原 著

シンチレーション・ポイント線量計による X線CT被曝線量の精密測定

青山隆彦・小山修司・前越 久

論文受付
1999年1月4日

論文受理
1999年10月5日

Code No. 621

名古屋大学医学部保健学科

1. 緒 言

診断X線による被曝の中でCT検査によるものは線量が多く、検査の頻度も比較的多いので、国民一人当たりの医療被曝全体に占めるCT検査の割合は大きい¹⁾。しかも、近年X線CTによる診断がますます盛んになり、検査の機会が増加しているが、こうした状況においてはCT被曝線量の正確な評価が重要である。また、診断X線による被曝では、一般に皮膚入射面での線量が最大になるため、皮膚障害防止の観点から

interventional radiologyを中心に診断X線による皮膚の被曝に関心が高まっており、CT検査に対しても皮膚線量の正確な測定と評価が望まれる。

X線CT検査による被曝については、検査部位ごとに各臓器が受ける吸収線量について、機種異なるいくつかのCT装置に対して、熱蛍光線量計(TLD)と人体ファントムを用いた測定と、それに基づく評価が行われている²⁾が、TLDは素子間で感度のバラツキが非常に大きく、また、感度のX線エネルギー依存性の大き

Precise Measurement of CT Exposure Dose with a Scintillation-point Dosimeter

TAKAHIKO AOYAMA, SHUJI KOYAMA, and HISASHI MAEKOSHI

School of Health Sciences, Nagoya University

Received Jan. 4, 1999; Revision accepted Oct. 5, 1999; Code No. 621

Summary

A highly sensitive dosimeter with a small scintillation probe was devised for precise dosimetry of CT exposure. The probe, which was constructed using a small plastic scintillator and optical fibers coupled with photo-multipliers, had the advantages of directional and dose-rate independence of sensitivity on incident x-rays. Sensitivity, however, increased with x-ray effective energy, having a rate of 10%/10 keV at 50 keV. The scintillation probe was placed on the surface and in the center of a human chest phantom with elliptical cross-section that was constructed using tissue-equivalent materials, and dose profiles were measured over a 300 mm scan width using a Toshiba TCT300 conventional scanner. Multiple scan average doses (MSADs) were estimated from the dose profiles as a function of the number of scans, and it was found that they were not saturated for the maximum number of 30 scans with a 10 mm slice and 10 mm distance between scans. Absorbed doses on the phantom's surface differed according to the position of the surface, where doses on the top were about 1.7 times larger than those on the side. MSADs estimated for the 30 scans on the top and side surfaces and in the center were 33.0, 19.6, and 34.1 mGy, respectively, with maximum MSAD at the center of the phantom.

Key words: Dosimetry, Absorbed dose, Diagnostic x-rays, X-ray computed tomography (CT), Scintillation dosimeter

別刷資料請求先: 〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20
名古屋大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 青山隆彦 宛

い素子が使われていることもあり、測定精度には問題があると考えられる。一方、人体を一辺 5mm の立方体ボクセルに分割し、この中での X 線の振舞いをモンテカルロ法で計算することによって臓器吸収線量を求めること²⁾も行われているが、この場合、計算に必要な X 線のエネルギースペクトルや CT 装置固有のビーム成形フィルタの詳細を知ることが通常困難で、計算の妥当性及精度が評価しにくい問題がある。また、現在、簡便な CT 線量測定器として CT 用電離箱が多用されているが、市販の CT 用電離箱は検出有効長が短いため、線量を最大で 30% 程度過小評価する問題のあることが、検出有効長が 1m 程度と非常に長いシンチレーションファイバ型線量計を開発して³⁾、人体等価胸部ファントムにより CT 被曝線量を測定した結果⁴⁾から明らかになっている。

