

## 原著

## 銅製パイプ型吸収体を用いた新しい実効エネルギー測定法

飯田泰治<sup>1)</sup>・能登公也<sup>1)</sup>・三井 渉<sup>1)</sup>・高田忠徳<sup>1)</sup>・山本友行<sup>1)</sup>・松原孝祐<sup>2)</sup>論文受付  
2011年2月4日論文受理  
2011年7月25日

Code No. 815

1) 金沢大学附属病院放射線部

2) 金沢大学医薬保健研究域保健学系量子医療技術学講座

## 緒言

近年, multi detector-row computed tomography (MDCT)の登場によりX線CT検査における被ばく線量の増加が懸念されている<sup>1-5)</sup>。そのため, 医療従事者が検査を施行する場合には使用している装置の出力線量の把握や線質評価を行わなければならない。しかし, 線量を表すものとして照射線量(C/kg), 吸収線量(Gy), 空気カーマ(Gy), 入射線量(Gy), 後方散乱線を含んだ入射表面線量(Gy), 組織吸収線量に変換された入射皮膚線量(Gy), 実効線量(Sv), CTDI(CT dose index), DLP(dose length product), MSAD(multiple scan average dose)<sup>6-8)</sup>などさまざまな概念がある。線量の基本となる物理量が照射線量であり, 電離箱線量計を用いた測定値から適切な変換(換算)係数を用いることにより各評価線量に変換可

能である。一般撮影や interventional radiology (IVR) 分野では被ばく線量として入射皮膚線量<sup>9)</sup>, X線CTではCTDIが使用されている。入射皮膚線量は照射線量に後方散乱係数と組織吸収線量変換係数を乗じて算出される。また, CTDIはファントム中で測定された空気カーマで表されるが, 実効線量や組織の吸収線量に変換するには組織吸収線量変換係数が必要となる。この二つの係数はエネルギーに依存しているため実効エネルギーが正確に測定されなければ線量評価はできない<sup>10)</sup>。

X線撮影装置, 特にX線CT装置では低線量高画質を実現する目的でさまざまな付加フィルタやビーム形成フィルタが使用されている。そのため, フィルタの材質や形状, 厚さなどの違いから装置メーカーや機種間で実効エネルギーが大きく異なっていることが

## A New Method of Measuring Effective Energy Using Copper-pipe Absorbers in X-ray CT

Hiroji Iida,<sup>1)</sup> Kimiya Noto,<sup>1)</sup> Wataru Mitsui,<sup>1)</sup> Tadanori Takata,<sup>1)</sup> Tomoyuki Yamamoto,<sup>1)</sup> and Kousuke Matsubara<sup>2)</sup>

1) Department of Radiology, Kanazawa University Hospital

2) Department of Quantum Medical Technology, Faculty of Health Sciences, Kanazawa University

Received February 4, 2011; Revision accepted July 25, 2011; Code No. 815

## Summary

The general method of measuring the half-value layer (HVL) for X-ray computed tomography (CT) using square aluminum-sheet filters is inconvenient in that the X-ray tube has to be set to stationary mode. To avoid this inconvenience, we investigated a new method using copper-pipe filters that cover the ionization chamber (copper-pipe method). Using this method, the HVL can be measured at the isocenter in the rotation modes of CT. We examined the accuracy and reproducibility of the copper-pipe method compared with those of the general method. The effective energy measured using the copper-pipe method correlated well with the general method ( $y=1.064x$ ,  $r=0.987$ ), and its error was  $1.81\pm 1.38\%$ . The results indicate that the copper-pipe method enables accurate measurement of the effective energy of X-ray CT and is a convenient method suited to all general X-ray equipment as well as all X-ray CT.

**Key words:** effective energy, half value layer (HVL), X-ray computed tomography, copper pipe absorber, dose estimation

別刷資料請求先: 〒920-8641 石川県金沢市宝町13番1号  
金沢大学附属病院放射線部 飯田泰治 宛

予想される。そのため、診断用 X 線装置の線量評価や品質管理および、患者被ばく線量測定を行うためには実効エネルギーを正確に把握することが重要となってくる。

実効エネルギーの測定方法にはアルミニウムまたは銅の減弱曲線から半価層を求める方法(以下、従来法)<sup>11-17)</sup>、と X 線アナライザを用いる方法<sup>18)</sup>があり、一般的に半価層を求める方法が利用されている。半価層を測定する場合には吸収板などからの散乱線の影響を最小限にするような幾何学的配置での測定が重要である。特に、X 線 CT 装置の半価層測定では X 線管を固定するため装置メーカー側の協力が必要であったり、コリメータなどの特別な測定器具を必要とするなど容易に測定することができなかった。そこで、X 線 CT 装置では tissue center air ratio (以下、TCAR)法<sup>19)</sup>や inner-metal center-air ratio(以下、IMCAR)法<sup>20)</sup>が考案され簡易的に測定できるようになってきた。

われわれは血管造影装置の実効エネルギーをガラス線量計と銅板で作製した半価層測定器を用いて測定する方法を報告したが<sup>21, 22)</sup>、これを応用して更に簡便で X 線 CT 装置だけでなく診断用 X 線装置全般に利用できる測定法を考案した。具体的には厚さの異なる数種類の銅製パイプ型吸収体(以下、銅パイプ吸収体という)を作製し、電離箱線量計に順次装着して照射線量を測定することで、銅パイプ吸収体からの散乱線を含む減弱曲線を得て実効エネルギーを求め、従来法から求めた実効エネルギーとの回帰式により求めた補正係数を用いることで実効エネルギーに変換する方法である。

