

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-192808
(P2017-192808A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

| | | |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 3 0 B | 4 C 0 9 3 |
| | A 6 1 B 6/03 3 7 1 | |

審査請求 有 請求項の数 12 O L 外国語出願 (全 26 頁)

| | | | |
|--------------|-----------------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2017-148949 (P2017-148949) | (71) 出願人 | 515051397 ベイヤー ヘルスケア、エルエルシー アメリカ合衆国、07981 ニュージャ ージー州、ホイッパニー、100 ベイヤ ー ブルバード |
| (22) 出願日 | 平成29年8月1日(2017.8.1) | (74) 代理人 | 100108453 弁理士 村山 靖彦 |
| (62) 分割の表示 | 特願2016-76411 (P2016-76411) の分割 | (74) 代理人 | 100110364 弁理士 実広 信哉 |
| 原出願日 | 平成23年12月8日(2011.12.8) | (74) 代理人 | 100133400 弁理士 阿部 達彦 |
| (31) 優先権主張番号 | 61/420,834 | | |
| (32) 優先日 | 平成22年12月8日(2010.12.8) | | |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用撮像スキャンに起因する患者の放射線量を予測するための適切なモデルの作成

(57) 【要約】

【課題】個人に対応する撮像モデルの作成するためのアプローチを対象とする。

【解決手段】コンピュータ断層撮影(CT)スキャンの間の患者の放射線暴露を予測するための技術が開示されている。さらに具体的には、本発明の実施形態は、このような予測をするために使用する適切な患者モデルを作成するための効率的なアプローチ、複数シミュレーションの結果を補間することによって患者線量を予測するためのアプローチ、および複数のCTスキャン提供者が利用可能な線量予測サービスをホストするサービス提供者のためのアプローチを提供する。

【選択図】 図 1

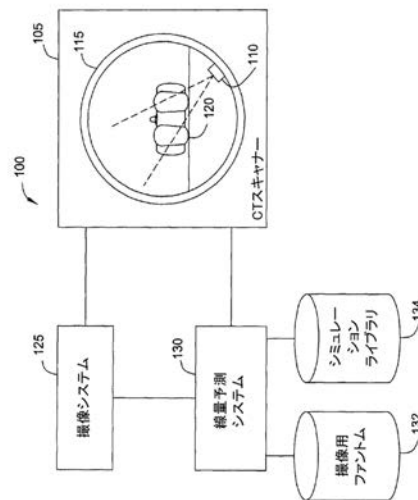


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第1の個人に対応する撮像モデルを作成するためのコンピュータ実施方法であって、撮像スキャンを受ける前記第1の個人に関する初期数学ファントムを選択するステップであって、前記選択するステップは、前記第1の個人の年齢および性別に基づく、ステップと、

前記第1の個人の1つまたは複数のスカウト画像を受信するステップと、

前記初期数学ファントムにうまく一致する、体の幾何学的形状、サイズ、および位置を有するローカライザー画像の参照セットを複数の個人から得られた画像から選択するステップと、

前記ローカライザー画像のうちの少なくとも1つと前記第1の個人の前記スカウト画像のうちの少なくとも1つとの間の変換を決定するステップと、

前記変換に基づいて前記初期数学ファントムを変形させるステップであって、前記変換によりもたらされる変形された数学ファントムは、前記第1の個人のサイズ、形状、および臓器の位置によりよく一致する、ステップとを含む、コンピュータ実施方法。

10

【請求項 2】

前記ローカライザー画像のうちの少なくとも1つと前記第1の個人の前記スカウト画像のうちの少なくとも1つとの間の変換を決定するステップは、前記ローカライザー画像のうちの1つにある点のセットを個人の前記スカウト画像のうちの1つにある対応する点のセットにマップする画像登録処理を実行するステップを含む、請求項1に記載のコンピュータ実施方法。

20

【請求項 3】

前記撮像スキャンは、CTスキャン装置によって実行されるコンピュータ断層撮影(CT)スキャンである、請求項1に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 4】

前記撮像スキャンおよび前記第1の個人の前記CTスキャンを実行するために使用される前記CTスキャン装置を表すパラメーターのセットを受信するステップと、

1人または複数の第2の個人に対応する放射線量吸収を予測するために事前に完了した複数のシミュレーションを含むシミュレーションライブラリにアクセスするステップと、

前記1人または複数の第2の個人に対応する前記放射線量吸収を予測するために事前に完了した複数のシミュレーションを評価するステップと、

30

前記受信したパラメーターのセットに指定された許容範囲尺度内で一致するパラメーターのセットおよび前記変形された数学ファントムを有する、前記シミュレーションライブラリ内の前記事前に完了した複数のシミュレーションのうちの1つについての、前記評価に基づいた、リアルタイム検索を提供するステップと、

前記シミュレーションライブラリ内で検索された前記事前に完了した複数のシミュレーションのうちの1つに関連付けられた放射線量吸収の前記予測を前記第1の個人によって吸収される放射線量の前記予測として決定するステップとをさらに含む、請求項3に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 5】

40

前記第1の個人によって吸収される放射線量の前記予測は、前記第1の個人の1つまたは複数の臓器に関する臓器吸収線量の予測を提供する、請求項4に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 6】

前記シミュレーションライブラリに前記パラメーターのセットおよび前記第1の個人によって吸収される放射線量の前記予測を記憶するステップをさらに含む、請求項4に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 7】

前記第1の個人の1つまたは複数のスカウト画像を受信するステップは、

前記CTスキャン装置を使用して、前記CTスキャンを実行することに先立って、前記第1

50

の個人の二次元(2D)投影を捕獲するステップを含む、請求項3に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項8】

前記初期数学ファントムは、不均一有理スプライン(NURBs)のセットを含む、請求項1に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項9】

前記ローカライザー画像のうちの少なくとも1つを、前記第1の個人が受けた前記撮像スキャンに示されている領域中の前記初期数学ファントムと前記ローカライザー画像との決定された類似性に基づいて、選択するステップであって、前記変換は、前記選択されたローカライザー画像と前記第1の個人の前記スカウト画像のうちの少なくとも1つとの間で決定される、ステップをさらに含む、請求項1に記載のコンピュータ実施方法。

10

【請求項10】

前記撮像スキャンおよび前記第1の個人の前記CTスキャンを実行するために使用される前記CTスキャン装置を表すパラメータのセットを受信するステップと、

1人または複数の第2の個人に対応する放射線量吸収を予測するために事前に完了した複数のシミュレーションを含むシミュレーションライブラリにアクセスするステップと、

前記1人または複数の第2の個人に対応する前記放射線量吸収を予測するために事前に完了した複数のシミュレーションを評価するステップと、

指定された許容範囲尺度内で前記受信したパラメータのセットおよび前記変形された数学ファントムに前記事前に完了した複数のシミュレーションの2つ以上が一致していると、前記評価に基づいて、決定した場合には、前記撮像スキャンを受けている前記第1の個人によって吸収される放射線量の前記予測を決定するために、前記2つ以上のシミュレーションの放射線量の前記予測を補間するステップと

20

指定された許容範囲尺度内で前記受信したパラメータのセットおよび前記変形された数学ファントムに一致する少なくとも2つのシミュレーションを前記複数のシミュレーションが含んでいないと、前記評価に基づいて、決定した場合には、

前記変形された数学ファントムおよび前記受信したパラメータのセットを使用して前記撮像スキャンのシミュレーションを実施するステップと、

前記撮像スキャンの実施の結果として前記個人によって吸収される放射線の量を、前記シミュレーションに基づいて、予測するステップと、

30

前記実施されたシミュレーションを前記シミュレーションライブラリに追加するステップと

をさらに含む、請求項3に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項11】

プロセッサと、

第1の個人に対応する撮像モデルを作成するための演算を実行するように構成されるアプリケーションプログラムを記憶するメモリとを備え、前記演算は、

撮像スキャンを受ける前記第1の個人に関する初期数学ファントムを選択するステップであって、前記選択するステップは、前記第1の個人の年齢および性別に基づく、ステップと、

40

前記第1の個人の1つまたは複数のスカウト画像を受信するステップと、

前記初期数学ファントムにうまく一致する、体の幾何学的形状、サイズ、および位置を有するローカライザー画像の参照セットを複数の個人から得られた画像から選択するステップと、

前記ローカライザー画像のうちの少なくとも1つと前記第1の個人の前記スカウト画像のうちの少なくとも1つとの間の変換を決定するステップと、

前記変換に基づいて前記初期数学ファントムを変形させるステップであって、前記変換によりもたらされる変形された数学ファントムは、前記第1の個人のサイズ、形状、および臓器の位置によりよく一致する、ステップと

を含む、システム。

50

【請求項 1 2】

プロセッサによって実行されると第1の個人に対応する撮像モデルを作成するための演算を実行する、1つまたは複数のアプリケーションプログラムを記憶する非一時的コンピュータ可読記憶媒体であって、前記演算は、

撮像スキャンを受ける前記第1の個人に関する初期数学ファントムを選択するステップであって、前記選択するステップは、前記第1の個人の年齢および性別に基づく、ステップと、

前記第1の個人の1つまたは複数のスカウト画像を受信するステップと、

前記初期数学ファントムにうまく一致する、体の幾何学的形状、サイズ、および位置を有するローカライザー画像の参照セットを複数の個人から得られた画像から選択するステップと、

前記ローカライザー画像のうちの少なくとも1つと前記第1の個人の前記スカウト画像のうちの少なくとも1つとの間の変換を決定するステップと、

前記変換に基づいて前記初期数学ファントムを変形させるステップであって、前記変換によりもたらされる変形された数学ファントムは、前記第1の個人のサイズ、形状、および臓器の位置によりよく一致する、ステップを含む、非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、一般的に、コンピューター断層撮影（CT）スキャンの間の患者の放射線暴露を予測するためのアプローチを対象とする。

