ノ　ー　ト

人体ファントムの X 線 CT 画像データを用いた Pu 肺計測のモンテカルロ・シミュレーション

関口昌道*¹, 遠藤真広*², 飯沼 武*², 松岡 理*¹

(1986年5月20日受理)

Monte Carlo Simulation of Pu Lung Counting Using X-ray CT Image Data of Commercially Available Anthropomorphic Phantoms

Masamichi SEKIGUCHI,*¹ Masahiro ENDO,*² Takeshi A. INUMA*²
and Osamu MATUOKA*¹

KEY WORDS : Monte Carlo, simulation, plutonium, chest counting, X-ray CT, phantom

I は じ め に

プルトニウム (Pu) 肺モニタ等の低エネルギー光子の *in vivo* 肺計測装置の校正は、線源を沈着させた人体等価ファントムを用いて行われてきた。最近では、従来のファントムの材質の精度が不十分であることが明らかとなってきた^{1,2)} のをうけて、より精密な人体等価性の高い材質とそれを用いた物理ファントムの開発が行われている³⁻⁶⁾。

一方、著者らは、各 Pu 作業者の体格と同一の体格の高精度ファントムを作成する手法の開発を目指して、磁気共鳴映像法 (MRI) による胸部画像から数学的にファントムを作成する手法を検討しているが、現在の MRI では骨の明確な描出に難点がある⁷⁾。そこで、人体の横断画像を再構成するという点で MRI と類似しており、

しかも原理的に骨の描出に優れている X 線コンピュータ断層撮影 (XCT) を用いた数学ファントムの作成法も検討している。

本論文の目的は、その第一段階の予備実験を行うことと、従来肺モニタの校正に用いられてきた物理ファントムの体格の試験を行うことである。このために 2 種の商用ファントムの XCT を撮影し、得られた画像データを数学ファントムとして用いて、肺から放出される光子の輸送現象のモンテカルロ・シミュレーションを行った。

II 方 法

1. XCT の撮影

本研究で用いたファントムは、男性タイプの Rando ファントム (Alderson Research Laboratories 社製)⁸⁾ と Humanoid Lung-Chest ファントム (Humanoid Systems 社製)⁹⁾ である。

Rando ファントムは、従来肺モニタ校正法にしばしば用いられてきたが、その材質の組織等価性が低エネルギー光子に対して十分でないことが明らかとなってきた^{1,2)}。Humanoid ファントムはおもに胸部 X 線撮影用として開発されたもので、胸郭に犬の肺を含んでいる。

XCT 装置は Pfizer AS & E-CT Model 0450 (Pfizer

*¹ 放射線医学総合研究所内部被ばく研究部; 千葉市穴川 4-9-1 (〒260)

Division of Comparative Radiotoxicology, National Institute of Radiological Sciences; 9-1, Anagawa 4-chome, Chiba.

*² 放射線医学総合研究所臨床研究部; 千葉市穴川 4-9-1 (〒260)

Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences; 9-1, Anagawa 4-chome, Chiba.

社製)である。管電圧 120 kV, スライス中心間隔 1 cm で, 各ファントムの胸部を連続的に 35 スライス走査した。

XCT 画像は, 被写体のスライス内の線減弱係数の 2 次元分布を示したものである。したがって画素値 (CT 値) は, 画素の形の底面とスライス厚の高さをもつ直方体 (体積要素) の相対的な平均線減弱係数を表していることになる。

モンテカルロ計算に先立ち, 得られた画像データに下記の処理を行った。まず, 画素値の平均をとることによって, マトリックスサイズを縦横ともに 1/4 に縮小した。これに伴い, 体積要素の実効的な大きさも $1.2\text{ mm} \times 1.2\text{ mm} \times 1\text{ cm}$ から $4.8\text{ mm} \times 4.8\text{ mm} \times 1\text{ cm}$ となった。次に画像に含まれるストレッチャの像を消去した。最後に全スライスの画像データを 3 次元 CT 値配列としてセーブした。

2. 3 次元 CT 値配列の利用法

本研究では, XCT 画像データ (3 次元 CT 値配列) から臓器の空間的配置についての情報のみを抽出して利用し, 臓器の線減弱係数値には文献値を用いた。以下に CT 値配列の利用方法の概要を示す (付録参照)。

