技術論文

モンテカルロ法を用いた診断 X 線照射による
人体ボクセルファントム内線量分布加藤秀起^{*1}, 津坂昌利^{*2}, 小山修司^{*2}, 鈴木昇一^{*3}, 折戸武郎^{*3}
前越 久^{*2}, 古賀佑彦^{*4}(1993 年 10 月 1 日受理)
(1994 年 6 月 18 日再受理)Dose Distribution in a Human Voxel Phantom Due to Diagnostic
X-rays Calculated by Means of the Monte Carlo MethodHideki KATO,^{*1} Masatoshi TSUZAKA,^{*2} Shuji KOYAMA,² Shoichi SUZUKI,^{*3}
Takeo ORITO,^{*3} Hisashi MAEKOSHI^{*2} and Sukehiko KOGA^{*4}

It is necessary to know the dose distribution in an irradiated body to evaluate patient doses during radiographic procedures. In this paper, we calculated dose distributions in an irradiated body on the conditions of actual radiographic exposures, by means of a Monte Carlo code with a human voxel phantom. The human voxel phantom, which was used in this calculation code, was constructed with voxels specified as each of soft tissue, lung, bone or air. The shape of this voxel phantom can be changed unrestrictedly by alteration of the voxel size and/or its material which is specified to each voxel. This calculation code, which gives a dose distribution data, is useful in medical exposure analysis, for example, variation of patient doses with exposure conditions or evaluation of organ doses. The dose distributions in a chest radiographic examination and a abdominal examination were calculated by this code. The isodose curves in these exposures were distorted in the lung area, and it was found that the lung having low density influenced the dose distribution from both primary and scattered photons.

KEY WORDS : Diagnostic X-ray, dose distribution, human voxel phantom, Monte Carlo simulation

I 結 言

診断 X 線照射による不均等な患者被曝に対し, その被

曝線量を実効線量などを用いて総括的に評価をするためには, 一般に用いられている皮膚, 生殖腺, 骨髄などの特定点における線量評価だけではなく, 被照射体全体

^{*1} エスエス技研株式会社; 名古屋市北区喜惣治 1-213 (〒462)
S.S. Techno-engineering Co., Ltd.; 1-213, Kisoji, Kita-ku, Nagoya 462, Japan.

^{*2} 名古屋大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科; 名古屋市東区大幸南 1-1-20 (〒461)
Department of Radiological Technology, College of Medical Technology, Nagoya University; 1-1-20, Daikohminami, Higashi-ku, Nagoya 461, Japan.

^{*3} 藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科; 豊明市沓

掛町田染ヶ窪 1-98 (〒470-11)

Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Fujita Health University; 1-98, Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake 470-11, Japan.

^{*4} 藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室; 豊明市沓掛町田染ヶ窪 1-98 (〒470-11)
Department of Radiology, School of Medicine, Fujita Health University; 1-98, Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake 470-11, Japan.

Fig. 1 Anatomical images of the numerical human model phantom, which constructed with voxels specified as soft tissue, lung, bone or air respectively.

の吸収線量分布を正確に把握する必要がある。しかし、被照射体内の線量分布を幅広い撮影条件下で実測することは非常に困難であるため、先に我々は、診断X線照射時の患者被曝を推定評価するための基礎データとして、モンテカルロ計算により直方体水ファントム内の吸収線量分布の系統的データを作成し、照射条件の違いによる体内線量分布の変化傾向について報告した¹⁾。

今回、この研究内容をさらに発展させ、人体ボクセルファントムを用いたモンテカルロ計算コード DDDH (Dose Distribution by Diagnostic x-ray with Human model) により、実際の診断X線照射に即した患者体内線量分布の評価を行った。

本論文では線量分布計算コード DDDH の概要を述べるとともに、その計算結果より、被照射体の体輪郭や肺、骨組織等の不均質部の存在が体内線量分布にどのように影響するか検討した。

II 方 法

1. 人体ボクセルファントムの設定

中性成人の人体を想定し、微小ボクセルを組合わせた人体ファントムの構築を行った。

今回設定した人体ボクセルファントムの正面像、側面像および横断面の一部解剖図を **Fig. 1** に示す。全長 170 cm, 全幅 36 cm, 全厚 20 cm の直方体空間を x cm $\times$ 1 cm $\times$ 1 cm (x は不均一) の微小ボクセルに分割し、それぞれのボクセルを軟部組織 ($\rho=1.00$), 肺 ($\rho=$

Fig. 2 Simulation geometry of the Monte Carlo calculation. Exposure condition such as the tube potential, FFD, beam direction and field sizes are changable.

