科学研究費助成事業

今和 元年 6月 4 日現在

研究成果報告書

機関番号: 13101 研究種目: 基盤研究(C)(一般) 研究期間: 2016~2018 課題番号: 16K09011 研究課題名(和文)簡便かつ安価なDual-Energy CT用電子密度校正ファントムの開発 研究課題名(英文)Simplified phantom for electron density calibration by dual-energy CT

研究代表者

齋藤 正敏(Saito, Masatoshi)

新潟大学・医歯学系・教授

研究者番号:40241583

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 2,200,000円

研究成果の概要(和文):本研究の目的は、がんの放射線治療計画における線量分布計算に必要な『電子密度校 正用ファントム』を、Dual-energy CTの使用を前提として簡便な構成かつ安価な材料を使い開発することであ る。本目的達成のため研究期間内に、「簡便かつ安価な電子密度ファントム」を構築し、電子密度が既知の標準 物質の電子密度校正を通して、本ファントムの基本的性能を調べた。その結果、エネルギー差分CT値と電子密度 の間に良好な直線関係が成立することが分かった。また、得られた電子密度値は、誤差が約1~2%以内で校正で きることを明らかにした。

研究成果の学術的意義や社会的意義 これまでの電子密度ファントムは、人体組織に極めて近いロッド素材の選択・合成とその正確な電子密度の見積 りが要求され、必要な組織等価ロッドの本数も多くなるため、結果的に高価なものになっていた。Dual-energy CTを活用することにより、従来の高価な材料を用いずとも、より安価で入手が容易な材料で構成されるファント ムを使用しても、放射線治療計画に不可欠な高精度の電子密度校正が十分可能となることが期待できる。

研究成果の概要(英文):The purpose of this research is to develop a simple phantom for electron density calibration necessary to calculating dose distribution in a radiation treatment plan of cancer using dual-energy CT. The basic performance of this simple phantom built in the study was checked through electron density calibration of a known standard substance. It was found that an excellent linear relationship is formed between the energy-subtracted CT values and the electron densities. The obtained electron density values could be determined within 1-2% errors.

研究分野: 医学物理学·放射線技術学

キーワード: electron density dual-energy CT

様 式 C-19、F-19-1、Z-19、CK-19(共通)

1.研究開始当初の背景 がんの放射線治療計画において、 線量分布を決定付ける因子の一つ 「不均質補正」を正確に施すために は、生体内の電子密度情報が必要不 可欠である。通常、図1左部のよう に、電子密度が既知である様々な組 織等価ロッドを挿入した「電子密度 ファントム」を CT 装置で撮影し、 得られる CT 画像(図1右部)の各 ロッド部位で実測した CT 値と電子

密度の関係(CT値-電子密度変換)



図1 電子密度ファントム(左)とそのCT画像(右)

に基づいて、被写体(患者)内の3次元線量分布が計算される。しかし、図2上部のように、 通常のCTスキャンで得られる「CT値」と「電子密度」の間に比例関係は成立せず、また1対 1に対応する保証もない。このため、従来の電子密度ファントムには、人体組織に極めて近い ロッドの合成と、その正確な電子密度の値が要求され、さらに複雑なカーブを描く校正曲線の 再現に必要な組織等価ロッドの数も多くなるため、結果的に高価なものとならざるを得ない現 状であった。

本申請者は、図2下部に示すような Dual-energy CT(2種類のX線管電圧を利用)を使い、 その高管電圧画像と低管電圧画像の CT 値の差で定義される「エネルギー差分 CT 値」と「電 子密度」の間に極めて良好な比例関係ならびに1対1対応が成立することを世界に先駆けて見 出した(エネルギー差分 CT 値 - 電子密度変換法)[Med. Phys., 39 (2012) 2021-2030] さらに、 その比例関係は様々なロッド材質かつ広範囲の密度領域に対しても十分に成立することから、 この「エネルギー差分 CT 値 - 電子密度変換法」の使用を前提とすれば、3種類の安価な材料 (例えば空気、水、アルミ)で電子密度ファントムを作製できるものと考え、本研究の着想に 至った。



図2「CT 値 - 電子密度変換(従来法)」と「エネルギー差分 CT 値 - 電子密度変換」の比較。

2.研究の目的

本研究の目的は、がんの放射線治療計画における線量分布計算に必要な電子密度キャリブレーション用ファントム(電子密度ファントム)を、Dual-energy CT(DECT)の使用を前提として簡便な構成かつ安価な材料を使い開発することである。

本目的達成のため研究期間内に、「簡便かつ安価な電子密度ファントム」を構築し、電子密度が既知の標準物質の電子密度校正を通して、本ファントムの基本的性能を調べた。

3.研究の方法

エネルギー差分 CT 値 - 電子密度変換法では、DECT スキャンにより得られた高・低管電圧 画像のそれぞれの CT 値の差分により得られる Δ HU から ρ_e へ変換する。 Δ HU は、次のように

定義される。

 $\Delta HU = (1 + \alpha) HU_H - \alpha HU_L$ (1) ここで、HU_kは高管電圧(k=H)および低管電圧(k=L) 画像の CT 値(HU単位) α は差分の重み係数を表し、 Δ HU が ρ_e に比例するためのパラメータである。この α は、CT 装置が有する高・低管電圧の X 線エネルギースペクトル によって決まり、低原子番号の物質に対して不変量であ ることがこれまで確かめられている。 CT 装置固有のパ ラメータである α の決定方法について説明する。まず、 α の値を 0 から適当な値へと変化させる。それぞれの α で 式(1)を用いて算出した Δ HU と ρ_e との最小二乗法を使 った直線フィッティングによる近似式から、校正した電 子密度(ρ_e^{cal})が得られる。その Δ HU - ρ_e 直線は次のよ うに表すことができる。

