。他施設との比較、スキャン式を変化させた場合にも、線量管理の最適化には十分使用できる。

今回提示するCT検査における低減目標値は、ICRPの示す診断参考レベル(DRL)⁴⁾を参考にしつつ、現状の測定データに基づいて、平均的な線量を求め、その丸めた線量をCT検査の目標値に設定した。線量は少なすぎることも問題である。画質の担保も重要である。目標値を大きく超える施設では低減努力をする必要がある。

1) CT検査を受ける患者の放射線障害に対する警告

平成17年2月21日に社団法人日本医学放射線学会、社団法人日本放射線技術学会、日本小児放射線学会から、「小児CTガイドライン—被ばく低減のために—」が公表された⁵⁾。要約は4つあり、1)小児は放射線に対する感受性が成人の数倍高い。2)小児は体格が小さいため、成人と同様の撮影条件では、臓器あたりの被ばく量は2倍から5倍になる。3)CT検査に当たっては、適応を厳密に検討し、小児のための撮影プロトコルを適用する。また、CT装置の品質管理に努める。4)医師は検査の必要性を患児、家族に十分説明する。となっている。その序文には、CTは非常に有益な検査方法であるが、一回の検査における被ばく線量が多いことも事実である。国連科学委員会(UNSCEAR)は、全X線検査の6%を占めるに過ぎないCT検査が、被ばく線量としては41%を占めていると報告されている。CT検査による利益に比べれば、被ばくによる個人的なリスクは少ないが、小児は成人よりも放射線に対する感受性が数倍高く、さらに特別の注意を払う必要がある。有益な放射線診療が損なわれることなく患者や家族が安心して検査を受けられるように、被ばく低減を目的とし、小児放射線診療に係わる医療関係者を対象として、小児CTガイドラインを作成した。としている。

2. 医療被ばく低減目標値とその設定根拠

平成17年5月から12月にかけてCT装置を使用

する医療施設 50, 装置数 60 台を IEC 規格に沿った測定方法で, 頭部, 腹部を対象として同一測定方法で得られた, CTDI_w, ピッチを考慮した CTDI_{vol} を測定した. 各施設で行っている条件で測定した. そこで得られた CTDI_{vol} の平均線量を低減目標値とした. 装置の内訳は, 単検出器 CT (SSCT) は 60 台のうち 16 台 (27%) で, 残りは全て多検出器 CT (MSCT: 2 列から 64 列) である.

前回のガイドラインでは, 1998 年に臨床で使用されていた装置での検査時の照射条件から得たファントム内の中心線量 CTDI₁₀₀ の平均値を使用した. 前回のガイドラインを今回の評価方法に変換 (直径の変換も含む) すると, 頭部は 40mGy が 42mGy, 腹部は 11mGy が 16mGy となる. 他の国際的なものと比較すると表 1 となる. 今回の目標値も平均値近傍とした.

その結果, 成人の CT 検査時の線量目標値は, 頭部 65mGy, 腹部 20mGy とした (表 2). 頭部は ICRP の 60mGy より多く, 腹部の 32mGy より低い.

小児については, 前述の小児のガイドラインを踏襲する. ただし, この評価方法は成人の評価に使用した円筒形ファントムの直径, 頭部 16cm, 腹部 32cm では評価できない. 国際的な評価方法も示されていない. 線量が出ているのみである. 評価方法については, 学会雑誌等で検討されている⁶⁾がまだ, コンセンサスは得られていない. 今後の検討課題とした.

CT 透視については, 1976 年に Haaga⁷⁾らが X 線 CT を利用した経皮的生検を報告して以来, CT ガイド下の Interventional Radiology (以下 IVR) は日常臨床で広く行われている. X 線透視や超音波断層像ではリアルタイムに画像が観察できる. 1993 年に片田ら⁸⁾により 1 断面 CT 透視が開発され, CT 画像をリアルタイムに観察することが可能となった. しかし, 1 断面 CT 透視ではリアルタイムに観察できるのは二次元情報に限られるため, 三次元的な位置情報を得るには問題があった. その問題を解決するためマルチスライス CT を使用した CT 透視が開発され, 臨床に供されている. 中心断面に加え頭尾側の断面のリアルタイム画像表示が可能となった. 穿刺針を三次元的に誘導可能となった. 生検に最も適した穿刺方法となった.

CT 透視は, 2005 年 4 月~2006 年 3 月までのある大学病院でのデータを使用した. 年間 41 件, 1 件当たりの平均時間は 100 秒であった. 前回のガイドラインでは腹部 (胸椎), 10 秒で評価していた. 今回は, 検査数の最も多い肺生検を CT 透視のガイドラインとした. 他の生検も基本的には, 管電流

10mA で行っている. 100 秒透視では 1000mAs となる. その線量を測定してみると 32cm の PMMA ファントムでの CTDI_w は, 72mGy であった. このデータを基に, 今回のガイドラインを透視時間 100 秒, その際の CTDI_w 評価で 70mGy を提案する (表 3).