CT 検査による被曝線量を正確に評価するためには、人体等価ファントムを使用し、各臓器位置、ならびに表面における 1 検査中の線量積算値、もしくは体軸 (X 線ビーム回転軸) 方向の線量プロファイルを測定する必要がある。線量プロファイルを測定しておけば、検査によりスキャン範囲が異なっても、スキャン範囲内線量プロファイルを積分することで線量積算値を正確に求めることが可能である。こうした線量プロファイルの測定は、1980 年代初めに TLD⁵⁾ や X 線フィルム⁶⁾ を用いて行われているが、これらの測定では、現在とは異なる旧式の CT 装置が使われているため、測定された線量プロファイルは現在のものと大きく異なる可能性がある。さらに、X 線フィルムを使用した線量分布測定の場合、フィルム感度の X 線入射方向依存性や X 線エネルギー依存性などのため、精度の良い測定にはならないと考えられる。

本研究では、TLD と同程度以下の大きさの、小型で高感度なシンチレーション線量計 (以下、シンチレーション・ポイント線量計) を作製し、その性能を評価するとともに、人体等価材料で作製した胸部ファントムを使用して、インクリメント型 X 線 CT 装置によるファントム中心軸に沿った線量プロファイルを精密に測

定した。また、ファントム表面においても同様の測定を行い、表面とファントム中心の線量の違いを調べた。

2. 材料と方法

2-1 シンチレーション・ポイント線量計

2-1-1 検出部

X 線 CT 装置では、X 線が円周方向から照射されるので、CT 検査による被曝線量を測定する場合、使用する検出器は少なくとも円周方向に等感度を有することが必要である。さらに、表面やファントム内の一点の線量、もしくは線量プロファイルを測定するため、検出器の大きさはスライス厚に比べ十分小さくしなければならない。また、測定の手間と時間を短縮するため、検出器として線量が直読できるタイプのものが望ましい。さらに、検出器は感度のエネルギー依存性が小さく、また、0.1mGy 以下の低線量まで精度良く測定できることが必要である。現在、小型の直読型線量計としてスキンドーズモニタ (マクマホンメディカル社) などの市販の皮膚線量計が入手できるが、これらは感度の X 線入射方向依存性が大きく、また、感度不足のため、CT 検査における線量プロファイル測定に使用することができない。

検出器に対する上述の要求から、本研究では、円周方向に等感度の、円筒形微小プラスチックシンチレータを X 線検出素子とし、シンチレーション光を光ファイバで光電子増倍管 (PMT) に導き、吸収線量に比例した信号を取り出す方式のシンチレーション・ポイント線量計を作製した。この種の線量計は治療用高エネルギー X 線による小照射野線量測定用として開発されており⁷⁾、本研究において作製した線量計はこれと原理的には同じであるが、本研究ではこれを改良して、低エネルギー、かつ低線量の診断 X 線測定に適するようにした。

Fig.1 に作製した線量計検出部の構造を示す。X 線検出素子のシンチレータには、直径 1mm のプラスチックシンチレーションファイバ、BICRON 社 (米国) 製の BCF-12 を 4mm の長さに切り出したものを使用した。このシンチレータは、PMT の最高感度波長近辺の 435nm にピークを持つ青色の光を放出する。このシンチレータの端面を研磨した後、片側を外径 3mm のポリエチレン管中で、シンチレーション光を PMT まで導くための直径 1mm のプラスチック光ファイバ、BICRON 社製の BCF-98 に、透明エポキシ樹脂を使って接着した。シンチレータ端面の反対側には黒色グラファイト棒を接着し、また、ポリエチレン管の外側にはコロイド状グラファイトを塗布し、さらに、光ファイバは直径 2mm、厚さ 0.3mm の黒色ポリエチレン管

Fig. 1 Detail of the construction of the scintillation-point dosimeter's probe.

NII-Electronic Library Service

Fig. 3 Construction of the chest dosimetry phantom.

