モンテカルロ・シミュレーションによる CT 検査の臓器線量計算と物理ファントムによる計測値との比較

入内島明子^{1,2} 福島康宏³ 小倉明夫²

論文受付
2017 年 5 月 15 日

論文受理
2017 年 11 月 19 日

Code No. 622

¹群馬大学医学部附属病院放射線部

²群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科

³群馬大学医学部附属病院放射線部(現 京都大学医学部附属病院放射線部)

緒言

現在の医療において、computed tomography (CT) 検査による医療被ばくは他の放射線検査に対して比較的高い。Pearce ら¹⁾は 50 mGy 程度の臓器線量で小児の白血病、脳腫瘍のリスクが有意に増大すると報告しており、放射線による健康リスクは無視できない可能性がある。そのため、CT 検査で患者が被ばくした

臓器線量を測定することは放射線による健康リスクの推定に非常に重要である。しかし、体内に線量計を直接配置しない限り、CT 検査を受けた患者の臓器線量を直接測定することは不可能である。そこで、臓器線量を求める方法の一つとしてソフトウェアによるモンテカルロ・シミュレーションが用いられる²⁾。

近年臨床現場に普及しはじめてきた患者の被ばく線

Comparison of Organ Dose Calculation Using Monte Carlo Simulation and In-phantom Dosimetry in CT Examination

Akiko Iriuchijima,^{1,2*} Yasuhiro Fukushima,³ and Akio Ogura²

¹ Department of Radiology, Gunma University Hospital

² Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

³ Department of Radiology, Gunma University Hospital (Current address: Division of Clinical Radiology Service, Kyoto University Hospital)

Received May 15, 2017; Revision accepted November 19, 2017

Code No. 622

Summary

Direct measurement of each patient organ dose from computed tomography (CT) is not possible. Most methods to estimate patient organ dose is using Monte Carlo simulation with dedicated software. However, the method and the relative differences between organ dose simulation and measurement is unclear. The purpose of this study was to compare organ doses evaluated by Monte Carlo simulation with doses evaluated by in-phantom dosimetry. The simulation software Radimetrics (Bayer) was used for the calculation of organ dose. Measurement was performed with radio-photoluminescence glass dosimeter (RPLD) set at various organ positions within RANDO phantom. To evaluate difference of CT scanner, two different CT scanners were used in this study. Angular dependence of RPLD and measurement of effective energy were performed for each scanner. The comparison of simulation and measurement was evaluated by relative differences. In the results, angular dependence of RPLD at two scanners was 31.6 ± 0.45 mGy for SOMATOM Definition Flash and 29.2 ± 0.18 mGy for LightSpeed VCT. The organ dose was 42.2 mGy (range, 29.9–52.7 mGy) by measurements and 37.7 mGy (range, 27.9–48.1 mGy) by simulations. The relative differences of organ dose between measurement and simulation were 13%, excluding of breast's 42%. We found that organ dose by simulation was lower than by measurement. In conclusion, the results of relative differences will be useful for evaluating organ doses for individual patients by simulation software Radimetrics.

Key words: computed tomography, dose index registry, organ dose, radio-photoluminescence glass dosimeter, Monte Carlo simulation

*Proceeding author

Fig. 1 Incident direction of X-ray to RPLD.

量管理の手段として、dose index registry (DIR) を利用したソフトウェアが有用とされている^{3,4)}。市販されている DIR ソフトウェアの中にはモンテカルロ・シミュレーション機能を有し、患者の CT 撮影条件から臓器線量計算が可能なものがある。しかし、その計算方法の詳細については不明な部分が多く、また物理ファントムを用いた計測値とシミュレーション値にどの程度の差が生じるかも明らかになっていない。そこで、本研究の目的は、CT 検査における臓器線量について物理ファントムによる計測値とモンテカルロ・シミュレーションによる計算値を比較することである。

