

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6786006号
(P6786006)

(45) 発行日 令和2年11月18日(2020.11.18)

(24) 登録日 令和2年10月29日(2020.10.29)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 7 3
 A 6 1 B 6/03 3 7 7

請求項の数 11 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2020-502452 (P2020-502452)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成30年7月27日 (2018. 7. 27)</p> <p>(65) 公表番号 特表2020-526351 (P2020-526351A)</p> <p>(43) 公表日 令和2年8月31日 (2020. 8. 31)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/EP2018/070490</p> <p>(87) 国際公開番号 W02019/016413</p> <p>(87) 国際公開日 平成31年1月24日 (2019. 1. 24)</p> <p>審査請求日 令和2年1月17日 (2020. 1. 17)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2</p> <p>(74) 代理人 100122769 弁理士 笛田 秀仙</p> <p>(74) 代理人 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スペクトルCTデータセットからの電子密度データセットの生成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

スペクトルCTデータセットを電子密度データセットに変換するコンピュータ実装方法であって、前記方法は、

材料混合物の電子密度を予測する関数の適合パラメータの少なくとも一つのセットを受信するステップであって、前記適合パラメータのセットはプリパレーション方法を実行することにより取得され、前記プリパレーション方法は、

少なくとも一つの材料混合物の減衰特性を表す第1の減衰係数を、減衰に寄与する物理現象の少なくとも二つの異なる値の第1のセットに対する、少なくとも一つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数の組み合わせとしてモデル化するステップと、

少なくとも一つの材料混合物のそれぞれについて材料分解モデルの基本成分を決定するステップであって、各成分は前記第1の減衰係数の関数であり、前記決定するステップは、前記第1の減衰係数を、減衰に寄与する物理現象の少なくとも二つの異なる値の第2のセットによって決定される既知の基本材料減衰係数の組み合わせに関連付ける等式の系を解くことによって実行される、ステップと、

前記二つの基本成分のパラメータ化関数を前記材料混合物の前記取得される電子密度に適合させ、前記材料混合物の電子密度を予測する適合パラメータのセットを有する関数を得るステップと

を有し、前記スペクトルCTデータセットを変換する方法は、

複数の測定点を有するスペクトルCTデータセットを取得し、前記CTデータセット内の各

測定点の基本成分を抽出し、前記抽出される基本成分に前記適合パラメータのセットを備える前記関数を適用し、電子密度データセットを取得するステップであって、前記2つの基本成分のパラメータ化関数を前記材料混合物の取得される電子密度に適合させるステップは、前記2つの基本成分の1次より高次の項を含む多項式関数を前記材料混合物の取得される電子密度に適合させるステップを含む、ステップを更に有する、方法。

【請求項2】

前記少なくとも1つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数の前記組み合わせが線形重ね合わせである、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記少なくとも1つの材料混合物の構成要素の前記第2の減衰係数は、重み付け質量減衰係数として表され、前記重み付けは前記材料混合物の構成要素の所与の質量分率に対応する、請求項2に記載の方法。

【請求項4】

前記少なくとも1つの材料混合物の構成要素の前記第2の減衰係数は、組織成分に関する取得データ及び質量減衰係数に関する取得データから推測される、請求項1乃至3の何れか一項に記載の方法。

【請求項5】

前記第1の減衰係数を、減衰に寄与する物理現象の少なくとも2つの異なる値における既知の基本材料減衰係数の組み合わせに関連付ける前記等式の系は、線形等式の系である、請求項1乃至4の何れか一項に記載の方法。

【請求項6】

前記2つの基本成分のパラメータ化関数を、前記材料混合物の取得される電子密度に適合させる前記ステップは、前記材料混合物の前記予測される電子密度及び前記材料混合物の前記取得される電子密度の間の残留誤差の合計が誤差測定による閾値を下回るように前記関数パラメータを適応させることにより達成される、請求項1乃至5の何れか一項に記載の方法。

【請求項7】

前記材料混合物の前記予測される電子密度と前記材料混合物の前記取得される電子密度との間の残留誤差の前記合計に対する前記誤差測定値が1誤差ノルムである、請求項6に記載の方法。

【請求項8】

請求項1乃至7の何れかに記載の変換方法のステップを実行することによってスペクトルCTデータセットを電子密度データセットに変換するように構成されるデータ処理装置であって、前記データ処理装置は、

材料混合物の電子密度を予測する関数の適合パラメータの少なくとも一つのセットを受信するように構成される入力ポートと、

複数の測定ポイントを有するスペクトルCTデータセットを受信するように構成される入力ポートと、

前記CTデータセット内の各測定点に対する基本成分を抽出し、前記抽出される基本成分に、前記適合パラメータのセットを備えた前記受信関数を適用し、電子密度データセットを取得するように構成される処理装置とを有する、データ処理装置。

【請求項9】

請求項8に記載のデータ処理装置に、請求項1乃至7の何れかに記載の方法のステップを実行させる命令を有する、コンピュータプログラム。

【請求項10】

請求項9に記載のコンピュータプログラムを記憶しているコンピュータ可読データキャリア。

【請求項11】

10

20

30

40

50

陽子線治療計画システムにおける請求項10に記載のコンピュータプログラムの使用。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、コンピュータ断層撮影(CT)スキャンシステムにおける画像再構成の分野に関し、特に、デュアルエネルギーコンピュータ断層撮影スキャンシステムにおける電子密度画像の生成に関する。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影(CT)スキャンシステムは、今日の現代の医療ヘルスケアインフラストラクチャのコピキタス診断ツールである。CTスキャナは、X線吸収特性に基づいた医用イメージング技術を実装しているため、骨、組織、臓器などの体内に位置される解剖学的構造の非侵襲的調査が可能である。現代の産業技術も非破壊検査システムを求めており、産業用CTスキャンシステムの開発につながった。それらは一般に、例えば、多孔性、構造欠陥、亀裂などに起因する潜在的なリスクの検出と特性評価など、材料、例えば溶接金属片の品質管理に使用される。