今回、銅パイプ吸収体による実効エネルギー測定法(以下、銅パイプ法)について X 線 CT 装置および X 線撮影装置を用いて本法の有用性と汎用性について検討したので報告する。

## 1. 方法

### 1-1 使用機器

#### 1-1-1 X 線 CT 装置

1. Light Speed VCT(米国 GE 社製)ビーム幅 40 mm (0.625 mm×64)
2. SOMATOM Definition Flash(SIEMENS 製)ビーム幅 38 mm(0.6 mm×64)
3. Aquilion 64(東芝メディカルシステムズ(株)製)ビーム幅 32 mm(0.5 mm×64)

#### 1-1-2 診断用 X 線撮影装置

1. AXIOM Aristos MX/VX, X 線管 Opti 150/30/50 HC-100(SIEMENS 製)
2. UD150B-10, X 線管 CIRCLEX 0.6/1.2P 324DX-

120F(島津製作所製)

3. UD150L-30, X 線管 CIRCLEX 0.6/1.2P 33DX-80S(島津製作所製)

4. INFIX-8000C, X 線管 DSRX-T7345GFS(東芝メディカルシステムズ(株)製)

#### 1-1-3 線量計：電離箱線量 Radcal 社製 model 9015 型, 検出器 10×5-6(6 cc)

ただし、線量計は 2010 年 4 月日本放射線技術学会認定線量標準センター(金沢大学)にて校正されたものである。

#### 1-1-4 吸収体

吸収体としてタフピッチ銅板(C110P)(純度 99.9% 以上, 厚さ精度 JISH3100 準拠)を使用した。

1. 銅パイプ吸収体 直径 20 mm, 厚さ 0.04 mm と 0.1 mm を各 1 個, 0.2 mm と 0.3 mm を各 2 個
2. 銅板 10 cm×10 cm, 厚さ 0.01 mm を 10 枚, 0.1 mm を 1 枚, 0.2 mm と 0.3 mm を各 2 枚

### 1-2 散乱線の影響

銅板からの散乱線の影響を調べるため、X 線撮影装置 UD150B-10 を用いて Fig. 1 に示す幾何学的配置で測定管電圧 60 kV から 20 kV ごとに 120 kV に対して銅板の厚さを 0 mm から 0.01 mm ごと 0.2 mm まで増加させ散乱線量の変化を測定した。次に、管電圧による前方散乱線および後方散乱線の変化を銅板 0.1 mm に対して管電圧 60 kV から 20 kV ごとに 120 kV まで測定した。前方散乱は Fig. 1(a)に示すように銅板の位置が A の場合と B の場合の照射線量を測定し散乱線量を求めた。後方散乱は Fig.1(b)に示すように位置 C に銅板を置き散乱線量を測定した。

また、X 線管-線量計間距離を 50 cm とし銅板-線量計間距離を 0 cm から 40 cm まで変化させ、前方散乱線および後方散乱線の変化を測定した。

### 1-3 半価層の測定

X 線のスペクトル形状の違いによる影響が予想されるため、4 種類の X 線撮影装置に対して、附加フィルタなし、および 0.1 mm および 0.2 mm Cu フィルタを挿入した場合および 3 種類の X 線 CT 装置の半価層を測定した。

#### 1-3-1 従来法による半価層測定

X 線撮影装置に対する半価層測定は医療被曝測定テキスト<sup>15)</sup>に従い、Fig. 2(a)に示す幾何学的配置で測定した。測定は管電圧を 60 kV, 80 kV, 100 kV, 120 kV とし、照射野の大きさを 5 cm×5 cm とした。ただし、INFIX-8000C は装置の構造上、吸収板-線量計間距離を 50 cm とした。

X 線 CT 装置に対する半価層測定は医療被曝測定

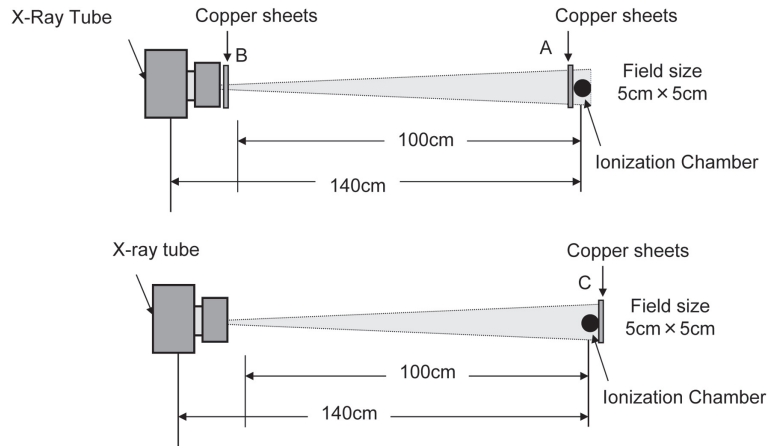


Fig. 1 Geometric arrangements for measuring the scatter ratio of (a) front scatter and (b) back scatter.