両ファントムとも, 3 種の材質, すなわち, 筋肉組織を模擬したプラスチック (CT 値 0 前後), 肺を模擬したプラスチック (Humanoid では犬の肺) (CT 値 -700 前後), 人骨 (CT 値約 300 以上) を用いて作成されている。したがって, 体積要素の CT 値はこれらの材質の含有率によって変化する。たとえば, 肺と筋肉を体積比で半分ずつ含む体積要素の CT 値は, 肺だけを含む場合の CT 値と筋肉だけを含む場合の CT 値の中間の値をもつ (部分容積効果)。

今回のモンテカルロ計算では, この逆, つまり各体積要素の CT 値から, その体積要素に含まれる臓器とそれらの体積比を計算した。ただし, 一つの体積要素には最大 2 種の臓器しか含まれず, かつ, その組合せが肺-筋肉, 筋肉-空気, 筋肉-骨の 3 種だけであると仮定した。また, 肺と筋肉を含む体積要素と, 筋肉と空気を含む体積要素の CT 値はオーバーラップするので, 付録に示すように, あらかじめ肺を含む体積要素をすべて選別した。

3. モンテカルロ計算

モンテカルロ・シミュレーションの基本的な方法は, 著者の行った MIRD 数式ファントムについての計算¹⁰⁾と同じである。すなわち, 光子と物質との相互作用として光電効果, 干渉性散乱, 非干渉性散乱の 3 種を模擬し, また, ファントムが骨, 肺, その他の組織 (筋肉)

Fig. 1 Typical CT images of the Rando and Humanoid phantoms.

の 3 種の媒質から成っていると仮定している。各媒質の密度, 質量減弱係数, 散乱の微分断面積等に用いたデータも文献¹⁰⁾と同じである。また, 両肺に一樣な線源分布を仮定している点も同じである。

III 結 果

1. ファントムの XCT 画像

Fig. 1 に各ファントムの XCT 画像の一部を示す。

Rando ファントムでは左右の胸壁厚が異なり, 右のほうが全体的に薄いようである。また, 上の画像では体の後面の胸壁厚が前面より薄いのに対し, 下の画像ではその逆で, とくに右肺下部の前面の胸壁厚が薄くなっている。

一方, Humanoid ファントムでは肺の配置は正常であるが, 心臓や大動脈以外の縦隔が存在せず, 左右の肺がつながってしまっている。

2. モンテカルロ計算

以下にモンテカルロ計算の結果を, 文献¹⁰⁾による MIRD ファントムでの同様な計算結果を含めて表す。

Fig. 2 は全立体角についての体外放出光子数/発生光子数, すなわち光子の体外放出率と, 初期光子エネルギーとの関係を示している。Rando ファントムは体外放出率が高く, 13 から 20 keV の U の LX 線のエネルギー域では他の二つのファントムに比べて 3 倍から 6 倍近くの放出がある。

Fig. 3 は全体外放出光子のうちの前面放出光子の割合と初期光子エネルギーの関係を示したものである。前面からの放出がどのエネルギー域でも高いのが Humanoid である。Rando はエネルギーが 20 keV 以下になると急激に前面からの放出が大きくなるが, 30 keV 以上では逆に後面からのほうが放出が高い。一方, MIRD ではどのエネルギーでも後面からの放出のほうがやや大きい傾

Fig. 2 Fractions of the number of the escape photons for whole solid angle to that of total generated photons.

Fig. 3 Fractions of the number of escape photons from the front surface of phantoms to that of total escape photons as a function of initial photon energy.

Fig. 4 Distributions of the exit positions of escape photons. Photon sources are ^{239}Pu which emit 13.62, 17.22, and 20.17 keV LX-rays. The numbers of total generated photons are 3×10^5 for Rando, 1×10^6 for MIRD and Humanoid.

