

は、エネルギーは測定する必要がない。しかしながら、実際には、使用する電離箱等の補正には必要である。

線量測定に必要なものは、CT用電離箱と円筒形、直径16cm、32cmのPMMAファントムのみである。

評価方法の時代的流れとして、初期のコンベンショナルCTでは、1スキャン（回転）ごとにベッド移動を行う機構で必要な範囲をスキャンするマルチスキャンが基本であった。その後、ベッド移動を同期させるヘリカルスキャン（SSCT）が開発された。ベッド送りの速度により、照射部位の重なりが問題となってきた。さらに、その後、検出器を多くして、短時間に体軸方向をスキャンできるマルチスライスCT（MSCT）が開発された。論文によっていろいろな名称が使用されているようであるが、最近では、初期型をコンベンショナルCT、ヘリカルスライスCTを、単一検出器を用いたヘリカルCT：SSCT、多列検出器を用いたヘリカルCT：MSCTに分類している。名称と定義の詳細については、多くの書物があるので参照してほしい。表現が誤っている際にはご容赦願いたい。

全てのX線CTの線量評価の基本は、どのようなスキャン方式等の名称がについても同じ方法で評価できる。

ヘリカルCTの出現で重なり（ビームピッチ）を評価する必要が出てきた。スキャン方式の変化や重なり部分の評価がわかりにくさを増しているが、計算式をよく見れば、それほどでもない。

(c) 線量評価

線量計は実効長100mmのCT用ペンシル形電離箱、線量測定用ファントムは、頭部16cm直径、腹部32cm直径、長さともに15cm、径の中心と、表面下1cmの4箇所電離箱を挿入できる穴がもうけられている（図1）。

ICRP、IECでは腹部は直径32cmとなっている。IAEAでは30cmとなっている。径に対する変換を行えばどちらでも可能であるが、今回はIECが示している32cmを基本とした。

IEC規格では、エネルギーを求めなくても線量評価は可能であるが、電離箱等を補正するためには必要である。さらに、組織内吸収線量を評価するためにも必要である。そこで、まず、入射されるエネルギーを求める。一般のX線装置でもフィルタによってエネルギーが異なるが、CTの場合にはその影響が大きい。そのため、最初に半価層を測定する。これは、電離箱のエネルギー補正、ファントム内での吸収線量を求めるために必要である。さらにCTは

フィルタがBow tie（蝶ネクタイ）—左右が厚く中心が薄い形のアーチ形フィルタで、メーカー、機種によってその形状、厚さが異なる。加えて、アクリルはエネルギーによって大きく吸収線量変換係数が異なる。半価層測定は不可欠である。

① 半価層（HVL）測定

アルミニウム減弱法で半価層の測定し、得られた半価層から実効エネルギーに換算する。計算に必要なデータは、データブック¹²⁾を参照する。

アルミニウム（Al）密度 ρ ：2.699g/cm³、質量減弱係数 μ/ρ から線減弱係数 μ は以下の式で求める。

$$\mu(\text{cm}) = \text{密度}(\text{g/cm}^3) \times \text{質量減弱係数}(\text{cm}^2/\text{g})$$

半価層（HVL）は、 $\text{HVL} = 0.693/\mu$ で求める。注意すべきは、上の式では単位がcmとなっている。一般的にはmmとする。得られたアルミニウム半価層はmmAlとなる（表4）。

実際的な、半価層測定を示す。

イ) X線管固定による測定（図2-(1)）

X線管を上方で固定できるならば、固定した状態でCT用電離箱を配置しアルミニウム減弱法で半価層を測定する。アルミニウム板の位置は可能なかぎり上方に配置する。このとき発泡スチロールなどを利用して測定部分には何も置かない状態とする。電離箱の位置は後方からの散乱線が少なく、かつアルミニウムから離れた位置（おおよそ回転中心）に配置する。使用管電圧ごとにアルミニウム減弱法で半価層を求める。

その際注意すべきは、通常のスキャン用と校正用（スキヤノグラフィ用）のフィルタがあり、それらの形状、厚さが異なっている。測定に際しては必ず、スキャン用フィルタであることを確認する。

ロ) 通常のスキャン状態での測定1（図2-(2)）

X線管の固定が不可能な場合は、円柱形のアルミニウムが必要である。電離箱は回転中心に配置し、アルミニウム円柱の直径は40cmのものを使用する。円筒形のアルミニウムの厚さを変化させて半価層を求める。この方法で得られた半価層は、散乱線などの影響を受けて、X線管固定法による測定よりもやや大きな値となる。

測定上の注意点として、ベッドが動かないように、移動をゼロにするか、ガントリ挿入方向と逆になるように電離箱を配置する。ベッドの移動により線量計の位置が変化しないように注意する。

表4 半価層 (HVL) 測定のための基礎データ

実効エネルギー [keV]	μ/ρ [cm ² /g]	μ [cm ⁻¹]	半価層 (mmAl)
10	26.2300	70.795	0.10
15	7.9550	21.471	0.32
20	3.4410	9.287	0.75
30	1.1280	3.044	2.28
40	0.5685	1.534	4.52
50	0.3681	0.994	6.98
60	0.2778	0.750	9.24
80	0.2018	0.545	12.72

アルミニウム(Al) : 密度 ρ 2.699 [g/cm³]

文献) 光子減弱係数データブックのデータを改変

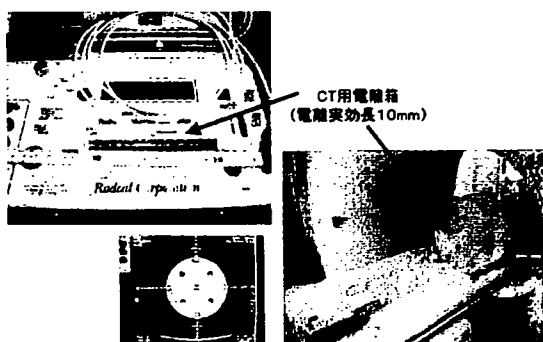


図1 CT用線量計と測定PMMA (アクリル) ファントム

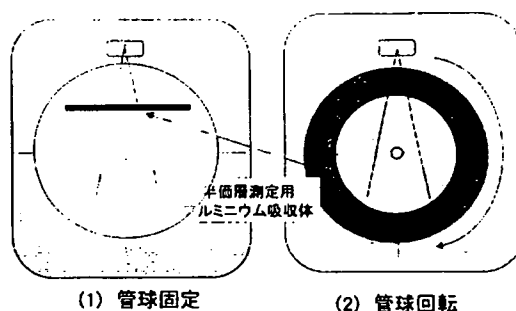


図2 半価層 (HVL) 測定配置図

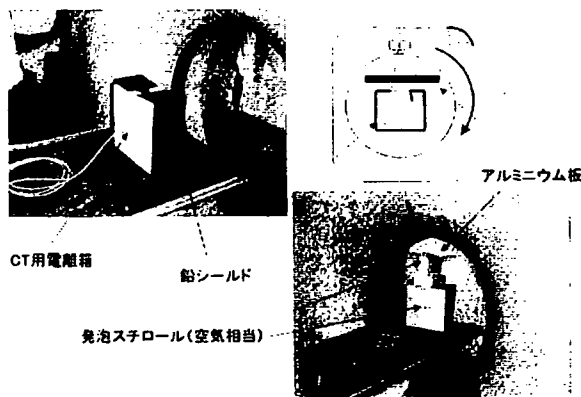


図3 半価層測定2 (名古屋大学, 小山修司先生考案)

ハ) 通常のスキャン状態での測定2 (図3)

イ), ロ) のようなものは特殊であるため, より簡便に評価するため, 鉛板 (2mm 程度) を使用してベッド上に, 回転上部のみ鉛無し状態で, 回転中のその隙間のみに入射する線量を測定する方法も考案されている. この場合には, アルミニウム板は鉛のない位置より高い部分に配置し, 通常半価層測定を行う. やや精度は落ちるが, 線量評価で使用するにはほとんど問題はない. 図3は名古屋大学の

小山修司先生の考案された方法を示す.

② 線量測定

IAEA のガイダンスレベルでは, アクリル製ファントムを用いて直径 16cm, 30cm, 長さ 15cm での回転中心のスライス厚 1cm としたときの 15 スキャンしたときの中心 7 スキャン目の位置の平均線量で求める. スライス厚が異なる場合は, 15cm の長さをスキャンする. ガイダンスレベルでは TLD で求めている. 線量分布を求めるためには必要な方

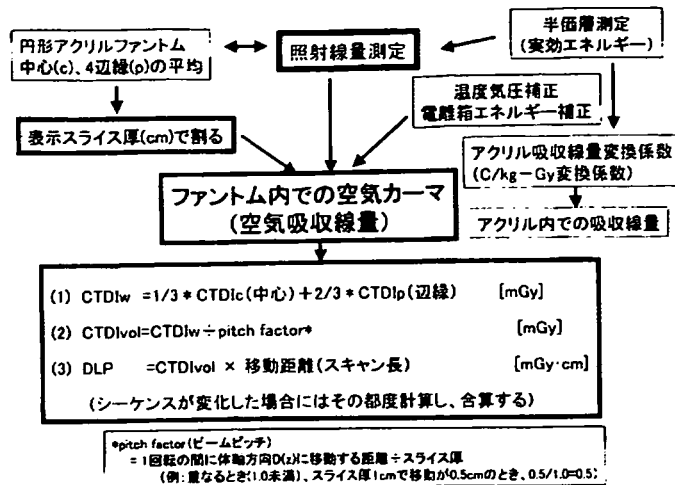


図4 CT検査の線量評価の流れ

法であるが、校正、測定などが非常に煩雑で一般的ではない。

現在では、CT用電離箱で測定することをICRP、IECも勧告している。電離箱で測定した場合、CTDIではCTDI₁₀₀と100（電離箱の実効長100mm）を記載している。最近では記載されていないものもある。記載していなくとも電離箱で測定したものと見なしている。