0.25), 骨 ($\rho=1.30$) もしくは空気 ($\rho=0.001293$) に指定することにより、人体ボクセルファントムを設定した。今回のモデルの全ボクセル数は 25,920 個 (体軸方向を 36 のセクションに分割) で、そのうち軟部組織の容積は 60,502 cm³ (60.50 kg), 肺 5,970 cm³ (1.49 kg), 骨 4,706 cm³ (6.12 kg) であり、身長 170 cm 体重 68.1 kg である。

2. モンテカルロ計算

シミュレーションジオメトリを **Fig. 2** に示す。先に設定した人体ボクセルファントムに対して、X線焦点・フィルム間距離 (FFD), 線束中心入射点, 入射方向, 照射野サイズおよび管電圧, 管球総ろ過など、実際の診断X線照射に即した照射条件を設定した。

人体ボクセルファントムの矢状面, 冠状面および横断面の全面に設置した 1 cm 立方の各カウンタ内に、光子と物質との相互作用で発生する2次電子から付与されるエネルギー量を逐次加算し、全光子ヒストリー終了後、各カウンタが属する物質の種類に応じ密度で除して、吸収線量に変換し各断面における吸収線量分布を得た。吸収線量への変換の際、同時にカウントしたファントムがない場合の FFD 線束中心における空気カーマ値を 100 として規格化するため、実際のX線撮影時の FFD における空気カーマを実測定し、本計算結果に乘ずることにより、実際の患者体内線量分布の推定が可能となる。

入射X線スペクトルは、すべて定電圧波形とし、入力した照射条件に従って BIRCH 式²⁾を利用して計算した。BIRCH 式には特性X線が考慮されていないので、タングステン陽極から放出される $K_{\alpha 1}$, $K_{\alpha 2}$, $K_{\beta 1}$, $K_{\beta 2}$ の特性X線を管電圧およびそれらの相対強度に対応させて制動X線スペクトル上に付加し入射X線スペクトルとした^{2,3)}。

光子輸送計算には、ボクセル分割処理アルゴリズム⁴⁾

を採用した。組成の異なる物質が混在する空間中の光子飛程 L は次式で計算される。

$$L = -\ln(r) / \mu_i + L_{i-1} \cdot (1 - \mu_{i-1} / \mu_i) + \dots + L_2 \cdot (1 - \mu_2 / \mu_i) + L_1 \cdot (1 - \mu_1 / \mu_i)$$

ここで、

L : 光子飛程

r : 乱数

μ_n : 光子が通過する n 番目のボクセル物質の線減弱係数

L_n : 光子が通過する n 番目のボクセルの光子進行方向の通過長

この計算は、まず $i=1$ と仮定して L を計算し $L \leq L_1$ であれば光子飛程は決定される。 $L > L_1$ であれば $i=2$ として L を再計算し、 $L \leq L_1 + L_2$ であれば飛程が決まる。さらに $L > L_1 + L_2$ の場合、 $i=3$ として L を再計算する、という手順を $L \leq L_1 + L_2 + \dots + L_i$ となるまで繰り返さなければならない。

ボクセル分割処理アルゴリズムは、空間をその内部を均一物質とした直方体の微小ボクセルに分割（ファントムを微小ボクセルを組み合わせて構築する）し、配列化することにより、上記光子飛程計算式中の L_n および μ_n の計算を簡便に行う方法である。

2 次電子の飛程および 2 次電子の制動放射によるエネルギー損失は診断領域 X 線では非常に小さいので⁵⁾、2 次電子が発生した点にその全運動エネルギーが付与されるものとした。

光子の物質との相互作用は、光電効果、干渉性散乱、非干渉性散乱の 3 種類のみを考慮し、干渉性散乱後の処理は Form factor⁶⁾ による高い棄却率を改善した加藤の方法⁷⁾ を、非干渉性散乱後の処理は KAHN による合成棄却法⁸⁾ を利用した。Cut-off エネルギーは 5 keV とし、5 keV 以下の光子は、その発生点において光電効果を起こして消滅するものとして処理した。

軟部組織、肺組織および空気は光子との相互作用に関してはほぼ水等価であるので、密度だけ異なる水として、骨組織は J.H. HUBBELL の元素組成データ⁹⁾ (H 0.064, C 0.278, N 0.027, O 0.410, Mg 0.002, P 0.070, S 0.002, Ca 0.147 重量比) で構成される混合物として光子輸送計算を行った。

