



会期：2000年4月9日  
会場：パシフィコ横浜会議センター

## X線検査時における被検者の被曝管理

新開英秀

九州大学医学部附属病院放射線部

### Patient Dose Control in X-ray Examination

Eishu Shinkai

Department of Radiology, Kyushu University Hospital

#### はじめに

1895年にRoentgen博士によりX線が発見され、翌年には放射線障害の報告がなされている<sup>1)</sup>。

最近では、1995年に北米放射線学会で米国のFood and Drug Administration(FDA: 米国食品医薬品局) Center for Devices and Radiological Healthから、高線量率透視による放射線障害が発生している事実が公表され、注目を浴びた。その後インターネット上(<http://www.fda.gov/cdrh/rsnaii.html>)にも詳しく掲載されている。日本国内でもいくつかの報告例があるが、これは氷山の一角ではないかと危惧している。

また、1992年生活環境放射線調査専門委員会より報告されている<sup>2)</sup>日本国民一人当たりの医療被曝における平均実効線量当量は2.25mSvであるのに対し、1988年国連科学委員会報告書に示されている世界平均の一人当たりの医療被曝では0.4~1.0mSvである。日本国民は世界平均に比較して一人当たり2倍から5倍の医療被曝線量を受けていることになる。

われわれは医療被曝の低減に努力し、さらに高画質の画像提供を永遠の課題としているが、被検者の被曝線量の測定法が確立されているとはいいがたい。日本放射線技術学会計測部会などではその確立に努力してはいるが、どこの施設でも簡単に、かつ比較的正確に測定できる測定法となると難しいのが実状である。

そこで、「X線検査時における被検者の被曝管理」として、被検者被曝管理のための線量計とその測定法、精度などについて検討したので報告する。

#### 1. 透過型線量計に関する実験・研究の経緯

口に入れた食物のカロリーがリアルタイムに表示できればよいのだが、と前から考えていたが、X線検査に従事するようになってからはX線検査時の照射線量がリアルタイムに表示できないかと考えるようになった。そのようななか、透過型線量計の研究を1972年に九州大学医療技術短期大学部との共同研究として始め

た。

1973年の日本放射線技術学会第29回総会において「X線検査時における患者被曝線量計の製作とその特性」として被曝線量計をX線管可動絞りの前面に装着することで、精度よく面積線量の測定ができると報告した。

1974年の日本放射線技術学会第30回総会では「X線検査時における患者被曝線量計の製作とその特性(第2報)」として二重型の透過型線量計を製作し、面積線量とともに照射線量の測定も可能となったと報告した。いずれも比較線量計としてはVictoreen R meterを使用したため、特に線量率測定精度に問題があったが、適切な線量計を所有しておらず、やむをえなかった。当院では二重型の透過型線量計を透視撮影装置に設置し、患者被曝管理を行ってきたが、照射野ランプで位置合わせの確認を行う胸部撮影や骨撮影には応用できず、苦慮していた。1993、1994年の日本放射線技術学会第48・49回総会において「患者被曝線量計 - 小型電極線量計の製作とその特性 - 「患者被曝線量計 - 透明電極線量計の製作とその特性 - 」として胸部撮影や骨撮影の場合に照射野ランプを使用する場合にも対応できるように透明な線量計を開発発表し、すべての撮影領域での使用が可能となった。

そして、トレサビリティを保ったIONEX線量計(0.3cm<sup>3</sup> chamber type2536)を使用して二重電極型電離箱線量計や小型電極電離箱の特性評価を行い、日本放射線技術学会誌に報告した<sup>3,4)</sup>。

#### 2. 各種線量計の基礎特性比較

##### 2-1 実験使用機器

実験には以下の機器を使用した。

標準線量計 : IONEX線量計(0.3cm<sup>3</sup> chamber type 2536)

試験透過型線量計: 九大式面積・照射線量計



Fig. 1 Transmission chamber used in experiment.  
 (a) Kyushu University type area/exposure Dosimeter  
 (b) PTW Corporation's DIAMENTOR M2 area dosimeter  
 (c) RTI Electronics Corporation's Doseguard 100 area dosimeter  
 (d) TORECK Corporation's PD-4100 area/exposure dosimeter

a	b
c	d

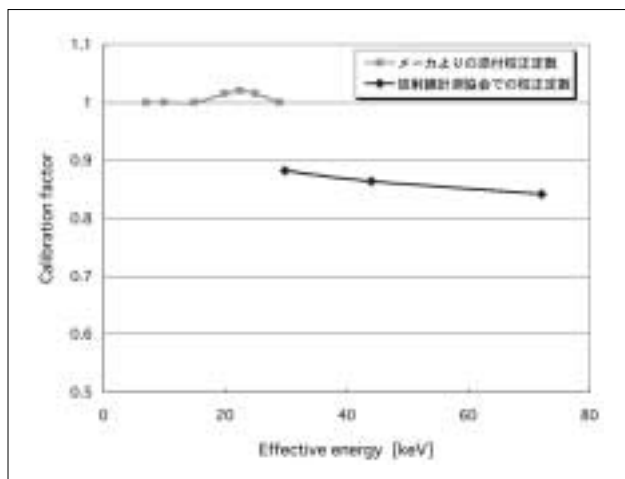


Fig. 2 Calibration constant for IONEX dosimeter.