1. 方法

1-1 蛍光ガラス線量計の方向依存性

線量測定には蛍光ガラス線量計 GD-352M (radiophotoluminescence glass dosimeter: 以下、RPLD) を 9 本使用した。RPLD はあらかじめ日本品質機構で校正された電位計 (Radiation Monitor Controller model 9010: Radcal 社) と電離箱 (model 10X5-6: Radcal 社) を組み合わせた電離箱線量計により相互比較試験を行った。これにより RPLD の素子ごとに校正定数を求め、測定値を校正した。RPLD の素子間の変動係数は 3.4% であった。RPLD には方向依存性とエネルギー依存性があり、感度に変化する⁵⁾。そこでまず、RPLD の方向依存性を測定した。方向依存性の測定には、高精度放射線治療の線量検証用 I'mRT ファントム (I'mRT Verification Tool, Typ: I'mRT Phantom, No. 5860; IBA 社) を用いた。RPLD の長軸方向に対して垂直に X 線が入射する角度を基準にして 0° とし、X 線入射方向がキャップ側と底側の場合をそれぞれ +90°、-90° とした (Fig. 1)。キャップ側 (+90°) が上を向く場合、底側 (-90°) が上を向く場合で RPLD の配置を変え測定を行った。また、ファントムの (a) 中央部および (b) 辺縁部で RPLD の配置位置を変化させ測定

Fig. 2 Arrangement of the RPLDs in a I'mRT phantom.
(a) Indicates center of phantom and (b) Indicates peripheral

を行った (Fig. 2)。各 X 線入射方向で 3 回の測定を行った。X 線入射方向 0° からの測定値を M_0 、X 線入射方向 $\pm 90^\circ$ からの RPLD 測定値を $M_{\pm 90^\circ}$ より、RPLD 方向依存性の補正係数を $M_0/M_{\pm 90^\circ}$ とした。

1-2 X 線 CT 装置の実効エネルギー測定

使用する X 線 CT 装置は、SOMATOM Definition Flash (Siemens Healthcare 社) および LightSpeed VCT (GE Healthcare 社) である。Matsubara ら⁶⁾ の鉛ケース法を参考にして、X 線 CT 装置の実効エネルギーをそれぞれ測定した。使用機器は、容量 3.14 cm³、有効電離長 10 cm 長の電離箱線量計 (TN30009-0302; PTW FREIBURG 社) と電位計 (RAMTEC 1500; TOYO MEDIC 社) を用いた。電離箱線量計を配置する鉛ケースは、30×30×15 cm の押出法ポリスチレンフォーム (ダウ化工株式会社) を X 線遮蔽のために厚さ 3 mm の鉛で覆い、開口部を 2 cm とした。X 線の吸収体にはアルミニウム (1050: 純度 99.5% 以上) を用いた。検出器位置をアイソセンタとし、1 回転スキャンにおけるアルミニウムの減弱曲線を測定し、半価層を得た。Seltzer and Hubbell の光子減弱データブック⁷⁾ の質量減弱係数から算出した線減弱係数によって実効エネルギーを算出した。X 線の照射条件は管電圧 120 kV、管電流 200 mA、X 線管回転時間 1.0 s/rot. とした。ビーム幅は SOMATOM Definition Flash で 128×0.6 mm とし、LightSpeed VCT で 32×1.25 mm とした。ノンヘリカルスキャンで 3 回の測定を行った。測定した実効エネルギーから空気、乳房、軟部組織の各質量エネルギー吸収係数を求めた。

1-3 臓器線量の計測とモンテカルロ・シミュレーションの比較

臓器線量を計測するために、女性人体等価 RANDO ファントム RAN-110(The Phantom Laboratory 社, 163 cm・54 kg 相当)の臓器が想定される位置に RPLD を挿入し、X 線 CT 装置 SOMATOM Definition Flash および LightSpeed VCT で撮影した。測定対象臓器は、乳房、肺、心臓、肝臓、腎臓、結腸、子宮の 7 部位とした。RPLD は 20 本使用し、臓器の想定される位置で体軸方向に対し平行に配置し、乳房に限りファントムの構造上の理由で体軸方向に対し垂直に配置した。撮影条件は管電圧 120 kV、管電流 330 mA、X 線管回転速度 0.5 s/rot., スキャン方式はヘリカルスキャンとした。Scan field of view は 500 mm とし、RANDO ファントムの CT 画像が欠けることがないようにした。スキャン範囲は胸部から骨盤部までの 800 mm とし、RANDO ファントムのセクション No. 14~34 までに RPLD を配置した。検出器の組み合わせとビーム幅は、SOMATOM Definition Flash では 128×0.6 mm, 76.8 mm, 同様に LightSpeed VCT では 32×1.25 mm, 40 mm である。ヘリカルスキャンにおける体軸上の周期的な線量分布⁸⁾による測定誤差を軽減するため、SOMATOM Definition Flash では pitch factor 0.55 とし、LightSpeed VCT では pitch factor 0.516 とした。また、1 スキャンごとにポーズをかけて、計 5 回のスキャンを行った。CTDI_{vol} は約 20 mGy とした。また、使用した X 線 CT 装置 2 機種の automatic exposure control (AEC) の変調状況が明確でないことによる誤差要因を増やさないために、いずれも AEC は使用しなかった。