今回提案するガイドラインは, 前回は 80kV, 30mA, 10 秒 (1997 年データ) であったが, 今回は, 120kV, 10mA, 100 秒を採用した. そのため前回を大きく上回る線量提示となった. CT 透視による生検は目的等により大きく透視時間が異なることを考慮しても, この数値は現状を示していると考えられる. ICRP Publ.87 では, 1 秒当たり皮膚面で 2.8mGy となっている. 今回のデータでは 100 秒透視であるが表面近傍は 85mGy となっていた. ICRP のデータより 1 秒当たりの線量は 0.85mGy と

表 1 2002 年の (旧) 成人 CT ガイドライン (低減目標値) 他

評価	ファントム径 (cmφ)	ファントム径 (cmφ)		頭部 [mGy]	腹部 [mGy]
		(頭部)	(腹部)		
IAEA	MSAD	16	30	50	25
JART	CTDI _{100,c}	16	30	40	11
JART-M*	CTDI _{vol}	16	32	42	16
ICRP IEC	CTDI _w	16	32	60	35

* JART-M: IEC 評価に変換 (径及び辺縁, ビームピッチ考慮)

表 2 成人 CT ガイドライン (低減目標値)

検査部位	CTDI _{vol}
頭部	65
腹部	20

[mGy]

表 3 CT 透視ガイドライン (低減目標値)

検査部位	CTDI _w
肺生検	70

[mGy]

管電圧 120kV, 10mA, 100sec, 32cm PMMA ファントム

低い。

3. 線量測定法

— CTDI_w, CTDI_{vol} の評価方法 —

1) はじめに

CT検査時の線量評価は、Multiple Scan Average Dose (MSAD) が最初に公表⁹⁾されたものである。しかし、その測定は非常に煩雑なため、一般的には浸透しなかった。より簡便な測定として、CT用電離箱が開発され、臨床現場での評価が可能となった。その評価方法は1984年に米国医薬品局 (FDA) の21 CFR 1020.33¹⁰⁾として公表された。基本はCT用電離箱 (ペンシル型) 線量計による測定で、CTDI (computed tomography dose index: CT線量指標) がある。しかし、国際的な評価法として1996年IAEAが公表したBSS9 (電離放射線に対する基本安全基準) がある。これは、CT検査を含めた線量の国際的な基準値をはじめ具体的な数値でガイダンスレベルとして公表したものである。IAEAの線量評価は、コンベンショナルCTのマルチスキャンでの回転中心部の平均吸収線量 (multiple scan average dose: MSAD) である。

MSADは、測定が非常に煩雑なため、MSADと等価なCTDIが測定に際して有用性が国際的にも認められ、現在に至っている。2002年にはICRP Publ. 87 “CTにおける患者線量の管理” では、CTDIのみならず、CTDI_w (weighted CTDI)、DLP (dose length product) の評価方法も示されている。さらに、2002年11月にはIECからINTERNATIONAL STANDARD IEC 60601-2-44 (Edition 2.1), “Medical electric equipment- Part 2-44 Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography (CT) に対するX線装置の安全に対する特別要求事項”¹¹⁾ が公表された。ヘリカルCT (SSCT, MSCT) を考慮したCTDI_{vol} の概念を導入した。さらに、装置のコンソールパネルに線量等を表示するよう強い勧告も出された。現在発売されているX線CT装置にはこの基準に沿って線量表示されている。このIEC規格には、CTDIのみならず、CTDI_w、CTDI_{vol}、DLP (Dose Length Product) の評価方法も示されている。

ICRPからweb版として2001年2月に “DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING: REVIEW AND ADDITIONAL ADVICE, A web module produced by Committee 3 of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) においても、

診断参考レベル (DRL) の線量評価に用いられている。その他の診断領域においては、ICRP Publ. 73 “医学における放射線の防護と安全” では簡便に測定できるものであって、空中の吸収線量、あるいは単純な組織等価標準ファントム・代表的な患者の表面線量となっている。

臨床現場で測定可能で国際的に通用するICRP、IEC規格の評価方法、測定データから算出する方法を示す。本稿で使用する、用語の定義、日本語等異なるかもしれないが、本質は変わらないと考え、話を進める。

2) 線量評価

(a) 考え方

すべてのX線CTは回転運動を行って回転中心に向けてX線を出しているにすぎない。回転中心でのスライス厚と管電圧 (エネルギー)、管電流、(1回転当たりの) 照射時間、線束側に取り付けられたアーチ型フィルタ (Bow tie filter) の形状と厚さが判明すれば、線量評価ができる。どのようなスキャン方式等の名称がついても同じ方法で評価できる。

IECでは、“ファントム内で測定された空中での吸収線量とする。”としている。さらに、“CTDIは空中での吸収線量として参照されるが、実際にはPMMA中での空中に対する吸収線量の評価は、ファントム内での電離箱線量計でのAIR KERMAの測定値に非常に良く一致する。”と説明している。

非常にわかりにくい表現であるが、実際の測定は、PMMA (アクリル) ファントムにCT用電離箱を挿入しその吸収線量を求めればよい。これは (ファントム内での) 空気カーマに結果として一致するとしている。あるメーカー等の表現では、この部分が欠落している。空中での空気カーマととられるような説明をしている。当たり前であるが、ファントムなしで、CTDI_w の評価はできない。ファントム内での吸収線量とすれば、変な誤解は避けることができる。評価の基本は、医療科学社、“医療被ばくガイドライン、X線CT” を多く引用した。本稿では、IEC勧告を追加し、加筆下ものである。

(b) 測定の基本

Polymethyl methacrylate (PMMA: アクリル) ファントムにCT用電離箱を挿入しその吸収線量を求める。これは (ファントム内での) 空気カーマに結果として一致する。空中での空気カーマではない。ファントムなしで、CTDI_w の評価はできない。IEC: ファントム内空気カーマとIAEA: ファントム内吸収線量とは理論的には異なる (IEC: CTDI_{100,air} ≠ IAEA: MSAD)。IECでの線量測定で