【0003】

しかしながら、歴史的な観点から、CTスキャナは人間の医用スクリーニングのために開発される。これは、標準の温度及び圧力条件下での水と空気の線形減衰係数の観点から定義される、医用CTアプリケーションで使用される標準ハウズフィールド放射密度ユニット(HU)に反映されている。物質のこれら2つの形態は、人体組織の大部分に自然に見られる。代わりに、股関節インプラント、ステント、ネジなどの体内の金属構造は、生体材料と比較して非常に異なる吸収挙動を示す。実際、CTの文献では、体内の金属の存在が再構成画像に縞模様及びカップリングアーチファクトを引き起こすことが多く、そのため診断の有用性が大幅に低下することが知られている。これらのアーチファクトは、多色X線ビームの低エネルギーのスペクトル成分が高エネルギーのスペクトル成分よりも強い吸収を受けるたびに発生するビームハードニング(BH)に一部起因し、ビームの平均スペクトルエネルギーの上方シフトにつながる。ビームハードニングは、金属材料では特に強力であるが、骨などの有機材料、及びヨウ素などの一般的に使用される造影剤でもある程度存在する。BHアーチファクト、したがって標準CT放射線密度ユニット(HU)は、X線ビームのスペクトル幅並びに、患者の位置、サイズ、及び内部構造に依存する。標準CTスキャンでのBH及び金属アーチファクトの限定的な寄与を修正すると、画像の精度とコントラストが向上するだけでなく、標準CTスキャンからの入力データに基づいてシミュレート又は計画されるより正確な放射線療法治療にも貢献する。その点で特に関連あることは、陽子線治療における陽子阻止能の計算の基礎となる正確な電子密度画像の生成である。

【0004】

一般的なスペクトルCT、特にデュアルエネルギーCTは、多色X線ビームが照射される組織の追加のスペクトル情報を収集する。X線光子の減衰のよく知られている材料とエネルギー依存性を利用して、スペクトルCT方法は、固有の材料減衰と局所密度との間で区別できるスペクトル画像分解を可能にする。スペクトルCTアプローチでは、腎臓結石分化、組織分化、生体組織の材料分解、大腸内視鏡検査CT及びポリープ検出、K端検出、低濃度造影剤からの強化信号、BH補正、金属アーチファクト低減など、同等の材料分解モデルに基づいて多くの興味深いアプリケーションが既に構築されている。後処理ステップで実行される分解モデルは、等式の線形システムを解くためのマトリックス形式でしばしば記述されるように、実装の容易さ、処理速度、及び計算リソースに対する適度な要求から高く評価される。さらに重要なことに、スペクトルCT技術により、放射線量と注入される造影剤の削減が可能になる。デュアルエネルギーCT画像を取得する4つの一般的な手法がある。すなわち、高速kVpスイッチング、デュアルソースCT、デュアルレイヤセンサーCT、及びシーケンシャルCTスキャンである。

【0005】

10

20

30

40

50

より正確な電子密度画像の生成により、陽子阻止能の計算の更なる精度、したがって放射線量のより低い投与がもたらされ、周囲の組織をそのまま残すより多くの標的放射スポットがもたらされるので、提供されるスペクトルCT及び関連する追加のスペクトル情報の技術的進歩は、陽子線治療にも有益である。

【0006】

EP2749219A1 (TSINGHUA UNIVERSITY、NUCTECH COMPANY LIMITED) は、マルチエネルギーCTデバイスと電子密度画像を取得するためのイメージング方法を開示している。電子密度画像は、後処理プロシージャでハイブリッド再構成マルチエネルギーCT画像の減衰係数に分解モデルを適用し、それぞれの分解係数で重み付けされる既知の基本電子密度の合計として電子密度を予測することにより生成される。予測される電子密度と分解係数との間の固定される関係が仮定される。そのような制限される関係によって計算される電子密度が、軟組織と骨などの異なる構成要素を有する広範囲の組織にわたって、選択される基礎材料ペアに対して等しく正確でない可能性があることは不利である。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の実施形態の目的は、CTデータセットを電子密度データセットに変換するための正確な方法及び装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の目的を達成するために、本発明は、第1の態様において、電子密度を予測するためのプリパレーション方法及びスペクトルCTデータセットを電子密度データセットに変換する方法を提供する。

20

【0009】

プリパレーション方法は、以下のステップを含む。最初のステップでは、少なくとも1つの材料混合物の減衰特性を表す第1の減衰係数は、減衰に寄与する物理現象の少なくとも2つの異なる値、たとえば、少なくとも2つの異なるX線光子エネルギー値の第1のセットに対する少なくとも1つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数の組み合わせとしてモデル化される。第2のステップでは、少なくとも1つの材料混合物のそれぞれに対する材料分解モデルの基本成分が決定され、各基本成分は第1の減衰係数の関数になる。決定は、減衰に寄与する物理現象の少なくとも2つの異なる値、たとえば2つの異なるX線光子エネルギー値の第2のセットによって決定される既知の基礎材料減衰係数の組み合わせに、前記第1の減衰係数を関連付ける等式の系を解くことによって実行される。第3のステップにおいて、前記2つの基本成分のパラメータ化される関数は、前記材料混合物の得られた電子密度に適合され、したがって材料混合物の電子密度を予測する適合パラメータのセットを有する関数を得る。

30

【0010】

本発明のいくつかの実施形態では、減衰、例えば2つの異なるエネルギー値でのX線の減衰に寄与する物理現象の第1及び第2のセットは同じであってもよい。別の実施形態では、減衰に寄与する物理現象のセットの一方又は両方は、陽子又は中性子の減衰測定によって与えられてもよい。

40

【0011】

スペクトルCTデータセットを電子密度データセットに変換する方法は、次のステップを有する。最初に、材料混合物の電子密度を予測する関数の適合パラメータの少なくとも一つのセットが取得され、例えば記憶媒体から読み出され、それによって、適合パラメータのセットは、上記のプリパレーション方法のステップを実行することにより取得される。第二に、複数の測定ポイントを含むスペクトルCTデータセットが取得され、CTデータセット内の各測定ポイントの基本成分が抽出される。最後に、適合されるパラメータのセットを持つ関数が、抽出される基本コンポーネントに適用され、電子密度データセットが取得される。

50

【 0 0 1 2 】

材料混合物の電子密度を予測する適合パラメータのセットを備える関数を取得するプリパレーション方法は、電子密度データセットを取得するように、抽出される基本成分の、この関数への適用によって直後に後続されるが、これは必ずしも必要ではない。別の実施形態では、電子密度データセットの取得は、材料混合物の適合パラメータ予測電子密度のセットを有する関数に基づいて行われてもよく、その関数は以前に実行されるプリパレーション方法によって取得されている。定義関数及び適合パラメータのセットは、この目的のために適切なコンピュータ可読記憶媒体に保存されてもよい。