試験に使用した透過型線量計をFig. 1に示す。

## 2-2 テスト項目

線質特性  
 線量特性  
 線量率特性  
 照射野特性  
 光透過率  
 方向依存性

## 2-3 測定の方法および測定結果

まず、テストを行う前実験として、標準線量計 (IONEX線量計: 0.3cm<sup>3</sup> chamber type 2536) のトレサビリティを保つ必要がある。Fig. 2にIONEX線量計の校正定数を示す。線量計購入時にメーカーから添付されたデータも併記しているが、かなり食い違っている。このような食い違いが出たのには、実際に使用する電離箱、ケーブル、リーダを組み合わせで校正が行われたかが問題となる。よって、実際に使用する組み合わせで校正を行う必要がある。そのうえで、AI半価層を測定し、AI半価層と実効エネルギーとの関係 (Fig. 3) より実効エネルギーを求めた<sup>5,6)</sup>。その測定結果をTable 1に示す。

各電離箱線量計の特性テストを行ったが、トーレック株式会社製PD-4100の照射線量計のテストは行わず、面積線量計のみのテストを行った。

リファレンス線量計としてIONEX線量計の測定値を基準として評価した。なお、縦軸のrelative doseについてはIONEX線量計との相対線量として表示した。

### 2-3-1 線質特性

各線量計の線質特性については60~140kVの管電圧

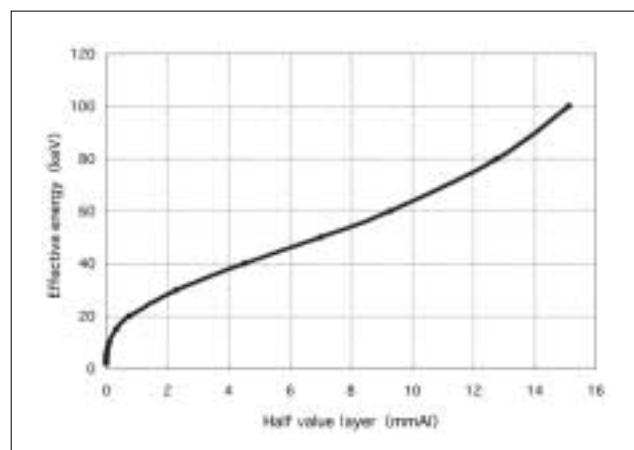


Fig. 3 Relationship between Al half value layer and effective energy.

DIAMENTOR M2 面積線量計  
 (PTW社製)

Doseguard 100 面積線量計  
 (RTI Electronics社製)

PD-4100 面積・照射線量計  
 (トーレック株式会社製)

試験積算皮膚線量計: Skin Dose Monitor V4.0  
 (マクマホンメディカル社製)

X線高電圧装置: DHF-155H(インバータ方式)  
 (株式会社日立メディコ製)

X線管装置: UH-6GE-31T(株式会社日立メディコ製)

ファントム: Solid Water Phantom( RMI社)

Table 1 Effective energy measurement results.

管電圧(kV)	撮影(keV)	透視(keV)
60	30.2	
70	32.0	32.0
80	33.6	33.7
90	34.5	34.5
100	37.2	
110	38.0	
120	39.8	
130	41.0	
140	42.5	

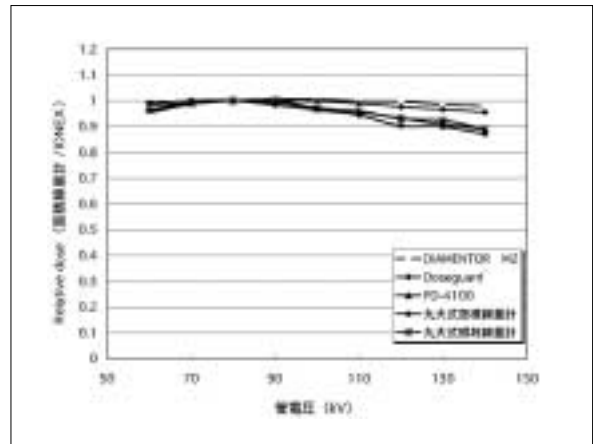


Fig. 4 Results of dose quality characteristics measurement for individual ionization chamber dosimeters.

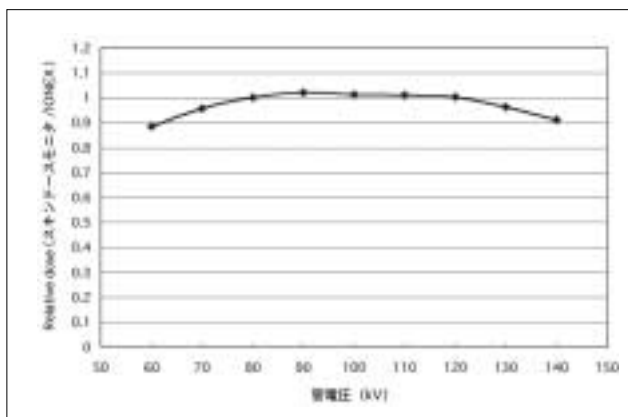


Fig. 5 Results of dose quality characteristics measurement for Skin Dose Monitor.

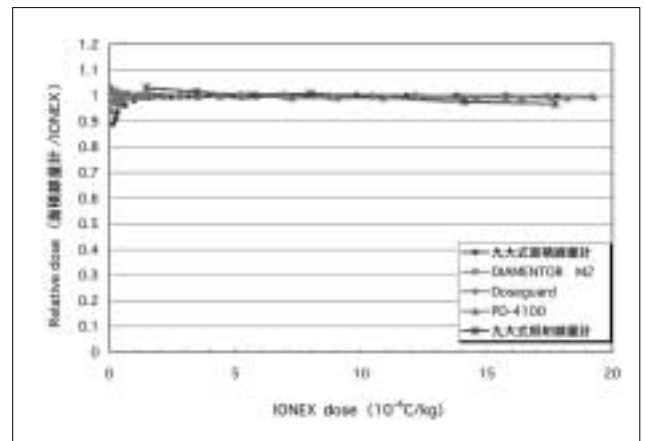


Fig. 6 Results of dose quantity characteristics measurement for individual ionization chamber dosimeters.