a  
b

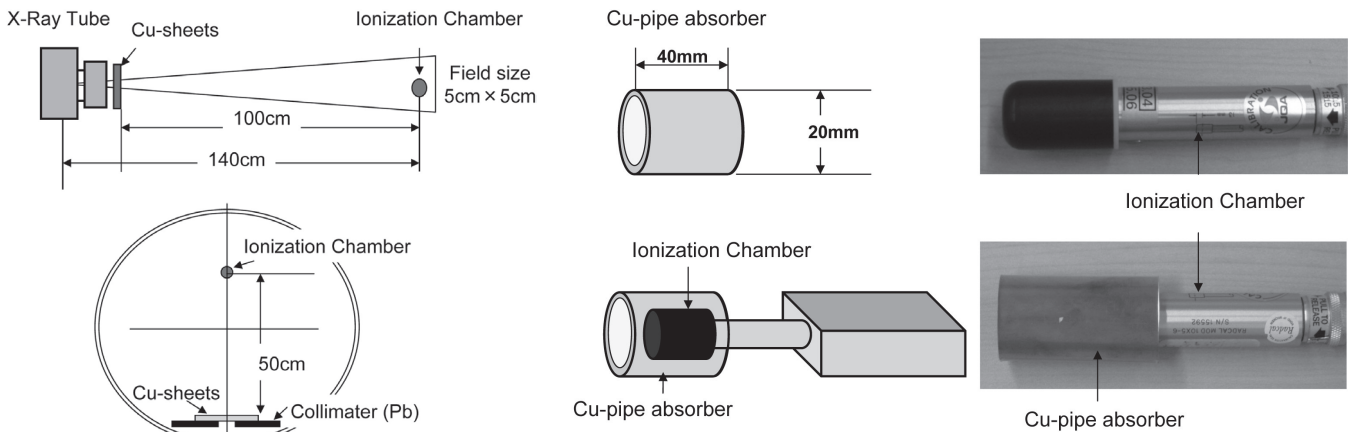


Fig. 2 Geometric arrangements for measuring the HVL of (a) general X-ray equipment and (b) X-ray CT scanners.

a  
b

Fig. 3 Illustrations and photographs of (a) copper pipe absorber and (b) ionization chamber equipped with copper pipe absorber.

a  
b

テキスト<sup>15)</sup>に従い、Fig. 2(b)に示す幾何学的配置で、ビーム幅を装置の設定が可能な最大値とし照射野を厚さ2 mmの鉛板で線量計の大きさに遮蔽して測定した。測定条件は管電圧80 kV、100 kV、120 kV、140 kV(ただし、Aquilion64は135 kV)とした。X線撮影装置、X線CT装置ともに、指頭型電離箱(10×5-6)を用いて、Cu吸収板なし、および0.04 mmから0.6 mmの異なる厚さのCu吸収板を配置して銅減弱曲線を測定した。

### 1-3-2 銅パイプ法による半価層測定

厚さが0.04 mm、0.1 mm、0.2 mm、0.3 mmの銅板を用いて、Fig. 3に示す銅パイプ吸収体を作製した。この銅パイプ吸収体を用いて銅減弱曲線を測定した。

X線撮影装置ではFig. 4(a)に示す従来法と同じ幾何学的配置で銅パイプ吸収体なし、および0.04 mmから0.6 mmの厚さの異なる銅パイプ吸収体を指頭型

電離箱(10×5-6)に装着し銅減弱曲線を測定した。測定管電圧は従来法による半価層測定の場合と同じである。

X線CT装置ではFig. 4(b)に示す幾何学的配置で線量計を回転中心に置き、ビーム幅を各装置の最大で、腹部用ビーム形成フィルタを使用して銅パイプ吸収体なし、および0.04 mmから0.6 mmの厚さの異なる銅パイプ吸収体を指頭型電離箱(10×5-6)に装着し、X線管を1回転スキャンした場合と固定した場合で銅減弱曲線を測定した。

### 1-4 半価層の算出方法

#### 1-4-1 従来法

半価層、1/4 価層の算出は銅減弱曲線データの照射線量データを対数変換したうえで(Fig. 5)、0 mmから0.3 mmまでのデータに対して3次関数で近似、0.3 mm

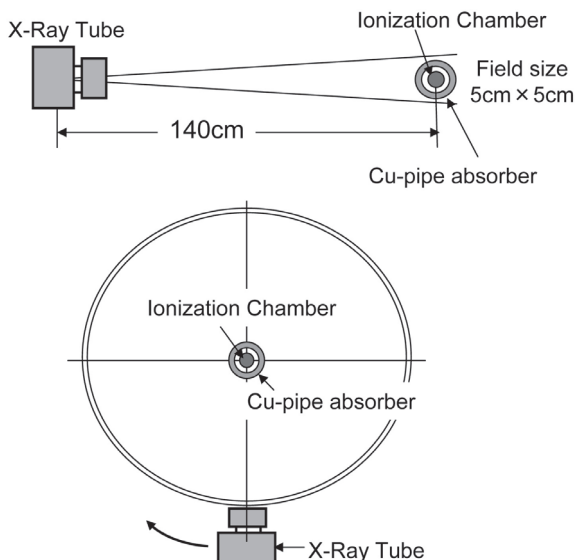


Fig. 4 Geometric arrangements for HVL measurements using copper pipe method for (a) general X-ray equipment and (b) X-ray CT scanners.

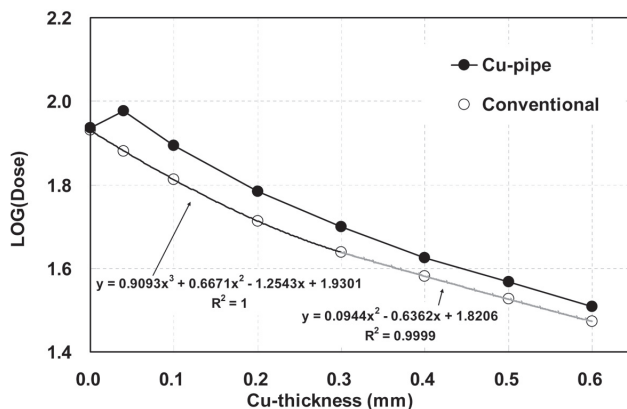


Fig. 5 Attenuation curves for copper measured using the general method and the copper pipe method.