光子と各物質との相互作用断面積などは J.H. HUBBELL らのデータ^{6,9,10)} を使用し、疑似乱数の発生には EHRHARDT の方法¹¹⁾ を利用した。

3. 線量分布計算

前述の線量分布計算コード DDDH を用いて胸部正面撮影および腹部正面撮影時の体内線量分布を計算した。

Fig. 3 Dose distributions on axial (a), sagittal (b) and coronal (c) plane due to the Chest exposure. Tube potential: 140 kV. Total filtration: 2.5 mm Al+0.1 mm Cu. FFD: 200 cm. Beam direction: Postero-Anterior. Field size: 30 cm×30 cm (at FFD). (Normalized by the primary air kerma at FFD on the beam axis without the phantom as 100%)

計算で設定した照射条件は以下のとおりである。

胸部正面撮影

管電圧: 140 kV

ターゲット角度: 16 度

管球総ろ過: 2.5 mm Al+0.1 mm Cu

FFD: 200 cm

照射野サイズ: 30 cm×30 cm (フィルム面で)

線束方向: 後→前

入射光子ヒストリー: 1,000 万個

腹部正面撮影

管電圧: 80 kV

ターゲット角度: 16 度

管球総ろ過: 2.5 mm Al

FFD: 100 cm

照射野サイズ: 40 cm×30 cm (フィルム面で)

線束方向: 前→後

入射光子ヒストリー: 1,000 万個

III 結 果

胸部正面撮影時の線量分布計算結果を **Fig. 3** に示す。**Fig. 3(a)**は線束中心軸を含む人体ボクセルファントムの横断面における吸収線量分布を示し、**Fig. 3(b)**は正中矢状面、**Fig. 3(c)**は入射面から 10 cm の深さにおける冠状面の線量分布を示す。

Fig. 4 Dose distributions on axial (a), sagittal (b) and coronal (c) plane due to the Abdominal exposure. Tube potential : 80 kV. Total filtration : 2.5 mm Al. FFD : 100 cm. Beam direction : Antero-Posterior. Field size : 40 cm×30 cm (at FFD). (Normalized by the primary air kerma at FFD on the beam axis without the phantom as 100%)

図中の等線量曲線の数値は、ファントムがない場合の FFD 線束中心における空気カーマを 100 として規格化された相対吸収線量値である。

矢状面線量分布において、照射野内での深部線量の変化や、散乱線のみが寄与する照射野外での急激な線量変化が捉えられている。また、横断面および冠状面において、肺組織の存在によって等線量曲線が複雑に歪んでいるのが分かる。

腹部正面撮影時の計算結果を **Fig. 4** に示す。**Fig. 4(a)**は線束中心軸を含む横断面、**Fig. 4(b)**は正中矢状面、**Fig. 4(c)**は 10 cm の深さでの冠状面の吸収線量分布を示す。

冠状面線量分布において、照射野内はほぼ均一な線量となっているが、照射野外では足側に比べて頭側方向の肺野に沿った位置で、等線量曲線の照射野端からの距離が大きくなっているのが観察できる。

IV 考 察

1. 線量分布計算コード DDDH について

診断X線による患者被曝線量は、入射表面線量、生殖腺線量などの特定点線量で評価されるのが一般的である^{12~15)}。線量分布という表現法を用いると、体内各点の線量を一度に把握することができる上に、臓器の容積線量、平均線量や各臓器線量を荷重加算した実効線量の算

出も容易となる。また、照射条件の違いによる患者被曝の相違を比較する目的にも適している。このように、患者被曝線量を線量分布の形で評価することは有用であると考ええる。しかし、診断X線照射による体内線量分布を実測定で求めることは非常に困難であり、コンピュータによる数値実験を通して解答を得るのが实际的である。

今回の人体ボクセルファントムを用いた線量分布計算コード DDDH は、任意の撮影条件下における任意断面の体内線量分布を得ることが可能である。

モンテカルロ計算の精度は、(1)真値(実測値)との誤差、(2)統計誤差について評価する必要がある。今回の計算コード DDDH において、(1)については、計算コード DDDH で人体ファントムの代わりに直方体水ファントムを設定して計算した線量分布計算結果と、折戸ら¹⁶⁾の水ファントムを用いた実測データと比較した結果、実測データの管球漏洩線の影響と思われる入射表面近傍を除いた線量分布の基本的な部分において、各等線量曲線の照射野端からの位置は総体的に 10 mm 以内の差異で両者はよく一致していた。(2)の統計誤差については一般に標準偏差 σ で表現され、次式で計算される¹⁷⁾。