(10kVステップ)にて、照射野30cm×30cmで、IONEX線量計と同時に照射した。このとき、焦点 - 電離箱間距離を100cmとしX線管の短軸方向に2つの電離箱を配置してX線量が均一に照射できるように配慮した。また、後方散乱の影響を考慮し、後方散乱体から30cm以上離して測定した。

60～140kVでの各電離箱線量計の線質特性の測定結果をFig. 4に示す。

また、Skin Dose Monitor V4.0の線質特性の測定結果をFig. 5に示す。

線量依存性については、九大式面積線量計：-13～0.1%，九大式照射線量計：-11～0.3%，DIAMENTOR M2 面積線量計：-4.6～0.7%，Doseguard 100 面積線量計：-4.4～0.1%，PD-4100 面積線量計：-11～0%，Skin Dose Monitor V4.0：-13～2.0%となった。

### 2-3-2 線量特性

各線量計の線量特性については、線質特性の測定と同じ配置で80kVの管電圧にて、IONEX線量計と同時

に照射した。

80kVの管電圧にて測定した各電離箱線量計の測定結果をFig. 6に示す。

また、Skin Dose Monitor V4.0の線量特性の測定結果をFig. 7に示す。

線量依存性については、九大式面積線量計：-11～0.5%，九大式照射線量計：-3.1～3.1%，DIAMENTOR M2 面積線量計：-5.7～0.4%，Doseguard 100 面積線量計：-0.2～3.2%，PD-4100 面積線量計：-2.8～1.9%，Skin Dose Monitor V4.0：-24～1.0%となった。

### 2-3-3 線量率特性

各線量計の線量率特性については、線質特性の測定と同じ配置で80kVの管電圧にて、IONEX線量計と同時に照射した。

[ $0.4 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \text{ sec} \sim 15 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \text{ sec}$ ]の線量率

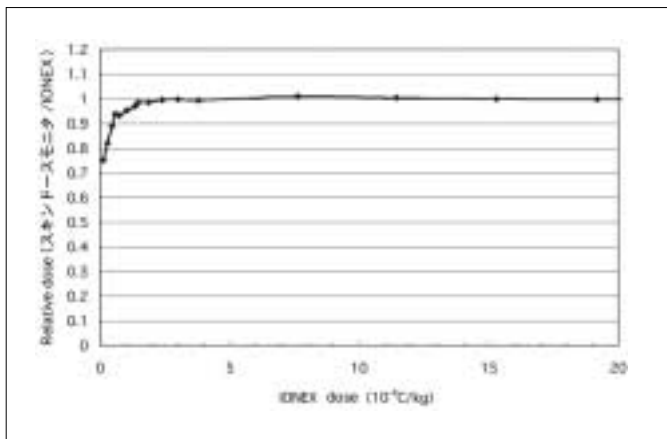


Fig. 7 Results of dose quantity characteristics measurement for Skin Dose Monitor.

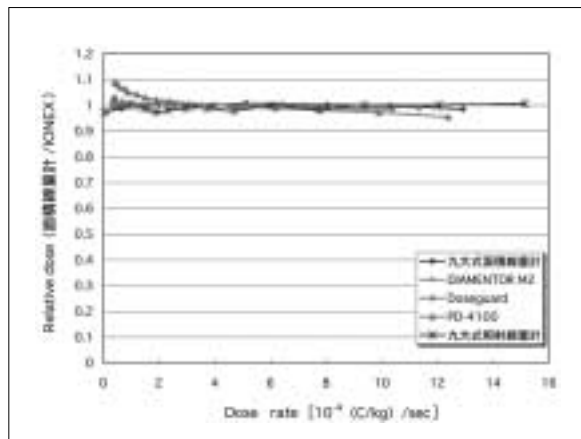


Fig. 8 Results of dose rate characteristics measurement for individual ionization chamber dosimeters.

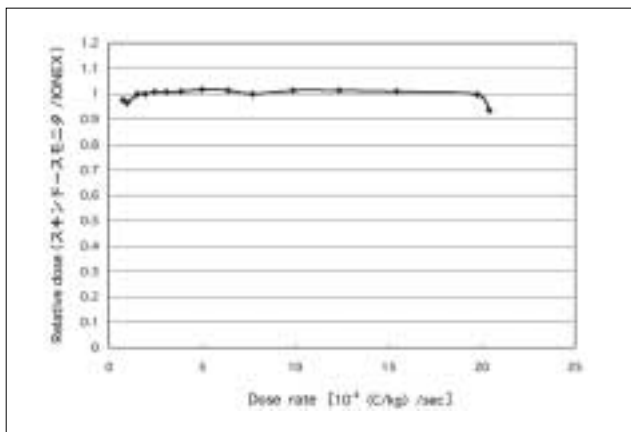


Fig. 9 Results of dose rate characteristics measurement for Skin Dose Monitor.