ファントムは市販されている16cmφ、32cmφ（あるいは30cmφ）、長さ15cmのアクリルを使用する。頭部を16cmφ、腹部を32cmφ（あるいは30cmφ）と仮定して測定する。胸部のような肺組織を含むもの、小児は、基本的に対象とされていない。頭部と腹部（あるいは腰椎）のみの評価である。

測定評価で重要なことは、CT用電離箱の測定値（表示値）はスライス厚によって異なる。10mm厚のときと5mm厚ではその表示値は1/2となる。測定した値を必ずスライス厚で除する（割る）。除することによって単位はC/kg（あるいはR）、最終的にはGyとなる。長さ成分（cm）がなくなっていることを確認する。図4に線量評価の流れを示す。

イ) CTDI₁₀₀ 測定 (IEC60601-2-44 p10 2.106)

$$CTDI_{100} = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

ここで、CTDI₁₀₀は、中心軸に沿って-50mmから+50mmまでの単一スキャンにより生成され積分されたものである。D(z)は体軸方向の空中吸収線量、Nは単一スキャンでの断層枚数（スキャン数）、Tは名目スライス厚である。

ファントムはベッド上に配置する。可能ならば、

X線吸収の少ない発泡スチロールなどを用いて線量計をガントリ内の空中に支持し、ベッドの吸収を含まない測定も行ってみる。

注意事項は、ベッドが動かないようにベッド移動をゼロ、同一位置で測定することである。

ファントムの長さが15cmであるので、その中心7.5cmの位置をCT用電離箱の中心に合わせ、回転中心で測定する。この際、回転中心を確認するためモニタ上にスケールを表示させて、回転中心に合わせるようにする。次に、測定する部位に用電離箱を挿入する。

物質内での照射線量は電離箱で得られた表示値を名目スライス厚で除する。得られた照射線量にPMMAのエネルギーに対応する吸収線量変換係数(f-factor)を乗じて吸収線量を求める。使用する物質がPMMAでない場合は、その使用物質のf-factorを乗じて求める。照射線量は、3～5回測定して平均値を求める。その際の変動係数（標準偏差/平均値）が0.05（5%）以下（装置が安定していれば十分この範囲に入る）ならばその平均、変動係数が0.05以上の場合は最大値も記録しておく。

ロ) CTピッチ係数 (IEC60601-2-44 P10 2.107)

$$CTpitchfactor = \frac{\Delta d}{N \times T}$$

CT Pitch factorは、Δdは線源の回転あたりの体軸方向z方向に移動した長さ（移動量）、Nは単一スキャンに相当する断層数（スキャン数）、Tは名目スライス厚である。このピッチは線束側からみるビームピッチで、重なりがない場合は、1.0より大きく、重なりがある場合、1.0より小さくなる。

ハ) Wighted CTDI100 (CTDI_w) 測定 (IEC60601-2-44 p22-23 29.1.103.3)

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100:center} + \frac{2}{3} CTDI_{100:peripheral}$$

CTDI_w は式で与えられ、CTDI_{100,c} は、中心での測定された吸収線量を示し、CTDI_{100,p} は、表面下 1 cm で測定された吸収線量 4 点の平均である。辺縁の線量は、装置によっては変動係数が 0.05 以上（ばらつきが大きい）になるものもある。その場合には、同じ位置で最低 5 回測定した平均値（辺縁のある部分の線量とする）で評価する。同じように残りの 3 点も求め、その 4 辺の平均吸収線量を求める。

二) Volume CTDI_w (CTDI_{vol}) (IEC60601-2-44 p23-24 29.1.103.4)

ここでは、評価によって 3 通りの方法がある。

① 単一スキャン

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{\Delta d} CTDI_w$$

② ヘリカルスキャン

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{CTpitch\ factor}$$

③ あらかじめプログラムされていない場合

$$CTDI_{vol} = n \times CTDI_w$$

ここで、n はあらかじめプログラムされた回転数の最大と同じとなる。これは、①あるいは②を手計算で行うことと同じである。表現の違いととらえればよい。

ホ) Dose-length product (英文 ICRP 87 P41), DLP

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot T \cdot N \cdot C$$

DLP は、CTDI_w に体軸方向（スキャンの長さ）を乗じた評価方法である。i はスキャンシーケンの数、nCTDI_w は mAs 値あたりの線量、T は名目スライス厚、N は回転数、C は照射 mAs 値を示す。具体的な計算方法は省略するが、途中でシーケンスが変化した場合にも対処できる。それぞれのピッチごとに計算し、最終的に合算して求める。ヘリカル CT においてスキャン長が同じでも、ピッチが異なればその線量に変化する。また、MSCT について

もピッチのとり方によって一般の CT より線量が増加するかどうかなどの評価に用いることができる。DLP は線積分線量と表現されることもある。

③ カーマ（吸収線量）への変換

照射線量を吸収線量に変換するためには、空気の W 値が必要である。ここでは 33.97eV を用いる（2002 年の法改正の通知文で示された照射線量から吸収線量への変換係数）。変換に必要な基礎データは、日本放射線技術学会より出版されている『光子減弱計数データブック』から得ることができる。

それらの値を用いて、ファントム内の吸収線量 D_m は以下のようにして求める。

まず、線量計の指示値が C/kg の場合には、以下の式で照射線量 X (C/kg) を求める。

$$X(C/kg) = M \times N_c \times k_1 \times P_{ion}$$

$$k_1 = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 \times T_0)} \times \frac{P_0}{P}$$

ここで、M は線量計の表示値 (C/kg)、N_c は国家標準で得られたエネルギーごとに定められた校正定数、k₁ は温度気圧補正係数である。T₀、P₀ は校正されたときの基準温度と気圧（一般的には 22°C、101.3kPa）、T、P は測定時の気温と気圧を示す。P_{ion} はイオン再結合補正係数で、通常 1.00 を用いる。

次に、照射線量 (C/kg) からカーマ (Gy、診断領域のエネルギーでは吸収線量と等価となる) を算出する。

イ) (ファントム内) 空気カーマ（吸収線量）の算出

$$D_{m,air} = X \times W/e$$

W 値は 33.97eV、W/e は (33.97(eV) × 1.602 × 10⁻¹⁹(J/eV)) / 1.602 × 10⁻¹⁹(C) = 33.97(J/C) となる。C/kg で得られた場合には、33.97(J/C) を乗じれば、空気カーマ（吸収線量）が得られる。1 R のときは 33.97(J/C) × 2.58 × 10⁻⁴(C/kg) = 0.00876(J/kg = Gy) を乗じれば求めることができる。すなわち 1 R は 0.00876Gy となる。ここで示す空気吸収線量はあくまでも、アクリル内で得られた電離箱内の空気カーマ（吸収線量）である。ファントム物質が変化すれば、この値は変化する。

表5 実効エネルギーとエネルギー吸収係数

実効エネルギー [keV]	エネルギー吸収係数(μ_{en}/ρ):[cm ² /g]			
	(1)	(2)	(3)	(4)
10	4.7420	4.9870	4.9440	3.0260
15	1.3340	1.4020	1.3740	0.8324
20	0.5389	0.5663	0.5503	0.3328
30	0.1537	0.1616	0.1557	0.0965
40	0.0683	0.0722	0.0695	0.0460
50	0.0410	0.0436	0.0422	0.0307
60	0.0304	0.0326	0.0319	0.0253
80	0.0241	0.0262	0.0260	0.0230

(1)は、空気: AIR DRY (NEAR SEA LEVEL) 密度 ρ : 0.001205 [g/cm³]
 (2)は、皮膚軟部組織: TISSUE SOFT (ICRU-44) 密度 ρ : 1.060 [g/cm³]
 (3)は、水: WATER LIQUID 密度 ρ : 1.000 [g/cm³]
 (4)は、アクリル: POLY METHYL METHACRYLATE (ACRYL) 密度 ρ : 1.180 [g/cm³]である。
 値はデータブックの値を小数4桁で四捨五入したものを示している。

表6 エネルギー吸収係数から吸収線量変換係数算出

実効エネルギー [keV]	吸収線量変換係数					
	C/kg			R		
	(1)(1)	(1)(2)	(1)(3)	(2)(1)	(2)(2)	(2)(3)
10	35.257	35.471	21.8772	0.0092	0.0091	0.0065
15	33.7015	34.3866	21.1988	0.0092	0.0092	0.0055
20	35.6972	34.8885	25.8783	0.0092	0.0089	0.0054
30	35.7185	34.4120	21.2188	0.0092	0.0089	0.0056
40	33.8787	31.5188	22.8788	0.0093	0.0089	0.0059
50	38.1242	34.8842	25.4381	0.0092	0.0080	0.0066
60	38.2224	35.4482	28.2711	0.0094	0.0082	0.0073
80	38.9328	38.2281	32.4195	0.0095	0.0085	0.0084

(1)は、空気: AIR DRY (NEAR SEA LEVEL) 密度 ρ : 0.001205 [g/cm³]
 (2)は、皮膚軟部組織: TISSUE SOFT (ICRU-44) 密度 ρ : 1.060 [g/cm³]
 (3)は、水: WATER LIQUID 密度 ρ : 1.000 [g/cm³]
 (4)は、アクリル: POLY METHYL METHACRYLATE (ACRYL) 密度 ρ : 1.180 [g/cm³]である。
 値はデータブックの値を小数4桁で四捨五入したものを示している。