条件でX線曝射を行った。

線量計出力の線量率応答の調査では、管電圧80kV（実効エネルギー29.6keV）、管電流50mA、照射時間0.3秒で一定とし、X線管焦点から線量計検出部までの距離を0.4mから2mまで変えることにより線量率を変化させた。

線量計感度のX線エネルギー依存性の調査では、X線CT装置の管電圧は120kV、実効エネルギーは50～60keV程度のものがほとんどであることから、管電圧120kVで一定とし、X線射出口にアルミニウム板を4mm間隔で最大20mmまで付加して、X線の実効エネルギーを約35keVから約65keVまで変化させて実験を行った。

2-3 線量プロファイルの測定

シンチレーション・ポイント線量計を、作製した人体等価胸部ファントム⁴⁾の中心および表面に置き、CT装置のX線ビーム回転軸に平行なファントム中心軸(Z軸)に沿って、ビーム中心の両側150mmの範囲で線量プロファイルを精密に測定した。

Fig.3に、使用したファントムの形状と大きさ、ならびに線量計検出部の位置を示す。このファントムを、回転角360度のインクリメント型X線CT装置、東芝TCT300のベッド上に、Fig.3のA点がベッドの反対側、すなわち上側になるように置き、線量計検出部をファントムの前面(A)、側面(C)、および中心(B)に設置した。そして、これらの点をZ軸の原点として、原点から±150mmの範囲でX線ビーム位置を変化させ、スキャンごとに線量計出力電圧値を測定した。この測定は、X線CTからの1スキャン当たりのX線放出量が正確に一定であることを前提としているが、これを保証するため各測定点で2回以上の測定を行い、測定値の変動が2%以内であることを確認した。

CT装置の管電圧は120kV（実効エネルギー52.5keV）、管電流は55mAで、スライス幅は10mmとした。スキャンごとのベッドのZ軸方向移動量はスライス幅と同じ10mmを基準とし、出力変化の大きい、

Fig. 4 Comparison of light intensity between background from the fiber light guide and signal from the scintillator.

線量計検出部がビーム位置近傍にある時のみ2～5mmとした。線量計出力電圧は、感度のX線エネルギー依存性の測定から求めた線量変換係数を用いて生体軟部組織に対する吸収線量へ変換した。

3. 結果

3-1 線量計の特性

3-1-1 X線による光伝送用ファイバからの発光

Fig.4は、光伝送用ファイバからのX線によるバックグラウンド光強度とシンチレータ光強度について、単位照射線量($2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg}$)当たりの線量計出力電圧を、種々の管電圧、したがって、種々の実効エネルギーのX線において測定した結果である。Fig.4によれば、光ファイバからの発光強度はX線のエネルギーとともに増加し、X線実効エネルギー36.3keVではシンチレータからの発光量の20%に達している。Fig.4は、X線に曝される光ファイバの長さが、シンチレータの長さ4mmに対してその約10倍の5cmの場合に得られた結果であるが、光ファイバからの発光強度は光ファイバ部のX線照射範囲に比例して増加するので、照射野が広い場合にはバックグラウンド光の割合が多くなる。

3-1-2 線量計出力の線量率応答

Fig.5は、種々のX線線量率で線量計出力と基準電離箱出力の比を求めてプロットした図である。基準電離箱からは照射線量が得られるが、図では使用したX線の実効エネルギー29.6keVを用いて生体軟部組織に対する吸収線量に変換している。Fig.5によれば、線量率が1～22mGy/sの測定範囲内において、本線量計の出力は誤差±2%以内で電離箱線量計と同一線量率応答を示している。

3-1-3 感度のX線エネルギー依存性

Fig.6は、PMTの印加電圧を650V、Fig.2の信号処理

Fig. 5 Dose rate response of dosimeter output, where the abscissa of the figure is the output ratio between the dosimeter and a calibrated ion chamber.

Fig. 6 Dependence of dosimeter sensitivity on the effective energy of x-rays, where a constant voltage of 650 V was applied to PMTs.

Fig. 7 Dose profiles on the top surface (Top) and in the center (Center) of the chest phantom along lines parallel to the axis of rotation of the CT scanner.

Fig. 8 Dose profiles on the side surface (Side) and in the center (Center) of the chest phantom along lines parallel to the axis of rotation of the CT scanner.