における測定結果をFig. 8に示す。

また、Skin Dose Monitor V4.0の線量特性の測定結果をFig. 9に示す。

線量率依存性については、九次式面積線量計：-1.5～2.6%，九次式照射線量計：-4.4～2.0%，DIAMENTOR M2 面積線量計：-1.7～0.5%，Doseguard 100 面積線量計：-0.3～1.4%，PD-4100 面積線量計：-4.6～8.3%，Skin Dose Monitor V4.0：-6.0～1.0%となった。

#### 2-3-4 照射野特性

各電離箱線量計に入射する照射野面積を1cm×1cm (1cm<sup>2</sup>)から線量計の大きさに合わせて、最大17cm×17cm (289cm<sup>2</sup>)まで変化させて、その出力を求めた。

Skin Dose Monitor V4.0については実験を行っていない。

Fig. 10aに示す九次式面積線量計においては、

144cm<sup>2</sup> (12cm×12cm)までは、照射野と相対線量との関係は直線となり比例する。九次式照射線量計においては、9cm<sup>2</sup> (3cm×3cm)で0.9の値になり、16cm<sup>2</sup> (4cm×4cm)以上で1.0となった。

Fig. 10bに示すDIAMENTOR M2面積線量計においては、270cm<sup>2</sup> (16.5cm×16.5cm)までは、照射野と相対線量との関係は直線となり比例する。

Fig. 10cに示すDoseguard 100面積線量計においては、196cm<sup>2</sup> (14cm×14cm)までは、照射野と相対線量との関係は直線となり比例する。

Fig. 10dに示すPD-4100面積線量計においては、144cm<sup>2</sup> (12cm×12cm)までは、照射野と相対線量との関係は直線となり比例する。

#### 2-3-5 光透過率

可動絞りの前面に電離箱線量計を取り付け、照射野ランプ(ハロゲンランプ)の光透過率を照度計(東京光学KK社製TOPCON光電池照度計Model SPI-71形)にてlx単位で測定し、相対的な割合を求めた。

九次式面積・照射線量計においては15μm厚のアルミ箔で電極を製作しているため、光の透過率は0%である。

DIAMENTOR M2面積線量計は90.7%の光透過率である。

Doseguard 100面積線量計は83.0%の光透過率である。

PD-4100面積・照射線量計の光透過率は64.9%であるが、これは三層電極構造であるためである。参考までに二層電極構造であるPD-4110照射線量計の光の透過率は83.7%となる。

Skin Dose Monitor V4.0については透過型でないため実験を行っていない。

#### 2-3-6 方向依存性

Skin Dose Monitor V4.0についてのみ、検出部を回

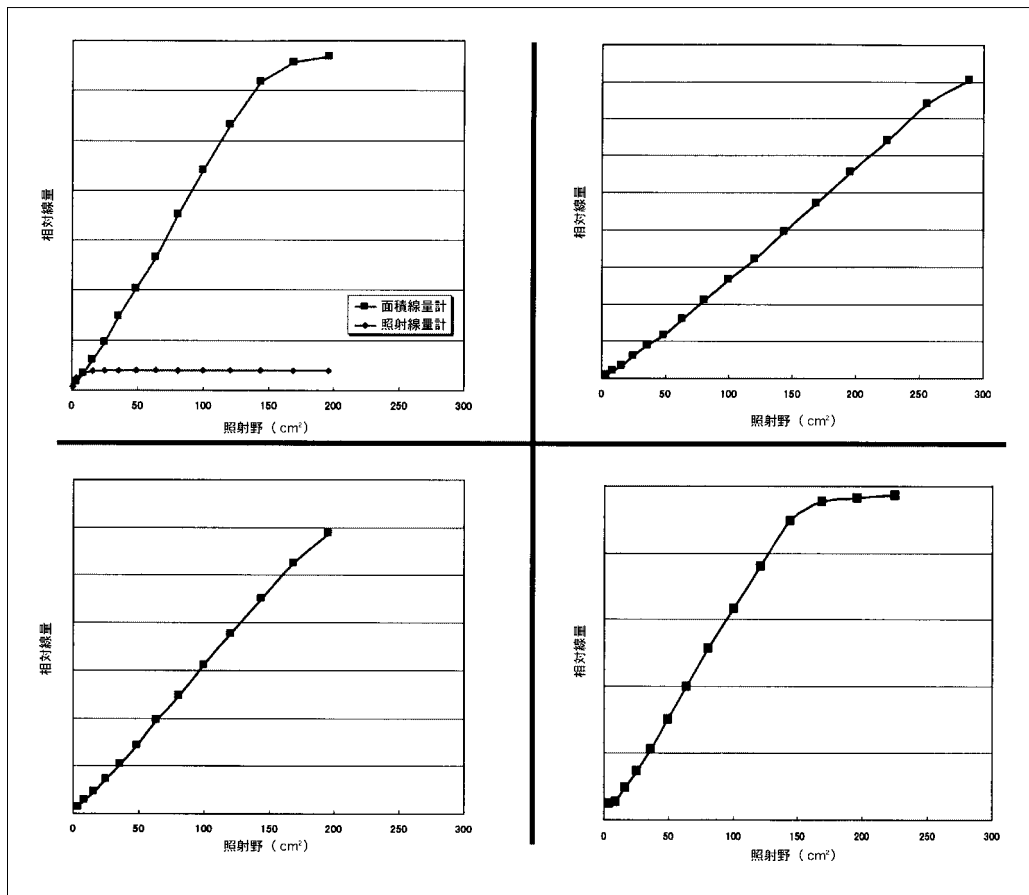


Fig. 10 Results of exposure field characteristics measurement for individual ionization chamber dosimeters.