表7 32cmφから30cmφへの換算(例)

管電圧 [kV]	半価層 [mmAl]	実効エネルギー [keV]	変換係数
80	3.80	37.87	1.20
100	4.69	41.84	1.20
120	5.79	46.15	1.18
135	6.63	49.19	1.17

CT装置: 東芝X-VIGOR REAL

ロ) ファントム吸収線量の算出

$$D_m = X \times \frac{W}{e} \times \frac{(\mu_{en}/\rho)_{med}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}}$$

ここで、Xは前述の補正された媒体内での照射線量、W/eは3.97(J/C)である。(μ_{en}/ρ)_{med}は媒体のエネルギー吸収係数で、medはこの場合PMMA(アクリル)である。(μ_{en}/ρ)_{air}は空気のエネルギー吸収係数、(μ_{en}/ρ)_{med} / (μ_{en}/ρ)_{air}は吸収線量変換係数(f-factor)となる。これらは、データブックよりその数値を読み取り計算で求める。表5、表6にC/kgで測定した場合とR

(レントゲン)で測定した場合の吸収線量変換係数をエネルギーごとに示した。

④ Geometric efficiency (幾何学的効率)

IECでは、装置の表示にGeometric efficiency in z-direction(z軸方向の幾何学的効率)を表示するように勧告している。その本文では“70%以下となる場合には必ず表示すべきである。”としている。公称(表示)スライス厚1mmとしてあっても、測定すると2mm(実スライス厚)であったことを経験している。この場合には効率は50%となる。メーカー等ではX線線量効率(dose efficiency)と表記

している。幾何学的効率は次の式で求める。

$$\text{efficiency} = (\text{公称スライス厚} \div \text{実スライス厚}) \times 100(\%)$$

この概念を考慮したCTDIvolは以下に示すようにCTDIvolを算出してから求める。

$$\text{CTDIvol} \div \text{efficiency}(\%)$$

⑤ 32cmφのファントムから30cmφへの線量変換
実測では、エネルギーが高くなるに従ってその割合が小さくなるが、32cmφのアクリルを30cmφのアクリルに変換するにはおおよそ1.20倍となった。

表7は東芝X-VIGOR REALによるものである。使用する装置によって同一管電圧でもエネルギーが異なるため、半価層を測定することが望ましい。30cmφ、32cmφのどちらのファントムで測定したか明記する。32cmφの測定データ（計算された中心部の吸収線量）から30cmφの変換係数を記載する。計算で求めることができない場合には係数1.20（推奨）を用いる。すなわち、32cmφのアクリルファントムで測定した場合、1.20倍することにより30cmφのアクリルで測定した値とほぼ等価になる³⁾。

4. X線CTの実効線量推定ソフトウェア

1) はじめに

X線CTにおける被ばく線量の推定は、CT用電離箱とPMMA（アクリル）円筒形ファントムを用いて評価するCTDI（Computed tomography dose index）などが使用されている。しかし、これは装置の管理のためであって被ばく評価には問題があるという意見が多い。特に患者さんに線量を説明する場合、その原理を説明するだけでも大変な労力を要する。実効線量の概念を用いて検査の危険（リスク）が判明すれば、必要性和危険性を理解できる可能性がある。しかし、診断領域で確率的影響を論じるには問題があるという意見もある。そのような状況において、装置、条件等を入力することによりCTDIなどの計算でき、そのデータをもとに実効線量を計算できるソフトが公開されている。ここではその代表的なソフトImPACTの概要を述べる。

紹介するソフトウェアは、イギリスにあるImPACTが無償で提供しているImPACT CT Patient Dosimetry Calculatorである。これはイギリスやヨーロッパにおいて、CTの線量調査データを基に実効線量を推定している。しかし、このソフ

トウェアは単独では使えない。イギリスのNational Radiological Protection Board (NRPB) が提供しているSR250というモンテカルロシミュレーションデータが必要である。残念なことに、SR250は無償である。

ImPACT CT Patient Dosimetry CalculatorはホームページのCT dosimetry (www.impactscan.org/ctdosimetry.htm) よりダウンロードすることができる。SR250についてはNRPBより購入することになる。

2) 入手方法

SR250の購入方法については（他の方法があるかもしれませんが）、先ずNRPBのPublications, PublicationsからElectronic Mediaを、Electronic MediaからsoftwareのNRPB-SR250にアクセスする (www.nrpb.org/publications/software/sr250.htm)。

3) 使用方法

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculatorは、Microsoft Excelのマクロ機能を用いて使用する。購入したSR250をCTDosimetry.xlsにインストールする（このソフトはMicrosoft Windows上で動作するが、SR250が単独ではMS-DOS上でしか動作しない）。このSR250のインストールで始めて使用可能となる。

具体例を示す。

東芝製Asteion、男性頭部のX線CT検査、管電圧135kV、管電流150mA、スキャン時間1.0s、スライス幅10mm、ビームピッチ1.00でスキャン幅150mmとする。

ScanCalculationシートのScanner ModelからToshiba、ScannerをToshiba Asteionを選択する。管電圧は135kVを選択する。Scan RegionはHead（デフォルト）を選択する。Scan rangeは開始位置と終了位置を入力あるいは、Phantomシートで決定する。後者が分かりやすい。スキャン部位が頭部、スキャン幅が150mmであるのでPhantomシートより、開始位置が0cm（0mm）で終了位置が15cm（150mm）となる。Patient Sexは男性ならm、女性ならfを入力する。ブランクのままであれば、平均の値で実効線量は算出される。

Acquisition Parametersにおいては、mAは150、Rotation timeは1.0secを選択し、mAs/Rotationは自動的に計算されて、150（150×1.0）となる。Collimationは8mmを選択、Slice Widthは実測データを用いるのでブランクにしておく。Pitchは1.00を入力する。Update Data Set ボタン

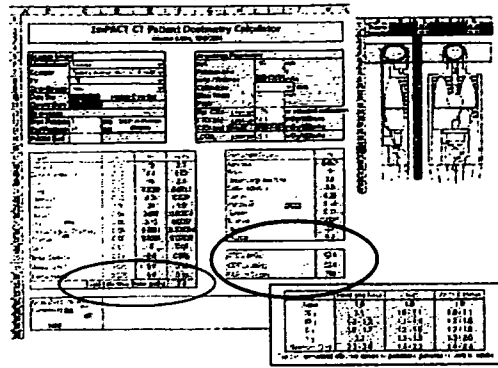


図5-1 ImPACTを使用した計算例

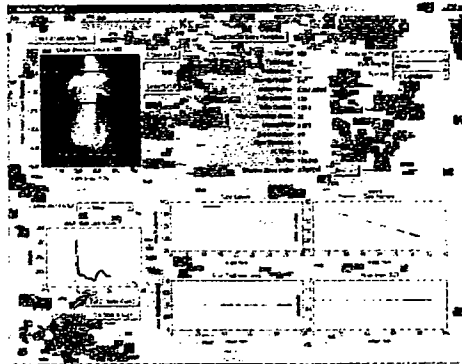


図5-2 BioArts Dose Calcによる計算例

を押すと実効線量が算出される(図5-1)。計算結果にはCTDI_w、CTDI_{vol}、DLPが表示される。

4) 計算結果(表示データ)について

この例では、実効線量は7.4mSvとなった。この結果については、このソフトはイギリス、ヨーロッパを対象としているので、日本人の体格では補正する必要があると述べている¹⁵⁾。取り扱いには注意が必要である。また、Paediatricのシートでは、成人を1.0として、新生児、1、5、10、15歳とそれぞれの値を乗ずることで年齢に応じた実効線量を算出できると記載されている。このソフトは成人を対象としているが、小児の場合には係数を乗じることで得られるとしている。しかし、このソフトで表示された線量と実測したものを比較するとおおよそ一致している(表8)。

X線CTに限らず被ばく線量は、使用する装置で実測しなければならないが、このようなソフトの利用で、おおよその線量が把握できる。実効線量の評価には問題はあるが、他のリスクと比較することにより日常生活のリスクレベルと変わらないことも確認できる。CT検査で受けた部位の臓器の平均吸収線量の「Gy:グレイ」と、全身(放射線を受けた部位と受けない部位)の各臓器の平均吸収線量に組織荷重係数を乗じた、実効線量の「Sv:シーベル

」を明瞭に区別できるなら、CT検査で受ける患者さんの線量を説明するのに役立つ。

5.1 CT-AEC 追従型の実効線量計算ソフトウェア

バイオアーツ社が開発した実効線量計算ソフトウェア BioArts Dose Calc (図5-2) は、ImPACTのようなシミュレーションソフトとは異なり、実際にスキャンされた画像データからの情報を元に、実効線量を計算するソフトウェアである。CT-AECに対応しており、スキャン位置ごとに変化する管電流から実効線量を計算することが可能である。現在開発中であるが国産であることから簡単に概要を紹介する。

ソフトウェアの操作は次の手順で行う。

- (1) DICOM データを読み込む
- (2) スカウトビュー上で測定する範囲を設定する。
- (3) 成人か子供か乳幼児かを選択する
- (4) 測定部位を選択する
- (5) CT装置の機種を選択する

以上の操作で、実効線量が算出される。また、測定の範囲が部位をまたぐような場合には、マニュアル操作で測定部位の範囲を詳細に設定することも可能である。

表8 実測とImPACTの比較

CT scanner		CTDI _{v,1} [mGy]		Measured
		Measured	ImPACT	ImPACT-
Aquilion 16	MD	11.6	13.8	1.19
Asteion 4	MD	16.1	14.4	0.95
Sensation 16	MD	12.0	11.4	0.89
SA Liber	SS	15.4	15.1	0.98