【背景技術】

【0002】

周知のとおり、CTスキャンシステムは、電離放射線（X線）を使用して、組織、臓器および体内の他の構造の画像を生成する。CTスキャンから生じるX線データは、コンピュータ表示スクリーン上の画像に変換されうる。例えば、CTスキャンは、患者の体のスキャン部分に対応する三次元（3D）ボリュームを作成するために使用されるデータの集積物を提供する。3Dボリュームは次に、体組織の画像を作成するために、患者の体の軸に沿って小さい間隔でスライスされる。このようなスライスは、撮像される組織または構造に応じて、側面および横断スライスの両方（ならびに他のスライス）を含みうる。

【0003】

医療用撮像のためのCTスキャンおよび電離放射線の使用は、過去10年間に飛躍的に増加した。また、CTスキャンなどの近代技術は、従来のX線撮像よりもはるかに詳細で貴重な診断情報を提供する。ところが同時に、患者はかなり大量の放射線に暴露される。例えば、典型的な胸部CTは、CTスキャンシステムの電圧および電流、手順を実施するために従うプロトコル、およびスキャンされる患者のサイズと形状によっては、従来の胸部X線の100～250倍の線量に患者を暴露させる。

【0004】

CTスキャンの使用（および結果生じる放射線への暴露）の増加にもかかわらず、手順の間に患者が暴露される放射線量、また重要な事には、数多くの手順にわたっての累積線量は、一人の患者に対して定期的に追跡されるパラメーターではなく、またこれらのパラメーターは患者の医療記録の容易にアクセスできる部分でもない。これは一部分において、体内の臓器および組織によって吸収される放射線量は、CT検査の一部として生きている患者で直接は測定することができず、死体から得られる結果はより正確ではあるが、生体組織の線量吸収にあまりよくは対応しないためである。

【0005】

同様に、現在使用される線量予測のためのアプローチも、不正確な結果を提供する。例えば、一つのアプローチは、所定の患者を表すために、限定された数の身体撮像用ファントムに頼ることである。ところが、利用可能な撮像用ファントムは、CTスキャンを受け

10

20

30

40

50

る個人集団における人々のサイズおよび体重の幅広いばらつきを適切に表わさない。結果として、線量が少しでも予測される例の大部分で現在行なわれているのは、シングルポイント表面測定である。ところが、シングルポイント線量がどこで測定されるかによっては、これは質が低くばらつきのある大きな結果をもたらす。より一般的には、放射線暴露の表面測定は、体内の組織、臓器および構造に対する実際の吸収の正確な測定を提供しない。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態は、コンピュータ断層撮影（CT）スキャン中の患者の放射線暴露を予測するための技術を提供する。一つの実施形態は、個人に対応する撮像モデルの作成のためのコンピュータ実施方法を含む。この方法は、一般的に、画像スキャンを受ける個人のために初期撮像用ファントムを選択すること（撮像用ファントムは一つ以上の関連ローカライザ画像を持つ）および個人の一つ以上のスカウト画像を受信することを含みうる。この方法は、撮像用ファントムに関連する一つ以上のローカライザ画像の間の変換を決定すること、および変換に基づいて初期撮像用ファントムを変形させることをさらに含みうる。

10

【0007】

特定の実施形態では、撮像スキャンは、コンピュータ断層撮影（CT）スキャンであり、その他の場合では、撮像スキャンはX線透視スキャン、PETスキャン、血管造影スキャンなどである。この方法は、撮像スキャンおよびCTスキャンを実施するために使用されているCTスキャン装置を説明する一式のパラメータを受信すること、変形された撮像用ファントムおよび受信した一式のパラメータを使用して撮像スキャンをシミュレーションすること、およびシミュレーションに基づいて、撮像スキャンの実施の結果として個人によって吸収される放射線量を予測することをさらに含みうる。特定の実施形態では、シミュレーションはモンテカルロ・シミュレーションである。

20

【0008】

別の実施形態は、個人に対応する撮像モデルの作成のための方法を含む。この方法は、コンピュータ断層撮影を受けている個人に対して初期撮像用ファントムを選択すること、およびその個人に関連する参照CTスキャンを分割して、参照CTスキャンに存在するその個人の複数の解剖学的ランドマークの三次元（3D）ボリュームを特定することを、一般的に含みうる。この方法は、分割された参照CTスキャンの特定された一つ以上の解剖学的ランドマークを、初期撮像用ファントムの対応する解剖学的ランドマークに一致させること、および一致させた解剖学的ランドマークに基づいて初期撮像用ファントムを変形させることも含みうる。

30

【0009】

追加的実施形態は、プロセッサ上で実行された時に上述の方法を実施するアプリケーションを保存しているコンピュータ可読記憶媒体、ならびにプロセッサを持つシステムおよび、プロセッサ上で実行された時に上述の方法を実施する企業情報資産管理アプリケーションプログラムを保存しているメモリを含む。

【図面の簡単な説明】

【0010】

上述の態様が達成される方法は、詳細に理解することができ、上記に簡単に要約した本発明の実施形態のより具体的な説明は、添付図面を参照することによって行なわれうる。ところが、添付図面は典型的な実施形態発明のみを例示し、したがって、本発明は他の同様に効果的な実施形態を認めうることから、その範囲を制限しないことに注意すべきである。

40

【図1】図1は、本発明の一つの実施形態による、CTスキャンシステムおよび、患者放射線量の予測を提供するように構成された関連コンピューティングシステムの例を図解する。

【図2】図2は、一つの実施形態による、CTスキャンデータを取得するために使用される撮像システムの例を図解する。

50

【図 3】図 3 は、一つの実施形態による、累積患者放射線量の予測および追跡に使用される線量予測システムの例を図解する。

【図 4】図 4 は、一つの実施形態による、CT スキャンから生じる患者の放射線量を予測するのに適切なモデルを作成するための方法を図解する。

【図 5 A】図 5 A は、一つの実施形態による、変形可能ファントムを表す例示画像を図解する。

【図 5 B】図 5 B は、一つの実施形態による、図 5 A で示されたファントムに対応する人体の一部の二次元 (2D) 参照画像の例を図解する。

【図 6】図 6 は、一つの実施形態による、CT スキャンから生じる患者の放射線量を予測するのに適切なモデルを作成するための別の方法を図解する。

【図 7】図 7 は、一つの実施形態による、患者の対応する CT スライスに重ね合わせたファントムのスライスの例を図解する。

【図 8】図 8 は、一つの実施形態による、患者の対応する横断 CT スライスに重ね合わせた撮像用ファントムの横断スライスの例を図解する。

【図 9】図 9 は、一つの実施形態による、CT 画像分割および撮像用ファントムの臓器ボリュームの変位の例を図解する。

【図 10】図 10 は、一つの実施形態による、複数 CT スキャン提供者に対して患者線量予測を提供するための線量予測サービスの方法を図解する。

【図 11】図 11 は、一つの実施形態による、複数の CT スキャン提供者をサポートするように構成された患者線量予測サービスシステムのコンピューティングインフラの例を図解する。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明の実施形態は、一般的に、コンピューター断層撮影 (CT) スキャン中の患者の放射線暴露を予測するためのアプローチを対象とする。さらに具体的には、本発明の実施形態は、このような予測をするために使用する適切な患者モデルを作成するための効率的なアプローチ、複数シミュレーションの結果を補間することによって患者線量を予測するためのアプローチ、および複数の CT スキャン提供者が利用可能な線量予測サービスをホストするサービス提供者のためのアプローチを提供する。下記に詳述されるように、線量管理システムは、モダリティにまたがる放射線量を追跡し、意味があり簡単に理解できるフォーマットで医師に情報を提示するための単一システムを提供する。診断的撮像試験を指示する際の累積線量の日常的考慮は、より情報に基づいた決定プロセスにつながり、究極的には患者の安全とケアに利益をもたらす。

【0012】

一つの実施形態では、CT スキャンを受けている所定の患者のモデル化をするために仮想撮像用ファントムが作成される。仮想撮像用ファントムは、CT スキャンの放射線にさらされている患者のサイズ、形状、および/または臓器の位置をより良く一致させるように既存の数学ファントムを変形させることによって作成される。初めに、例えば、患者の年齢および性別に基づいて数学ファントムを選択しうる。その患者のスカウト画像ローカライザーを分析することで得られる変換を使用して選択された数学ファントムを変形させることにより、患者個別の幾何学的形状を達成しうる。この文脈では、当業者であれば理解できるように、「ローカライザー」とは患者の 2D 画像投射 (典型的には前面/後面 X 線画像および/または側部 X 線画像) を一般的にさす。このようなアプローチでは、選択された数学ファントムは、それ自体のローカライザー画像一組を持ちうる。所定の仮想ファントムに対する参照画像は、そのファントムの幾何学的形状、サイズおよび位置 (例えば、腕を上げているか体側につけているか) に一致するように選択され、複数の個人から得られた画像から選択されうる。

【0013】

次に画像登録技術を使用して、患者のローカライザー画像の点を、仮想ファントムに関連する参照画像の点にマップする。こうすることで、その患者の幾何学的形状によりうまく

10

20

30

40

50

く一致するように仮想ファントムを変形させるために使用できる一連の変換がもたらされる。類似のアプローチは、ファントムに対して3Dデータ（選択されたCTスキャン）の参照セットを使用すること、および3D画像登録技術を使用して所定の患者のCTスキャンの点を、所定のファントムに関連する参照CTスキャンの点にマップすることを伴う。

【0014】

同様に、患者のCTスキャンの関心臓器、組織、または構造に対応するCTスキャン中の3Dボリュームを特定するために、画像分割を使用しうる。3Dボリュームは境界ボックス、または臓器などを表すと考えられるさらに正確な3Dボリュームでありうる。一旦特定されると、ファントム中の臓器の位置と患者のCTスキャンの対応位置との間で、変位が決定される。（2D/3D画像登録技術でのように）個別の画像点を対象とする代わりに、画像分割アプローチは、仮想ファントムおよび所定の患者からの変換を決定するために、データ点としてCT画像からのより大きな3Dボリュームを使用することにより機能する。