- (a) Kyushu University type area/exposure dosimeter
- (b) PTW Corporation's DIAMENTOR M2 area dosimeter
- (c) RTI Electronics Corporation's Doseguard 100 area dosimeter
- (d) TORECK Corporation's PD-4100 area/exposure dosimeter

a	b
c	d

転させて方向依存性を求めた。その測定結果をFig. 11に示す。

### 3. 臨床応用のための検討

#### 3-1 可動絞り前面位置の透過型線量計と標準線量計との特性比較

基礎特性比較では、透過型線量計を同一距離に配置し測定を行ったが、臨床使用の場合には透過型線量計を可動絞り前面に配置するため、X線焦点から36cmの可動絞り前面に透過型線量計を設置し、X線焦点から90cmの位置に標準線量計としてIONEX線量計を配置して同時測定を行った。

測定に使用した透過型線量計は九大式照射線量計を使用した。

線質特性、線量特性、線量率特性の各測定結果をFig.12～14に示す。線質依存性は-10.8～1.4%，線量依存性は-6.7～0.4%，線量率依存性は-3.4～1.6%となり、線量計を同じ位置に置き測定した基礎特性比較

結果と同様の結果となった。Fig.13, 14に当院で標準体格の方の腹部正面撮影に使用する線量、線量率を小矢印で、腰椎側面撮影に使用する線量、線量率を大矢印で示す。臨床で使用する撮影領域は十分カバーできるものと判断する。

#### 3-2 組織吸収線量変換

2. 各種線量計の基礎特性比較ならびに3. 臨床応用のための検討では、線量計の照射線量や面積線量を標準線量計の値と比較し、その誤差を求めた。

照射線量を求めることができたので、次に、組織吸収線量に変換する必要があるが、組織吸収線量は次式より求めることができる。

$$\text{組織吸収線量 [ Gy ]} = \text{照射線量 [ C/kg ]} \times \text{後方散乱係数} \times \text{吸収線量変換係数 [ Gy / ( C/kg ) ]}$$

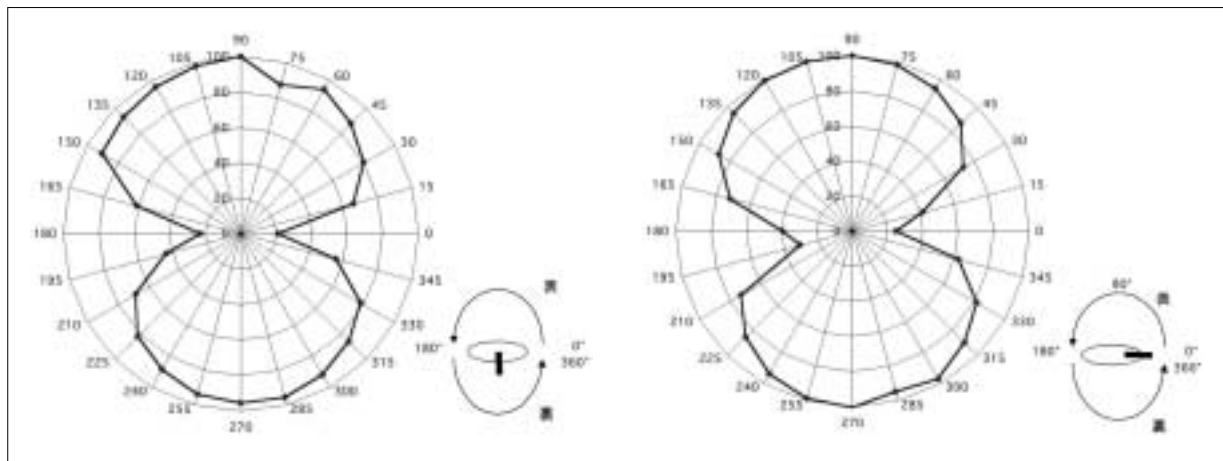


Fig. 11 Direction dependency of Skin Dose Monitor.

a | b

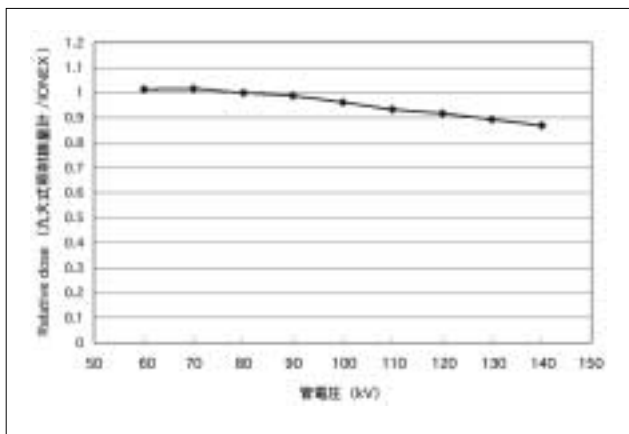


Fig. 12 Dose quality characteristics of Kyushu University type exposure dosimeter in clinical setting.

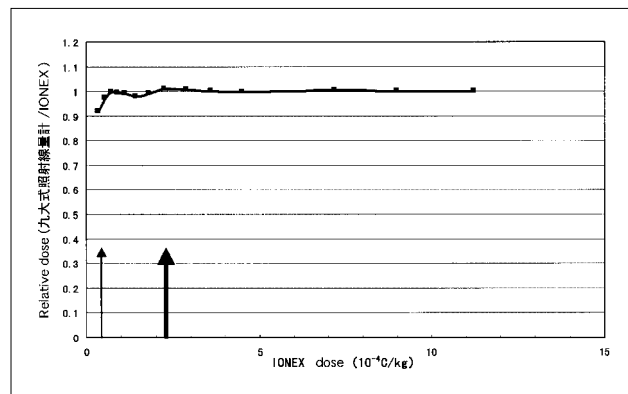


Fig. 13 Dose quantity characteristics of Kyushu University type exposure dosimeter in clinical setting.