表9 線量計素子を使用した線量評価（照射）条件

		管電圧 [kV]	管電流 [mA]	時間 [sec]	FOV [mm]	スライス厚 [mm]	臓器 [mm]	CTDIvol [mGy]
頭部	ノンヘリカル	120	300	1.0	240	8	144	71.3
					(S)	(2×4=8)	(18スキャン)	
胸部	スキャン	120	10					440
	ヘリカル (HP 15)	135	Real EC (R70)	0.5	320 (M)	32 (2×16=32)	400	4.5
腹部	スキャン	120	10					250
(肝)	ヘリカル (HP 15)	135	Real EC (R100)	0.5	320 (M)	32 (2×16=32)	260	6.4
上腹部-骨盤	スキャン	120	10					500
	ヘリカル (HP 15)	135	Real EC (R220)	0.5	320 (M)	32 (2×16=32)	400	14.2

表10 ランドファントムによる測定値と装置の表示値比較

部位	表示値(CTDIvol)	測定値(平均)	卵巢線量	子宮線量
頭部	71.3	48.2	0.02	0.01
胸部	4.5	6.1	0.31	0.18
腹部(肝)	6.4	6.9	3.16	1.22
骨盤	14.2	10.4	14.00	16.40

[mGy]

6.1 線量計素子による 人体ファントムによる 測定データ

CT検査による低減目標値の評価方法は、アクリル製の円形ファントムを使用して、成人の頭部、腹部のみを対象としている。胸部は含まれていない。さらに、人体の形状とは異なる。そこで、実際の検査における患者の被ばく線量を得るためには人体形状に近い人体ファントムを使用して線量測定する。一例を以下に示す。

頭部、胸部、腹部（肝）、骨盤の4検査部位での

線量を評価した。照射条件は、ある施設での一般的な撮影条件を使用した（表9）。使用した装置は線量表示が可能のため、その表示値と測定値の比較、さらには生殖腺部分での線量を測定した（表10）。

このように、線量計素子を使用することにより実際に近い線量を求めることができるが、非常に煩雑である。この測定にはおおよそ300本の素子を使用し、素子の校正、再現性まで含めると最低でも2週間要する。

7. まとめ

はじめにも述べたが、国際的なCT検査での線量評価は円筒形のファントムを使用し評価している。これは、実際的でなく、装置での評価で患者の被ばくには使えないという議論がある。しかし、ICRPでも患者の被ばく管理としている。人体は円形ではない、楕円に近い。さらに個々の体型に対応できるファントムは存在しないが、診断参考レベルの把握として十分使用できると認識している。まだ、一部で誤解されているが、この国際評価は、(通常1cm)スライス厚で、15スキャンしたときの積算された、スライス長(15cm)の中心の吸収線量である。1回転のみでの線量評価でない。測定は1回転(スキャン)であるが、そこで得られる線量はある長さをスキャンしたときの代表的な(積算)線量となる。

この国際的評価方法は、アクリル円筒形の16cmφ、32cmφ(あるいは30cmφ)のみである。頭部、腹部(あるいは腰椎)を対象とし、胸部、小児に対しては応用できない。小児のCT検査に関するガイドライン⁹⁾が出されたが、それに対応したファントムは存在していない。最新の装置には、コンソールパネルにCTDI_wあるいはCTDI_{vol}、DLPが表示されている。表示されたものと対象の径が近似しておれば、その値は有効に利用できる。現在どのメーカーにおいても、どの径で測定されたものかの表示されていない。これは問題である。メーカーにはその表示された線量がどの大きさの径で得られたものか示す必要がある。日本人の体型が西欧人と比べ異なる。日本での腹部の条件(フィルタ、FOV等の選択)では16cmφ(頭部)のデータが表示されることがある。

Dose efficiency(線量効率)で補正されたCTDI_{vol}も、コンソールパネルには表示されていない。表示はあくまでも名目スライス厚での評価である。被ばく評価においては、この部分は無視できない。必ず考慮に入れて最終的な評価としなければならない。

本稿で述べた評価方法は、円筒形のアクリルファントムとCT用電離箱が必要になる。さらに、何らかの方法で半価層を求める必要がある。煩雑なように感じるが、道具があればそれほど時間を要しない。しかも得られた値は、国際的に相互比較できるものである。(今後出てくる装置全ての)装置には線量表示される。この評価方法は、コンベンショナルCT、SSCT、MSCTを同一手法で使用できる。式は一見難しく見えるが、一般のX線撮影の被ばく線量評価ができれば、その応用でしかない。

最新の装置には、CT装置にCTDI_w、CTDI_{vol}、DLP、dose efficiency(線量効率)が表示されている。それらの意味するものと、計算過程を知ることが重要である。装置で表示される値を鵜呑みにするのではなく、機会があれば、測定し、計算することも現場で重要である。それらの手助けとなれば幸いである。

最後に、測定評価の基本、問題点等をまとめておく。

- 1) 線量評価したい大きさとファントムサイズの関係調べておく。
- 2) CTDI表示の際に、基礎データのファントムサイズ(16cm、32cm)を知っておく。
ピッチは、ビームピッチとする。
- 3) z軸方向の照射野(スライス厚)と実照射野をあらかじめ調べておく。(Geometric efficiency in z-direction)
- 4) 線量評価する場合には、ビームピッチと、実照射野のデータが必要である。
- 5) AECのような線量が回転中に変化するものには、ここで評価したIEC等の方法は応用できない。
- 6) 測定が不可能な場合、市販のソフトを用いて吸収線量、実効線量を求めることができる。
- 7) 患者さんの被ばくを知りたい場合には、直接線量計素子等を用いて測定することもできる。

■参考文献

- 1) 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。
- 2) 片田和広(企画): Multislice CT 2005 BOOK, Multislice CT 設置病院一覧、映像情報Medical臨時増刊号、190、2005。
- 3) (社)日本放射線技師会・医療被ばくガイドライン委員会(編): 医療被ばくガイドライン、一患者さんのための医療被ばく低減目標値一、pp49-70、医療科学社、東京、2002。
- 4) ICRP Publ.73: 医学における放射線の防護と安全、日本アイソトープ協会/丸善、1997。
- 5) 石口恒男、大野和子、中村人信、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。
- 6) 小林正尚、片岡由美、井田義宏、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。
- 7) Hagga JR・et al: Precise biopsy localization by computed tomography, Radiology, 118、603-607、1976。

- 8) Katada K · et al : Guidance with real-time CT fluoroscopy : Early clinical experience, Radiology, 200, 851-856, 1996.
- 9) IAEA : International basic safety standards for protection against ionizing radiation and the safety of radiation sources, IAEA Safety series No.115, Vienna, 1996.
- 10) Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Code of Federal Regulations. 21 CFR 1020.33 : 1984. Performance standard for ionizing radiation emitting products - diagnostic x-ray system and their major components - computed tomography (CT) equipment. 1984.
- 11) IEC : Medical electrical equipment - Part 2-44 : Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC 60601-2-44, International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland, 2002.
- 12) S.M.Seltzer and J.H.Hubbell : 光子減弱係数データブック, 放射線医療技術学叢書 (11), 日本放射線技術学会出版委員会, 京都, 1995.
- 13) 西澤かな枝, 松本雅紀, 岩井一男, 他 : CT 検査件数及び CT 検査による集団実効線量の推定. 日本医放会誌, 64 (3), 151-158, (2004).

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」(3)

本会は、「国民から見える職業へー医療被ばく管理は、私たちの責任でー」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は設けないが、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/>

目標値設定に対する考え方

X線単純撮影におけるガイドライン値(医療被ばく低減目標値)の設定に対する考え方を示す。医療被ばく低減目標値は、最新の機器や最高レベルの技術を用いて実現できる最小限の被ばく線量を指標としているのではなく、放射線診療上行うべき品質管理により、どの施設でも達成が可能となる被ばく線量値を目安として、わが国全体の被ばく低減を目的とすることにある。1994年に国際原子力機関(IAEA:International Atomic Energy Agency)から提案されたガイダンスレベル¹⁾(表1参照)をわが国の医療被ばく低減目標値として用いることについては、以下の理由によりガイダンスレベルの数値をそのまま適用することには疑問が持たれる。

1. ガイダンスレベルは主に英国でのサーベイ結果に基づいて提案されたものであり、ここでいう典型的な成人(a typical adult patient)とは英国人の体格を示すもので、日本人の体格とは大きく異なっている。
2. 単純撮影検査で示されているガイダンスレベルは相対感度200のスクリーン-フィルムシステムを使用した場合の値と明示されているが、わが国では一般的にもっと高感度の感光材料が使用

されている。

3. 単純撮影検査のガイダンスレベルは成人の8部位14方向の値だけしか示されていないため、他の部位および小児の撮影については評価できない。

以上の理由により、わが国の放射線診療の現状に適合するX線単純撮影検査領域の医療被ばく低減目標値を提示することとした²⁾。

医療被ばく低減目標値とその設定根拠

現在のガイドラインは2000年に設定されたものであり、2006年の現在において5年以上が経過し、現状における医療被ばく線量を再評価する必要がある。わが国の実状に適する医療被ばく低減目標値を求めるためには、全国規模の広範なサーベイ調査をもとに決定されなければならない。国内の線量調査報告データは現在のガイドラインが出る以前の1994年～2000年にかけて多くの報告^{3)~6)}がなされた。しかし、2000年に日本放射線技師会からガイドラインが報告されてからは大規模な調査報告は見られない。そこで日本放射線公衆安全学会が中心となり、2005年3月から4月にかけて線量調査を行った。調査対象とした50施設は標準的な放射線診療を提供している病院である。さらに、適切に現状を把握するために、他の