$$\sigma = \sqrt{\frac{P(1-P)}{N}}$$

ここで P : ある事象の起こる確率

N : 試行回数

しかし、今回の計算コード DDDH のように診断X線による体内吸収線量値を計算対象とする場合、その計測点によって光子フルエンスおよび光子エネルギースペクトルが大きく異なるため、各計測点での P 、 N を単純に評価することは不可能で、上式で標準偏差を算出することは困難である。そこで、今回の胸部正面撮影時の線量分布計算を異なる乱数列を用いて複数回行い、かつ線量が同等となると思われる点の線量値を総合して、今回の計算コード DDDH による入射光子ヒストリー数 1,000 万個での計算結果の統計誤差を評価した。その結果、1 次線束が通過する照射野内の深さ 10 cm の点では標準偏差 $\sigma=3\%$ 、照射野外の散乱線のみが寄与する領域では 1 次線束から遠ざかるほど光子フルエンスは低下し、照射野端から 5 cm の点で、 $\sigma=23\%$ 、10 cm の点で $\sigma=29\%$ であった。

2. 人体ボクセルファントムについて

放射線被曝の計算コードの人体モデルとして MIRD^{18,19)} 型数学ファントムがある。MIRD 型ファントムは本来内部被曝線量評価を目的として考案されたものであるが、外部被曝評価を目的とした計算にも、一般的に利用されている^{15,20)}。しかし、MIRD 型ファント

ムはすべて数式により設定されるため、ファントムの微細な部分や臓器質量等の設定に問題があるとの指摘もあり、新しい人体モデル設定方法が考えられて来ている²¹⁾。

今回我々が採用したボクセル分割方式による人体モデルの作成方法を用いれば、ボクセルサイズ、各ボクセルに割り当てる組織および密度を変更することにより、任意の数値人体モデルファントムを設定することができる。今回の計算コードには含まれていないが、臓器の位置、大きさ等を設定すれば、臓器内の線量分布や臓器の平均線量の算出も容易である。また、実際の人体を撮影したX線CT (Computed Tomography) やMRI (Magnetic Resonance Imaging) データをそのまま利用して、さらに詳細な数値モデルの作成も可能となる。

3. 線量分布計算結果について

今回の人体ボクセルファントムと先に報告で設定した直方体水ファントムの相違点は、その形状および肺、骨の不均質部の存在である。今回計算した胸部正面撮影および腹部正面撮影時の体内線量分布結果から、これらの影響について考えてみる。

胸部正面撮影時の横断面および冠状面線量分布をみると、照射野内の等線量曲線が複雑に歪んでいて、肺組織の存在が、特に直接線線量に大きく影響していることを示している。しかし、肋骨、胸椎などの骨組織による影響はこの線量分布からは識別できない。散乱線のみに起因する照射野外の等線量曲線をみると、足側に比べ、若干ではあるが頭側で照射野端からの距離が大きくなっている。これは肩部や頸部を抜け出た散乱線等によるものと考えられる。

腹部正面撮影時の冠状面線量分布をみると、照射野内はほぼ均一な線量となっているが、照射野外では頭側方向の肺野に沿った位置で等線量曲線の照射野端からの距離が大きくなっている。これは散乱光子の飛程が肺組織内において、軟部組織内での飛程に比べ、密度の逆数に比例して約4倍大きくなるためである。

直方体水ファントムでは、利用線錐外の散乱線のみに起因する等線量曲線は、管電圧が高くなるほど照射野端から遠ざかる傾向にあった。今回の胸部正面撮影(140 kV)と腹部正面撮影時(80 kV)を比較すると、胸部撮影時の照射野外等線量曲線の照射野端からの距離と、腹部撮影時の足側の等線量曲線の照射野端からの距離はほぼ同程度となっている。これは、胸部撮影において照射野内に含まれる肺組織の存在により発生する散乱線の絶対量が減少することによるものと考えられる。

肺の存在は、そこを通過する直接線、散乱線に対して

は、その透過率が高くなり深部線量等が増大する一方、軟部組織や骨組織に比べて、密度の低い肺内での散乱確率は低くなり、直接線束に肺が含まれる場合、利用線錐外への散乱線量は減少する傾向にある。

今回の胸部および腹部撮影時の線量分布計算結果からは、骨組織の存在による線電分布の変化は識別できなかった。線量分布の空間分解能を高めるためにカウンタのサイズをもっと小さくする必要があり、今後検討したい。