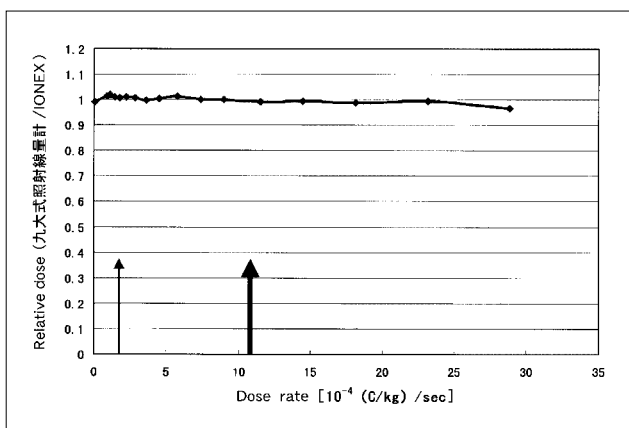


Fig. 14 Dose rate characteristics of Kyushu University type exposure dosimeter in clinical setting.

すなわち、照射線量が求められれば、後方散乱係数と吸収線量変換係数の数値を乗じれば組織吸収線量が求

められる。後方散乱係数は、患者皮膚表面では皮膚後面からの散乱があり、これを加味するために後方散乱係数 (back scatter factor: BSF) を乗ずる。後方散乱係数を Fig. 15 に示す<sup>7)</sup>。後方散乱係数は X 線エネルギー (Al 半価層) と照射野の大きさがパラメータとなっており、横軸が円形照射野の直径、縦軸が後方散乱係数となっている。臨床での照射野は長方形が一般的であるので、Table 2 をもとに長方形の照射野から等価な円形照射野を求める<sup>7)</sup>。

こうして求められた患者皮膚面位置での照射線量は、吸収線量変換係数を乗ずることにより吸収線量として評価されることになる。この吸収線量変換係数を Fig. 16 に示す<sup>6, 8)</sup>。

臨床での透過型線量計は、基準とした距離で校正し、実際の被写体までの距離から逆二乗則で計算すればよい。

すなわち、組織吸収線量は以下の計算式で求めればよいことになる。ただし、実際の被写体までの距離が

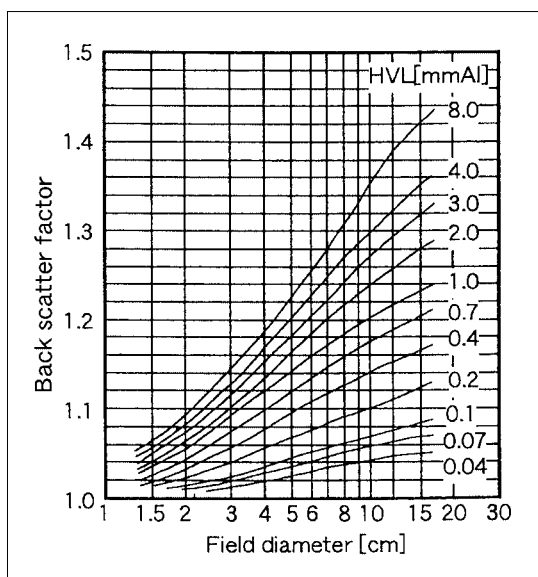


Fig. 15 Back scatter coefficient.

基準とした距離からかけ離れる場合には、空気による吸収も加味することが望ましい。

$$\text{組織吸収線量} = \text{照射線量} \times \text{後方散乱係数} \times \text{吸収線量変換係数} \times \left( \frac{\text{基準とした距離}}{\text{被写体までの距離}} \right)^2$$

### 3-3 ファントムを使用して組織吸収線量を測定する場合との比較

前述の組織吸収線量変換にあたり、後方散乱係数を換算するFig. 15では、円形照射野の直径を17cmまでしか換算することができず、臨床上行われる大きな照射野の場合には、そのエネルギーでの後方散乱計数の最大値を用いるか、もしくはBritish Journal of Radiologyの後方散乱係数をさらに外挿して用いなければならない。

そこで、簡便法として、20cm Solid Water Phantomの表面にIONEX線量計の0.3cm<sup>3</sup> chamberを埋め込み、その患者皮膚面位置での照射線量に吸収線量変換係数を乗じた簡便法による吸収線量と前述の吸収線量を比較した。その結果をTable 3に示す。その誤差は10%程度である。

## 4. 考察

組織吸収線量は照射線量×後方散乱係数×吸収線量変換係数で求めることができる。実際の臨床に使用する場合の誤差をX線管アンダーテーブル形DR専用透視撮影台の場合を想定して求めた。

後方散乱係数を求めるには照射面積を決めることが必要である。DR専用装置であるので、9インチ

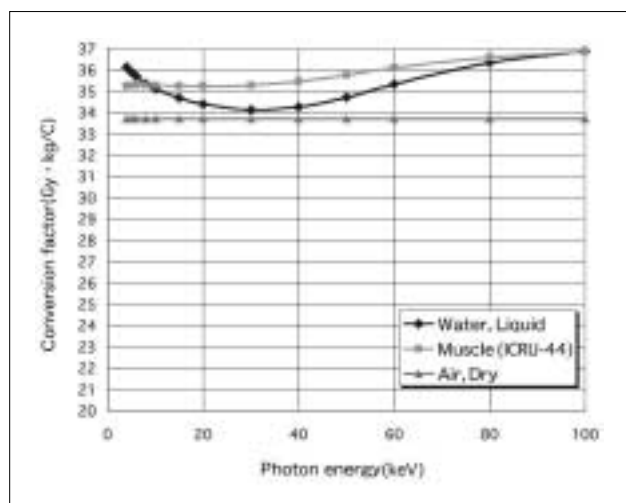


Fig. 16 Absorbed dose transfer coefficient.