10

【0015】

これらのそれぞれの例では、結果得られるハイブリッドファントムは、無修正ファントムだけよりも、線量シミュレーションに使用するための特定の患者についてはるかに正確な数学的表現を提供する。一旦、変換が決定されたら、ハイブリッド仮想ファントムを使用して、患者に対する所定のCT手順をシミュレートしうる。例えば、仮想ファントムの臓器吸収線量を予測するために、良く知られたモンテカルロ・シミュレーション技術が開発されている。このようなシミュレーション技術は、臓器吸収線量の正確な予測値を計算するために、（所定の患者に対する変換後として）仮想ファントムに加えて、CTスキャナーモデルおよび実行される手順に関連する多くの設定を使用する。例えば、CTスキャナーは、kVp（すなわちピーク管電圧）、X線発生装置ターゲット角、ファン角度、コリメーション、スライスの厚さ、焦点から軸までの距離、平坦フィルター（材料および厚さ）、およびビーム成形フィルター（材料および幾何学的形状）を使用してモデル化できる。もちろん、これら（および他のパラメーター）は、特定の例のニーズに合わせるために、利用可能である場合または必要に応じて選択されうる。

20

【0016】

ところが、モンテカルロ・シミュレーションを使用した臓器吸収臓器線量の予測は、実際のCTスキャンを実施するのに必要な時間よりはるかに長い、かなりの量の計算時間を必要とすることがある。多くの撮像施設でのCTスキャンの高い利用度を考えると、合計累積線量の予測が所定の最大値を超えない場合は、この遅れは扱いやすいものではない。所定の手順を実行する前に予測が使用されない場合であっても、患者線量の予測が、手順を行なうのに必要な時間と比較的同じ時間で決定できない限り、シミュレーションが実施されている現在のスキャンからますます遅れるので、所定のスキャンシステムに対する線量予測の記録を維持することは厄介となる。この問題は、複数の撮像施設に対してクラウドで線量予測サービスを主催しているSaaS提供者にとっては飛躍的に大きくなる。

30

【0017】

従って、一つの実施形態では、所定の手順に対して決定される患者線量の予測は、2つ（またはそれ以上の）過去に完了されたシミュレーションの間で補間することによって生成されうる。「近い」シミュレーションが利用できない場合は、次にハイブリッド仮想ファントム、CTスキャナーおよび手順データを、実施する完全モンテカルロ・シミュレーションの待ち行列に加える。時間と共に、シミュレーションの大きなライブラリにより、手順がスケジュールされ実施される時にリアルタイムで線量予測を提供することが可能となる。こうすることにより、所定の患者の累積線量を捕獲すること、および累積線量限度を観察することができる。

40

【0018】

さらに、一つの実施形態では、線量予測を実施し、計算されたシミュレーションのライブラリを維持し、モンテカルロ・シミュレーションを実行するために、サービスとしてのソフトウェア（SaaS）またはクラウド提供者モデルを使用しうる。このような場合、

50

CTスキャン提供者は、SaaS提供者に所定のCT手順のパラメータを提供しうる。例えば、選択された仮想ファントム、ならびに特定の個人およびCT手順の実施に使用される機器およびプロトコルに合わせたハイブリッドファントムを作成するために使用する変換を、SaaS提供者に提供するために、撮像センターのクライアントソフトウェア（または安全なウェブベースのポータルでも）を使用しうる。一旦受け取られると、サービス提供者は、ライブラリから適切なシミュレーションを選択して補間し、患者臓器吸収線量の予測を撮像センターに返送できる。

【0019】

重要な点は、SaaS提供者は、CTスキャンを受ける所定の個人または患者についての実際の識別情報を受信する必要がないということである。代わりに、SaaS提供者は、仮想ファントムおよびCTシステム/手順に関連する情報のみを受信する。結果として、サービス提供者の業務は、個人健康情報のプライバシーに関連するさまざまな法律および/または規則の順守を必要としない可能性がある。さらに、複数の撮像センターに対して線量予測を提供することにより、結果得られるシミュレーションライブラリは、単一撮像センターで実施されたスキャン手順のみから作成されたシミュレーションライブラリよりも、より多様化し、補間のための候補を見つけられる可能性はるかに高くなる。またさらに、シミュレーションライブラリおよびモンテカルロ・シミュレーションの中央化により、クラウドベースのサービスを使用してすべての撮像センターで共有されるファントム、モンテカルロ・シミュレーション・エンジン、および補間技術の改善が可能となる。最後に、このアプローチでは、累積線量を特定の患者に結びつける情報の維持を撮像センターに任せる。そのため実際の患者データが、それぞれの個別提供者にとどまることが可能となる。同時に、もちろんSaaS提供者は、例えば、digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)、Picture Archiving and Communication Systems (PACS)、Health Level Seven International (HL7) 基準、ICD-9、ICD-10 診断および手順コードなどを含む、画像・データ交換のためのさまざまな標準プロトコルを使用して、撮像センターと通信しうる。

【0020】

さらに、以下の記述は本発明の実施形態を参照する。ところが、本発明は特定の記述実施形態によって制限されないことが理解されるべきである。その代わりに、異なる実施形態に関連しているかどうかに関わらず、以下の機能および要素の任意の組み合わせが、本発明の実施および実践のために企図される。さらに、本発明の実施形態は、他の可能な解決策および/または従来技術を超える利点を達成しうるが、特定の利点が所定の実施形態によって達成されるかどうかは、本発明を制限しない。従って、以下の態様、機能、実施形態および利点は例示のみであり、請求項で明示的に記述されている場合を除いて、添付請求項の要素または制限とは見なされない。同様に、「本発明」への言及は、本明細書に開示された任意の発明主題の一般化として解釈されないものとし、請求項で明示的に記述されている場合を除いて、添付請求項の要素または制限とは見なされないものとする。

【0021】

当業者であれば理解できるように、本発明の態様は、システム、方法またはコンピュータプログラム製品として具現化されうる。従って、本発明の態様は、完全なハードウェア実施形態、完全なソフトウェア実施形態（ファームウェア、レジデントソフトウェア、マイクロコードなどを含む）またはソフトウェアとハードウェア態様を組み合わせた実施形態の形態を取ることがあり、これらはすべて一般的に本明細書では「回路」、「モジュール」または「システム」として言及されうる。さらに、本発明の態様は、その上にコンピュータ可読プログラムコードを持つ一つ以上のコンピュータ可読媒体に具現化されているコンピュータプログラム製品の形態を取りうる。

【0022】

一つ以上のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせを利用しうる。コンピュータ可読

10

20

30

40

50

媒体は、コンピュータ可読信号媒体またはコンピュータ可読記憶媒体でありうる。コンピュータ可読記憶媒体は、例えば、電子的、磁氣的、光学的、電磁氣的、赤外、または半導体システム、機器または装置、または前述の任意の適切な組み合わせでありうるが、これに限定されない。コンピュータ可読記憶媒体のさらに具体的な例は、一つ以上のワイヤーを持つ電氣的接続、ポータブルコンピュータディスク、ハードディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読み出し専用メモリ(ROM)、消去可能PROM(EPROMまたはフラッシュメモリ)、光ファイバー、ポータブルコンパクトディスク読み出し専用メモリ(CD-ROM)、光記憶装置、磁気記憶装置、または前述の任意の適切な組み合わせを含みうる。本文書の文脈では、コンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、機器または装置によって、またはこれと関連して使用するためのプログラムを含むまたは保管できる任意の有形媒体でありうる。

10

【0023】

図のフローチャートおよびブロック図は、本発明のさまざまな実施形態による、システム、方法およびコンピュータプログラム製品の可能な実施のアーキテクチャ、機能性および動作を図解する。この点で、フローチャートまたはブロック図の各ブロックは、モジュール、コードのセグメントまたは部分を表す場合があり、これは指定された論理機能を実施するための一つ以上の実行可能命令を含む。一部の代替的实施では、ブロックに記述された機能は、図に記述の順序とは異なる順序で起こりうる。例えば、連続して示される2つのブロックは、関与する機能性に依りて、実際は実質的に同時に実行されたり、またはブロックは時には逆の順序で実行されうる。ブロック図および/またはフローチャート図解の各ブロック、およびブロック図および/またはフローチャート図解のブロックの組み合わせは、指定された機能または動作を実施する特殊目的のハードウェアベースのシステム、または特殊目的のハードウェアとコンピュータ命令の組み合わせによって実行できる。

20

【0024】

本発明の実施形態は、クラウドコンピューティングインフラを通してエンドユーザーに提供されうる。クラウドコンピューティングとは、一般的に、ネットワーク上のサービスとしての拡張可能なコンピューティング資源の提供をさす。さらに正式には、クラウドコンピューティングは、コンピューティング資源とその基本的技術アーキテクチャ(例えば、サーバ、ストレージ、ネットワーク)の間の抽象化を提供するコンピューティング能力として定義することができ、最小の管理努力またはサービス提供者の相互作用で迅速に提供およびリリースできる設定可能なコンピューティング資源の共用プールへの、便利でオンデマンドのネットワークアクセスを可能にする。従って、クラウドコンピューティングは、コンピューティング資源を提供するために使用される基本的物理的システム(またはこれらのシステムの所在地)を考慮せずに、ユーザーが、「クラウド」中の仮想コンピューティング資源(例えば、ストレージ、データ、アプリケーションおよび完全な仮想化コンピューティングシステムでも)にアクセスすることを可能にする。

30

【0025】

典型的には、クラウドコンピューティング資源は利用回数制料金でユーザーに提供され、ユーザーは実際に使用したコンピューティング資源(例えば、ユーザーによって消費されたストレージスペースの量またはユーザーによって作成された仮想化システムの数)に対してのみ請求される。ユーザーは、クラウドにある任意の資源にいつでも、インターネット上のどこからでもアクセスできる。本発明の文脈では、サービス提供者は、予測および報告の両方の視点における患者の予測を撮像センターに提供しうる。例えば、仮想ファントムおよびCTデータをクラウドベースの提供者に提出するために、線量予測インターフェースを使用しうる。

40

【0026】

図のフローチャートおよびブロック図は、本発明のさまざまな実施形態による、システム、方法およびコンピュータプログラム製品の可能な実施の構造、機能性および動作を図解する。この点で、フローチャートまたはブロック図の各ブロックは、モジュール、コー