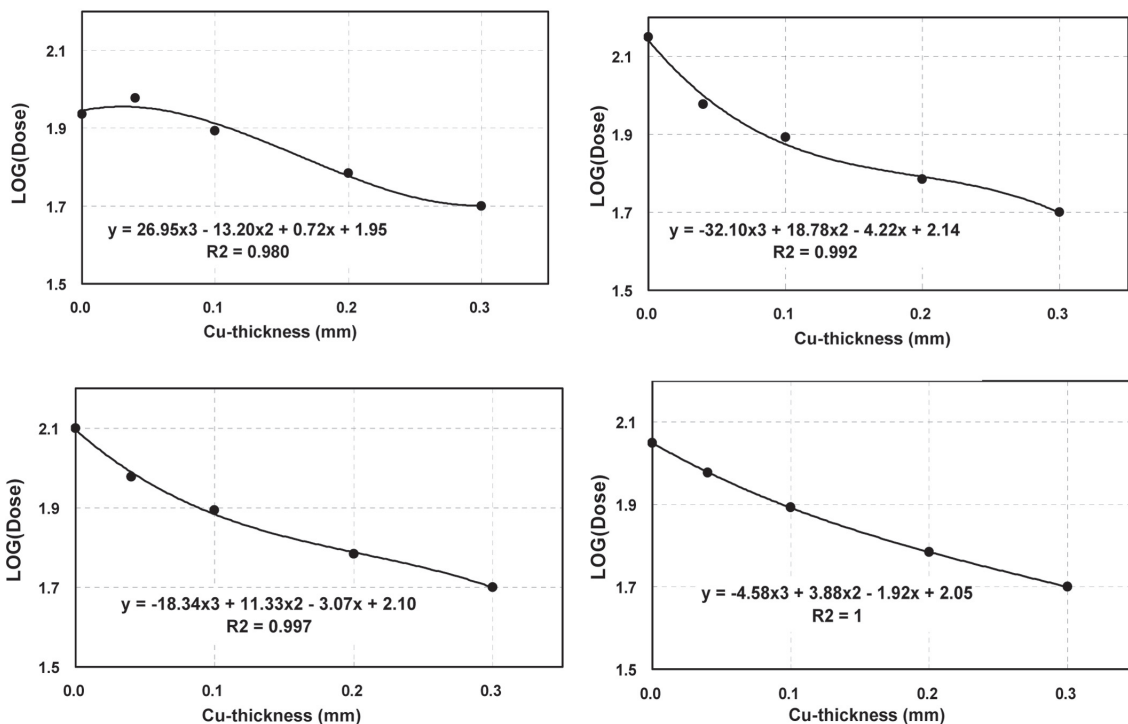


Fig. 6 Measured attenuation data for copper with third degree polynomial fit curves.

(a) Original data.  
 (b)–(d) Data changed at X=0 to obtain a well-fitted curve.

a	b
c	d

から 0.6 mm のデータに対して 2 次関数で近似して求めた (Fig. 5)。ただし、1/4 価層が 0.6 mm を超える場合については直線近似で外挿して求めた。ただし、関数近似はすべて最小 2 乗近似を使用した。

1-4-2 銅パイプ法

従来法で示すように、対数変換された銅減弱曲線は 0~0.3 mm の範囲では 3 次関数(決定係数( $R^2$ ))

1)で近似することができる。

しかし、従来法と同様に対数変換した 0 mm から 0.3 mm までのデータ (Fig. 5) を 3 次関数で近似した場合、吸収体 0 mm のデータは散乱線を含まないため、ほかの点のデータと性質が異なっているため、Fig. 6(a)に示すようにそのままでは 3 次関数に近似することができない。

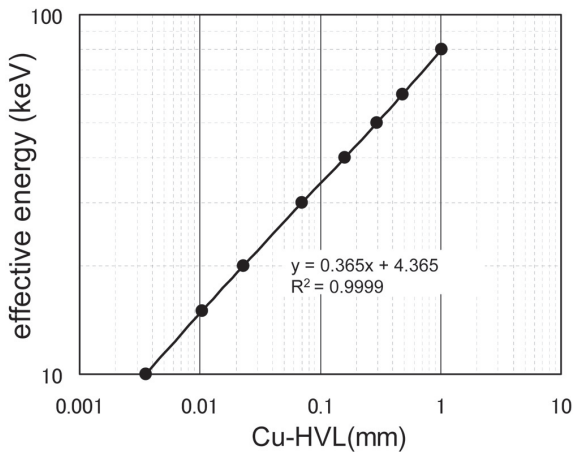


Fig. 7 Relationship between effective energy and copper-HVL.

The gradient and Y-intercept of the fitted straight line are 0.365 and 4.365, respectively.