臓器線量のモンテカルロ・シミュレーションには Radimetrics (バイエル薬品社) を用いた。Radimetrics は DIR 用のソフトウェアの一つであり、患者ごとの臓器線量をモンテカルロ・シミュレーションにより算出可能である。X 線スペクトルは National Radiological Protection Board (NRPB) R204 に記載のモデルを基にしておき、Cristy ファントム⁹⁾をはじめとする 20 体の数学ファントムが内蔵されている。ソフトウェア内には体型の異なる数学ファントムを対象とし、各パラメータでモンテカルロ・シミュレーションによる線量の表が作成されている。被検者の体重、性別、位置決め画像および CT 画像をもとにして、条件が最も近いシミュレーション結果を画面上に表示する仕組みとなっている。Radimetrics では自動的に数学ファントムが選択されるが、どのファントムがシミュレーションに用いられたかはユーザに提示されな

い。今回は 2 社の X 線 CT 装置で 5 回スキャンした RANDO ファントムの撮影データを Radimetrics に読み込み、モンテカルロ・シミュレーションによる臓器線量計算を行った。シミュレーションに用いた画像は、スライス厚 5 mm、再構成間隔 5 mm とした。Scan field of view は 500 mm とし、RANDO ファントムの CT 画像が欠けることがないようにした。シミュレーションを行う範囲はスキャン範囲と同じく胸部から骨盤部までとした。今回使用した RANDO ファントムは 163 cm・54 kg 相当の欧米女性を模しているため、欧米女性で標準体型の Cristy ファントムが選択されたと推察される。

臓器線量の計測値とシミュレーション値を比較するためシミュレーション値の相対誤差 (%) = [(シミュレーション値 - 計測値) / 計測値] × 100 を臓器ごとに求めた。

2. 結果

2-1 蛍光ガラス線量計の方向依存性

RPLD の方向依存性の結果を Fig. 3 に示す。方向依存性が最も顕著に現れたのは、ImRT ファントム辺縁部に RPLD を配置し -90° 方向から X 線が入射した場合であり、測定値は SOMATOM Definition Flash で 5.76% (平均値 ± 標準偏差 = 31.6 ± 0.45 mGy)、LightSpeed VCT で 6.88% (平均値 ± 標準偏差 = 29.2 ± 0.18 mGy) の過大評価であった。これらの結果より、方向依存性による過大評価を補正するため、RANDO ファントムの乳房臓器線量の計測値 M_{Breast} は測定値 M_0 に方向依存性の補正係数 0.946 と 0.936 をそれぞれ乗じ補正した。なお、乳房以外の臓器線量の計測では、RPLD の長軸方向に対して垂直に X 線が入射するため、方向依存性の補正は行わなかった。

2-2 X 線 CT 装置の実効エネルギー測定

Figure 4 にアルミニウム半価層を求めるために測定したアルミニウムの厚さと線量の関係を示す。半価層は SOMATOM Definition Flash で 8.1 mmAl、LightSpeed VCT で 7.4 mmAl であった。管電圧 120 kV での実効エネルギーは SOMATOM Definition Flash で 54 keV、LightSpeed VCT で 52 keV であった。これらから、対象とする質量エネルギー変換係数 $m_{\text{en}}/r(\text{kg}/\text{m}^2)$ は、SOMATOM Definition Flash では空気 0.034、乳房 0.033、軟部組織 0.038、肺 0.040 では、LightSpeed VCT で空気 0.037、乳房 0.034、軟部組織 0.040、肺 0.042 となった。

Fig. 3 Relative measurement dose between X-ray angles compared to the irradiation angle of 0 degree.

Fig. 4 Attenuation curves with the aluminum filters for each CT machine.