【 0 0 1 3 】

したがって、本発明の特定の実施形態では、スペクトルCTデータセットを電子密度データセットに変換する方法が、

10

【 0 0 1 4 】

少なくとも1つの材料混合物の減衰特性を表す第1の減衰係数を、減衰に寄与する物理現象の少なくとも2つの異なる値の少なくとも1つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数の組み合わせとしてモデル化するステップと、

【 0 0 1 5 】

少なくとも1つの材料混合物のそれぞれについて材料分解モデルの基本成分を決定するステップであって、各成分は第1の減衰係数の関数であり、前記決定するステップは、第1の減衰係数を、減衰に寄与する物理現象の少なくとも2つの異なる値で既知の基礎材料減衰係数の組み合わせに関連付ける等式の系を解くことによって実行される、ステップと、

20

【 0 0 1 6 】

前記2つの基本成分のパラメータ化される関数を前記材料混合物の得られた電子密度に適合させ、材料混合物の電子密度を予測する適合パラメータのセットを備える関数を得るステップと、

【 0 0 1 7 】

複数の測定点を含むスペクトルCTデータセットを取得するステップであって、CTデータセット内の各測定点の基本成分を抽出し、抽出される基本成分に適合パラメータのセットを備える関数を適用し、電子密度データセットを取得するステップとを有する。

【 0 0 1 8 】

本発明の実施形態による方法では、少なくとも1つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数の組み合わせは、線形重ね合わせであってもよい。少なくとも1つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数は、重み付き質量減衰係数として表されてもよく、重量は材料混合物の構成要素の所与の質量分率に対応する。

30

【 0 0 1 9 】

本発明の実施形態による方法では、少なくとも1つの材料混合物の構成要素の第2の減衰係数は、組織組成に関する取得データ及び質量減衰係数に関する取得データから推測することができる。

【 0 0 2 0 】

本発明の実施形態による方法において、前記第1の減衰係数を、減衰に寄与する物理現象の少なくとも2つの異なる値での既知の基礎材料減衰係数の組み合わせに関連付ける等式の系は、線形等式の系であってもよい。

40

【 0 0 2 1 】

本発明の実施形態において、前記2つの基本成分のパラメータ化関数を前記材料混合物の得られた電子密度に適合させるステップは、前記2つの基本成分の多項式関数を、前記材料混合物の得られた電子密度に適合させるステップを含み得る。多項式関数の次数は1である。

【 0 0 2 2 】

したがって、本発明のいくつかの実施形態では、電子密度を予測する関数として多項式モデルを使用することができ、例えば、特に線形関数を使用することができる。これは、

50

リアルタイムCTイメージングの重要なパラメータである評価速度にプラスの影響を与える。さらに、これにより、モデルの最適化、つまりパラメータ適合、及びモデルの品質チェックの高速化が可能になる。実際、異なるCTアプリケーション用の異なるモデル間で迅速に切り替えること、又はモデルのバグからより優れたモデル又は最高のモデルを迅速に選択することも可能である。

【 0 0 2 3 】

本発明のいくつかの実施形態では、パラメータ適合戦略は、所与の誤差閾値よりも低いL1ノルムの下での残留誤差の合計の減少に依存する。L1ノルムは、最小絶対偏差又は最小絶対誤差とも呼ばれる。それは、基本的に目標値（取得値）と予測値との間の絶対差の合計を最小化することにある。L1ノルムを、予測値と取得値との間の電子密度の絶対差のための誤差ノルムとして選択することは、外れ値に起因する重要性を低下させる利点がある。さらに、骨などの高い予測電子密度を備える組織に対する追加の重みを意図的にそらすため、電子密度の精度が放射線計画で最も重要になる。

10

【 0 0 2 4 】

本発明のいくつかの実施形態では、取得されるスペクトルCTデータセットは、デュアルエネルギーCT、より具体的にはデュアルレイヤ検出器CTシステムによって取得される。後者は、追加の二次ソース又は繰り返しスキャンを必要としない。また、センサーを1つのX線源のみに対して校正すれば十分であり、視野は一定である。このようなシステムでは、画像レジストレーション及び補間スキームに特別な注意を払う必要はなく、ヘリカルCTスキャナでの高速スキャンと併せて、心臓のような移動する器官のリアルタイム監視のための魅力的な候補となり、又は薬物若しくは造影剤の摂取を研究する必要もない。

20

【 0 0 2 5 】

本発明の実施形態では、分解モデルは、2つの基礎材料の分解であり得る。これらの基礎材料分解モデルは、解く必要のある等式の線形系を記述するマトリックス形式で簡単に実現できるため、これは速度とリソースの点で計算効率にとって特に重要である。さらに、造影剤が低濃度のみである場合、又は局所組織組成のわずかな違いが見分けにくい場合、画像コントラストを高めるために、基礎材料分解モデルはうまく実現されている。これは、早期診断と意思決定に多くのプラスの影響を与える。

【 0 0 2 6 】

第2の態様では、本発明は、スペクトルCTデータセットを電子密度データセットに変換するためのデータ処理装置を提供する。データ処理デバイスは、

30

【 0 0 2 7 】

材料混合物の電子密度を予測する関数の適合パラメータの少なくとも一つのセットを受け取るための入力ポートであって、前記適合パラメータのセットは本発明のプリパレーション方法の実施形態のステップを実行することによって得られる、入力ポートと、

【 0 0 2 8 】

複数の測定ポイントを含むスペクトルCTデータセットを受信するための入力ポートと、

【 0 0 2 9 】

CTデータセット内の各測定点の基本成分を抽出し、抽出される基本成分に、適合したパラメータのセットを備えた受信関数を適用し、電子密度データセットを取得する処理装置とを有する。

40

【 0 0 3 0 】

データ処理装置は、データを格納し、そこからデータを取得できるようにするためのストレージユニットをさらに備えてもよい。それは、本発明の第1の態様の実施形態による変換方法のステップを実行する手段を備えてもよい。

【 0 0 3 1 】

本発明の実施形態では、データ処理装置は、本発明の第1の態様による方法の実施形態を実行するように構成されるコンピュータ、コンピュータクラスタ、GPUアレイ、マイクロプロセッサ又はFPGAであり得る。本発明の実施形態の利点は、電子密度データセ