表1 典型的なX線診断に対するガイダンスレベル IAEA BSS 1994

診断部位等	方向	入射面の線量 (mGy)
腰 椎	A P	10
	LAT	30
	LSJ	40
腹部,IVP,胆嚢	A P	10
骨 盤	A P	10
股関節	A P	10
胸 部	P A	0.4
	LAT	1.5
胸 椎	A P	7
	LAT	20
歯 科	歯根尖	7
頭 部	A P	5
	P A	5
	LAT	3

調査報告¹⁾も参考として検討することとした。

表2にX線単純撮影における医療被ばくガイドラインの改定値を掲示する。今回の改訂についても前回のガイドライン値を決定した方法と同様に各調査集団の第3四分位点に相当する入射表面線量の比較を行い、これらの加重平均をもとに低減目標値を決

定した。結果的には2000年のガイドライン値とほぼ同一値であった。膝関節のみ0.5から0.4 mGyとやや小さな値となった。新しいモダリティであるフラットパネルディテクタ(FPD)については、現状において普及率が10%程度であるため、ガイドライン値に影響を与えるまでには至らなかった。

表2 X線単純撮影におけるガイドライン

撮影部位 (方向)	(mGy)	撮影部位 (方向)	(mGy)
頭部 (正面)	3	足関節	0.3
頭部 (側面)	2	前腕部	0.2
頸椎 (正側面)	0.9	手指部	0.1
胸椎 (正面)	4	グスマン法	9
胸椎 (側面)	8	マルチウス法	10
胸部 (正面)	0.3	0歳胸部	0.2
胸部 (側面)	0.8	3歳胸部	0.2
腹部 (正面)	3	5歳胸部	0.2
腰椎 (正面)	5	0歳腹部	0.3
腰椎 (側面)	15	3歳腹部	0.5
骨盤 (正面)	3	5歳腹部	0.7
股関節 (正面)	4	乳幼児股関節	0.2
大腿部	2		
膝関節	0.4		

線量測定方法

●測定する線量の種類

測定する線量の種類には2つに大きく分類される。一つはいわゆる防護の最適化のための測定であり、もうひとつは患者の放射線影響評価のための測定である。前者は通常、入射表面線量 (mGy) を用い、後者は患者の臓器・組織線量 (mGy)、等価線量HT (mSv) および実効線量E (mSv) が用いられている。単純撮影のガイドライン値は入射表面線量で表しており、防護の最適化を行なうための指標である。患者の放射線影響評価には臓器・組織線量が必要であり、入射表面線量をそのまま用いることは過大評価になる。何を目的に線量測定を行うのかを明確にしてから測定方法を決定する必要がある。

今回は「防護の最適化のための測定」と「患者の放射線影響評価のための測定」を区別して示すこととする。なお、被ばく線量測定法として、線量計を用いた測定法及び換算により求める算定法であるNDD法 (Numerical Dose Determination)、モンテカルロ法を紹介する。

防護の最適化のための入射表面線量測定法

●電離箱線量計

単純撮影における入射表面線量を測定する場合に

における電離箱線量計の選択条件を列記する。

- ①測定しようとする撮影管電圧の実効エネルギーがその測定範囲内にあること。
- ②エネルギー依存性が小さいこと。
- ③検出部(プローブ)の電離容積が数cm³程度であること。

図1にプローブの例を示す。使用する線量計は国家標準とのトレーサビリティが取れている必要がある。

1. 実効エネルギーの測定

照射線量から吸収線量に換算するときには照射するX線の実効エネルギーが基準となる。実効エネルギーを求めるためにはアルミニウム板を用いた半価層の測定が必要となる。X線管焦点-線量計実効中心間距離(FCD:Focal spot Chamber Distance)は1 mとする。ただし、胸部専用撮影装置などで線量計がブッキー装置などの周辺機器との距離を50cm以上離すことができない場合には、FCDを短くする。また、周囲の壁、床、その他の物質からの散乱線の影響を受けないようにするために、50cm以上の距離を離してプローブを配置する。照射野の大きさはプローブ

の計測部より少し大きめぐらいに絞り込む。アルミニウム板は線量計への散乱線の寄与を少なくするために、多重絞りの出射側に配置する。半価層測定用フィルタは、JIS Z 4511では実効エネルギー40 keV以下ではアルミニウム(純度99.8%以上)、30~200keVでは銅(純度99%以上)とされ、診断領域ではアルミニウムが使用される。また、JIS Z 4701(解説)では、入手性などよりJIS H 4000 に規定された種類1100(純度99.0%)のアルミニウム板が示されている。この場合、半価層は純度99.99%のものより、10%ほど小さくなることを認識しておく必要があるが、X線防護上では安全側となる。

アルミニウム板の厚さを変化させながら半価層値を求め、その半価層値から図2より実効エネルギーを求める。

2. 空中照射線量の測定

プローブを発砲スチロールや木材など、X線吸収の少ない材料を用いて空中に支持する。目的とする撮影部位における通常の照射条件に設定する。複数の撮影部位について空中照射線量を求める場合には実際のX線管焦点-受像器間距離(FID: Focal spot Image detector Distance)にて空中照射線量を測定し、各撮影部位に応じた被写体厚(撮影台とImage detector間の距離も加える)を減じた距離にて距離の逆二乗則に従って補正を行い、入射表面での空中照射線量を求める。実際のX線管焦点-入射皮膚間距離(FSD:Focal spot Skin Distance)をX線管焦点-線量計実効中心間距離(FCD)として空中照射線量を測定する場合には距離の補正は必要ない。

空中照射線量は次式により求められる。

$$X_{air}(C/kg) = M \times N_c \times k_1 \times P_{ion} \dots \dots \dots (1.1)$$

- M: 線量計の読み値(C/kg)
- N_c: 国家標準との校正定数
(該当する線質の校正定数を用いる)
- k: 温度・気圧補正係数
 $k_1 = [273.2 + T] \times P_0 / [(273.2 + T_0) \times P]$
T, P: 測定時の気温、気圧
T₀, P₀: 線量計校正時の気温、気圧
- P_{ion}: イオン再結合補正係数
(電離箱容積が30cm³より小さければ補正なしでも可)

3. 後方散乱係数

人体に照射すると散乱線が生じる。入射部位の表面線量は、後方の骨や軟部組織からの散乱を相当量含んでいる。一方、前述のように空中照射線量は人

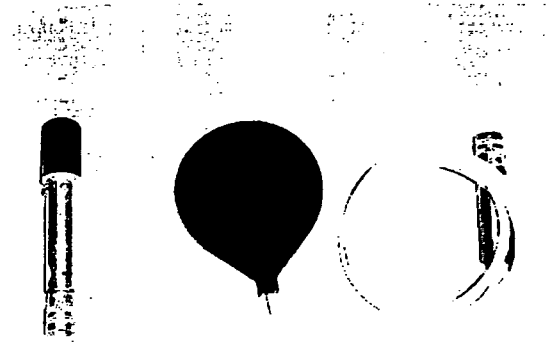


図1 プローブ
電離箱容積6cc(左)と60cc(右)

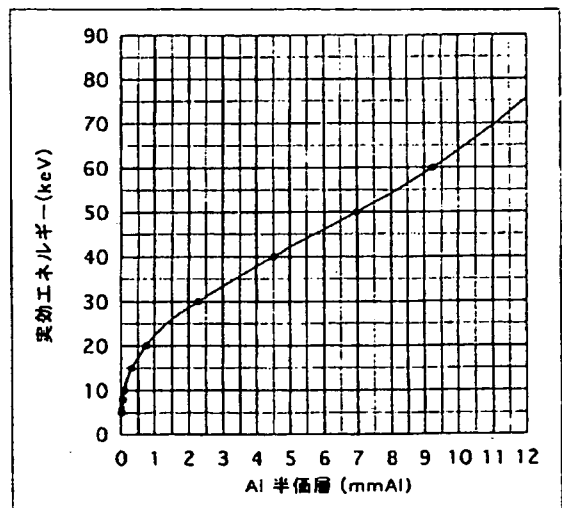
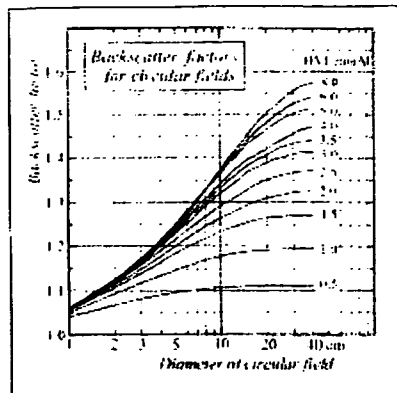


図2 Al半価層と実効エネルギーの関係
(文献8より引用)

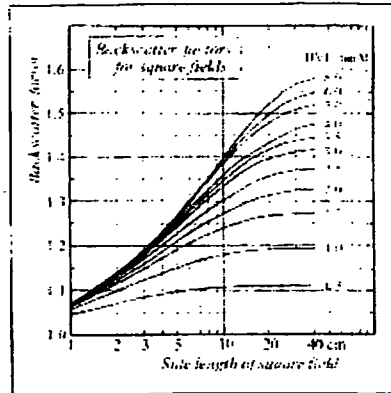
体からの散乱線が加味されていない。したがって、入射表面線量を推計するためには、後方散乱係数を補正する必要がある。図3に円形及び正方形照射野におけるアルミニウム半価層の違いによる後方散乱係数を示す。実際の撮影時における入射表面位置での任意の長方形照射野の長軸、短軸長からそれと等価な正方形照射野の一边を下式より求め、図3より後方散乱係数を求める。

$$Leq(cm) = (2 \times L_1 \times L_2) / (L_1 + L_2) \dots \dots \dots (1.2)$$

- Leq: 等価正方形照射野一边の長さ
- L₁: 入射表面での長方形照射野の長辺の長さ (cm)
- L₂: 入射表面での長方形照射野の短辺の長さ (cm)



Backscatter factors of circular fields calculated in the present study.