(22.5cmφ)、12インチ(30cmφ)の円形照射野で撮影・透視する。焦点天板間距離:66cm、平均被写体厚:22cm、速射装置前面~I.I.間距離:2cmの幾何学的配置を計算して、9インチイメージ使用時の被写体位置での照射野:16.5cm直径、12インチイメージ使用時の被写体位置での照射野:22cm直径となり、その値から求めればよいことになる。その結果をTable 4に示す。仮に、80kV、9インチ(16.5cmφ)での後方散乱計数である1.315を、管電圧が60~120kVの範囲で12インチ(22cmφ)イメージ使用時に適用しても、その誤差は-2.05~4.94%となる。

Fig. 16より求めた吸収線量変換係数をTable 5に示す。仮に、管電圧80kVでの吸収線量変換係数である34.2を管電圧60~120kVの範囲に適用しても、-0.02~0.38%の誤差の範囲に収まる。

すなわち、

$$\begin{aligned} \text{組織吸収線量} &= \text{照射線量} \times 1.315 \times 34.2 \\ &= \text{照射線量} \times 44.97 \end{aligned}$$

で求めても、後方散乱計数、吸収線量変換係数の誤差は前述の使用範囲では約8%以下の誤差に収まる。

各透過型線量計の線質・線量・線量率依存性は最大13%程度であるため、トータルの誤差は20%程度となる。

胸部撮影の場合では、照射面積はほとんど変化せず、撮影管電圧(実効エネルギー)も変わらないことから、後方散乱係数も吸収線量変換係数も一定の値になる。しかし、胸厚が変わるため、その厚さに応じて距離の逆二乗則で計算することが必要になる。仮に距離の逆二乗則を計算しなくても、胸厚22cmを基準にし





Table 3 Tissue absorbed dose comparison between calculated and measured value with phantom.

部位	組織吸収線量	ファントムで測定した吸収線量	誤差%	照射条件		
胸部撮影	0.14mGy	0.13mGy	-7.10	120kV	200mA	20msec 185cm
腹部撮影	2.81mGy	2.51mGy	-10.70	70kV	400mA	100msec 90cm
腹部透視	4.78mGy	4.27mGy	-10.70	70kV	1mA	60sec 90cm

Table 4 The value of back scatter coefficient.

管電圧 (kV)	半価層 (mmAl)	後方散乱係数		80kV 16.5cmφを 基準とした誤差(%)	
		16.5cmφ	22cmφ	16.5cmφ	22cmφ
60	2.22	1.288	1.310	-2.05	-0.38
70	2.54	1.300	1.322	-1.14	0.53
80	2.85	1.315	1.335	0.00	1.52
90	3.24	1.331	1.347	1.22	2.43
100	3.65	1.340	1.362	1.90	3.57
110	3.98	1.350	1.372	2.66	4.33
120	4.35	1.358	1.380	3.27	4.94

Table 5 The value of absorbed dose transfer coefficient.

管電圧 (kV)	実効エネルギー (keV)	吸収線量 変換係数	80kV 基準に 対する誤差(%)
60	30.2	34.19	-0.02
70	32.0	34.19	-0.03
80	33.6	34.20	0.00
90	34.5	34.21	0.03
100	37.2	34.26	0.17
110	38.0	34.28	0.22
120	39.8	34.33	0.38

て、15~30cmの胸厚の場合には-1~7%の誤差になる。透過型線量計で測定した照射線量は、撮影条件が大きく変わらなければ、誤差は小さくなるため、トータルの誤差は10%以内に収まるものと思われる。

Skin Dose Monitor V4.0は比較的精度よく簡便に測定できる線量計である。しかし、冠動脈造影時などでは、X線の入射角度を種々変化させ、皮膚面に照射される位置が変わるため皮膚面に貼り付ける位置が問題となる。冠動脈造影時のX線入射角度による背面より見た皮膚面照射範囲をFig. 17に示す。

## 5. まとめ

被検者被曝管理のための線量計として九大式面積・照射線量計、PTW社製 DIAMENTOR M2面積線量計、RTI Electronics社製 Doseguard 100面積線量計、トーレック株式会社製PD-4100面積・照射線量計を、リアルタイム積算皮膚線量計として、マクマホンメディカル社製 Skin Dose Monitor V4.0の基礎特性を、標準線量計としてIONEX線量計を使用し、求めた。

線質依存性についてはテストした透過型線量計において、-13~0.7%となった。線量依存性については、-11~3.2%、線量率依存性については、-4.6~8.3%となった。臨床応用の場合の検討事項として透過型線量計を可動絞り前面に配置してのテスト結果についても、ほぼ同様の結果となった。

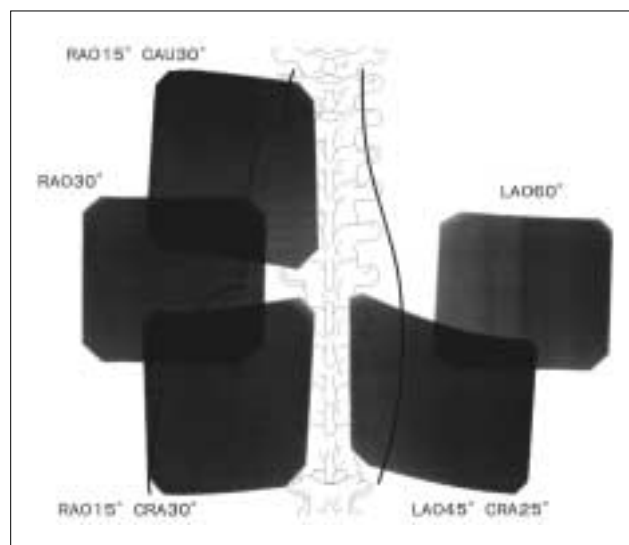


Fig. 17 Posterior view of exposure area in coronary angiography.