 $\rho_e^{cal} = a \times \Delta HU/1000 + b$ (2) 最適な α は、直線フィッティングにおける決定係数 r2 が 最大値を示す α とする。 r^2 , a, b の理想的な値は 1 であ る。電子密度画像は、この $\Delta HU - \rho_e$ 校正直線を用いて、 高・低管電圧画像から作製することができる。

本研究では、新潟大学医歯学総合病院に設置されている Dual-source CT (DSCT) 装置 SOMATOM Definition Flash (SIEMENS 社)を用いて実験を行った。低管電圧側 は 80 kV に、および高管電圧側は 140 kV に設定し、電子 密度ファントム (CIRS model 062)の撮影を行った。電 子密度ファントムには「空気」、「水」、「アルミニウム」 に加えて 8 種類の組織等価ロッドを配置可能である。

データ解析および精度評価の手順は以下の通りである。 まず初めに、電子密度ファントムのロッドから一般的に 入手が容易な「空気」、「水」、「アルミニウム(純度 99.999%)」を選択する。得られた高・低管電圧 DECT 画



(a) 低管電圧(80kV)



(b) 高管電圧(140 kV/Sn) 図 3 DSCT 装置で得られた DECT 画像 (WL = 55, WW = 570)。

像の「空気」、「水」、「アルミニウム」の3つの物質のみで CT 値を測定し、この3種類のロッドの CT 値データのみを用いて Δ HU を求め、式(2)のパラメータ a および b を決定して電子密度校正直線を作成する。次に、決定した電子密度校正直線を他の組織等価ロッドに適用して電子密度を見積もり、校正電子密度と相対電子密度の公称値(ρ_e)の比較によって、電子密度校正の精度を評価する。

4.研究成果

実験で得られた CT 画像 (80 kV, 140 kV/Sn)を図 3(a)および図 3(b)に示す。また、これらの 画像から空気、水、アルミニウムの 3 つのロッド部位に ROI (region on interest)を設定し、実 測した CT 値 (HUH・HUL)と ρ_e との関係を図 4 に示す。縦軸を ρ_e 、横軸を CT 値として測定 結果をプロットしたものである。CT 値が 0 つまり水を超えるあたりから 80 kV も 140 k/SnV も 大きく折れ曲がり、CT 値と電子密度に比例関係がないことが明らかである。

一方、図 5 が示すように、エネルギー差分 CT 値 (Δ HU)と ρ_e の間には極めて良好な比例関係が見られる。なお、 α と決定係数 r^2 の関係から、最適な α 値は 0.456 であることが分かった。 また、式(2)の傾き a は 0.990、切片 b は 0.990 となり、どちらも理想の値である 1 に近い値となった。



図 4 空気,水,アルミニウムの各部位で測定した CT 値(80 kV および 140 kV/Sn)と ρeの関係。



図5 エネルギー差分 CT 値(ΔHU)とρ_eの関係。

次に、決定した式(2)を他の全ての組織等価ロッドに適用して電子密度校正を行った。水等 の三つの物質と同様に、その他8種類の物質に対して、CT値を計測し、決定した a、a、およ び bを用いて電子密度校正を行った。さらに次式で定義される電子密度公称値と校正電子密度 との誤差(Diff)により電子密度校正の精

度評価を行なった。 Diff (%) = $(\rho_e^{cal} / \rho_e - 1) \times 100$ (3) 図 6 に Diff を比較したヒストグラムを示す。 肺組織ロッドで誤差の絶対値は最大 (1.2%)となったが、他のロッドでは約 1% 以内の誤差で公称値と一致した。IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) Report 81 によれば、放射線治療 計画における電子密度校正の許容誤差を、 水で±1%以内、肺および骨組織では±2%以 内とすることが推奨されている。今回の結 果は、この誤差許容基準に十分収まってい る。

以上の結果から、従来の高価な電子密度 ファントムを用いずとも、より安価で入手 が容易な物質(空気、水、アルミニウム) で構成されるファントムに対して「エネル ギー差分 CT 値 - 電子密度変換」を実行す ることにより、高精度の電子密度校正が可 能と考えられる。



図6 各組織ロッドの校正電子密度の誤差比較。

5.主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計3件)

<u>Masatoshi Saito</u> and Shota Sagara: A simple formulation for deriving effective atomic numbers via electron density calibration from dual-energy CT data in the human body Med. Phys., 44(7) (2017) 2293-2303.(査読有) DOI: 10.1002/mp.12176

<u>Masatoshi Saito</u> and Shota Sagara: Simplified derivation of stopping power ratio in the human body from dual-energy CT data Med. Phys., 44(8) (2017) 4179-4187.(査読 有)

DOI:10.1002/mp.12176

<u>Masatoshi Saito</u>: Simulation of photon-counting detectors for conversion of dual-energy subtracted computed tomography number to electron density Radiol. Phys. Technol., 44(8) (2019) 4179-4187.(査読有) DOI: 10.1007/s12194-018-00497-0

[学会発表](計2件)

<u>Masatoshi Saito</u> and Shota Sagara, A simple formulation for deriving stopping power ratio in the human body from dual-energy CT data 日本医学物理学会第 115 回学術大会 (2018.4.12) 横浜

相良章太,<u>齋藤正敏</u>,A simple formulation for deriving effective atomic numbers via electron density calibration from dual-energy CT data in the human body 日本医学物理学会第 116 回学術大会 (2018.9.16)盛岡

6 . 研究組織

(1)研究協力者

研究協力者氏名:早川 岳英

ローマ字氏名: (HAYAKAWA, Takahide)

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等に ついては、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属されます。