Backscatter factors of square fields calculated in the present study.

図3 Backscatter factors of circle and square fields calculated in the present study. (文献9より引用)

4. 吸収線量への換算

照射線量を吸収線量に換算するために吸収線量変換係数を乗じる必要がある。図4に実効エネルギーと吸収線量変換係数との関係⁹⁾を示す。以上より、空中照射線量から入射表面線量への換算式は次式により求める。

$$D(\text{Gy}) = X_{\text{air}} \times B \times F \times (FCD/FSD)^2 \quad \dots \dots \dots (1.3)$$

- X_{air} : 空中照射線量 (C/kg)
- B : 後方散乱係数
- F : 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)
- FCD : X線管焦点-線量計実効中心間距離 (cm)
- FSD : X線管焦点-入射表面間距離 (cm)

5. 簡易的に測定を行う場合

- ①撮影条件、FSDなどを通常の使用状態にする。
- ②プローブを入射表面(人体等価ファントムまたはアクリル(PMMA:PolymethylMethacrylate)ファントム)に密着させて、後方散乱線も含んだかたちで測定を行う。

$$D(\text{Gy}) = X \times F \quad \dots \dots \dots (1.4)$$

- X : 後方散乱を含む照射線量 (C/kg)
- F : 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)

電離箱線量計の種類によっては、測定値を直接Gy単位で求めることができる機種もある。診断用X線で使用する管電圧50~140 kVにおいては、その実効エネルギーは約25~45 keVの範囲となるため、吸収線量変換係数(図4参照)は軟部組織では35.5~40.0となる。上記a)で述べたアルミニウム板を用いた実効エネルギーの測定を省略して、管電圧50~140 kV(実効エネルギーは約25~45 keV)

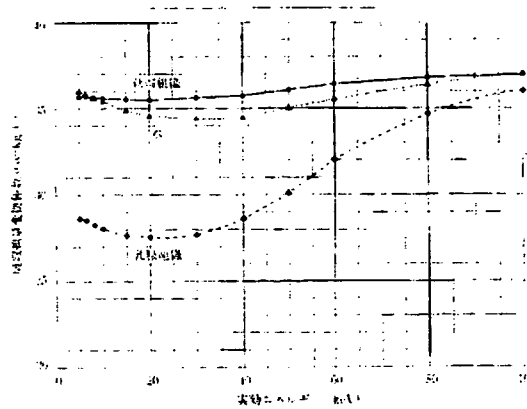


図4 実効エネルギーと吸収線量変換係数との関係 (文献10より引用)

に対応した35.5~40.0の吸収線量変換係数のどの値を用いても測定値は約10%以内の差異で収まることとなる。厚生労働省医薬局の医薬発第188号通知においては、照射線量からGyへの換算を33.97 (Gy · kg/C)¹⁰⁾としている。どの吸収線量変換係数を選択するかは、その時の測定がどの程度の精度を必要とするかを考慮して決めればよい。

表3に上記の(a)~(d)の方法(標準法と称す)と(e)の簡易的な方法で筆者らが求めた測定値の比較を示す。ここでは散乱体として人体ファントム(ALDERSON PHANTOM PATIENT)とアクリル板(30 cm×30 cm 厚さは胸部で10 cm、腹部で15 cm)を用いている。両者の測定値の差は10%程度に収まっている。早急に測定する必要がある場合には、上記のごとく簡易的に行うのも一法と考える。

表3 標準法と簡易法の入射表面線量測定例 (mGy)

撮影部位	標準法	簡易法 (e)	
	(a)~(d)	人体ファントム	アクリル
胸部(正面)	0.168	0.15	0.16
腹部(正面)	1.390	1.30	1.35

●熱ルミネセンス線量計 (TLD)

TLD(Thermo Luminescence Dosimeter)素子にはさまざまな物質が用いられている。このため、素子の種類によってエネルギー特性が異なるので、使用するTLDのエネルギーの補正を行うことが必要である。校正されている電離箱線量計と同時照射を行って比較し、あらかじめエネルギー特性を求めておく。また、TLDリーダもフォトマルを使用しているので電源事情により影響を受ける。そのため測定を行うごとに校正を行う必要がある。

エネルギー補正フィルタを用いると広範囲のエネルギー帯でエネルギー依存性が小さくなる。図5にTLD素子とホルダを示す。

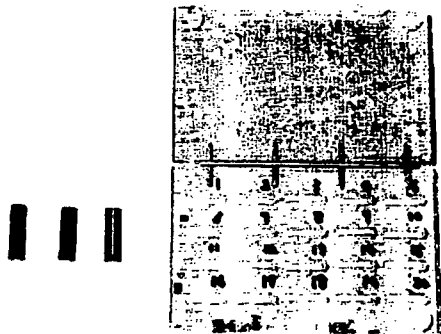


図5 TLD素子(右)とホルダ(左)

1. 空中照射線量から入射表面線量へ換算する場合
イ) 空中照射線量の算定

TLD素子を発砲スチロールや木材などで空中に支持する。通常の撮影照射条件と同じ幾何学的配置で照射する。空中照射線量は次の式より求める。

$$R_{in} (C/kg) = M \times k_r \times k_{en} \times k_f \dots (3.5)$$

M : 読み値 (C/kg)

読み値が (R) 単位の場合には 1 R = 2.58 × 10⁻⁴ C/kg から換算する。

k_r : TLDリーダの補正係数

k_{en} : TLD素子のエネルギー補正係数

k_f : フェーディング補正係数

(エネルギー補正係数およびフェーディング補正係数については、メーカーの取り扱い説明書などで確認すること。)

ロ) 入射表面線量への換算

$$D (Gy) = R_{in} \times B \times F \times (FDD/FSD)^2 \dots (1.6)$$

R_{in} : 空中照射線量 (C/kg)

B : 後方散乱係数

F : 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)

(B, Fの値については、電離箱線量計の項を参照のこと)

FDD : X線管焦点

- Detector (TLD素子) 間距離 (cm)

FSD : X線管焦点 - 入射表面間距離 (cm)

2. TLD素子を直接ファントム上あるいは被検者の皮膚面に置く場合

TLD素子がファントム上あるいは被検者の皮膚面に置かれて照射した場合には、素子は後方散乱を含むエネルギーを吸収したことになり、次の式で求められる。

$$D (Gy) = R \times F \dots (1.7)$$

R : 後方散乱を含む照射線量 (C/kg)

F : 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)

●蛍光ガラス線量計 (FGD)

蛍光ガラス線量計 (PGD:Photoluminescence Glass Dosimeter) は、放射線が照射されたガラスが、紫外線励起によってオレンジ色の蛍光を発する現象 (ラジオホトルミネセンス RPL:Radiophotoluminescence) に基づく固体線量計である。放射線の照射によって生じたRPL中心は、読取操作によって消滅することがなく、何度でも繰返し読取りができる。この線量計はγ線・X線、β線などの各線量当量を測定する個人線量計システム、自然環境・作業環境でのγ線・X線を、測定する環境モニタリングシステム、診療放射線量の評価に使用可能なものなど、幅広い用途に使用されている。測定システムは、ガラス線量計素子と専用の線量計リーダの他、読取マ

ガジン、アニールマガジン(再生処理容器)、プレヒートトレイ、アニール用電気炉、プレヒート用恒温器などから構成されている。ガラス線量計素子(図6)とホルダ(ケース+キャップ)(図7)の外観を示す。ガラス線量計素子には、ガラス素子ID刻印の有無・ホルダ内部の低エネルギー補償フィルタの有無などがあり、数種類の線量計素子を目的に応じて選択する必要がある。

ガラス線量計素子の特徴を以下に示す。



図6 ガラス素子の外観

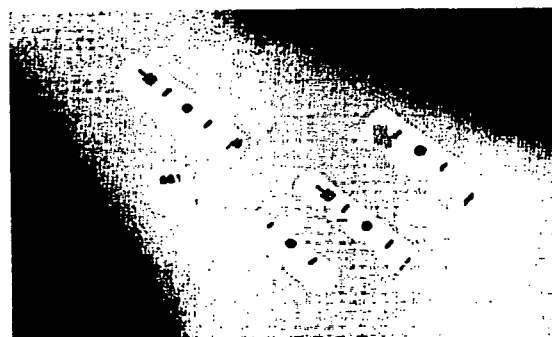


図7 素子ホルダの外観

①繰返し読取りが可能

読取り操作によって信号が消滅しない。データの再現が何度でも可能。

②素子間のばらつきが小さい

1 mGyで変動係数4.5%以下。

③フェーディングがほとんどない

RPL中心は安定性が高く、フェーディングはほとんどない。環境温度の影響もほとんどない。

④高い読取再現性

低線量域での読取再現性が高く、50 μGy以上で変動係数1%以下、0.1 Gy以上で変動係数1%以下の読取再現性が得られる。

⑤幅広い測定線量範囲

低線量は0.01 mGyから上限は10 Gy。

(上記のガラス線量計に関する記述は旭テクノグラフ株式会社サイテック事業部作成の『蛍光ガラス線

量計・小型素子システム DoseAceXe Dose Ace 説明資料』¹¹⁾からの引用および改変である。)