2-3 臓器線量の計測とモンテカルロ・シミュレーションの比較

計測値に対するシミュレーションによる臓器線量と相対誤差を Table 1 に示す。CTDI_{vol} は約 20 mGy としたが、SOMATOM Definition Flash で 20.1 mGy、LightSpeed VCT で 21.5 mGy であり、装置間で撮影条件を近づけたところ実際の撮影で完全には同一の値にならなかった。そのため、同じ測定部位でも装置に

よって測定値に差が生じた。ほとんどの臓器線量の計測値は 40–50 mGy であったが、乳房に限っては 25–30 mGy と他臓器の計測値を下回っていた。各臓器線量の相対誤差は、肺で–12～–9%、肝臓で–22～–15%、小腸で–7～–1% というように全体的に計測値よりもシミュレーション値が低かった。乳房以外の臓器線量の相対誤差を平均した場合、SOMATOM Definition Flash で–13%、LightSpeed VCT で–6% であり、シミュレーション値がやや低い結果となった。一方、乳房の場合ではシミュレーション値と計測値の相対誤差が SOMATOM Definition Flash で+29%、LightSpeed VCT で+42% と最も高かった。

3. 考 察

臓器線量のシミュレーション値と計測値の比較に関して、臓器線量のシミュレーションに利用されている ImpactMC を用いて Fujii ら²⁾ が報告しており、シミュレーション値と計測値の差が臓器全体で 13% 以内であると述べている。Radimetrics の場合も乳房以外の臓器全体で 13% の相対誤差であり、Fujii らの報告とほぼ等しかった。ただし、Fujii らが乳房の場合計測値とシミュレーション値の差は 0.3% と報告している一方で、本研究の結果では 30–40% の差であった。乳房で特に大きく値の差が生じた原因に関しては、次の項で示す。加えて、本研究は線量の計測は RANDO

Table 1 Value and relative error of organ dose between measurement and simulation

CT Scanner	SOMATOM Definition Flash			LightSpeed VCT		
CTDI _{vol} (mGy)	20.1			21.5		
Tube current (mA)	330			330		
Organ	Simulation (mGy)	Measurement (mGy)	RD (%)	Simulation (mGy)	Measurement (mGy)	RD (%)
Breasts	32.7±0.1	25.4±0.3	29	42.9±0.1	30.1±1.6	42
Lungs	36.6±0.1	41.8±1.3	-12	48.1±0.1	52.7±1.4	-9
Heart	33.0±0.1	42.6±0.2	-23	43.3±0.1	49.8±0.1	-13
Liver	32.7±0.1	42.0±0.5	-22	42.9±0.1	50.2±0.4	-15
Kidneys	34.0±0.1	43.5±0.8	-22	44.7±0.1	51.8±0.8	-14
Colon	28.9±0.2	31.8±1.8	-7	38.4±0.3	38.6±1.2	-1
Uterus	27.9±0.1	29.9±0.3	7	36.9±0.1	32.4±0.5	14

RD (%) means relative difference between organ dose simulation and measurement.

ファントムで行われ、シミュレーションはCristyファントムで行われている。ImpactMCのように同一のファントムを使った評価ではないことに留意する必要がある。

次に、計測値とシミュレーション値に差が生じた原因を挙げていく。第一にRPLDの配置方向が挙げられる。乳房の場合、RANDOファントムの構造上の理由で体軸方向に対して垂直に配置することとなり、他の臓器とは異なった配置方向となった。廣澤ら⁵⁾の報告では、ホルダにエネルギー補償フィルタが内蔵されているGD-352Mでは感度の顕著な変化が認められている。RPLDのホルダ底部には錫フィルタが内蔵されておらず、X線が多く計測される。底部以外は入射角度によっては錫フィルタに散乱線が吸収される。RPLDの方向依存性の補正を行ったものの、GD-352Mの配置方向に由来する感度変化が影響した可能性が考えられる。第二に対象とするファントムの違いが挙げられる。Radimetricsでは、CT画像と患者の年齢、性別、体重をもとに最も患者体型に近い数学ファントムが選択されるが、数学ファントムとRANDOファントムの体型や臓器の大きさが完全に一致しているわけではない。そのため、線量の差が生じたと考えられる。第三に同一の管電圧でもRANDOファントムの撮影に使用したX線CT装置のX線スペクトルとシミュレーションソフトのX線スペクトルが異なっていることが考えられる。X線のスペクトルはX線CT装置によって異なる。より精度の高い臓器線量シミュレーションが行われるためには、X線CT装置ごとのX線スペクトルが反映されている必要がある。第四にX線の実効エネルギーの影響が考えられる。計測値は、実効エネルギー測定をもとに算出したが、測定誤差が含まれる可能性がある。廣澤ら⁵⁾は、錫製のエネルギー補償フィルタに内蔵されるGD-352Mのよう