V 結 語

今回の人体ボクセルファントムを用いた診断X線照射時の体内線量分布計算コードDDDHは、実際の診断X線照射に即したシミュレーションが可能である。実測が非常に困難な診断X線照射時の患者被曝線量を線量分布の形で評価するため、臓器線量の算出や、照射条件等の違いによる患者被曝の変化傾向の把握が容易であり、今後の医療被曝の解析に有用であると考えられる。

本計算コードDDDHを用いて計算した胸部正面撮影および腹部正面撮影時の体内線量分布計算結果から、肺組織の存在が直接線、散乱線を問わず被曝線量に大きく影響することが分かった。

この研究は平成5年度厚生省健康政策調査事業「放射線防護の充実に関する研究」(研究代表者 古賀佑彦)の助成を受けた。

参 考 文 献

- 1) 加藤秀起, 津坂昌利, 小山修司, 鈴木昇一, 折戸武郎, 前越久, 古賀佑彦; 医療被曝の解析に関する研究 第1報 モンテカルロ計算による直方体水ファントム内の利用線錐外線量分布, 保健物理, 28, 311-316 (1993).
- 2) R. BIRCH and M. MARSHALL; Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector, *Phys. Med. Biol.*, 24, 505-517 (1979).
- 3) R.L. MORIN and D.E. RAESIDE: Bremsstrahlung spectra sampling for Monte Carlo simulations, *Phys. Med. Biol.*, 27, 223-228 (1982).
- 4) 加藤秀起; Voxel 分割処理法によるモンテカルロ線量分布計算, 日本放射線技術学会東海支部会誌, 4(1), 78-79 (1991).
- 5) ICRU: Report 37, Stopping powers for electrons and positrons, ICRU Publication (1984).

- 6) J.H. HUBBELL, W.J. VEIGELE, E.A. BRIGGS, R.T. BROWN, D.T. CROMER and R.J. HOWER-TON; Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections, *J. Phys. Chem. Ref. Data*, **13**, 471-538 (1975).
- 7) 加藤二久; Personal computer による Monte Carlo 計算, 日医放物理会誌, **2**, 17-29 (1982).
- 8) D.E. RAESIDE; Monte Carlo principle and applications, *Phys. Med. Biol.*, **21**, 181-197 (1976).
- 9) J.H. HUBBELL; Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV, NSRDS-29, NBS (1969).
- 10) J.H. HUBBELL; Photon mass attenuation and energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV, *Int. Appl. Isot.*, **33**, 1269-1290 (1982).
- 11) J.C. EHRHARDT; Generation of pseud-random numbers, *Med. Phys.*, **13**, 240-241 (1986)
- 12) 森 剛彦, 村田 勉, 田村正夫, 高橋雪夫, 岡本治夫; X線診断領域の線量測定と簡易換算式を導くためのX線装置の基礎的因子の解析に関する研究(基礎データ集), 日本放射線技術学会茨城支部 (1989).
- 13) 大塚昭義; X線検査における患者被曝低減の技術的研究, 日放技学誌, **30**, 288-296 (1983).
- 14) 砂屋敷忠; X線検査時の患者被曝線量の軽減について, 日放技学誌, **30**, 353-358 (1974).
- 15) M. ROSENSTEIN, F.J. PREVO, R.H. SCHNEIDER, J.W. POSTON and G.G. WARNER; Organ doses in diagnostic radiology, HEW Publication (FDA) 76-8030 (1976).
- 16) 折戸武郎, 前越 久, 古賀佑彦; X線撮影時の利用線錐外線量分布, 金大医短紀要, **3**, 57-61 (1979).
- 17) 杉山治男; モンテカルロ法による高エネルギー電子および光子の物質透過に関する研究, 電子技術総合研究所研究報告第724号, 電子技術総合研究所 (1972).
- 18) 飯尾正宏; “核医学診断マニュアル, インビボ編”, (株) Techno, 東京 (1978).
- 19) 安斎育郎; MIRD 法による内部被曝線量の評価, 日放技学誌, **36**, 209-225 (1980).
- 20) 山口恭弘; JEUNESSE: 年齢依存型人体模型を用いた光子外部被曝線量計算コード, 保健物理, **27**, 305-312 (1992).
- 21) 佐藤裕一; 「最近の体内被ばく線量評価に関するワークショップ」に参加して, 保健物理, **28**, 246-248 (1993).