1. 空中照射線量から入射表面線量へ換算する場合
イ) 空中照射線量の算定

ガラス素子を発砲スチロールや木材などで空中に支持する。通常の撮影照射条件と同じ幾何学的配置で照射する。空中照射線量を下式より求める。

$$R_{air} (C/kg) = M \times k_f \times k_{en} \dots \dots \dots (1.8)$$

M : 読み値 (C/kg)

読み値が (R) 単位の場合には

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg \text{ から換算する。}$$

k_f : 線量計リーダの補正係数

k_{en} : ガラス素子のエネルギー補正係数

(エネルギー補正係数については、あらかじめ他のリファレンス線量計との相対値から補正係数を求めておくか、メーカーの取り扱い説明書等で確認すること。)

エネルギー補正係数に関して、小宮ら¹²⁾は各管電圧において、リファレンス線量計の測定値を基準として、フィルタ(-)ホルダでは相対値が平均3.49、フィルタ(+)ホルダでは0.97となり、Snフィルタにより診断領域X線における線質依存性が補償されていると報告している。

ロ) 入射表面線量への換算

$$D (Gy) = R_{air} \times B \times F \times (FDD/FSD)^2 \dots \dots \dots (1.9)$$

R_{air} : 空中照射線量 (C/kg)

B : 後方散乱係数

F : 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)

(B、Fの値については、電離箱線量計の項を参照のこと)

FDD : X線管焦点

- Detector (ガラス素子) 間距離 (cm)

FSD : X線管焦点 - 入射表面間距離 (cm)

2. ガラス素子を直接ファントム上あるいは被検者の皮膚面に置く場合

ガラス素子がファントム上、あるいは被検者の皮膚面に置かれて照射した場合には、素子は後方散乱を含むエネルギーを吸収したことになるので下式で求められる。

$$D (Gy) = R \times F \dots \dots \dots (1.10)$$

R : 後方散乱を含む照射線量 (C/kg)

F : 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)

●光刺激ルミネッセンス線量計 (OSL線量計)

OSL線量計 (Optically Stimulated Luminescence Dosimeter) は、光刺激ルミネッセンスを利用した線量計である。光刺激ルミネッセンスは、放射線との相互作用により生じるエネルギーを蓄積した物質に光照射を与えたときに出現する蛍光のことをいう。蛍光を発生するメカニズムは、熱ルミネッセンス線量計 (TLD) とよく似ているが、通常の熱刺激では開放されず、より深いエネルギー単位の捕獲中心に取り込まれた電子を利用している。光刺激によって開放される電子は全体の一部であるため繰り返し測定ができる。放射線の検出素材には酸化アルミニウム ($Al_2O_3:C$: 人造サファイア) を用い、検出感度はフィルムバッジに比べ1桁向上し、エネルギー特性も大幅に改善された。現在、ルクセルバッジという名称で供給されている。OSL線量計の特徴及びルクセルバッジの基本性能 (表4) を示す [ルクセルバッジの外観 (図8) と内部構造 (図9)]。



図8 OSL線量計 (ルクセルバッジ) の外観

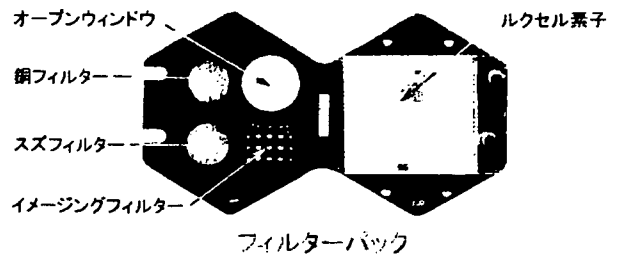


図9 OSL線量計 (ルクセルバッジ) の内部構造

特徴

- ・エネルギー依存性が小さい。
- ・経時変化が少ない (フェーディングが小さい)
- ・物理的影響を受けにくい

基本性能

- ・測定線質: X・ γ 線, β 線
タイプによっては中性子線
- ・測定エネルギー範囲: X・ γ 線 5keV~10MeV
 β 線 150keV~10MeV
- ・測定線量当量範囲: X・ γ 線 0.01mSv~10Sv
 β 線 0.1mSv~10Sv
- ・線量直線性: 0.1mSv: $\pm 10\%$ 以内
0.5mSv~100mSv: $\pm 5\%$ 以内
- ・指示誤差: $\pm 5\%$ 以内 (Cs137 γ 線 1mSvにおいて)
素子感度のばらつき: 同一ロット内で $\pm 5\%$ 以内
- ・エネルギー特性: 20keV~Cs137 (662keV): $\pm 10\%$ 以内 (2mSv照射時において)
[空気吸収線量 (Gy) に対するエネルギー特性 (図10参照)]
- ・方向依存性: 線量計正面より上下左右60°以内において $\pm 10\%$ 以内, (Cs137 γ 線において) $\pm 20\%$ 以内 (実効エネルギー 83keV)
- ・フェーディング (経時変化): 室温において90日: 0% (Cs137 γ 線 3mSvにおいて)

上記のOSL線量計に関する基本事項の記述は資料『ルクセルバッジ技術資料』³⁾ 長瀬ランダウア株式会社からの引用および改変である。

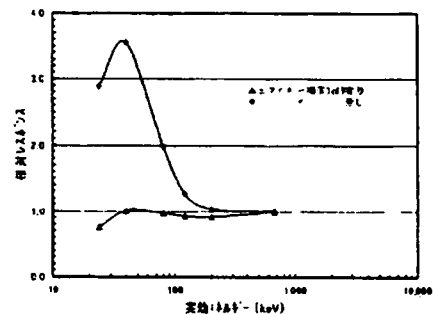


図10 空気吸収線量 (Gy) に対するエネルギー特性

(<http://www.nagase-landauer.co.jp/gijyutu/siryu.html>)

測定方法

- ①撮影条件, FSDなどを通常の標準撮影条件に設定する。
- ②散乱体として人体等価ファントムもしくはアクリルファントムを準備し、入射側の照射野中心にOSL線量計を配置する。体幹部については複数個 (2~3個) 配置し、平均値を求める。
- ③各部位とも5回~10回の照射を行い、その照射回数で除した値を測定値とする。
- ④OSL線量計を測定業者に送り、測定結果を返してもらう。

和田ら¹⁴⁾はルクセルバッジと電離箱線量計との比較検討を行い、空気吸収線量の測定においては10%以内の誤差であったこと、また、入射表面線量の測定では厚い被写体や線量が多い部位では誤差が大きくなるが、その他の部位では少ない誤差で測定する

ことができることなどを報告している。

ルクセルバッジに関するサービス内容、料金などは測定業者にお問い合わせのこと。

(ルクセルバッジに関する問い合わせ先

<http://www.nagase-landauer.co.jp/>)

●表面線量簡易換算式 (NDD)

入射表面線量を左右する諸因子(管電圧, mAs, ろ過, FSD, X線発生方式)について一定の値で正規化、係数化して被検者の入射表面線量を推定するNDD (Numerical Dose Determination) 表面線量簡易換算式は、数多くの実験データをもとに導かれた実験式である。改良を加えられたNDD表面線量簡

易換算式(modify)¹⁵⁾により、入射表面線量は次式により求められる(表4~6参照)。

$$D(\text{mGy}) = NDD \cdot M(f) \times \text{mAs} \times (1 / \text{FSD}) \dots \dots \dots (1.11)$$

NDD-M(f) : 管電圧と総ろ過による係数
(表4~6)

mAs : 管電流 (mA) × 撮影時間 (s)

FSD : X線管焦点 - 入射表面間距離 (m)

しかし、この方法は日頃から定期的にX線装置の保守管理を行って、管電圧や管電流などが正しく調整されていることが前提であり、そうでない場合には正確性を欠くこととなるので注意を要する。

表4 NDD-M (f) インバータ式装置

Al\kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1.5	0.0249	0.0414	0.0593	0.0782	0.0994	0.1203	0.1416	0.1626	0.1827	0.2007	0.2141	0.2197
2.0	0.0173	0.0308	0.0460	0.0626	0.0818	0.1010	0.1209	0.1409	0.1603	0.1782	0.1922	0.1993
2.5	0.0128	0.0240	0.0372	0.0520	0.0694	0.0872	0.1058	0.1247	0.1434	0.1608	0.1750	0.1830
3.0	0.0097	0.0193	0.0310	0.0442	0.0602	0.0766	0.0940	0.1119	0.1298	0.1467	0.1609	0.1695
3.5	0.0076	0.0159	0.0262	0.0382	0.0530	0.0682	0.0845	0.1014	0.1185	0.1349	0.1489	0.1580
4.0	0.0061	0.0133	0.0225	0.0335	0.0471	0.0614	0.0766	0.0927	0.1090	0.1248	0.1386	0.1478
4.5	0.0050	0.0112	0.0196	0.0296	0.0423	0.0556	0.0700	0.0852	0.1008	0.1160	0.1294	0.1388
5.0	0.0041	0.0096	0.0172	0.0265	0.0382	0.0507	0.0643	0.0787	0.0935	0.1083	0.1213	0.1308
5.5	0.0034	0.0083	0.0152	0.0237	0.0348	0.0465	0.0593	0.0730	0.0872	0.1013	0.1141	0.1235
6.0	0.0028	0.0072	0.0136	0.0214	0.0318	0.0428	0.0550	0.0680	0.0816	0.0951	0.1076	0.1169
6.5	0.0023	0.0063	0.0121	0.0194	0.0292	0.0395	0.0510	0.0634	0.0765	0.0895	0.1016	0.1107
7.0	0.0020	0.0056	0.0109	0.0177	0.0269	0.0366	0.0476	0.0594	0.0718	0.0844	0.0962	0.1052
7.5	0.0017	0.0050	0.0098	0.0162	0.0248	0.0341	0.0445	0.0558	0.0677	0.0798	0.0911	0.1000
8.0	0.0014	0.0044	0.0089	0.0148	0.0230	0.0318	0.0417	0.0524	0.0638	0.0755	0.0865	0.0952
8.5	0.0013	0.0039	0.0081	0.0136	0.0213	0.0297	0.0391	0.0494	0.0603	0.0716	0.0822	0.0907
9.0	0.0010	0.0035	0.0074	0.0126	0.0199	0.0278	0.0367	0.0466	0.0571	0.0679	0.0782	0.0866