なRPLDでは、方向依存性による感度低下や散乱線の影響が顕著であると報告している。また、RANDOファントム内部でX線の吸収が起こり、RPLDに入射したX線の実効エネルギーが変化した可能性がある。そのため質量エネルギー変換係数が変化し、臓器線量の測定誤差につながる可能性がある。第五に、ファントム辺縁部における体軸上の線量分布が影響したことが考えられる。村松ら⁸⁾によると、ヘリカルスキャンが一連のスキャンの中で一回のみスイッチングを行うことと、ヘリカルスキャン特有の補間再構成により、ファントム辺縁部における体軸上の線量分布は一回転あたりの寝台移動距離を周期とする分布が得られる。寝台移動速度が大きくなるほど、線量分布の振幅は大きくなる。X線が照射される部分のムラをなるべく排除するために本研究ではpitch factorを約0.5とした。しかし照射ムラに起因する線量の差は回転中心から離れるほど大きくなるため、周囲臓器である乳房の測定値において、線量分布の影響が大きくなり計測値とシミュレーション値の差に繋がった可能性が考えられる。

従来、被ばく線量の推定には実効線量変換係数やシミュレーションソフトを使用する方法が一般的であった。例えば、ImpactMCではX線CT装置の情報や撮影条件の入力が必要であるため簡便とはいえず、患者一人一人に適用し線量を管理するのは非現実的である。一方、Radimetricsを用いればX線CT装置から転送されるCT画像とdose reportで自動的に患者の実効線量と臓器線量の評価が可能であり、簡便に患者ごとの線量管理を行うことができる。更に被ばく線量の現状を認識することで、装置ごとの線量の比較や改善のきっかけにつながる。こうしたDIRの機能を用いて、簡便かつ実用的に線量の最適化を行うことができる。今後は、実効線量を算出して他のモダリティと

の被ばく線量の目安などの活用には展開できると考えられる。

本研究の limitation は、ベンダ 2 社の X 線 CT 装置のみしか検討していない点である。メーカーにより実効エネルギーも異なり、同管電圧で測定を行った場合でも CT 装置により結果に違いが生じる可能性があるのが今後の課題としたい。

4. 結 語

CT 検査における臓器線量においてシミュレーションソフトウェア Radimetrics と物理ファントムを用い

た計測値の比較を行い、相対誤差を導いた。シミュレーションソフトウェアと計測値の相対誤差を具体的に把握したうえで患者個々の臓器線量計を把握でき、更に蓄積されたデータをもとにして線量管理に有用である。

本研究は公益社団法人日本放射線技術学会関東支部より、「シミュレーションソフトウェアを用いた CT 線量指標による患者線量推定法の検討」として研究助成を受けたものである。

参考文献

- 1) Pearce MS, Salotti JA, Little MP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012; 380(9840): 499-505.
- 2) Fujii K, Nomura K, Muramatsu Y, et al. Evaluation of organ doses in adult and pediatric CT examinations based on Monte Carlo simulations and in-phantom dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 165(1-4): 166-171.
- 3) Bhargavan-Chatfield M, Morin RL. The ACR computed tomography dose index registry: the 5 million examination update. *J Am Coll Radiol* 2013; 10(12): 980-983.
- 4) American College of Radiology. Dose Index Registry core documents. <http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry> (Accessed August 28, 2013).
- 5) 廣澤文香, 松原孝祐, 近藤博仁, 他. X 線 CT における線量評価を目的とした蛍光ガラス線量計の特性および使用方法の検討. *日放技学誌* 2015; 71(1): 12-18.
- 6) Matsubara K, Ichikawa K, Murasaki Y, et al. Accuracy of measuring half- and quarter-value layers and appropriate aperture width of a convenient method using a lead-covered case in X-ray computed tomography. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15(1): 4602.
- 7) 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.
- 8) 村松禎久. 螺旋状(ヘリカル)スキャンの被曝線量は、どのように測定すべきか—被曝形態からのアプローチ—. *日放技学誌* 1995; 51(5): 642-644.
- 9) Cristy M, Eckerman KF. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory. 1987. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.453.354&rep=rep1&type=pdf> (Accessed October 8, 2017).

問合せ先

〒371-8511 前橋市昭和町 3-9-22

群馬大学医学部附属病院放射線部 入内島明子