電子回路の電圧電流変換抵抗を最小の300k Ω とし、3段目の可変増幅回路の利得を最大にした場合と最小にした場合に得られた線量計感度のX線実効エネルギー依存性である。この図の縦軸の“感度”は、線量計出力電圧から生体軟部組織に対する吸収線量への変換係数の逆数を表しており、CT装置からのX線の実効エネルギーが分かれば、この図から、そのCT装置に対する線量変換係数を求めることができる。Fig.6によれば、約35~65keVのX線実効エネルギー範囲では、線量計感度はX線実効エネルギーに比例して増加し、増加率は50keVにおいて10%/10keVほどである。

3-2 線量プロファイル

Fig.7~9は、胸部ファントムの中心、ならびに表面における線量プロファイル測定結果で、Fig.7は線量計検出部がFig.3に示されているファントムの前面(A)および中心(B)にある時の、Fig.8は中心(B)および側面(C)にある時の、また、Fig.9は、Fig.7およびFig.8の中央部分を拡大した図を表している。これらの測定

Fig. 9 Dose profile details around the x-ray beam position of the CT scanner.

で、X線ビーム位置が150mmの位置におけるファントム表面での線量は0.1mGy以下の低線量になったが、この場合でも測定値は2桁まで有効で、測定全体にわたって高い精度が得られた。これらの図から、ファントム表面のピーク線量は、前面では中心の約2倍、側面では中心とほぼ同程度であることが分かる。

Fig. 10 Multiple scan average doses (MSADs) as a function of the number of scans in the multiple scan series and the location in the phantom, where the scans were separated by 10 mm slice thickness.

3-3 CT検査における平均被曝線量

CT検査による被曝線量は、1検査当たりのスキャン回数やスキャンごとの移動距離によって異なる。今、1回の検査で、スライス幅 T のビームが、スライス幅と同一移動距離 T で N 回スキャンしたとすると、測定された胸部ファントムの Z 軸に沿った線量プロファイルを $D(z)$ として、スキャン範囲の中央における平均線量 $MSAD^{5)}$ (multiple scan average dose) は次式で表される。

$$MSAD = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} D(z) dz \quad \dots\dots\dots (1)$$

この値は、スキャン回数が十分多く平均線量が飽和した場合には、次式で定義されるCTDI (computed tomography dose index)⁵⁾に一致する。

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad \dots\dots\dots (2)$$

Fig.10は、スライス幅10mmの場合に、Fig.7およびFig.8から計算したMSADのスキャン回数による変化である。1検査のスキャン回数が与えられれば、この図から胸部ファントム前面、側面、中心のMSAD値を求めることができ、たとえば30回スキャンでは、MSAD値としてそれぞれ33.0mGy, 19.6mGy, 34.1mGyが得られる。

ファントム中心に、 Z 軸に沿って有効電離長100mmのCT用電離箱(Radcal mdh 10X5-10.3CT)を電離箱中央をX線ビーム中心に合わせて設置し、1回スキャンで測定した吸収線量は28.8mGyとなった。これはスキャン回数10回のMSAD値と同値のはずである。Fig.10からスキャン回数10回のMSDA値を求めると26.8mGyとなり、CT用電離箱測定値に比べ7%小さい値となったが、CT用電離箱の測定精度が数%程度あり、ま

た、本線量計の感度にはX線エネルギー依存性が存在することを考慮すれば、両者の測定値はよく一致している。

4. 考 察

4-1 線量計の特性

線量計出力の線量率応答については、線量率が約1mGy/sから通常のCT装置の最大線量率に対応する20mGy/s程度までの測定範囲内において、本線量計は基準電離箱線量計と同一の線量率応答を示したが、使用した基準電離箱は、この線量率範囲で線量出力値がX線管焦点と電離箱との距離の逆2乗則を満たしたことから、出力の線量率依存性がないことを確認した。したがって本線量計もまた、この線量率範囲で出力の線量率依存性はないと結論づけられる。

ファントム中におけるX線の吸収と散乱のため、ファントム表面および中心の Z 軸上でX線エネルギー分布が異なると考えられる。このため、線量計感度のX線エネルギー依存性により、線量プロファイル測定結果に誤差が生じると考えられる。