50

ドのセグメントまたは部分を表す場合があり、これは指定された論理機能を実施するための一つ以上の実行可能命令を含む。一部の代替的实施では、ブロックに記述された機能は、図に記述の順序とは異なる順序で起こりうることに注意すべきである。例えば、連続して示される2つのブロックは、関与する機能性に依拠して、実際は実質的に同時に実行されたり、またはブロックは時には逆の順序で実行されうる。ブロック図および/またはフローチャート図解の各ブロック、およびブロック図および/またはフローチャート図解のブロックの組み合わせは、指定された機能または動作を実施する特殊目的のハードウェアベースのシステム、または特殊目的のハードウェアとコンピュータ命令の組み合わせによって実行できることに注意する。

【0027】

さらに、下記の本発明の特定の实施形態は、一式の撮像の線量予測を提供するためにクライアントサーバ・アーキテクチャを使用するコンピュータ断層撮影CTスキャンの特定の例に依存する。ところが、当然ながら、本明細書に記述された技術は、画像検査法（例えば、PETスキャン、従来のX線撮像、および蛍光透視法および血管造影法など）の一部として限定された放射線に個人を暴露することに頼るその他の医療撮像技術との使用のために適合されうる。

【0028】

図1は、本発明の一つの实施形態による、CTスキャン環境100および、患者放射線量の予測を提供するように構成された関連コンピューティングシステムの例を図解する。図示のとおり、CTスキャン環境100は、CTスキャンシステム105、撮像システム125、および線量予測システム130を含む。さらに、線量予測システム130は、撮像用ファントム132およびシミュレーションライブラリ134のデータベースを含む。

【0029】

周知のように、CTスキャナー105は、被験者120にX線源110からのX線を照射するために使用される装置を提供する。X線源110から放射されるX線は、X線が通過する物質の密度およびタイプに応じて、被験者120の組織、臓器および構造を異なる割合で通過する（この一部はこのような組織、臓器および構造によって吸収される）。リング115と共に配置されるセンサーが、被験者120を通過する放射線量を検出する。結果得られるセンサー情報は、撮像システム125に渡される。撮像システム125は、CTスキャナーから取得されたセンサーデータから画像を受信、保管、作成するように構成されたコンピューティング装置を提供する。

【0030】

撮像システム125は、オペレーターが所定のCT手順を行うことに加えて、CTスキャンの実行から得られたデータを受信することを可能にする。例えば、撮像システム125は、線源110から放射されたX線をブロックする能力に基づいて、さまざまな体の構造に「窓」を設けるように構成されうる。CTスキャン画像（しばしば「スライス」と呼ばれる）は、典型的には軸または横断面に対して、体の長軸に垂直になされる。ところが、CTスキャナー105は、撮像データをさまざまな平面に、または構造のボリューム（3D）表現として再フォーマットすることを可能にしうる。CTスキャンが一旦実施されたら、CTスキャナー105によって作成された撮像データは保存することができ、結果得られるスキャン画像を再検討または他の方法で評価することが可能となる。一つの实施形態では、撮像データは、良く知られているDICOM基準を使用してフォーマットされ、PACSリポジトリに保存される。

【0031】

一つの实施形態では、線量予測システム130は、コンピューティングシステムおよび、所定のCTスキャンを受けている所定の患者に対する患者吸収線量を予測するように構成されたソフトウェアアプリケーションを提供する。このような予測は、予測的意味（すなわち、スキャンを実施する前）で行なわれるが、事後にも行なわれうる。

【0032】

予測例では、線量予測システム130は、CTスキャンを行なう前に患者線量の予測を

10

20

30

40

50

提供しうる。さらに一つの実施形態では、線量予測システム 130 は、設定可能閾値に基づいて、自動的にアラートを生成するように構成されうる。アラートの生成に対する基準は、所定の患者または手順についての年齢、性別、ICD9 / ICD10 コード化、および他の情報（例えば、指定された累積線量限度）を考慮できる規則エンジンを使用しうる。より一般的には、線量閾値は、線量モニタリングに対する任意の法的、制度的、または治療要件を反映するために十分なほど柔軟でありうる。一つの実施形態では、結果得られる線量予測は、撮像センター、病院、または他の提供者によって維持される患者の医療記録 / 履歴の一部として保存されうる。

【0033】

さらに、線量閾値は、適切な医師に送られるインシデント・レポートを作成するために随意に使用されうる。インシデント・レポートは、手順の説明および規則または閾値を超える線量予測に加えて、医師の介入または決断に対する背景を提供するために必要な補足情報を含みうる。一つの実施形態では、このようなレポートは、カスタマイズ可能な XML テンプレートを使用して印刷 / 電子メール送信されうる。

10

【0034】

撮像用ファントム 132 は、ヒト組織、臓器、構造などの部分の一般に認められた数学的モデルを提供しうる。例えば、撮像用ファントム 132 は、人体（またはその一部）の三次元（3D）モデルを作成するために使用される一式の不均一有理スプライン（NURBS）を提供しうる。または、撮像用ファントムは、空間領域構成法（CSG）または他の数学的表現を使用して表現されうる。連例および性別に基づいて個人に一般的に合わせるために、異なる撮像用ファントム 132 を提供しうる。ところが、上述のように、年齢および / または性別のみに基づいて選択された撮像用ファントムの仮想幾何学的形状および体形は、CT 手順を受ける実際の人のサイズ、形状および臓器位置に対応しうる（または対応しないことがある）。従って、一つの実施形態では、線量予測システム 130 は、特定の患者によりよく合わせるために仮想ファントムを変形させるように構成されうる。仮想撮像用ファントム 122 を変形させるための実施形態例が、より詳細に以下に記述されている。

20

【0035】

特定の個人に合わせるように撮像用ファントムが一旦変形されると、線量予測システム 130 は、所定の CT スキャン手順から生じる第一の過去の線量付与量を予測するためにシミュレーションを実施しうる。例えば、一つの実施形態では、線量予測に達するために、CT スキャンパラメーター、CT 手順パラメーター、および変形ファントムを使用して、CT モンテカルロ・シミュレーションを実施しうる。ところが、他のシミュレーションも使用しうる。所定の線量予測シミュレーションの結果は、シミュレーションライブラリ 134 に保存されうる。

30

【0036】

例えば、CT スキャナーは、X 線管電流および電圧、CT スキャナーモード、kVp、X 線発生装置ターゲット角、ファン角度、コリメーション、スライスの厚さ、焦点から軸までの距離、平坦フィルター（材料および厚さ）、およびビーム成形フィルター（材料および幾何学的形状）に基づいて、シミュレーションのためにパラメーター化されうる。シミュレーションプロセスにはさまざまなアプローチが使用されうるが、一つの実施形態では、「Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an energy range 15 KeV to 300 KeV（エネルギー範囲 15 KeV ~ 300 KeV での制動放射 X 線スペクトルの計算）」 W. J. Iles, Regne Unit. National Radiological Protection Board, NRPB, 1987 に記述されているように、X 線スペクトルをモデル化するために、kVp、ターゲット角およびフィルター化が使用される。

40

【0037】

さらに、焦点から軸までの距離は、X 線源から回転軸までの距離を決定し、ファン角度

50

はビームがスライス平面上にどのくらい広がるかを決定する。もちろん、これら（および他のパラメーター）は、特定の例のニーズに合わせるために、利用可能である場合または必要に応じて選択されうる。しかし典型的には、ファントムで定義された各解剖学的領域に対して、エネルギー付与はスライスごとに保存される。CTDIvolファントムの正規化シミュレーションを各CTモデルに対して実施しうる。各解剖学的領域の塊と組み合わせられたこのスライスごとのエネルギー付与情報は、所定のスキャン領域の各領域への吸収線量を計算するために十分なものである。

【0038】

ところが、典型的には、モンテカルロ・シミュレーションは、完了するために、CTスキャンの実施そのものよりもはるかに長い処理時間を必要とする。従って、一つの実施形態では、線量予測システム130は、シミュレーションライブラリ134の2つ（またはそれ以上）のシミュレーションの間を補間することによって線量を予測する。例えば、既存の多変量散乱補間を使用して、シミュレーションデータの第一パスの患者線量を計算しうる。患者線量情報は、より適切なシミュレーションが追加されるにつれて改良される。同様に、これらのスキャナーの較正測定値および仕様が取得された際は、して新しいスキャナーモデルをシミュレーションライブラリ134に追加しうる。

10

【0039】

シミュレーションライブラリ134は、モンテカルロ・シミュレーション結果のデータベースを提供する。一つの実施形態では、シミュレーションライブラリ134は、サポートされている医療撮像スキャナー（例えば、CT、RF、XA撮像モダリティなど）の一群に対して、一式のファントムへの線量/エネルギー付与に関する情報を、個別の患者に対して供給時および変形済みの両方として保存する。一つの実施形態では、シミュレーションライブラリ134は、所定の取得パラメーター、患者の記述、およびスキャン領域を前提として、線量分布のリアルタイム検索および/または計算を提供するために使用される。

20

【0040】

述べたとおり、シミュレーションライブラリ134は、追加的モンテカルロ・シミュレーションが完了されるにつれて、経時的に自動拡張されうる。例えば、CTスキャン検査を行なうにつれて、実施のためのシミュレーションを待ち行列に追加しうる。データ点がまばらに存在する領域のシミュレーションに優先度が与えられうる。こうすることにより、補間するためのシミュレーションを特定する確率が改善される、すなわち、シミュレーションライブラリ134によって網羅されるシミュレーション「空間」が改善される。同様に、より多くのシミュレーションがシミュレーションライブラリ134で利用可能になるほど、所定の例で補間すべきシミュレーションを選択するための閾値がより厳格になり、線量予測の正確さの向上につながる。

30

【0041】

CTスキャン環境100の一部として図1には示されているが、線量予測システム130（およびファントム132とライブラリ134）は、CTスキャン環境100によって、あるいはそこからアクセスされるホストサービスとして提供されうることに注意すべきである。例えば、撮像センターは、ホスト線量予測提供者とやり取りを行なうために、撮像システム125上のクライアントインターフェース（例えば、安全なウェブポータルまたは専用クライアントアプリケーション）を使用しうる。このような実施形態の例を、図11および12に関して以下にさらに詳細に記述する。