向を示している。

Fig. 4 は、線源が ^{239}Pu (UL α - γ の X 線のみ) の場合、体外放出光子の放出位置の分布を、ファントムとともに立体表示したものである。Rando では放出位置が両肺の下葉付近の前面に集中している。Humanoid では胸と腹の境界付近からの放出が高いとともに、胸の中心部でも放出があるという特徴がある。MIRD では左右対称に分布しており、また等間隔の水平な放出減少ラインがみられる(肋骨による遮蔽の効果)。

IV 考 察

1. Rando ファントム

体外放出率の計算結果から、このファントムは

Humanoid より全体的に胸壁厚が薄いと考えられる。

このことは、両ファントムで胸囲等の外見上の体格が大きく違わないのに、肺の体積が Rando のほうが 20% も大きいことからわかる(付録参照)。

さらに体外放出光子の位置分布と XCT 画像から、肺が、頭部側(上方)で後ろに、そして腹部側(下方)で前に傾いていることがわかる。その結果肺の下葉付近の前面の胸壁厚が極端に薄くなっていると考えられる。

この影響は前面放出率にも現れている。光子が体外に放出できるかどうかはその発生位置に依存する。光子のエネルギーが低い場合、この依存度が高く、体表面のごく近くで発生しないと体外に放出できにくい。よって、前面放出率は高エネルギーでは肺の重心位置の前後を、

そして低エネルギーでは胸壁厚の特に薄い部分の位置を反映する。したがって Fig. 3 から, 肺の重心がやや後ろに寄っていることと, 胸壁厚の特に薄い部分は前面にあることがわかる。

2. Humanoid ファントム

XCT 画像から, Humanoid の縦隔は心臓と大血管を除いてX線吸収に関して肺と等価になっていることがわかる。今回の計算では肺の位置をおもに画素値によって選別したため, 本来縦隔であるべきところにも肺(線源)の分布が仮定された。このため, 体外放出光子位置分布において, 体中央からの放出が大きい。このファントムは本来胸部X線撮影用に開発されたため, 胸部撮影写真に大きく現れないものを省略した結果, このような縦隔を用いていると考えられる。

また, 胸の下部ほど胸壁厚が薄い傾向もあり, これは, このファントムが, 肺と縦隔を底面から取り出せる構造を持っていることによっていわれる。底面から一組になった肺と縦隔を取り出す場合, 肺の形状が下ほど大きいほうが取り出しやすいからである。

3. 物理ファントムの厳選の必要性

Rando ファントムと Humanoid ファントムは, おのおの本来の目的に関しては十分な実績があるが, 今回用いたファントムは, 両者とも肺モニタ校正の目的には解剖学的な構造の精度が不足しているようである。このことは, 現在最もよく用いられる肺モニタリング時の検出器配置一直径5インチ程度の検出器2個を肋骨と鎖骨に接するように対称に置く一と矛盾した体外放出光子位置分布を示したことからいえる。

本研究では, 2種のファントムについておのおの1体ずつを扱っただけで, 今回の結果はこれと同種のすべてのファントムにあてはまるとはいえないかもしれない。しかし, これらのファントムを肺モニタの校正に用いる場合は, 材質に関して検討する上に, 解剖学的な構造に関しても, ファントムを選別したり特殊仕様にする等の必要があろう。

4. XCT 画像データの利用

XCT では, 用いた X 線の実効エネルギーについての線減弱係数の情報しかわからない。したがって, 本研究では XCT 画像データから臓器の空間的配置を得ただけで, 計算時の臓器の線減弱係数には文献値を用いている。組織の特定エネルギーについての線減弱係数を, 直接その組織の CT 値から精度良く推定するためには, 2種のX線エネルギーでスキャンする等の必要があると考えられるが, これについては今後検討する予定である。

また, 本研究では XCT 画像のマトリックスサイズを縮小して利用したが, これは用いた計算機の記憶容量の制限のためである。より精密な計算を行うためには, オリジナルのマトリックスサイズを用いる必要があろう。

今後人体の XCT 画像を用いる場合, 被験者の被曝の問題が生じるため, MRI のようにすべての作業者の個人ファントムを作成するようなことは不可能であろう。まずは, 患者データの利用などから進めて, 典型的な数種の体格の作業者の数学ファントムを作成するのが妥当と考えられる。