そこで、対数変換した銅減弱曲線に対して Fig. 6 (b)~(d)に示すように、 $R^2=1$  または  $R^2 \approx 1$  となる吸収体 0 mm の値を測定値から外挿して求め 3 次関数で近似する方法を用いた。0.3 mm から 0.6 mm のデータに対しては 2 次関数で近似した。得られた近似式から半価層および 1/4 価層を求めた。ただし、1/4 価層が 0.6 mm を超える場合については直線近似で外装して求めた。ただし、関数近似はすべて最小 2 乗近似を使用した。

#### 1-5 半価層から実効エネルギーへの変換

半価層からの実効エネルギーの算出には Seltzer SM and Hubbell JH の光子減弱係数データブック<sup>22)</sup>の線減弱係数を用いた。半価層と実効エネルギーを Fig. 7 に示すように両対数変換してグラフを作成し、半価層 0.004 mm から 1 mm まで(実効エネルギー 10 keV から 80 keV)のデータを最小 2 乗法から近似して、式 (1)を得た。

$$E_{\text{eff}}(\text{keV}) = \exp(0.365 \times \ln(t) + 4.365) \quad R^2 = 0.9999 \quad \dots \dots \dots (1)$$

$E_{\text{eff}}$  (keV) : 実効エネルギー

$t$  : Cu の半価層 (mm)

測定で得られた半価層を式(1)に代入し実効エネルギーに変換した。

## 2. 結果

### 2-1 前方散乱と後方散乱の影響

Fig. 8 に管電圧 80 kV 時の結果を示す。前方散乱線、後方散乱線ともに Cu 板の厚さの増加に伴い散乱線量率が増加し、厚さ 0.03 mm でほぼ平衡になった。Fig. 9 に銅 0.1 mm に対する管電圧と散乱線の発

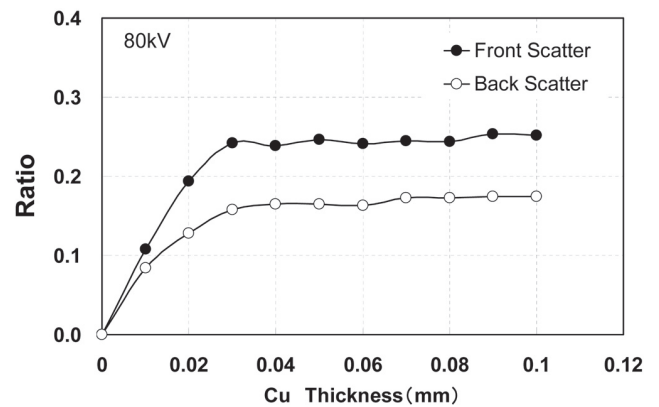


Fig. 8 Scatter ratios for 80 kV as a function of copper sheet thickness.

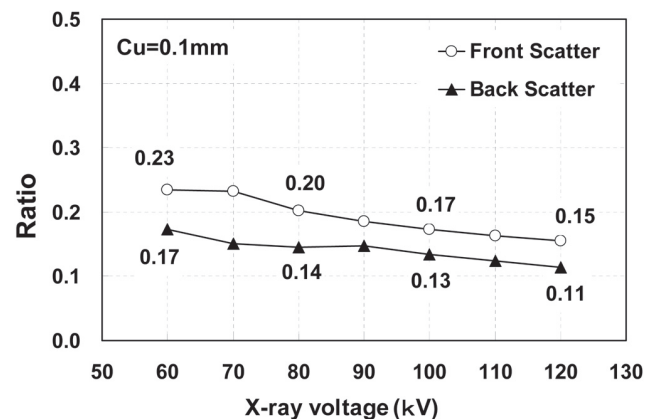


Fig. 9 Scatter ratios for 0.1-mm copper sheet as a function of X-ray tube voltage.

生比率の関係を示す。前方散乱線は 60 kV で 23%、120 kV で 15%、後方散乱線は 60 kV で 17%、120 kV で 11%となり、前方散乱線および後方散乱線ともに管電圧の上昇に伴い発生率は減少した。銅板からの前方散乱線および後方散乱線の影響はそれぞれ、銅板-線量計間距離が 20 cm で 5%および 3%、30 cm で 0.3%および 0.5%であった。

### 2-2 半価層と 1/4 価層

Fig. 10 に銅パイプ法(X)と従来法(Y)の相関を示す。Fig. 10(a)は半価層、Fig. 10(b)は 1/4 価層の場合である。

両者の半価層は  $Y=1.198X$ 、 $R^2=0.990$ 、1/4 価層は  $Y=1.202X$ 、 $R^2=0.995$  と非常に高い相関を示した。また、X 線撮影装置および X 線 CT 装置のデータはほぼ同じ線上に分布した。

### 2-3 実効エネルギー

#### 2-3-1 銅パイプ法による実効エネルギーの算出

Fig. 11 に銅パイプ法(X)と従来法(Y)による実効エ

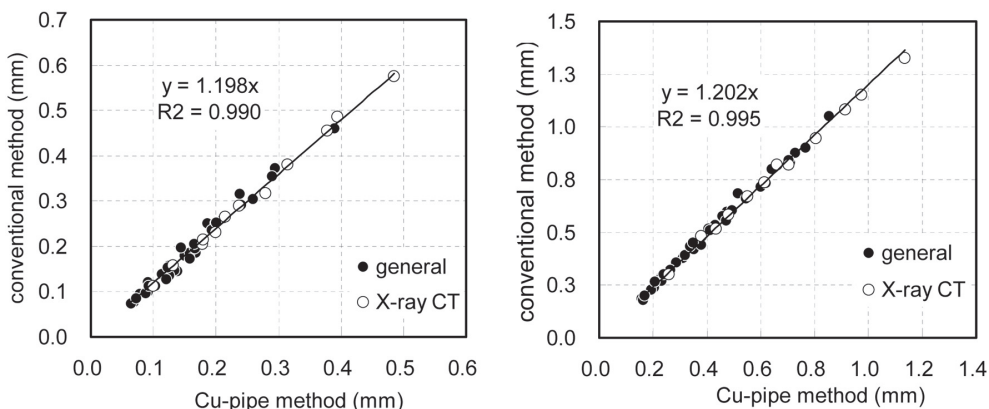


Fig. 10 Correlation in (a) the HVL and (b) the quarter-value layer between the general method and the copper-pipe method.