40

【0042】

図2は、一つの実施形態による、CTスキャンデータを取得し、患者線量の予測を管理するために使用される撮像システム125の例を図解する。図示のとおり、撮像システム125は、中央処理ユニット(CPU)205、CTシステムインターフェース214、ネットワークインターフェース215、インターコネクト217、メモリ225およびストレージ230を含むがこれに限定されない。撮像システム125は、入出力装置212（例えば、キーボード、ディスプレイおよびマウス装置）を撮像システム125に接続す

50

る入出力装置インターフェース 2 1 0 も含みうる。

【 0 0 4 3 】

C P U 2 0 5 は、メモリ 2 2 5 に保存されたプログラム命令を読み出して実行する。同様に、C P U 2 0 5 は、メモリ 2 2 5 にあるアプリケーションデータを保存して読み出す。インターコネク 2 1 7 は、C P U 2 0 5、入出力装置インターフェース 2 1 0、ストレージ 2 3 0、ネットワークインターフェース 2 1 5 およびメモリ 2 2 5 間のプログラム命令およびアプリケーションの伝送を促進する。C P U 2 0 5 は、単一 C P U、複数 C P U、複数の処理コアを持つ単一 C P U などを代表するように含まれる。またメモリ 2 2 5 は、一般的に、ランダムアクセスメモリを代表するように含まれる。ストレージ 2 3 0 は、ディスク記憶装置でありうる。単一ユニットとして示されているが、ストレージ 2 3 0 は、ディスクドライブ、固体記憶装置 (S S D)、ネットワーク接続ストレージ (N A S)、またはストレージエリアネットワーク (S A N) などの、固定および / または着脱可能な記憶装置の組み合わせでありうる。さらに、ストレージ 2 3 0 (またはストレージリポジトリへの接続) は、ヘルスケア環境 (例えば P A C S レポジトリ) に関連するデータストレージのためのさまざまな基準に適合しうる。

10

【 0 0 4 4 】

図示のとおり、メモリ 2 2 0 は、撮像制御コンポーネント 2 2 2、画像記憶コンポーネント 2 2 4、および線量予測インターフェース 2 2 6 を含む。さらに、ストレージ 2 3 5、撮像プロトコル 2 3 2 およびアラーム閾値 2 3 4 を含む。撮像制御コンポーネント 2 2 2 は、撮像プロトコル 2 3 2 によって指定されるように所定の C T スキャン手順を実施するために使用されるソフトウェアアプリケーションに対応する。撮像プロトコル 2 3 2 は、一般的に、特定のスキャンモダリティーを使用して特定の C T 手順を実施するための位置、時間、および持続時間を指定する。画像記憶コンポーネント 2 2 4 は、所定の C T 手順を実施する間に派生する画像および C T データを保存するように構成されているか、またはこのような画像およびデータを保存するために適切なストレージリポジトリと相互作用するソフトウェアを提供する。例えば、C T スキャンデータは、T C P / I P 接続で (ネットワークインターフェースを介して) P A C S リポジトリへ / から送信されうる。

20

【 0 0 4 5 】

線量予測インターフェース 2 2 6 は、特定の C T 手順からもたらされうる患者線量の予測を得るために、線量予測システム 1 3 0 と相互作用するように構成されたソフトウェアコンポーネントを提供する。記述されているように、一つの実施形態では、線量予測インターフェース 2 2 6 は、C T 撮像環境の現地のシステムと相互作用しうる。ところが、代替的实施形態では、線量予測インターフェース 2 2 6 は、ホストサービス提供者と相互作用しうる。このような場合、インターフェース 2 2 6 は、患者線量の予測の請求をホストサービス提供者に送信しうる。さらに、このような請求は、撮像用ファントム、そのファントムに対する変換、および C T スキャン機器と所定の撮像スキャンに対して従うプロトコルを示しうる。いずれの場合も、予測的意味で使用される時 (すなわち、手順を実施する前)、患者線量の予測は、所定の手順が実施される前にアラームが発せられるべきかどうかを決定するためのアラーム閾値および規則と比較されうる (例えば、所定の患者、臓器または体の部分に対して、所定の手順が累積線量限度を超える (または超える可能性が高い) ことを示すアラーム)。

30

40

【 0 0 4 6 】

図 3 は、一つの実施形態による、累積患者放射線量の予測および追跡に使用される線量予測システム 1 3 0 の例を図解する。図示のとおり、線量予測システム 1 3 0 は、中央処理ユニット (C P U) 3 0 5、ネットワークインターフェース 3 1 5、インターコネク 3 2 0、メモリ 3 2 5 およびストレージ 3 3 0 を含むがこれに限定されない。線量予測システム 1 3 0 は、入出力装置 3 1 2 (例えば、キーボード、ディスプレイおよびマウス装置) を線量予測システム 1 3 0 に接続する入出力装置インターフェース 3 1 0 も含みうる。

50

【 0 0 4 7 】

C P U 2 0 5と同様、C P U 3 0 5は、単一C P U、複数C P U、複数処理コアを持つ単一C P Uなどを代表するように含まれ、メモリ3 2 5は、一般的にランダムアクセスメモリを代表するように含まれる。インターコネクト3 1 7は、C P U 3 0 5、入出力装置インターフェース3 1 0、ストレージ3 3 0、ネットワークインターフェース3 1 5およびメモリ3 2 5間でプログラム命令およびアプリケーションを伝送するために使用される。ネットワークインターフェース3 1 5は、例えば、線量予測に対する撮像システムからの請求を受信するために、通信ネットワークを介してデータを伝送するように構成される。ハードディスクドライブまたは固体（S S D）記憶ドライブなどのストレージ3 3 0は、非揮発性データを保存しうる。

10

【 0 0 4 8 】

図示のとおり、メモリ3 2 0は、線量予測ツール3 2 1を含み、これは一式のソフトウェアコンポーネントを提供する。例示的に、線量予測ツール3 2 1は、モンテカルロ・シミュレーション・コンポーネント3 2 2、シミュレーション選択コンポーネント3 2 4、画像登録/分割コンポーネント3 2 6、および線量補間コンポーネント3 2 8を含む。およびストレージ3 3 0は、撮像用ファントムデータ3 3 2、C T撮像プロトコール3 3 4およびシミュレーションライブラリ3 3 6を含む。

【 0 0 4 9 】

モンテカルロ・シミュレーション・コンポーネント3 2 2は、撮像用ファントムデータ3 2 2および特定のC T撮像機器一式および指定された撮像プロトコール3 3 4を使用したシミュレーションに基づいて、患者放射線量を予測するように構成される。述べたとおり、一つの実施形態では、撮像用ファントムデータ3 3 2は、所定の患者の身体的特徴によりよく合うように変形またはその他の方法で変換されうる。

20

【 0 0 5 0 】

画像登録/分割コンポーネント3 2 6は、そのファントムを使用してモンテカルロ・シミュレーションを実施する前に、撮像用ファントムデータ3 3 2を変形させるための変換一式を決定するように構成されうる。例えば、画像登録/分割コンポーネント3 2 6は、画像登録技術を使用して、ファントムに関連する参照またはローカライザー画像と共に、患者のスカウトローカライザー画像を評価しうる。画像登録は、2つの画像を共通座標系に整列させるプロセスである。画像登録アルゴリズムは、2つの画像の間の対応を設定するための変換一式を決定する。一旦、患者のスカウト画像とファントムの参照画像との間の変換が決定されると、ファントムを変形させるために同じ変換を使用しうる。このような変形は、患者に対応させるために、仮想ファントムの幾何学的形状を縮小拡大、平行移動および回転しうる。

30

【 0 0 5 1 】

別の実施形態では、患者の臓器、組織および解剖学的構造のサイズおよび相対的位置を特定するために、画像分割が使用される。このような場合、臓器（または他の関心構造）に対応すると考えられる幾何学的形状堆積を特定するために、患者の利用可能なC Tスキャンデータを分割しうる。例えば、一つの実施形態では、特定の臓器または構造を含むと考えられる境界ボックスを特定するために、画像分割を使用しうる。臓器または構造に対応するより確定的な3 Dボリューム領域を提供するために、他の分割アプローチを使用しうる。一旦特定されたら、仮想ファントムの対応臓器（または関心構造）の幾何学的形状を変位させるためにこの情報を使用する。

40

【 0 0 5 2 】

線量予測サーバ1 3 0の一部として示されているが、一つの実施形態では、画像登録/分割コンポーネント3 2 6は撮像システム1 2 5の一部であるか、またはそうでなければ、撮像施設のコンピューティングインフラの一部であることに注意すべきである。そうすることで、線量予測サービスを主催している提供者が、撮像施設でC Tスキャンを受けている患者を特定するために使用されうる情報を受信することなく、所定の仮想ファントムを変形させるための変換を受信することが可能となる。このアプローチは、保護された健

50

康情報または医療記録を処理する事業体に関連する特定の法的または規制要件を単純化（または除外）しうる。

【0053】

モンテカルロ・シミュレーションの完了後、結果得られる患者線量の予測、ならびにシミュレーションコンポーネント322に提供されるパラメータは、シミュレーションライブラリ335に保存される。そして、線量補間コンポーネント328は、完全なモンテカルロ・シミュレーションを実施することなく、シミュレーションライブラリ335のシミュレーションから患者線量の予測を決定するために使用される。こうすることで、シミュレーション選択コンポーネント324は、CTスキャンのパラメータ、CTスキャンを実施するために使用される機器、および特定の個人を表現するように変形された撮像用ファントムを比較しうる。この情報は、補間する2つ（またはそれ以上）のシミュレーションのセットを特定するために使用される。さまざまなアプローチを使用しうるが、一つの実施形態では、選択コンポーネント324は、変形されたファントム、CT手順、およびCT機器を、シミュレーションライブラリ335にあるものと比較するために、距離測定値を使用しうる。一つの実施形態では、上位2つ（またはN個）の選択肢が、補間のために選択される。または、指定された閾値内の全体的に類似した測定値を持つシミュレーションが、補間のために選択される。このような場合、閾値を上下に調整することによって、シミュレーションが補間のために使用される。