50

ット及びその視覚化が迅速に得られるように、変換方法をコンピューティングハードウェア上で容易に並列化及び分散できることである。

【0032】

第3の態様では、本発明は、本発明の第2の態様の実施形態によるデータ処理装置に、本発明の第1の態様の実施形態による変換方法のステップを実行させる命令を含むコンピュータプログラム製品を提供する。

【0033】

本発明の実施形態では、コンピュータプログラム製品はデータキャリアに格納されてもよく、本発明は、CD-ROM、メモリー、ディスク、USBスティック、CD又はDVD、SDカードなどのデータキャリアを含み、コンピュータ製品を機械可読形式で保存し、データ処理装置で実行されるとき、本発明の方法の少なくとも1つを実行する。

【0034】

第4の態様では、本発明は、コンパクトな記憶媒体、例えばUSBスティック、CD、SDカード、DVD、又はインターネットのようなネットワークを介したデータの送信を提供し、本発明の第2の態様によるデータ処理装置に、本発明の第1の態様による変換方法のステップを実行させる。このような送信により、CTデータセットを電子密度データセットに変換する変換方法が、放射線治療計画システム又はソフトウェアへの入力として、より正確な電子密度推定値を取得するために展開されるソフトウェアを使用する医療ヘルスケア分野の診療所、施設及び企業で広く利用可能になる。これは、例えば、陽子阻止能のより正確な計算につながり、例えば、投与量の減少、又は周囲の健康な組織を無傷のまま残す陽子ビームの集束の改善など、患者にとって多くの利点がある。

【0035】

本発明の特定の好ましい態様は、添付の独立請求項及び従属請求項に記載されている。従属請求項からの特徴は、独立請求項の特徴及び他の従属請求項の特徴と、適切に、かつ単に特許請求の範囲に明示的に記載されているだけでなく、組み合わせることができる。

【0036】

本発明及び従来技術を超えて達成される利点を要約する目的で、本発明の特定の目的及び利点を上記に説明した。もちろん、本発明の特定の実施形態に従って、そのような目的又は利点のすべてが必ずしも達成されるとは限らないことを理解される。したがって、例えば、当業者は、教示又は示唆され得る他の目的又は利点を必ずしも達成することなく、本明細書で教示される1つの利点又は利点群を達成又は最適化する方法で本発明を実施又は実行できることを認識するであろう。

【0037】

本発明の上記及び他の態様は、以下に記載される実施形態を参照して明らかになり、説明される。

【0038】

ここで、添付図面を参照して、例として、本発明をさらに説明する。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の実施形態によるプリパレーション及び変換方法の両方のステップを示すプロセスフロー図を示す。

【図2】ICRU 44組織代替品の大規模なセットの線形電子密度予測関数の参照値と適合結果を示している。

【図3】組織特性ファントムの2つの異なる線量レベル(250 mAs及び500 mAs)で実験的に得られた電子密度と計算される電子密度の絶対差及び相対差を示している。

【図4】組織特性ファントムの2つの異なる線量レベル(250 mAs及び500 mAs)で実験的に得られた電子密度と計算される電子密度の他の絶対差及び相対差を示している。

【図5】組織特性ファントムの2つの異なる線量レベル(250 mAs及び500 mAs)で実験的に得られた電子密度と計算される電子密度の相対差を示している。

【図6】組織特性ファントムの2つの異なる線量レベル(250 mAs及び500 mAs)で実験的に得られた電子密度と計算される電子密度の他の相対差を示している。

【発明を実施するための形態】

【0040】

本発明は、特定の実施形態に関して、特定の図面を参照して説明されるが、本発明はそれらに限定されず、特許請求の範囲によってのみ限定される。

【0041】

説明及び特許請求の範囲における第1、第2などの用語は、類似の要素を区別するために使用され、必ずしも時間的、空間的、ランキング又は他の方法でシーケンスを記述するために使用されない。そのように使用される用語は適切な状況下で交換可能であり、本明細書に記載される本発明の実施形態は、本明細書に記載又は図示される以外の順序で動作できることを理解されるい。

10

【0042】

請求項で使用される「含む」という用語は、その後列挙される手段に限定されると解釈されるべきではないことに留意されるい。他の要素やプロシージャを除外するものではない。したがって、言及される特徴、整数、ステップ又はコンポーネントの存在を指定するものと解釈されるが、1つ又は複数の他の機能、整数、ステップ又はコンポーネント、又はそれらのグループの存在又は追加を排除するものではない。したがって、表現「手段A及びBを含むデバイス」の範囲は、コンポーネントA及びBのみからなるデバイスに限定されるべきではない。それは、本発明に関して、デバイスの関連するコンポーネントのみがA及びBであることを意味する。

20

【0043】

本明細書を通して「一実施形態」又は「実施形態」と言及する場合、その実施形態に関連して説明した特定の特徴、構造又は特性が本発明の少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体の様々な場所での「一実施形態では」又は「実施形態では」という語句の出現は、必ずしもすべてが同じ実施形態を指しているわけではなく、そうかもしれない。さらに、特定の特徴、構造、又は特性は、1つ又は複数の実施形態において、本開示から当業者には明らかなように、任意の適切な方法で組み合わせることができる。

【0044】

同様に、本発明の例示的な実施形態の説明において、本発明の様々な特徴は、開示を簡素化し、さまざまな発明の態様の一つ又はそれより多くの理解を助ける目的で、単一の実施形態、図、又はその説明にまとめられることがあることを理解されるい。しかしながら、この開示の方法は、請求される発明が各クレームで明示的に列挙されているよりも多くの特徴を必要とするという意図を反映していると解釈されるべきではない。むしろ、添付の特許請求の範囲が反映するように、発明の態様は、単一の前述の開示される実施形態のすべての特徴よりも少ないことにある。したがって、詳細な説明に続く請求項は、この詳細な説明に明示的に組み込まれ、各請求項は、本発明の別個の実施形態として独立している。

30

【0045】

さらに、本明細書に記載されるいくつかの実施形態は、他の実施形態に含まれる他の特徴以外のいくつかの特徴を含むが、異なる実施形態の特徴の組み合わせは、本発明の範囲内にあり、当業者によって理解されるように異なる実施形態を形成することを意味する。例えば、以下の請求項では、請求される実施形態のいずれも、任意の組み合わせで使用することができる。