表5 NDD-M (f) 三相装置 (6,12ピーク型)

Al\kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1.5	0.0245	0.0406	0.0580	0.0764	0.0970	0.1174	0.1383	0.1587	0.1784	0.1967	0.2103	0.2175
2.0	0.0170	0.0302	0.0450	0.0610	0.0798	0.0986	0.1180	0.1373	0.1565	0.1745	0.1886	0.1970
2.5	0.0125	0.0235	0.0363	0.0506	0.0677	0.0849	0.1031	0.1214	0.1397	0.1572	0.1714	0.1807
3.0	0.0096	0.0189	0.0302	0.0430	0.0586	0.0746	0.0916	0.1088	0.1263	0.1434	0.1575	0.1672
3.5	0.0075	0.0156	0.0256	0.0372	0.0515	0.0664	0.0823	0.0986	0.1154	0.1317	0.1457	0.1557
4.0	0.0059	0.0130	0.0220	0.0326	0.0458	0.0597	0.0746	0.0900	0.1060	0.1218	0.1354	0.1455
4.5	0.0048	0.0110	0.0191	0.0288	0.0411	0.0540	0.0681	0.0828	0.0979	0.1131	0.1264	0.1366
5.0	0.0039	0.0094	0.0168	0.0257	0.0372	0.0493	0.0625	0.0764	0.0909	0.1056	0.1185	0.1286
5.5	0.0033	0.0081	0.0148	0.0230	0.0338	0.0451	0.0577	0.0709	0.0847	0.0988	0.1113	0.1213
6.0	0.0027	0.0071	0.0132	0.0208	0.0309	0.0415	0.0534	0.0659	0.0792	0.0927	0.1048	0.1147
6.5	0.0023	0.0062	0.0118	0.0189	0.0283	0.0384	0.0496	0.0615	0.0742	0.0872	0.0990	0.1088
7.0	0.0019	0.0055	0.0106	0.0172	0.0261	0.0356	0.0462	0.0576	0.0697	0.0822	0.0936	0.1032
7.5	0.0017	0.0048	0.0096	0.0157	0.0241	0.0330	0.0432	0.0540	0.0656	0.0777	0.0887	0.0981
8.0	0.0014	0.0043	0.0087	0.0144	0.0223	0.0308	0.0404	0.0508	0.0619	0.0735	0.0842	0.0933
8.5	0.0012	0.0038	0.0079	0.0132	0.0207	0.0288	0.0379	0.0478	0.0585	0.0696	0.0800	0.0889
9.0	0.0010	0.0034	0.0071	0.0122	0.0193	0.0270	0.0357	0.0451	0.0554	0.0661	0.0761	0.0848

表6 NDD-M (f) 単相装置 (2ピーク型)

Al\kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1.5	0.0127	0.0221	0.0329	0.0446	0.0577	0.0709	0.0848	0.0993	0.1137	0.1280	0.1412	0.1526
2.0	0.0085	0.0160	0.0247	0.0347	0.0462	0.0579	0.0705	0.0838	0.0971	0.1106	0.1234	0.1345
2.5	0.0061	0.0121	0.0196	0.0281	0.0383	0.0489	0.0604	0.0727	0.0851	0.0978	0.1100	0.1208
3.0	0.0045	0.0095	0.0159	0.0234	0.0326	0.0423	0.0528	0.0642	0.0758	0.0878	0.0994	0.1099
3.5	0.0034	0.0077	0.0133	0.0200	0.0282	0.0371	0.0468	0.0574	0.0682	0.0797	0.0907	0.1008
4.0	0.0027	0.0063	0.0112	0.0173	0.0247	0.0329	0.0419	0.0518	0.0620	0.0728	0.0833	0.0932
4.5	0.0021	0.0053	0.0096	0.0151	0.0219	0.0294	0.0379	0.0471	0.0567	0.0669	0.0770	0.0864
5.0	0.0017	0.0044	0.0083	0.0133	0.0197	0.0266	0.0344	0.0431	0.0522	0.0619	0.0715	0.0806
5.5	0.0014	0.0038	0.0073	0.0118	0.0177	0.0241	0.0315	0.0397	0.0482	0.0575	0.0667	0.0754
6.0	0.0012	0.0032	0.0064	0.0105	0.0161	0.0220	0.0289	0.0366	0.0448	0.0535	0.0623	0.0707
6.5	0.0010	0.0028	0.0057	0.0095	0.0146	0.0203	0.0267	0.0340	0.0417	0.0500	0.0584	0.0666
7.0	0.0008	0.0024	0.0050	0.0086	0.0133	0.0186	0.0247	0.0316	0.0389	0.0469	0.0549	0.0628
7.5	0.0007	0.0021	0.0045	0.0078	0.0122	0.0172	0.0229	0.0294	0.0364	0.0441	0.0517	0.0593
8.0	0.0006	0.0019	0.0040	0.0070	0.0113	0.0159	0.0214	0.0275	0.0342	0.0415	0.0488	0.0561
8.5	0.0005	0.0017	0.0036	0.0064	0.0104	0.0148	0.0200	0.0258	0.0321	0.0391	0.0462	0.0531
9.0	0.0004	0.0015	0.0033	0.0059	0.0096	0.0138	0.0187	0.0242	0.0302	0.0369	0.0437	0.0504

患者の放射線影響評価のための 臓器・組織線量の測定法

●熱ルミネッセンス線量計 (TLD)

TLDについての基本的な測定原理などは「防護の最適化のための入射表面線量測定法 熱ルミネッセンス線量計 (TLD)」の項を参照のこと。

患者の放射線影響評価には、臓器・組織線量が必要である。TLDで臓器・組織線量を測定するにはTLD素子を埋め込むことが可能な人体ファントムを用いる必要がある (図11, 図12参照)。

測定手順

- ①TLD素子を人体ファントム内の目的とする臓器・組織の位置に埋め込む。比較的大きな臓器には複数のTLD素子を配置し、平均値を取ることで、臓器の平均吸収線量とする。
- ②各撮影部位について、施設の標準撮影条件に設定する。
- ③1部位に対して5~10回照射し、その照射回数で除した値を測定値とする。

TLD素子をファントム上に貼付またはファントム内に挿入した場合には、素子は散乱を含むエネルギーを吸収したことになるので、下式で求められる。

$$D(\text{Gy}) = R \times F \dots \dots \dots (1.12)$$

R: 散乱を含む照射線量 (C/kg)

F: 吸収線量変換係数 (Gy · kg/C)

吸収線量変換係数については、図4参照

●蛍光ガラス線量計

蛍光ガラス線量計についての基本的な測定原理等は「防護の最適化のための入射表面線量測定法 蛍光ガラス線量計」の項を参照のこと。

蛍光ガラス線量計についても、患者の臓器・組織線量を求めるにはTLDの項で示したようにガラス線量計 (FGD素子) を埋め込むことが可能な人体ファントム (図11, 図12参照) を用いることが必要である。

測定手順

- ①FGD素子を人体ファントム内の目的とする臓器・組織の位置に埋め込む。比較的大きな臓器には複数のFGDを配置し、平均値を取ることで、臓器の平均吸収線量とする。
- ②各撮影部位について、施設の標準撮影条件に設定する。
- ③1部位につき5~10回照射し、照射回数で除した値を測定値とする。



図11 アルダーソン人体ファントム

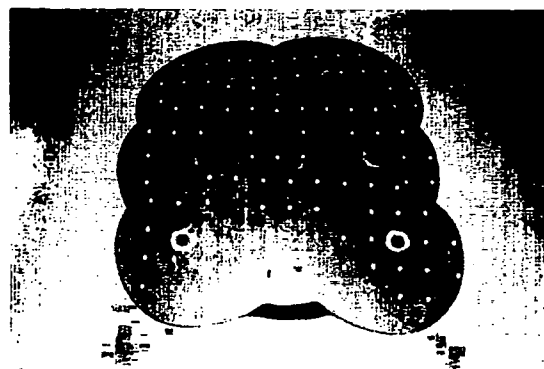


図12 分解した人体ファントム (骨盤部)

エネルギー補償フィルタを用いる場合には、エネルギー感度補正値を小さくすることができる。

●モンテカルロ法

X線検査に伴う被ばく線量推定法には、上述したTLDや蛍光ガラス線量計などの測定器を用いる方法やNDD法、およびモンテカルロ法を用いた論理計算によって求める方法がある。近年、このモンテカルロ法を用いた市販ソフトウェアPCXMC (PC program for X-ray Monte Carlo) が発売され、被ばく線量推定の簡便化が期待されている。

PCXMCでの測定法

PCXMCはSTUKというフィンランドのグループが開発したモンテカルロ法を用いた市販のプログラムソフトであり、患者の臓器・組織線量および実効線量を6つの年齢区分 (0歳, 1歳, 5歳, 10歳, 15歳, 成人) で推定することができる。仮想された数学的ファントム上で約40の臓器・組織を想定し、それぞれの臓