V 結 論

2種の商用ファントムの XCT を撮影し, その画像データを用いて肺モニタリングのモンテカルロ・シミュレーションを行った。

モンテカルロ計算の結果は, XCT 画像からの知見と一致しているとともに, 各ファントムの構造上の特徴をよく表していた。とくに体外放出光子の放出位置分布図は, ファントムの体格の解析に有用であった。

しかし, 両ファントムとも今回用いた個体の構造は, 肺モニタ校正用としては精度が不足していた。これより, この種のファントムを肺モニタ校正の目的に使う場合には, 材質的な検討だけでなく, 肺や肋骨の配置に関して選別する等の必要性があることが示唆された。その意味で, XCT の撮影やその画像データを利用した本研究のような計算は有効である。

本研究を行うにあたり, 計算機の利用に関してご援助下さった放射線医学総合研究所データ処理室 福久健二郎室長, ファントムの利用に関して協力いただいた共立医療電機㈱に感謝の意を表します。

参 考 文 献

- 1) D.R. WHITE; *Med. Phys.*, **5**, 467 (1978).
- 2) P.C. SHRIMPTON, B.F. WALL and E.S. FISHER; *Phys. Med. Biol.*, **26**, 133 (1981).
- 3) R.V. GRIFFITH, P.N. DEAN, A.L. ANDERSON and J.C. FISHER; "Advances in Radiation Protection Monitoring," p. 493 (1979), IAEA.
- 4) F.A. FRY and T.J. SUMERLING; *Phys. Med. Biol.*, **27**, 1367 (1982).
- 5) 城谷 孝, 杉本博史; 日本保健物理学会第20回研究発表会要旨集, p. 43 (1985).
- 6) 大井義弘, 水田誠一, 城谷 孝; 同上, p. 44 (1985).

- 7) 関口昌道, 福田信男, 飯沼 武; 保健物理, **20**, 389 (1985).
- 8) S.W. ALDERSON, L.H. LANZL, M. ROLLINS and J. SPIRA; *Am. J. Rentogenol.*, **87**, 185 (1962).
- 9) J.G. PEARCE, E.N.C. MILNE, G.D. GILLAN and W.W. ROECK; *Invest. Radiol.*, **14**, 181 (1979).
- 10) 関口昌道; 保健物理, **21**, 179 (1986).

付 録 3 次元 CT 値配列 (以下配列と略す) の利用 法

1. 肺

肺の体積要素の位置を以下のように決定した。両ファントムとも, 肺の材質は筋肉の材質より線減弱係数が低く設計されていることから, すべての配列要素のなかから肺の CT 値の範囲の CT 値をもつ配列要素を選択した。ただし, 体の辺縁の配列要素も部分容積効果によって CT 値が低下し, 肺と同様の値をもつ場合があるので, これらを除く手順を含めた (対象としている配列要素の近傍の配列要素の値を調べ, それらのなかに空気と同じ値が含まれている場合, 対象の要素を肺とはしない)。このようにして選択された画素の数は Rando で

20,671 個 (肺の体積は $0.48 \times 0.48 \times 1 \times 20,671 = 4,762.6 \text{ cm}^3$), Humanoid で 17,114 (同 $3,943.1 \text{ cm}^3$) 個であった。

2. 筋肉, 骨

肺以外の体積要素がどの媒質を含んでいるかは, 対応する配列要素の値 CT から次のように決定した。

- 1) $CT \leq CTA$: 体積要素はファントム外
- 2) $CTA < CT < CTM$: 体積要素の一部に筋肉が含まれている
- 3) $CTM \leq CT < CTB$: 体積要素は筋肉のみを含む
- 4) $CTB \leq CT$: 体積要素は骨と筋肉を含む

ここで CTA は空気のみを含む体積要素の最高 CT 値, CTM は筋肉の CT 値, CTB は骨を含む体積要素の最低 CT 値である。これらの値は, おのおののファントムの画像のすべての画素の CT 値ヒストグラムより, Rando の場合, $CTA = -950$, $CTM = -50$, $CTB = 120$, Humanoid の場合, $CTA = -950$, $CTB = -167$, $CTM = 38$ とした。また, 2) と 4) の場合には, 含まれている媒質の体積比を CT 値より計算した。

体積要素の線減弱係数は, 含まれている各媒質の線減弱係数をその含有率で荷重平均して求めた。