a | b

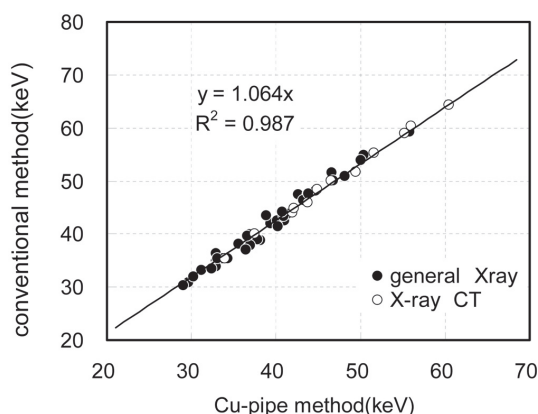


Fig. 11 Correlation in effective energy between the general method and the copper pipe method.

エネルギーの相関を示す。両者は  $Y=1.064X$ ,  $R^2=0.987$  と非常に高い相関を示した。そこで、回帰分析を行い、回帰直線(2)を得た。

$$E_{\text{eff}} = 1.064 \times E_{\text{pipe}} \quad R^2=0.987 \quad p<0.001 \quad \dots\dots\dots (2)$$

$E_{\text{eff}}$  : 実効エネルギー推定値  
 $E_{\text{pipe}}$  : 銅パイプ法による測定値

Table 1 に 4 種類の X 線撮影装置(付加フィルタなし)の結果と 3 種類の X 線 CT 装置の結果を示す。

Table 2 に X 線 CT 装置で X 線管を固定した場合と回転した場合の実効エネルギーを示す。両者の差異は最大で 1.61 keV と大きな違いは見られなかった。

2-3-2 測定誤差

実効エネルギー推定値の絶対誤差を(3)式から求めた。

$$E_{\text{err}}(\%) = \text{abs}\{(E_{\text{eff}} - E_{\text{conv}})\} / E_{\text{conv}} \times 100(\%) \quad \dots\dots (3)$$

$E_{\text{conv}}$  : 従来法による実効エネルギー  
 絶対誤差の最大は 4.86%(2.1 keV), 最小は 0.01%

(0.1 keV)で平均  $1.81 \pm 1.38\%$  ( $0.75 \pm 0.56$  keV)であった。

3. 考 察

患者の被ばく線量は照射線量に後方散乱係数や吸収線量変換係数を乗じて吸収線量に変換することで求められる。しかし、後方散乱係数や吸収線量変換係数はエネルギーに依存する。長島ら<sup>20)</sup>は吸収線量変換係数の違いでアクリル製円筒ファントムの場合で約 16%の誤差を生じると報告している。したがって、正確な線量評価のためには実効エネルギーを計測することが求められる。

従来法による半価層測定では電離箱に入射する散乱 X 線を除去することが非常に重要であり、なるべく照射野を小さくすることや散乱 X 線を発生する吸収板から電離箱を離すなどの幾何学的配置が求められる。また、X 線 CT 装置では X 線管の固定のため装置メーカー側の協力が必要であった。更に、X 線 CT 装置ではビーム形成フィルタの厚さや材質により線質が変化するため、使用するビーム形成フィルタごとに実効エネルギーを算出しなければならず、半価層測

Table 1 Measured effective energies for the conversional method and the copper pipe method

	kV	Effective energy (keV)		Error	
		Conventional	Cu-pipe method	keV	(%)
AXIOM Aristos MX/VX	60	30.9	31.6	0.7	2.2
	81	34.8	35.0	0.2	0.7
	102	38.8	40.6	1.8	4.8
	121	42.5	43.7	1.2	2.7
UD150B-10	60	30.3	30.9	0.5	1.7
	80	33.8	35.0	1.2	3.6
	100	37.9	39.3	1.4	3.8
	120	41.3	42.8	1.5	3.6
UD150L-30	80	33.5	34.5	1.0	3.1
	90	35.4	35.9	0.5	1.3
	100	37.0	38.7	1.7	4.5
INFIX-8000C	60	32.0	32.2	0.2	0.7
	80	35.4	35.2	0.2	0.6
	100	39.7	39.0	0.7	1.7
	120	43.3	43.6	0.2	0.5
Light Speed VCT	80	44.0	44.6	0.5	1.2
	100	50.0	49.5	0.5	1.0
	120	55.3	54.9	0.4	0.6
	140	60.4	59.6	0.8	1.4
Aqullion64	80	35.4	36.1	0.7	2.1
	100	40.0	39.9	0.2	0.4
	120	44.9	44.8	0.1	0.3
	135	48.5	47.8	0.7	1.4
SOMATOM	80	46.0	46.5	0.5	1.1
	100	51.7	52.6	0.9	1.7
	120	59.0	58.7	0.3	0.6
	140	64.3	64.3	0.0	0.0