40

【0046】

本明細書で提供される説明では、多数の特定の詳細が示されている。しかしながら、本発明の実施形態は、これらの特定の詳細なしで実施され得ることが理解される。他の例では、この説明の理解を不明瞭にしないために、周知の方法、構造、及び技術は詳細に示されていない。

50

【 0 0 4 7 】

図1のフローチャートは、本発明の実施形態によるプリパレーション方法100及び変換方法101の主要なステップを要約している。プリパレーション方法100は、後続の変換方法101に最初に入力されるパラメータの特定のセットとともにパラメータ化される関数を得ることを目的とし、変換方法101はCTデータセットを電子密度データセットに変換する。本発明の実施形態の利点は、変換方法101がスペクトルCTデータセット、例えば第二の入力としてデュアルレイヤ検出器CTスキャンによって記録されるデータセットを使用することであり、これにより、そのようなスキャンによって伝達される余分なスペクトルエネルギー情報コンテンツを効率的に活用する。追加のスペクトルエネルギー次元を活用する1つの方法は、分解モデルの導入である。このモデルは、標準CTハウンスフィールドユニットからスキャナ固有の較正曲線によって取得される可能性のある測定減衰係数を、既知の特徴付けられた基礎材料の同等の混合物として、試験中の生体組織又は材料を表す2つ以上の同等の分解係数に分解する。デュアルエネルギーアプリケーションにおける一般的なモデルは、等式1で数学的に表される線形2基礎材料分解モデルである。

10

$$\mu_{x,CT}(r, E) = c_1(r)\mu_{b1}(E) + c_2(r)\mu_{b,2}(E) \quad (\text{等式1})$$

【 0 0 4 8 】

線形2基礎材料分解モデルの特別な機能は、未知の材料組成のCTデータポイントから測定減衰係数の空間及びエネルギー依存性をエネルギー依存固有減衰項及び既知の基礎材料(b1、b2)の質量密度に関連する空間依存係数のみに因数分解する能力である。このような分解モデルを使用して、標準CTハウンスフィールドユニットの定性的性質を克服し、CTスキャンを実行するより定量的な方法を導入でき、このようなモデルにより、質量密度と局所的な固有の材料成分を特定できることがわかる。

20

【 0 0 4 9 】

スキャンされる身体領域又は医療検査に応じて、骨と軟組織が重なる領域でターゲットが画像コントラストを上げる場合、又は画像から骨を差し引きたい場合、軟組織と骨のような異なる基礎材料が選択される場合がある。別の例としては、腎臓結石の区別がある。この場合、シュウ酸カルシウムの放射線不透過性の高い原子番号の混合物から尿酸の放射線透過性の低い原子番号の混合物を区別する材料塩基対を選択できる。本発明の実施形態では、材料分解されるCTデータセットを使用することが有利である。これにより、患者スキャン中の線量低減がしばしば可能になる。本発明の実施形態において、金属アーチファクトを低減し、ノイズ及び散乱の寄与を低減し、BH効果を補償するために反復前方補正方法を適用する可能性は、材料分解CTデータセットを使用する別の重要な利点を構成する。

30

【 0 0 5 0 】

そのような等式が少なくとも2つの異なるエネルギー値に対して確立されている場合、臨床CT実行のボクセルのサイズにわたって平均される、スキャンされる身体領域に対応する空間依存分解係数c1、c2が導き出され得ることは等式1から明らかである。これらの2つのエネルギー値は、デュアルエネルギーCTでエネルギーペアとしばしば呼ばれる。本発明の特定の実施形態では、このエネルギーペア又は複数のエネルギー値は、kVpスイッチ型又はデュアルX線源の平均エネルギー値であってもよく、例えば80 keV及び140 keVの管電圧に対して45 keV及び80 keVである。代替実施形態では、このエネルギーペア又は複数のエネルギー値は、スペクトルデュアルレイヤX線検出器又は光子計数、エネルギー分解ピクセル検出器アレイのエネルギー選択層から取得することができる。通常、デュアルX線源とデュアルレイヤX線検出器は、X線エネルギーバンドの分離を拡大又は最大化するように設計されており、スペクトルX線バンドの最小限の重なりは、実際に電子密度の予測精度を高める可能性がある。等式1は、3つ以上のエネルギー値で確立される場合、

40

50

又は更なる制限、例えば質量保存が適用される場合、等式1が他の基礎材料項を有するように拡張されるとき、3つ以上の分解係数、例えば3つの分解係数が導出される。本発明の実施形態の利点は、等式1の行列形式の一次式の系が、効率的な確立されるアルゴリズム、例えばLU分解又はコレスキー分解によって、実質的な計算時間と負荷の追加なしで、各データポイントにおける分解係数に対して解くことができることにある。これは、反復非線形分解手法、例えば分離不可能な-Z分解法とは対照的であり、かなりの計算作業を必要とし、多くの場合、前方投影補正を使用する前処理ステップとして実装される。空間への依存性に加えて、分解係数は、調査中の未知の組織又は材料の混合物に依存し、空間変数が示唆している特定のデータポイントに配置される。したがって、組織の組成と種類が異なると、特定の減衰係数 $\mu_{x,CT}$ を介して分解係数の異なる値のセットが発生する。したがって、本発明の実施形態の利点は、組織組成情報、例えば、各データポイントでの分解係数の導出値セットにエンコードされる材料混合物に関する情報が、これらのデータポイントでの電子密度推定に関して活用されることにある。理論的及び実験的処理では、線形減衰係数と電子密度は互いに直接比例すると一般に想定されている。このアプローチは、2つの基礎材料の分解モデルの利点をデュアルエネルギーCTスキャンから電子密度推定値を取得する可能性を組み合わせようとする先行技術の研究と発明に反映されている。等式1と同様に、一定の比例定数を仮定した場合、2つの基礎材料分解の推定電子密度は、等式2に示すように表される。