ファントム中心については、線量計検出部がX線ビーム位置にある時には、ファントムによるX線の低エネルギー部の選択吸収により、X線実効エネルギーが数keV程度増加すると考えられるが、ビームから外れた位置では散乱線のみとなり、X線実効エネルギーが逆に数keV程度低下すると考えられる。Fig.9によれば、ファントム中心ではビーム位置でのピーク線量が13mGyとなっているが、この値は線量計感度のX線エネルギー依存性から数%程度の過大評価になっていると考えられる。一方、Fig.10から、ビーム位置での線量はスキャン回数10回以上でのMSAD値の1/2以下であり、ビーム位置以外での線量測定値は、線量計感度のX線エネルギー依存性から数%程度の過小評価となるので、MSAD値に関しては、スキャン回数10程度以上では、ビーム位置内外で線量計感度のX線エネルギー依存性の影響が打ち消されると考えられる。事実、線量プロファイルから求めた10回スキャンにおけるファントム中心のMSAD値が、エネルギー応答の平坦なCT用電離箱による線量測定値と誤差7%で一致したことは、本線量計による測定が精度よく行われていることを示している。ファントム表面についてもファントム中心の場合と同様のことがいえるが、ファントム表面では、Fig.10によればMSAD値に対する散乱線の寄与分は少なく、大半がビーム位置での線量、それもファントムによる吸収を受けない直接X線によるものである。したがって、この場合には、線量変換係数として空中で求めたX線実効エネルギーにおける値を使用しても、ファントム中心の場合より精度の高いピ

ーク線量ならびにMSAD値が得られると考えられる。

4-2 胸部X線CTによる被曝線量

MSAD値のスキャン回数による変化を表すFig.10によれば、スキャン回数30回ではファントム表面、中心ともにMSAD値は飽和に到達していない。従来、TLD⁵⁾やフィルム⁶⁾を使った測定では、10~20スキャンの少ないスキャン数でMSAD値が飽和する結果が得られているが、これらの測定方法では低線量に対する測定精度が低く誤差が大きいので、見かけ上早く飽和する結果が得られたもので、低線量でも精度の高い本線量計による測定結果によれば、MSAD値が飽和するためには30回スキャンではまだ不足で、40~50スキャン程度必要と考えられる。

Fig.10から、スキャン回数16回におけるファントム中心のMSAD値として30.3mGyが得られる。この値は報告されている¹⁾胸部16スキャンでのいろいろな機種で得られた赤色骨髓、肺、胃の平均線量5.69, 19.60, 9.19mGyに比較してやや高い値となっている。実験で使用した胸部ファントムは、臓器としては主要な肺のみを含む単純な構造となっており、線量測定点も特定の臓器位置ではないため、特定臓器の吸収線量と厳密な比較はできないが、本実験で得られたファントム中心における線量測定値は、骨組織に包まれた骨髓は別とし、肺、縦隔部など胸部軟組織の被曝線量と考えてよいであろう。また、Fig.10のMSAD値はCT装置の管電流55mAで得られた結果であるが、異なる管電流でCT検査を行った場合には、線量率の管電流比例性から、Fig.10の結果に管電流に比例した補正を施せば任意の管電流における結果に変換できる。

Fig.10によれば、ファントム表面(前面および側面)におけるMSAD値のスキャン回数による増加の割合はファントム中心に比較して小さいが、このことは、ファントム表面では線量の大半が直接X線によるもので、散乱線の寄与は小さいことを示している。また、Fig.10によれば、ファントム表面の線量は前面(Fig.3のA点)と側面(Fig.3のC点)で大きく異なり、前面が側面に比べてスキャン回数に無関係に約1.7倍大きくなっている。この理由は、検出部がX線ビームの位置にあるときに、スキャン中にX線が(ファントム中を通過することによる減衰を受けずに)直接表面を照射する角度範囲が前面と側面で大きく異なるためと考えられるが、こうした結果は円柱アクリル樹脂ファントムを使用した従来の測定^{5,6)}や計算²⁾では得ることができず、形状が人体に近い長円断面のファントムでしか得られない結果である。

Fig.10を基にし、ファントム前面と側面のそれぞれについてファントム中心に対するMSAD値の比をスキ

Fig. 11 Ratios of MSADs at the top (Top) and side (Side) of the surface to those at the center of the phantom as a function of the number of scans.