10

【0054】

検査のためのスキャナーおよび患者を記述するパラメータ一式（kVp、ターゲット角、ガントリ傾斜、身長、体重など）を前提として、システムは各変数に対してカスタマイズ可能な許容範囲を設定することができる（例えば、実際のkVpはシミュレーションの10kV以内である）。シミュレーションを検索する時、すべての所定のパラメータに対して許容範囲内のシミュレーションのみが、計算に組み入れられる。一つの実施形態では、シミュレーション結果は、既知のシェパード法を使用して補間されうる。シミュレーション結果セットに渡る標準偏差は、不確実性の尺度として使用される（例えば、使用された5つのシミュレーションセットについては、胸への吸収線量のSDは0.2 mSvであり、肝臓への吸収線量のSDは0.15 mSvである）。

20

【0055】

図4は、一つの実施形態による、CTスキャンから生じる患者の放射線量を予測するのに適切なモデルを作成するための方法400を図解する。さらに具体的には、方法400は、画像登録技術が仮想ファントムを変形させるために使用される実施形態の例を示す。図示のとおり、方法400はステップ405で始まり、ここでは線量予測ツールが事前マップされたローカライザ画像を持つ仮想ファントムを選択する。述べたとおり、仮想ファントムは、問題のCTスキャン手順を受けている個人の年齢および性別に基づいて選択されうる。ステップ410では、線量予測ツールが、線量測定を実施している個人のスカウト画像を受信する。スカウト画像は、完全CT手順を実施する前にCTスキャンシステムによって取得される前面/後面および/または側方スカウト画像など、個人の2D画像投影を提供する。または、スカウト画像は、CTスキャンの前手順の一部として取得される個人の3Dボリュームでありうる。ステップ415で、選択された仮想ファントムを変形させるための使用に対応する、事前マップされたローカライザ画像が取得される。事前マップされた画像は、スキャンされる患者の関連領域に基づいて選択されうる。例えば、胸部CTスキャンを受ける（または受けた）患者では、選択された参照画像は、仮想ファントムにうまく一致する体の幾何学的形状を持つ個人のこの領域を描写しうる。

30

40

【0056】

図5Aは、一つの実施形態による、変形可能ファントムを表す例示画像を図解する。図示のとおり、画像500は、仮想画像ファントムの前面/後面表示501および側面表示502を提供する。表示501および502に図示のとおり、このファントムの幾何学的形状は、肋骨505、脊椎515および脚522を表す骨構造を含む。さらに、表示501および502は、胃510および腎臓515を含む臓器を表す幾何学的形状を含む。（

50

表示 5 0 1 および 5 0 2 に図示のとおり) 仮想ファントムは、ヒトの臓器、組織および構造のサイズ、形状および位置のおおまかな近似値を提供する。

【 0 0 5 7 】

明らかに実際の人体構造のおおまかな近似値であるが、仮想ファントムは、線量吸収のかなり正確な予測を提供するものとして一般的に認められている。図 5 B は、一つの実施形態による、図 5 A で示されたファントムに対応する人体の一部の 2 D 参照画像の例を図解する。図示のとおり、参照画像の骨、組織、臓器の相対的位置、サイズ、形状は、仮想ファントムの対応位置とうまく一致する。

【 0 0 5 8 】

方法 4 0 0 を再び参照すると、ステップ 4 2 0 で、線量予測ツールは、患者のスカウト画像と仮想ファントムを表すために使用された参照画像との間の変換を決定するために、画像登録プロセスを実施する。画像登録の結果が、2 D スカウトローライザーの点から参照画像の点へ(またはその逆)のマッピングとなる。同様に、患者の 3 D スカウト画像(すなわち、現在または以前の CT スキャン)の例では、3 D 画像登録技術は、患者の 3 D スカウト画像の点と 3 D 座標空間のファントムに対応する参照画像の点との間でマップしうる。

【 0 0 5 9 】

ステップ 4 2 5 で、この同じ変換は、仮想ファントムを表す幾何学的形状を変形させるために使用される。画像登録プロセスから得られる変換を使用して仮想ファントムを変形させることによって、仮想ファントムの幾何学的形状によって表されるサイズ、形状および臓器の位置は、より正確に実際の患者の幾何学的形状に一致する。例えば、図 5 B に示される参照画像および患者のスカウトローライザーを使用した画像登録プロセスの実施は、図 5 A に示される仮想ファントムを変形させるために使用できる変換を提供する。変形された仮想ファントムは、所定の CT 手順から生じる臓器吸収線量を予測するために使用されうる。つまり、モンテカルロ・シミュレーションから得られる線量予測は、患者に合わせてあり、複数スキャンにわたって患者線量を予測するために使用された時は、より正確であり、より一貫性がある。

【 0 0 6 0 】

図 6 は、一つの実施形態による、CT スキャンから生じる患者の放射線量を予測するのに適切なモデルを作成するための別の方法を図解する。さらに具体的には、方法 6 0 0 は、画像分割技術が仮想ファントムを変形させるために使用される実施形態の例を示す。方法 4 0 0 と同様、方法 6 0 0 は、例えば、患者の年齢および性別に基づいて、線量予測ツールが変形させる撮像用ファントムを選択することから始まる(ステップ 6 0 5)。ところが、患者の 2 D 画像ローライザーを読み出す代わりに、線量予測ツールは、患者のある部分の 3 D スキャンボリューム(例えば、以前の胸部および腹部 CT からの CT スキャン)を受信する(ステップ 6 1 0)。一旦、取得されると、画像ボリュームの組織、臓器、構造または他のランドマークを特定するために画像分割が使用される(ステップ 6 1 5)。さまざまな利用可能な分割アプローチが使用できるが、一つの実施形態では、画像分割は、それぞれの特定された臓器または構造を取り囲む最小境界ボックスを提供する。

【 0 0 6 1 】

ステップ 6 2 0 で、線量予測ツールは、CT スキャン分割で特定された臓器および他の解剖学的ランドマーク(例えば、骨の位置)を、仮想ファントムの対応ランドマークと一致させる。例えば、図 7 は、一つの実施形態による、仮想ファントムの対応する CT スライスに重ね合わせた CT スキャンの例示スライスを図解する。この例では、仮想ファントムスライス 7 0 0 は、ファントムによって囲まれたボリュームを表す線 7 0 2 に加えて、心臓 7 0 1、肺 7 0 3、脊椎 7 0 4、および上腕骨 7 0 5 を含む。ところが、仮想ファントムの心臓および肺臓器の場所および位置は、CT に示されるこれらの臓器の位置にうまく対応しない。例えば、(7 0 6 の)肺の空間領域は、ファントムの肺 7 0 2 臓器のサイズまたは位置と一致しない。同様に、ファントムの境界線 7 0 2 は、患者にうまく対応しない。従って、線量を予測するためにこのファントムを使用すると、ファントムはこの患

10

20

30

40

50

者の大量の脂肪組織を説明しないので、実際に起こるであろうものよりもはるかに大きな線量吸収が得られる。

【0062】

その一方で、ファントムの他のランドマークは患者とよく整列する。例えば、脊椎および腕は、ファントム（脊椎704、上腕骨705）とCTの両方でほぼ配列されている。従って、ステップ625で、線量予測システムは、一致した解剖学的または構造的ランドマークに基づいて、3D変位マップを決定する。

【0063】

例えば、図7で、ファントムスライス700は、未修正または未変形ファントムを示し、ファントムスライス710は、図6の方法を使用して変位した後（または図4の方法による画像登録技術を使用して変形された後）の同じファントムスライスを示す。

10

【0064】

ファントムスライス710に図示のとおり、特定された臓器ボリュームおよび特定の患者の変位を使用して変形された後、境界線702'は患者CTスキャンの輪郭により近くなり、ファントムの肺703'および心臓701'は、スキャンでのこれらの臓器の位置をより良く反映するように変位される。それに加えて、脊椎および上腕骨などの他の解剖学的ランドマークは、同じ一般位置にとどまる。スライス700に示される撮像用ファントムは、スライス720の患者の対応CTスキャンスライスに重ね合わせて示されている。同様に、スライス710に示される変形されたファントムは、スライス730の患者の対応CTスキャンスライスに重ね合わせて示されている。

20

【0065】

図6を再び参照すると、ステップ630で、線量予測ツールは、仮想ファントムの変位された臓器、組織および構造のラスライズされた3D表現を作成する。上述のように、仮想ファントムは、一連の不均一有理スプライン（NURBS）として説明される一方、CTデータは典型的には、「ボクセル」（「体積要素」の略称）と呼ばれる一連の3D座標シングルポイント値として表され、ボクセルはピクセルのコンセプトを三次元に拡張し、一群のNURBまたはCSGデータを「ボクセル化する」ために既知のさまざまなアプローチが利用できる。これにより、NURBまたはCSGデータの幾何学的または数学的表現が、ボクセル値の3D配列に変換される。一つの実施形態では、ステップ630（ボクセル化ステップ）は、（NURBまたはCSGベースの）数学的ファントムでのモンテカルロ・シミュレーションでしばしば問題となる不連続性を避けるために実施される。さらに、速度の改善を達成するために、ボクセルベースモデルは、GPUベースの計算方法によく適している。

30

【0066】

ラスライズされたファントムが一旦作成されると、所定のCT手順から生じる臓器吸収線量を（このような手順を実施する前または後のいずれかで）予測するためにそれを使用しうる。画像分割アプローチと同様、分割アプローチを使用して変形されたファントムを使用して実施される線量予測は、患者に合わせられており、個別および複数スキャンの両方に対して、より正確でより一貫性のある用量測定をもたらす。

【0067】

図8は、一つの実施形態による、患者の対応する横断CTスライスに重ね合わせた撮像用ファントムの横断スライスの例を図解する。この例では、横断表示800は、図7の表示710に対応し、横断表示850は図7の表示730に対応する。横断表示は、縦軸画像を作成するために個別スライスの直線部分を複合することによって作成される。図示のとおり、横断表示800および805は、患者の重ね合わせCT画像にない構成要素（例えば、脳801および腎臓802）を含む、長さ全体の図を提供する。表示800に図示のとおり、仮想ファントムの境界810は、患者の輪郭（すなわち、患者の皮膚で囲まれた体のサイズ）にうまく対応しない。ところが、表示850では、ファントムの境界815は、この患者の参照CTスキャンデータとよりうまく一致するように変位されている。同様に、内部臓器、構造および他の組織も変位されうる。