10

$$\rho_{x,CT}(r) = c_1(r)\rho_{b1} + c_2(r)\rho_{b2} \quad (\text{等式2})$$

20

【0051】

等式2は電子密度の近似値である。便利な形式で評価しやすく、場合によっては満足できる形で記載されているが、例えば正確な電子密度画像に依存する正確な放射線治療計画システムのために、予測される電子密度値をさらに改善する必要があるかもしれない。減衰係数と電子密度の間の比例関係の仮定は、臨床X線エネルギーでの光子散乱断面積の近似式に基づいている。しかしながら、比例係数は定数ではなく、X線光子エネルギーと原子番号Zに依存することも事実である。組織が均一な実効原子番号を有するか、又は高Z数材料からの寄与を含むかに依存して、等式2から導出される電子密度推定値は、多かれ少なかれ正確になる。基礎材料電子密度値又は分解係数が実験的手段によって得られた場合、平均エネルギー値と測定ノイズの寄与によって記述される多色X線ビームに含まれるエネルギーの平均化効果は、最終的に等式2に説明されない不正確さ及び他の非線形性をもたらす。特定の種類の組織における高原子番号の寄与の影響を克服するための1つの提案される方法は、基礎材料ペアを切り替えることである。しかしながら、しきい値切り替えと第1の基礎材料ペアを第2の基礎材料に置き換えることは経験的な選択であり、特定の状況では期待される性能基準を満たさない場合がある。また、第二の基礎材料ペアの慎重な特性評価も必要である。本発明の実施形態では、電子密度予測のためのより柔軟なモデルを導入するように等式2の関数関係を一般化することにより、正確な電子密度推定値が得られる。本発明の特定の実施形態の利点は、正確な電子密度推定値を得るために、2つの基礎材料分解モデルの特有な基礎材料ペアを使用できることである。さらに、本発明の実施形態の利点は、一般化モデルが、測定ノイズ、アーチファクト、及び非線形性だけでなく、X線スペクトルエネルギー範囲依存性、減衰係数と電子密度との間の比例関係の仮定による近似誤差などの上記の誤差寄与のいくつかを部分的又は完全に補償できることである。本発明の特定の実施形態では、一般化モデルは、線形モデルを含む多項式モデルであり、これは、多項式係数として g_{ij} を使用して等式3で説明されている。そのような特定の実施形態の場合、電子密度推定は、実質的な計算負荷又は時間なしで容易に計算される。さらに、等式2によるアプローチと対照的に、基礎材料ペアの電子密度値に関する事前の情報を提供する必要はない。これは、取得又は特徴付けが困難である。

30

40

$$\rho_{x,CT}(r) = \sum_{ij} g_{ij} c_1^i(r) c_2^j(r) \text{ (等式3)}$$

【0052】

本発明の実施形態では、プリパレーション方法は、適合パラメータのセット、例えば、電子密度推定値を予測する関数、例えば等式3の関数への最初の入力として後続の変換方法で展開される多項式係数 g_{ij} を提供することを目的とする。変換方法はCTデータセットに適用され、電子密度データセットを生成する。本発明の実施形態では、CTデータセットは、分解モデルの分解係数が割り当てられるボクセルのシーケンス、例えば、ボクセルボリューム内の2つの選択される基礎材料の2つの等価質量密度を反映する2つの基礎材

10

【0053】

電子密度推定値を予測する関数への最初の入力として、調整方法が適合パラメータのセットを出力するとき、適切な適合プロシージャが必要である。本発明の実施形態では、そのような適合プロシージャは、関数の予測出力が、特定される目標値に近くなるようにパラメータを適合させるステップを含むことができる。この場合の「近い」とは、既定の誤差マージン内、及び適切な誤差測定値に従うことを意味する。特定の実施形態では、目標値は、それぞれの材料混合物、例えば、脂肪、皮質骨のような体組織の電子密度について得られた基準値である。電子密度のそのような基準値は、以前に実施された特性実験によって得られるか、又は公開報告書、例えばICRU 44レポート（「放射線の線量測定における組織代替物及び測定」、放射線ユニットと測定に関する国際委員会（ICRU）の報告44、ベセスダ、メリーランド州）から抽出される。そのような特定の実施形態の利点は、組織代替物の報告される電子密度値を参照することである。これらの報告される値は一般に高い実験基準の下で得られる。時折より高い不確実性をもたらし、適合関数のより低い精度の電子密度予測結果に伝播する多くの有害な誤差源を排除する。そのような実施形態の場合、適切な誤差尺度は、等式4に示されるように、所与の組織代替物の電子密度のすべての抽出基準値のL1ノルムの下での残留誤差の合計であり得る。等式4で、レポートの所与の組織代替物「i」に対して $\rho_{i,CT}$ は等式3の一般化モデルの出力値である。レポートのこのような所与の組織代替物「i」に対して等式3に入力される分解係数を決定する方法は、後の段階で説明される。

20

30

$$\text{誤差} = \sum_i^{Nr \text{ tissues in ICRU } 44} |\rho_{i,CT} - \rho_{i,report}| \text{ (等式4)}$$

【0054】

このような特定の実施形態の利点は、（目標値（取得値）と予測値との間の差の二乗和を最小化する）二乗誤差の残余和に対応する共通のL2ノルムよりもL1ノルムを選択することである。L1ノルムは、可能性のある外れ値に追加の重み付けを割り当てない。さらに、たとえば調査対象の電子密度値の範囲にわたって、より均一に分布した誤差をもたらす相対電子密度差（比率）の誤差の残余和を減らすより一般的なアプローチを使用する代わりに、所与の誤差許容範囲を下回る絶対電子密度差の誤差の残余和を減らすことは特に有利である。したがって、これらの組織の精度は放射線計画にとって非常に重要であるため、その理由は、予測される電子密度が高い組織、たとえば骨組織に更なる重み付けに向けることにある。図2は、電子密度を予測する1次多項式の適合プロシージャが、（水中の電子密度の単位で図xxで測定される）高い電子密度の組織代替物に対してさえ、ICRU 44レポートで提供される組織代替物（円）の報告電子密度値と、それらの組織代替物の予測電子