ャン回数の関数としてプロットし直すと、Fig.11が得られる。Fig.11によれば、ファントム前面のMSAD値のファントム中心のMSAD値に対する比は、1回スキャンでは約1.6であるが、スキャン回数とともにこの比が減少し、スキャン回数15回程度以上では比がほぼ1になることが分かる。一方、ファントム側面のMSAD値のファントム中心のMSAD値に対する比は、1回スキャンですでに1より小さく、スキャン回数とともにこの比がさらに減少し、スキャン回数15回程度以上になると比がほぼ0.6になっている。したがって、このCT装置による胸部CT検査において、被検者の被曝線量をモニタするために、被検者の胸部前面に線量計を取り付けて、スキャン回数15回程度以上で吸収線量を測定した時、体中心部が受けた被曝線量は胸部前面のモニタ線量計読み値とほぼ同一の値と考えればよい。

5. 結 語

CT被曝線量測定用に作製した高感度で小型のシンチレーション・ポイント線量計は、CT装置からのX線強度範囲で平坦な線量率応答を示したが、感度のX線エネルギー依存性は、X線実効エネルギー50keVにおいて約10%/10keVの割合で感度がX線実効エネルギーとともに増加する特性を有していた。この線量計検出部を人体組織等価材料を用いて作製した長円断面の胸部ファントムの表面および中心部に装着し、インクリメント型CT装置を使用して、300mmのスキャン幅にわたって体軸方向の線量プロファイルを測定した。多重スキャン平均線量MSADを、スライス幅およびスキャン間ベッド移動距離共に10mmでスキャン回数の関数として求めた結果、MSAD値は①最大30スキャンでも飽和値に達していない、②ファントム表面でも前面と側面では異なる、③表面よりファントム中心での値が多少大きくなることが明らかになった。

参考文献

- 1) 西沢かな枝：X線CT検査による被曝．放射線科学，33 (11)，334-341，(1990)．
- 2) Caon M, Bibbo G, and Pattison J: A comparison of radiation dose measured in CT dosimetry phantoms with calculations using EGS4 and voxel-based computational models. Phys Med Biol, 42, 219-229, (1997)．
- 3) 小山修司，青山隆彦，前越 久：シンチレーションファイバ検出器を使用したX線CT被曝線量計の開発．日放技学誌，55(10)，1027-1035，(1999)．
- 4) 小山修司，青山隆彦，前越 久，他：長尺シンチレーションファイバ線量計によるX線CT検査時における積分線量飽和値の測定．日放技学誌，(投稿中)．
- 5) Shope TB, Gagne RM, and Johnson GC: A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys, 8 (4), 488-495, (1981)．
- 6) 小室裕冉，服部 昭，吉村和彦：CTの被曝について．日放技学誌，38(5)，714-721，(1982)．
- 7) Beddar AS, Mackie TR, and Attix FH: Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry. Phys Med Biol, 37(10), 1883-1913, (1992)．

図表の説明

- Fig. 1 シンチレーション・ポイント線量計検出部の詳しい構造．
- Fig. 2 線量計の電子回路図．抵抗の単位は Ω ，コンデンサ容量の単位はF．
- Fig. 3 線量測定用胸部ファントムの構造．
- Fig. 4 光伝送用ファイバからのバックグラウンド光とシンチレータからの信号光の強度比較．
- Fig. 5 線量計出力の線量率応答．図の縦軸は線量計出力の線量校正された電離箱読み値に対する比．
- Fig. 6 線量計感度のX線実効エネルギー依存性．PMTには650 Vの一定電圧を印加した．
- Fig. 7 胸部ファントム前表面(Top)および中心(Center)におけるCT装置の回転軸に平行な線に沿った線量プロファイル．
- Fig. 8 胸部ファントム側表面(Side) および中心(Center) におけるCT装置の回転軸に平行な線に沿った線量プロファイル．
- Fig. 9 CT装置のX線ビーム位置付近での線量プロファイルの詳細．
- Fig. 10 多数回スキンの検査におけるスキャン回数とファントム中の位置の関数としての多重スキャン平均線量MSAD．各スキャンは10 mmのスライス幅で分割されている．
- Fig. 11 スキャン回数の関数としてのファントム前面(Top)および側面(Side)のMSAD値のファントム中心(Center)のMSAD値に対する比．