定は煩雑で困難であった。そのため、TCAR 法や IMCAR 法が考案されかなり簡易的に測定できるようになってきた。また、個人線量計はアルミニウムや銅などの金属フィルタを2~3個組み合わせ、これらのフィルタの線量比から実効エネルギーを算出している。個人線量計の構造から線量計素子と金属フィルタはほとんど密着状態にあり、線量計は人体などに付けて測定を行うため人体やフィルタからの散乱線を含んだ形で測定される。実効エネルギーは測定環境が空気中やファントム上に合わせて校正され算出される。したがって、線量計と吸収体を密着した状態で測定しても校正することで散乱線の影響を排除して正確に実効エネルギーを求めることができることを示している。

そこで、われわれは実効エネルギーを求める方法として Fig. 3 に示す銅パイプ吸収体を線量計に装着して測定した減弱曲線から実効エネルギーを算出する銅パイプ法を試みた。渡邊<sup>24)</sup>や岡本ら<sup>25)</sup>の報告では、X線 CT 装置の実効エネルギーが最大 60 keV 以下で

Table 2 Measured effective energies for the stationary mode and the rotation mode of X-ray CT

	kV	Rotation (kV)	Stationary (keV)	Difference (keV)
Light Speed VCT	80	41.9	41.0	0.9
	100	46.5	45.2	1.3
	120	51.6	50.6	1.0
	140	56.0	55.8	0.2
Aqullion64	80	34.0	33.5	0.5
	100	37.5	39.1	1.6
	120	42.1	41.8	0.3
	135	44.9	44.5	0.4
SOMATOM	80	43.7	44.0	0.3
	100	49.4	49.2	0.2
	120	55.2	54.8	0.3
	140	60.4	59.5	0.9

あることから、銅パイプ吸収体の厚さを 0.6 mm までとして、0.04 mm, 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm とした。

銅パイプ法により得られた減弱曲線は Fig. 5 に示

すように、 $X=0$  の測定点だけは吸収体がなく散乱線を含まない値であり、ほかの点のデータと性質が異なる。そのため、従来法による減弱曲線データは3次関数で近似することができるが、銅パイプ法のデータは、Fig. 6(a)に示すように近似することができなかった。そこで、銅パイプ法のデータに対して Fig. 6(b)~(d)に示すように決定係数  $R^2 \approx 1$  となる  $X=0$  のときの値を外挿して求め3次関数で近似する方法を考案した。銅パイプ吸収体による散乱線量率は管電圧が高くなるに従い減少した(Fig. 9)。そのため、Fig. 5に示すように銅パイプ法の減弱率は従来法よりも大きくなり、銅パイプ法の測定値は従来法より小さくなると考えられた。測定の結果、実効エネルギーは  $E_{\text{eff}}=1.064 \times E_{\text{pipe}}$  で表わされ予測と一致した。測定誤差は  $1.81 \pm 1.38\%$  であり、本法によって精度よく実効エネルギーを測定できた。

銅パイプ法は銅吸収体やガントリなどからの散乱線を含んだ照射線量を測定する。しかし、ガントリからの散乱線量は少量であること、線量計がガントリから30 cm以上離れていることから影響はないと考える。本法は従来法のように散乱線の影響を考慮することなく簡便に実効エネルギーを測定できる方法であり、測定時の幾何学的配置の影響を受けることは少ないと考えられる。またX線CT装置では、使用するビーム形成フィルタが同じであれば、回転中心で測定した場合にはX線管を固定した場合と回転した場合の実効エネルギーに大きな差異はなかった(Table 2)。

銅パイプ法は臨床条件でX線CT装置の実効エネルギーの測定が可能であり、散乱X線を気にすることなく、またX線管を固定することなく、簡便かつ高精度に実効エネルギーを算出できる方法であることが示唆された。

X線CT装置ではビーム形成フィルタの使用によって同一断面内でも中心部と周辺部では実効エネルギーが異なると考えられるが<sup>26)</sup>、従来法では測定することは非常に困難であった。しかし、銅パイプ法では銅パイプ吸収体を被せた線量計を有効視野内の任意の位置に配置して測定できる。更に、銅パイプ法はペンシル型線量計に適した銅パイプ吸収体を用いることでファントム内の実効エネルギー測定を可能にするものと期待できる。

Fig. 10, 11に示すように、銅パイプ法で求めた4種類のX線撮影装置(付加フィルタ0.0 mm, 0.1 mmCu, 0.2 mmCu)、および3種類のX線CT装置の測定値と従来法によって得られた実効エネルギーが非常に高い相関を示したことは、本法がX線スペクトル形状の違いに関係なく(2)式を用いることでX線CT装置だけでなくX線撮影装置全般の実効エネルギーを測定できることを示唆するものであり非常に有用な測定法と考える。

#### 4. 結 語

従来、X線CT装置の実効エネルギーの測定は非常に煩雑、困難であったが、銅パイプ吸収体を用いることで実効エネルギーを精度よく算出することができた。銅パイプ法はX線管を固定することなく臨床条件での測定が可能であり、非常に簡便で汎用性に優れた実効エネルギー測定法と言える。また、銅パイプ法はX線CT装置だけでなくほとんどのX線撮影装置に適用することが可能であり、使用している装置の出力線量の把握や線質評価に有用であると考えられる。