40

50

密度値（実線）との間で良好な一致を達成することを示す。

【0055】

いくつかの実施形態では、変換方法は、所与のエネルギーペアと基礎材料ペアに対して、等式1に示される線形式の系を解くことにより、測定されるCT減衰係数から得られるCTデータセットの形で提供される分解係数を使用するが、プリパレーション方法は、所与の材料混合物のセット、例えばICRU 44レポートのすべての組織代替物に対して、分解係数を一般化予測モデル、例えば等式3のモデルへの入力として提供する手段が必要である。本発明の特定の実施形態では、これは、等式1と同様に、所与のエネルギーペア（ E_1 、 E_2 ）及び基礎材料ペアに対して線形式系を確立することにより解かれる。しかしながら、CTスキャンによって測定される減衰係数 $\mu_{x,CT}$ を、エネルギー E_1 、 E_2 における報告される組織代替物に固有の減衰係数の取得される基準値 $\mu_{i,report}$ に置き換える。この線形式系は、分解係数 c_1 、 c_2 について解かれる。しかしながら、分解係数と得られた基準減衰係数との間の他の関数関係、例えば非線形適合パラメータモデルが実装されてもよい。本発明の特定の実施形態の利点は、一般化予測モデル、例えば等式3のモデルへの入力として分解係数を提供するために使用される、選択される基礎材料ペア b_1 、 b_2 が、記録されるCTデータセットに基づく電子密度予測の際に変換方法によって使用される同じ基礎材料ペアであってもよいことである。これは、他の基礎材料の選択に関して更なるキャリブレーションプロシージャが必要ないため便利である。本発明の実施形態は、水とCaCl₂溶液を基礎材料のペアとして使用してもよい。さらに、分解係数の値に影響を与え、したがって実際のCTデータセットの予測電子密度値に影響を与える関連する測定の側面を含むため、デュアルエネルギーCTに対して、例えば組織特性ファントムにより、特性評価及び較正される基礎材料を使用することは有利である。このような効果には、X線ビームの多色スペクトルと検出器のエネルギースペクトル応答が含まれる。本発明の代替実施形態では、報告されるデータから減衰係数を得ることができる純粋な理論上の基礎材料のペアを使用することができる。これは、実験的なCT条件に厳密に一致させる必要のない数値研究において利点となる場合がある。本発明の特定の実施形態では、等式5に示される関係により、少なくとも2つのエネルギー E_1 、 E_2 での報告される組織代替物 $\mu_{i,report}$ に特有の減衰係数は、NIST XCOMデータにリストされる組織成分の表にまとめられた質量減衰係数 $\mu_{m,j}$ から、及びICRU 44レポートにリストされている組織成分のそれぞれの質量分率 ω_j から推測される。

$$\mu_{i,report}(E_k)/\rho_{avg} = \sum_j^{Nr.coeff\ tissue\ i} \omega_j \mu_{m,j} \quad (\text{等式5})$$

【0056】

本発明の実施形態について、電子密度の良好な予測精度が実験的に検証される。そのような実施形態の場合、線形電子密度予測モデル、例えば、等式3で示されるタイプのモデルが使用され、上述したプリパレーション方法の実施形態に適合する3つの自由なパラメータを有する。実験では、適合線形モデルが、2つの異なる線量レベルでGammex 467組織特性ファントムで実行される6つのデュアルエネルギーCTスキャン（250mAsで3スキャン（CTDIvol = 28.9 mGy）、500 mAsで3スキャン（CTDIvol = 57.8 mGy））から、とりわけ皮質骨、胸部、脂肪、及び肺LN300を有する合計13の組織代替物に対する電子密度推定値にデータを変換する変換方法への入力として使用される。図3乃至図6は、水の電子密度に対する、測定される電子密度と予測される電子密度と間の絶対差及び相対差に関する。電子密度の絶対差は通常、内骨、骨ミネラル、及びCaCO₃などの高電子密度組織代替物を含む、±0.5%の範囲の第1及び第3四分位を有するほとんどの組織タイプを有する水の電子密度に対して±1.5%の範囲にある。電子密度の中央値の相対的な差は、肝臓と肺を除き、通常、水の電子密度に対して±0.5%未満である。また、図5と図6との比較から、500 mAでの高線量スキャンは、250 mAの低線量のみと比較した場合、ほとんどの組織代替物の複数のスキャン繰り返しから得られるように誤差マージンを減らすことがわかる。

【 0 0 5 7 】

本発明の実施形態では、プリパレーション方法のステップを実行することにより得られた適合パラメータは、CD ROM、DVD、フロッピーディスク、USBデバイス、SDカードを含むコンピュータ可読媒体などの記憶媒体に格納されてもよい。ハードドライブ、フラッシュドライブ、DRAMなど。これらのパラメータは、マルチエネルギーCTデータセットを電子密度データセットに変換しようとするCTスキャンシステムで使用するために複製及び配布される場合がある。いくつかの実施形態では、CTスキニングシステムは、データ処理デバイス、例えばコンピュータ、コンピュータクラスタ、GPUアレイ、マイクロプロセッサ、又はFPGAを含むことができ、最初にコンピュータ可読媒体から格納される適合パラメータを読み取り、それらを前記処理デバイスによって実行される変換方法の10
入力として使用する。本発明の他の実施形態では、適合パラメータは、処理装置上で実行されるときに変換方法のステップを実行するコンピュータプログラムの一部であってもよい。そのような実施形態では、一般化モデルの適合パラメータは、インストールされるコンピュータプログラムの一部であり、いつでもそれによって取得することができる。コンピュータプログラムは、通常、電子密度画像として視覚化又は表示できる電子密度データセットを取得するために、変換方法を操作するCTスキャンハードウェアによって取得されるオンライン又はオフラインデータを受け取る。これらの画像は、後続の放射線治療計画システム又はイオン阻止能計算への入力として使用できる。本発明の他の実施形態では、20
処理装置は、ネットワークリンクを介した送信信号としてプリパレーション方法、CTデータセット、又はその両方の格納される適合パラメータ値を受信し、その後、CTデータセットを電子密度データセットに変換して、前記コンピュータにインストールされるか、又は前記ネットワークリンクを介して受信される変換方法の命令を実行する。