40

50

【 0 0 6 8 】

重要なことには、この例は、患者のCTスキャンデータの一部ではない仮想ファントムの要素に対して変位が起こりうることを示している。例えば、表示850の腎臓802'の変位位置によって図示のとおり、腎臓802は、CTスキャンデータが利用可能な他の臓器の動きによって変位されうる。さらに、この例は、CTスキャンデータが利用可能な場合であっても、患者線量を予測するためには仮想ファントムが必要であることを示す。これは、この例のCTスキャンは胸部および腹部に限定されていたが、X線散乱は、この患者の脳、腎臓および他の臓器および組織による一部の吸収をもたらすために起こる。言い換えると、仮想ファントムは、所定のCTスキャンまたは手順の一部として撮像されない臓器に対する臓器線量吸収を予測するために必要である。

10

【 0 0 6 9 】

図9は、一つの実施形態による、CT画像分割および撮像用ファントムの臓器ボリューム置換の別の例を図解する。この例では、推測に対応するCTボリューム900は、さまざまな臓器（例えば、肝臓905、胆嚢910、および右副腎915）の分割画像位置を表す境界ボックス一式を含む。さらに、ボリューム900は、CTスキャンデータの画像分割に基づいた、これらの臓器の変位を表す矢印を示す。この特定の例では、肝臓905は右下方に変位されている一方、胆嚢910は、上方かつ肝臓905の正面に変位されており、右副腎915は左上の、前は肝臓905によって占められていた空間に移動されている。さらに、この例では、臓器は境界ボックスによって表され、幾何学的重心に基づいて変位される。ところが、代替的实施形態では、（ファントムまたは患者のCT画像データのいずれかに対する）画像分割は、臓器、組織または体の構造の要素を表すより正確な幾何学的ボリュームを提供する。このような場合、変位は、臓器の質量重心に基づく（例えば、肝臓の重心は、質量に基づいて片側に局在する）か、または所定の臓器ボリュームのトポロジーを主要因とする他のアプローチに基づきうる。

20

【 0 0 7 0 】

この例で説明されるように、ファントムの一つの臓器（例えば、肝臓905）を、CT参照スキャンのその対応位置に基づいて変位させると、結果として他の臓器（例えば、胆嚢910および右副腎915）の変位を必要としうる。これは、線量予測分析を実施するためにファントムが使用される時、二つの臓器は明らかに同じ物理的ボリュームを占有しないために起こる。従って、一つの実施形態では、線量予測ツールは、「定常状態」に達するまで、臓器、組織または構造を変位させうる。

30

【 0 0 7 1 】

図4および6に示された実施形態の例は、仮想ファントムを変形させるために、別々に、または互いに併用して使用しうることに注意すべきである。特定のアプローチまたは選択されたアプローチの組み合わせは、利用可能な撮像用ファントム、マップされた2Dおよび/または3D画像に基づいて、また所定の患者のローカライズスカウト画像および/または以前のCTスキャンデータの可用性およびタイプに基づいて、特定の例のニーズに合うように適合されうる。

【 0 0 7 2 】

一つの実施例では、クラウド提供者は、線量予測を実施するために使用されるホストシステムを作り、計算されたシミュレーションのライブラリを維持する事に加えて、その新しい例でシミュレーションライブラリを増大させるために、モンテカルロ・シミュレーションを実行する。例えば、図10は、複数CTスキャン提供者に対して患者線量予測を提供するための線量予測サービスの方法1000を図解する。

40

【 0 0 7 3 】

図示のとおり、方法1000は、線量予測サービスが、画像ファントム（または画像ファントムに対する参照）に加えて、2Dまたは3D画像登録変換または3Dボリューム変位場およびファントムボクセル化を受信する、ステップ1005で始まる。代替的实施形態では、線量予測サービスは、2Dまたは3D画像登録プロセスまたは上述のCT場変位技術から生じる変換されたNURBSなど、変形されたファントムを記述するデータを受

50

信しうる。

【0074】

ステップ1010では、線量予測サービスは、CTスキャンシステムのパラメーターおよび患者に対して実施された（または実施される予定の）CTスキャンの撮像計画を受信する。患者、スキャン機器およびCTスキャン提供者のパラメーターが一旦受信されたら、線量予測サービスは、変換されたファントム、CTスキャンシステムパラメーターおよび撮像計画が一致する二つ（またはそれ以上）のシミュレーションを特定しうる（ステップ1015）。提供者は、各変数に対してカスタム化可能な設定許容範囲を設定できる（例えば、実際のkVpはシミュレーションの10kV以内）。さらに、シミュレーションを評価して、所定のパラメーターのすべて（または特定のセット）に対して許容範囲内のシミュレーションのみが計算に取り込まれる。一つの実施形態では、シミュレーション結果は、既知のシェパード法を使用して補間されうる。シミュレーション結果セットに渡る標準偏差は、不確実性の尺度として使用される（例えば、使用された5つのシミュレーションセットについては、胸への吸収線量のSDは0.2 mSvであり、肝臓への吸収線量のSDは0.15 mSvである）。

10

【0075】

ステップ1020で、線量予測サービスは、ステップ1015で特定された一致するシミュレーションがパラメーターの許容範囲内であるか（または他の閾値または基準を満たすか）どうかを決定する。範囲内でない場合は、画像ファントム（および変形/変換）および受信されたパラメーターが、シミュレートする患者/スキャナー/画像計画シナリオの待ち行列に加えられる（ステップ1025）。述べたとおり、シミュレーションは、変形されたファントムに基づいて個別の患者、およびCTスキャナーおよび校正/設定データに基づいて特定の撮像施設の両方に対して適合された臓器吸収線量の予測を決定するために、モンテカルロ・シミュレーションを使用しうる。

20

【0076】

ところが、SaaS提供者のシミュレーションライブラリが大きくなるにつれ、ほとんどの請求は補間するシミュレーションのセットを特定できるはずである。ステップ1030で、線量予測サービスは、特定の患者および関連するCTスキャン手順に対する臓器吸収線量を予測するために、ステップ1015で特定された一致シミュレーションを使用して、多変数散乱補間を実施する。このような分析は、完全なモンテカルロ・シミュレーションよりもはるかに迅速に実施することができ、線量予測が、所定の撮像施設で実施される一連の手順に遅れを取らず、さらに（例えば累積線量限度を超えないことを確実にするために）所定の手順と同時に提供されることが可能になることに注意すべきである。一つの実施形態では、現在使用されている多変数散乱補間法は、「シェパード法」と呼ばれる。この方法の例は、Shepard, Donald (1968). 「A two-dimensional interpolation function for irregularly-spaced data.」 Proceedings of the 1968 ACM National Conference. pp. 517-524に記述されている。

30

【0077】

ステップ1035で、補間プロセスが一旦完了すると、線量予測は請求システム（例えば、撮像施設でコンピューティングシステム上で実行されている線量予測クライアントプログラム）に戻される。クライアントで、線量管理システムは検査レベルまで患者臓器相当線量、有効線量、CTDI、DLP、DAPを追跡する。この情報はまた、所定の患者の履歴に対して、臓器相当線量、有効線量、CTDI、DLP、DAPの累積的追跡を提供するために、要約される。さらに、この情報の集約は、一人当たりの臓器相当線量、患者有効線量、CTDI、DLP、DAPの機関全体の提示を提供するために使用される。従って、線量予測サービスは、撮像施設に幅広い[incomplete sentence]を提供しうる。この同じ情報は、線量予測システムの地域事例を実行する撮像施設も利用できる。

40

50

【 0 0 7 8 】

図 1 1 は、一つの実施形態による、複数の C T スキャン提供者をサポートするように構成された患者線量予測サービスシステムの例示コンピューティングインフラ 1 1 0 0 を図解する。図示のとおり、線量予測サービス 1 1 3 0 を主催しているクラウドベースの提供者 1 1 2 5 は、線量予測の請求をネットワーク 1 1 2 0 上で撮像施設 1 1 0 5 1 - 2 から受信する。各撮像施設 1 1 0 5 で、患者に対する撮像サービスを提供するために C T システム 1 1 1 0 が使用される。撮像 / 線量クライアント 1 1 1 5 は、患者線量の予測を請求・受信するために、線量予測サービス 1 1 3 0 と通信し、ここで線量予測は手順および患者に基づいて適合される。述べたとおり、請求は、C T 手順、スキャン機器およびモダリティに対するパラメーター、および特定の患者の体形態に基づいて変形されたファントム（またはファントムを変形させるために使用された変換）を含みうる。

10

【 0 0 7 9 】

線量予測サービス 1 1 3 0 で、シミュレーションライブラリ 1 1 3 5 は、請求中のデータおよび C T スキャナーおよび手順のモジュール（図 1 1 に示されるファントム / C T システムデータ 1 1 4 0）を使用して患者線量を補間するためのシミュレーションを選択するために使用される。補間のために良いシミュレーション候補が利用可能でない場合は、サービス 1 1 3 0 は、実行するシミュレーションの待ち行列に請求を加えうる。次に、請求に応じてモンテカルロ・シミュレーションが実施され、所定の患者に対する患者線量の予測と撮像手順の両方に加えて、ライブラリ 1 1 2 5 に追加する新しいシミュレーションデータ点を提供する。

20

【 0 0 8 0 】

有利なことに、本発明の実施形態は、C T（および他の）X 線技術から生じる放射線量を予測するためのさまざまな技術を提供する。記述されているように、画像登録技術および / または画像分割技術は、個人の体のサイズと形状により正確に一致するハイブリッド撮像用ファントムを作成するために使用されうる。そうすることで、シミュレーションから決定される線量予測の正確性が改善される。つまり、結果得られるハイブリッドファントムは、無修正ファントムだけよりも、線量シミュレーションに使用するための特定の患者のはるかに正確な数学的表現を提供する。