本論文の要旨は日本放射線技術学会第39回秋季学術大会(2010年、仙台)で発表した。

#### 参考文献

- 1) Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004; 363: 345-351.
- 2) Brenner DJ, Hall EJ, Phil D. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357: 2277.
- 3) Berrington de González A, Mahesh M, Kim K-P, et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 2009; 169(22): 2071-2077.
- 4) Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009; 169(22): 2078-2086.
- 5) Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 2007; 298: 317-323.
- 6) 小山修司. CTDIの解説と測定法. *INNERVISION* 2003; 18(1): 116-119.
- 7) 小林謙一, 佐藤真爾, 豊田昭博, 他. マルチスライスヘリカルCTにおける可変管電流制御システム(Real-EC)の被曝線量評価. *映像情報(M)* 2002; 34(3): 328-332.
- 8) 青山隆彦, 小山修司, 前越久. シンチレーション・ポインント線量計によるX線CT被曝線量の精密測定. *日放技学誌* 2000; 56(1): 87-94.
- 9) IVR等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会. IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドラインおよび測定マニュアル. *医療放射線防護 NEWSLETTER* 2004; 40: 86-90.
- 10) 松本光弘, 井ノ上信一, 松澤利絵. 実効エネルギーに基づく患者表面線量推定式. *日放技学誌* 2001; 57(12): 1519-



- 1526.
- 11) 岡本英明, 鈴木敬一, 上田講紀, 他. CT装置の線質, 被曝線量の検討. 胸部CT検診 1998; 5(2): 119-122.
  - 12) 佐藤 齊. 診断用X線の線質測定法の検討. 日放技学誌 1995; 51(1): 8-12.
  - 13) 津坂正利. 第2回計測分科会報告 4. 半価層測定精度と実効エネルギー評価. 日放技学誌 1995; 51(4): 539-547.
  - 14) 大釜 昇. 診断領域X線の実効エネルギー測定. 日放技学誌 2001; 57(5): 550-556.
  - 15) 前川昌之 編. 日本放射線技術学会計測分科会. 医療被曝測定テキスト. 放射線医療技術学叢書(25). 京都: 日本放射線技術学会, 2006.
  - 16) Kruger RL, McCollough CH, Zink FE. Measurement of half-value layer in x-ray CT: a comparison of two non-invasive techniques. Med Phys 2000; 27(8): 1915-1919.
  - 17) ImPACT. CT scanner dose survey: measurement protocol. Version 5.0 July 1997.
  - 18) 松本政雄, 窪田英明, 小鮮裕二, 他. 診断時の被曝線量低減を目的としたX線CT装置の品質管理システムの開発. INNERVISION 2002; 17(8): 37.
  - 19) 小山修司. 第3回計測部会報告 X線CTの被曝線量は如何に測定すべきか 3. 撮影条件の最適化に関連して. 日放技学誌 1995; 51(5): 631-635.
  - 20) 長島宏幸, 須永眞一, 見留豊久, 他. X線CT装置の線量評価に不可欠な実効エネルギーの新たな測定および算出法の検討. 日放技学誌 2005; 61(3): 385-391.
  - 21) 飯田泰治, 能登公也, 高田忠徳, 他. 蛍光ガラス線量計を用いたIVR装置の実効エネルギーと入射表面線量の測定(半価層測定器と測定用ファントムの作製). 日放技学誌 2010; 66(5): 487-494.
  - 22) 飯田泰治, 能登公也, 高田忠徳, 他. 蛍光ガラス線量計によるX線CT装置の実効エネルギーの測定. 放射線防護分科会会誌 2010; 30, 66-67.
  - 23) Seltzer SM, Hubbell JH. 前越 久 監修. 光子減弱係数データブック. 京都: 日本放射線技術学会, 1995.
  - 24) 日本放射線技師会・医療被曝ガイドライン委員会. 医療被曝ガイドライン. 医療科学社, 東京, 2002: 55-56.
  - 25) 岡本英明, 熊谷年起, 上田講紀, 他. CT装置の半価層およびX線スペクトルについて(3機種と比較). 日放技学誌 1997; 53(8): 1243.
  - 26) 森本智弘, 安藤 隆, 平野浩志, 他. CT装置のファントム内における実効エネルギーの測定. 日本放射線技術学会総会学術大会一般研究発表後抄録 1999; 55, 326.

## 図表の説明

Fig. 1 前方散乱線および後方散乱線の発生率測定のための幾何学的配置

- (a) 前方散乱線
- (b) 後方散乱線

Fig. 2 半価層測定のための幾何学的配置

- a) 一般X線撮影装置
- b) X線CT装置

Fig. 3 銅製パイプ型吸収体の構造と概観

- a) 銅製パイプ型吸収体の構造と概略図
- b) 銅製パイプ型吸収体の概観

Fig. 4 銅パイプ法による半価層測定のための幾何学的配置

- a) 一般X線撮影装置
- b) X線CT装置

Fig. 5 従来法と銅パイプ法により得られた銅減弱曲線

Fig. 6 銅パイプ法による銅減弱曲線に対する3次関数近似法

- a) 元データに対する近似
- b)~d)  $X=0$  の値を外挿した時の近似

Fig. 7 銅半価層と実効エネルギーの関係

Fig. 8 管電圧80kVにおける銅板の厚さと散乱線の発生率の関係

Fig. 9 銅0.1mmにおける管電圧と散乱線の発生率の関係

Fig. 10 銅パイプ法と従来法による半価層および1/4価層の比較

- a) 半価層
- b) 1/4 価層

Fig. 11 銅パイプ法と従来法による実効エネルギーの比較

Table 1 銅パイプ法と従来法から求められた実効エネルギー(keV)

Table 2 銅パイプ法によるX線CT装置の回転時と固定時の実効エネルギー