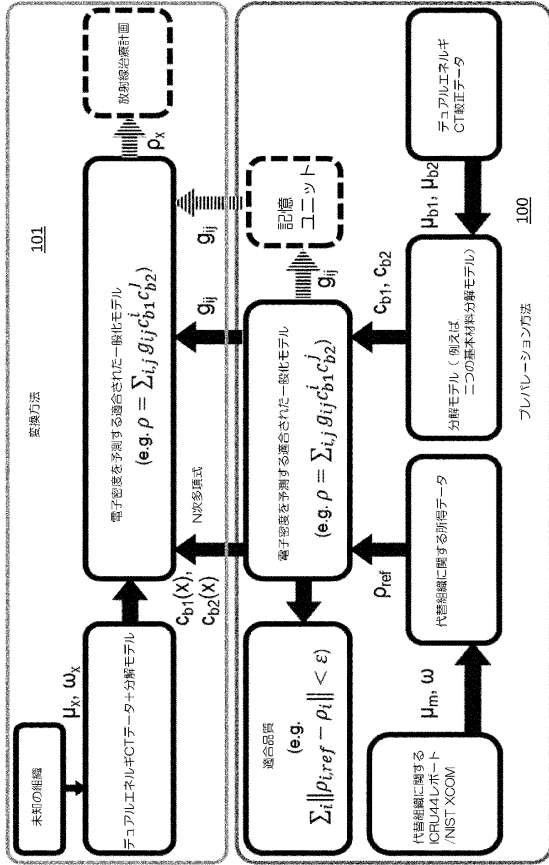
【 0 0 5 8 】

図面及び前述の説明において本発明を詳細に例示及び説明してきたが、そのような例示及び説明は例示的又は例証的であり、限定的ではないと見なされるべきである。前述の説明は、本発明の特定の実施形態を詳述している。しかしながら、前述の内容がテキストにどの程度詳細に記載されていても、本発明は多くの方法で実施できることが理解されよう。本発明は、開示される実施形態に限定されない。

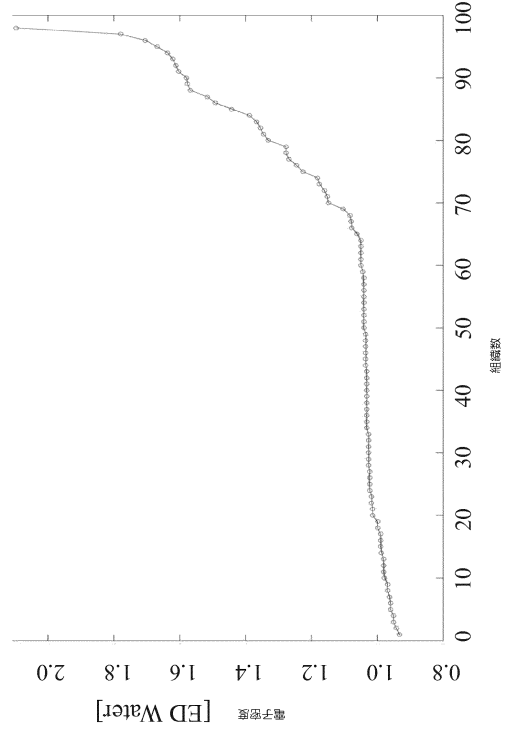
【 0 0 5 9 】

開示される実施形態に対する他の変形は、図面、開示及び添付の特許請求の範囲の検討から、請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、達成され得る。請求項において、「含む」という語は他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除外しない。30

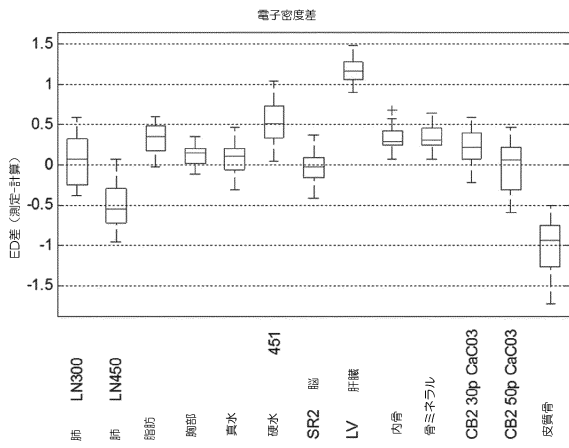
【 図 1 】



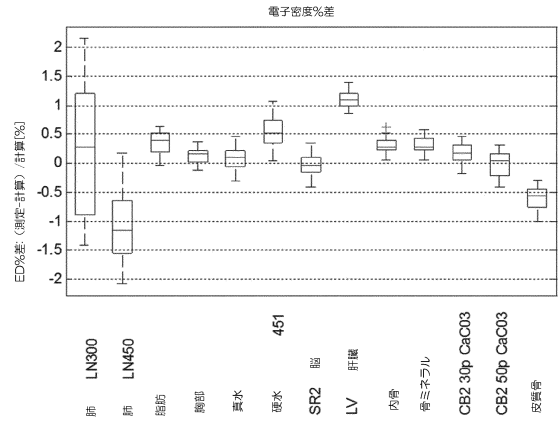
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

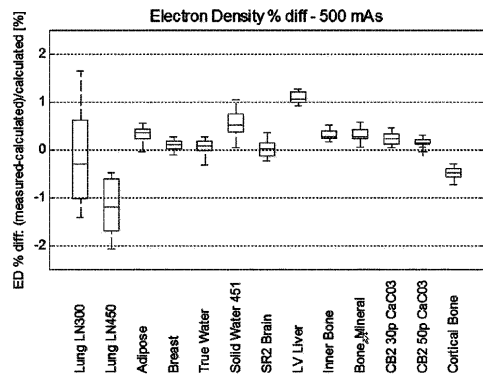


FIG. 5

【 6 】

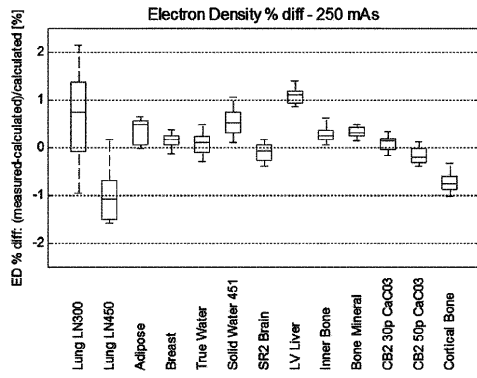


FIG. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 シャピラ ナダヴ ハナン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 アルトマン アミアズ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ヤギル ヨード
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 相川 俊

- (56)参考文献 特開2009-261942(JP, A)
特開昭53-017291(JP, A)
国際公開第2016/147844(WO, A1)
米国特許出願公開第2009/0080597(US, A1)
HAN, Dong, "A linear, separable two-parameter model for dual energy CT imaging of proton stopping power computation", Medical physics, 2016年 1月 8日, Vol.43, No. 1, p.600-612

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4