Skin Dose Monitor V4.0の測定結果は線質依存性は-13~2.0%、線量依存性は-24~1.0%、線量率依存性は-6.0~1.0%となった。

実際の臨床に使用する場合の誤差はX線管アンダーテーブル形DR専用透視撮影台を想定し、組織吸収線量を求めた場合(管電圧60~120kVで9インチ、12インチを使用)、組織吸収線量=照射線量×1.315×34.2と

後方散乱計数，吸収線量変換係数を一定の値として計算しても約8%以下の誤差に収まる。

透過型線量計にて照射線量を求めると，最大13%の誤差があることから，組織吸収線量を求めるのにトータル20%程度の誤差となる。

胸部撮影の場合では，照射面積はほとんど変化せず，撮影管電圧(実効エネルギー)も変わらないことから，トータルの誤差は10%以内に収まると思われる。

ここでは，面積線量計と照射線量計を使用した，臨床応用する場合，面積線量計で求めた値( $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ )を面積で除してやらなければ照射線量にならない。心臓血管造影撮影装置のようにC型アームなどを搭載し，X線焦点から被写体表面までの距離を常に変化させる場合でも，面積線量の値は同一になることから，利点もあるといえるが，透過型の照射線量計での測定を行うべきであるとする。可能ならば面積線量と照

射線量が同時に測定できる透過型面積・照射線量計の使用が最も望ましい。

リアルタイム積算皮膚線量計の使用は若干誤差が大きいものの，簡便にどこでも使用できる利点がある。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり，第56回日本放射線技術学会総会学術大会において宿題報告の機会を与えてくださいました川村義彦会長，平林久枝大会長，および関係役員の皆様，また，実験機器を借用させていただきました東洋メディク株式会社，極光株式会社，トーレック株式会社，株式会社東機賢に感謝申し上げます。

さらには，貴重なご助言をいただきました名古屋大学の小山修司先生，九州大学病院の泉 隆，小宮 勲学兄はじめ放射線部の皆様感謝申し上げます。

## 参考文献

- 1) 真崎規江，森 嘉信，澤田昭三：放射線治療学・放射線生物学．p.11，通商産業研究社，東京，(1992)。
- 2) 生活環境放射線調査専門委員会：生活環境放射線(国民線量の算定)．原子力安全研究協会，(1992)。
- 3) 新開英秀，江副正輔，重谷 昇，他：患者被曝線量計として開発した二重電極型電離箱の特性評価．日放技学誌，50(9)，1565-1572，(1994)。
- 4) 新開英秀，江副正輔，重谷 昇，他：患者被曝線量計として開発した小型電極電離箱の特性評価．日放技学誌，52(5)，639-644，(1996)。
- 5) 小山修司，津坂昌利，前越 久：診断領域X線の実効エネルギーと吸収線量の求め方．日本放射線技術学会 計測分科会誌，2(3)，42-43，(1995)。
- 6) Seltzer SM and Hubbell JH：前越 久 監：光子減弱係数ハンドブック．放射線医療技術学叢書，日本放射線技術学会，京都，(1995)。
- 7) Central axis depth dose data for use in radiotherapy. Br J Radiol (suppl) 17，(1983)。
- 8) 前越 久，津坂昌利，小山修司，他：医療被ばく及び職業被ばく評価に必要なデータのいろいろ．日本放射線技術学会 東海支部会誌(記念誌)，16-31，(1998)。

## 図表の説明

- Fig. 1 実験に使用した透過型線量計 .  
( a ) 九大式面積・照射線量計 , ( b ) PTW社製 DIAMENTOR M2面積線量計 , ( c ) RTI Electronics社製 Doseguard 100面積線量計 , ( d ) トーレック社製 PD-4100 面積・照射線量計
- Fig. 2 IONEX線量計の校正定数 .
- Fig. 3 Al半価層と実効エネルギーとの関係 .
- Fig. 4 各電離箱線量計の線質特性測定結果 .
- Fig. 5 Skin Dose Monitorの線質特性測定結果 .
- Fig. 6 各電離箱線量計の線量特性測定結果 .
- Fig. 7 Skin Dose Monitorの線量特性測定結果 .
- Fig. 8 各電離箱線量計の線量率特性測定結果 .
- Fig. 9 Skin Dose Monitorの線量率特性測定結果 .
- Fig. 10 各電離箱線量計の照射野特性測定結果 .  
( a ) 九大式面積・照射線量計 , ( b ) PTW社製 DIAMENTOR M2面積線量計 , ( c ) RTI Electronics社製 Doseguard 100面積線量計 , ( d ) トーレック社製 PD-4100面積・照射線量計
- Fig. 11 Skin Dose Monitorの方向依存性 .
- Fig. 12 臨床配置による九大式照射線量計の線質特性 .
- Fig. 13 臨床配置による九大式照射線量計の線量特性 .
- Fig. 14 臨床配置による九大式照射線量計の線量率特性 .
- Fig. 15 後方散乱係数 .
- Fig. 16 吸収線量変換係数 .
- Fig. 17 冠動脈造影時の背面より見たX線照射範囲 .
- Table 1 実効エネルギー測定結果 .
- Table 2 矩形照射野と等価な円形照射野 .
- Table 3 ファントムを使用して組織吸収線量を測定する場合と組織吸収線量の比較 .
- Table 4 後方散乱係数の値 .
- Table 5 吸収線量変換係数の値 .