【 0 0 8 1 】

一旦、変換が決定されたら、ハイブリッド仮想ファントムを使用して、患者に対する所定の C T 手順をシミュレートしうる。例えば、仮想ファントムの臓器吸収線量を予測するために、モンテカルロ・シミュレーション技術を使用しうる。このようなシミュレーション技術は、臓器吸収線量の正確な予測値を計算するために、（所定の患者に対する変換後として）仮想ファントムに加えて、C T スキャナーモデルおよび実行される手順に関連する多くのパラメーターを使用する。ところが、モンテカルロ・シミュレーションを使用した臓器吸収臓器線量の予測は、実際の C T スキャンを実施するのに必要な時間よりはるかに長い、かなりの量の計算時間を必要とすることがある。従って、一つの実施形態では、所定の手順に対して決定される患者線量の予測は、2 つ（またはそれ以上の）過去に完了されたシミュレーションの間で補間することによって生成されうる。「近い」シミュレーションが利用できない場合は、次にハイブリッド仮想ファントム、C T スキャナーおよび手順データを、実施する完全モンテカルロ・シミュレーションの待ち行列に加えうる。時間と共に、シミュレーションの大きなライブラリにより、手順がスケジュールされ実施される時にリアルタイムで線量予測を提供することが可能となる。こうすることにより、所定の患者の累積線量を捕獲すること、および累積線量限度を観察することができる。さらに、一つの実施形態では、SaaS 提供者は、複数の撮像施設に提供される線量予測サービスを主催する。このような場合、サービス提供者は、撮像提供者のために線量予測を補間するのに使用するためのシミュレーションの堅固なライブラリを持ちうる。

30

40

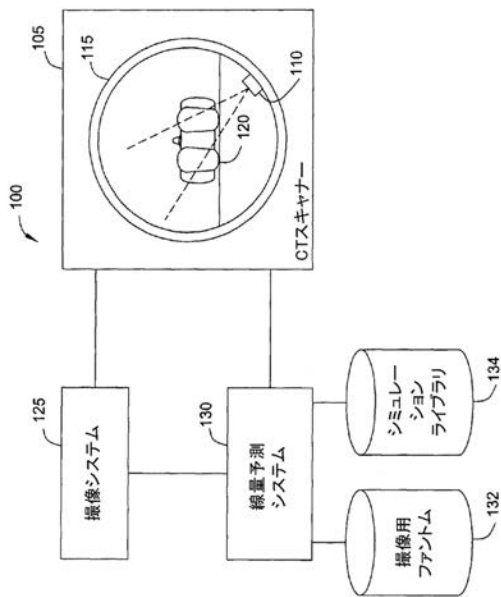
【 0 0 8 2 】

前述は本発明の実施形態を対象としているが、本発明のその他およびさらなる実施形態は、その基本的範囲から逸脱することなく考案でき、その範囲は、以下の請求項によって

50

決定される。

【 図 1 】



【 図 2 】

FIG. 1

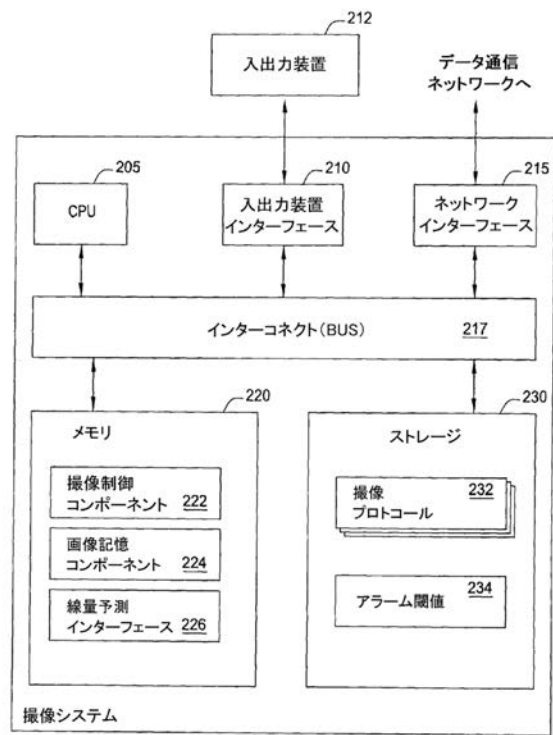


FIG. 2

125

【 図 3 】

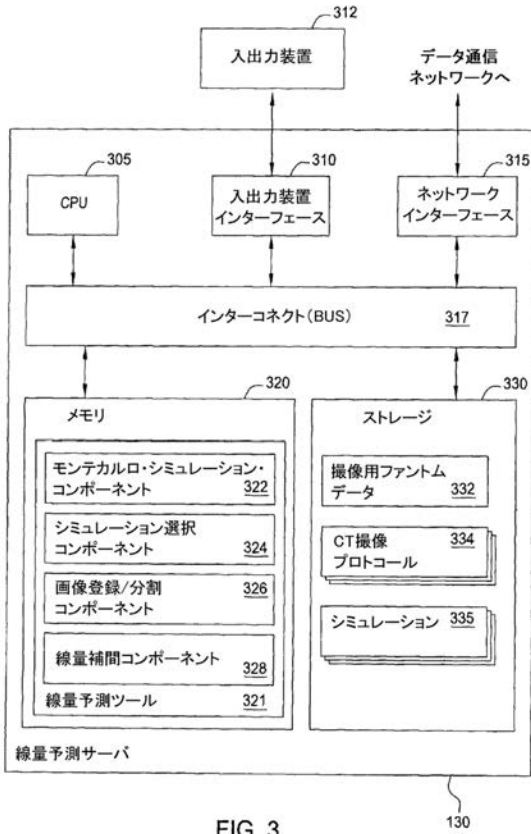


FIG. 3

【 図 4 】

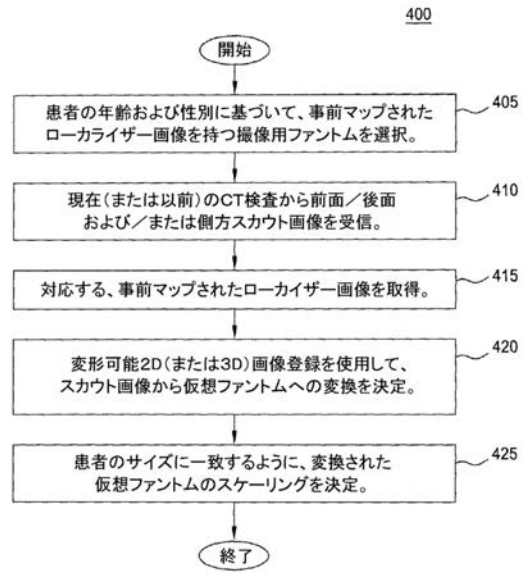


FIG. 4

【 図 5 A 】

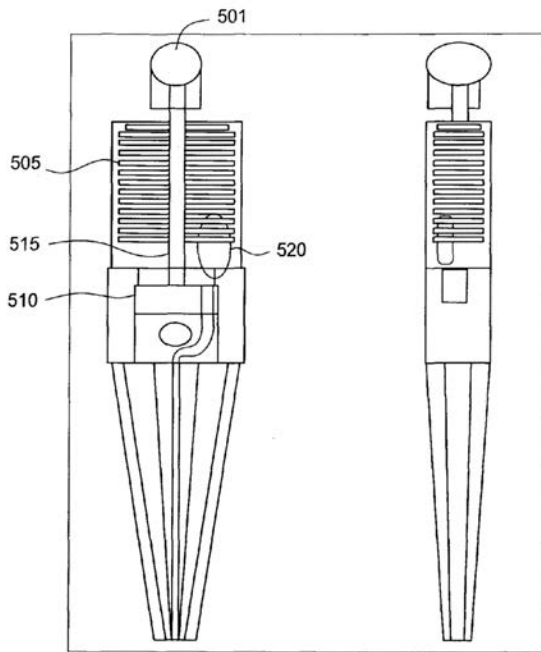


FIG. 5A

【 図 5 B 】

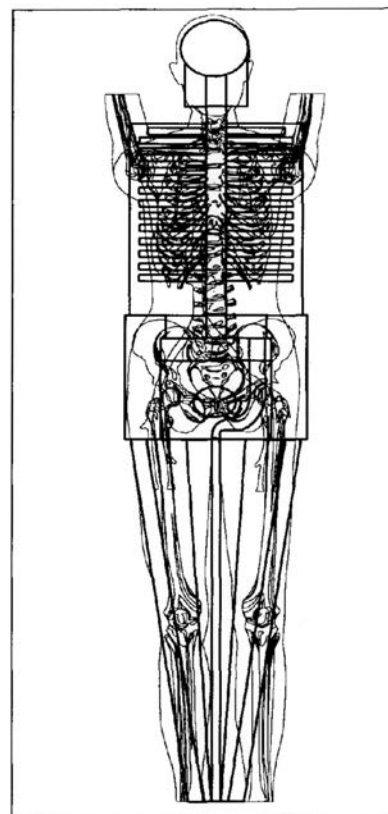


FIG. 5B

【 図 6 】

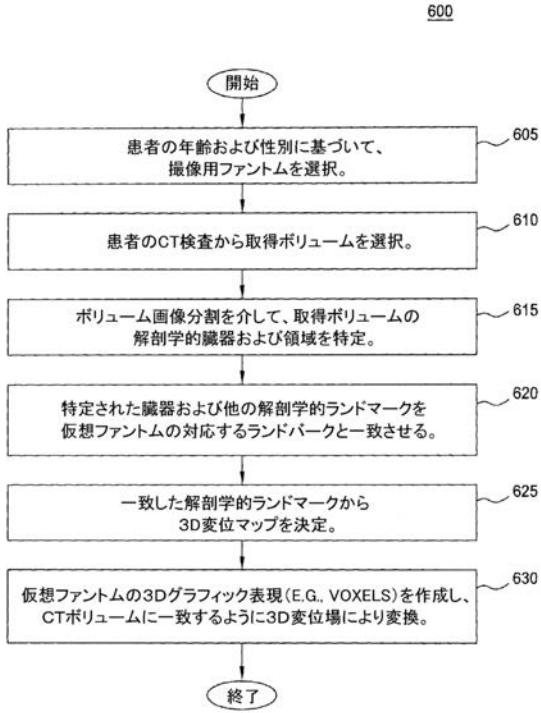


FIG. 6

【 図 7 】

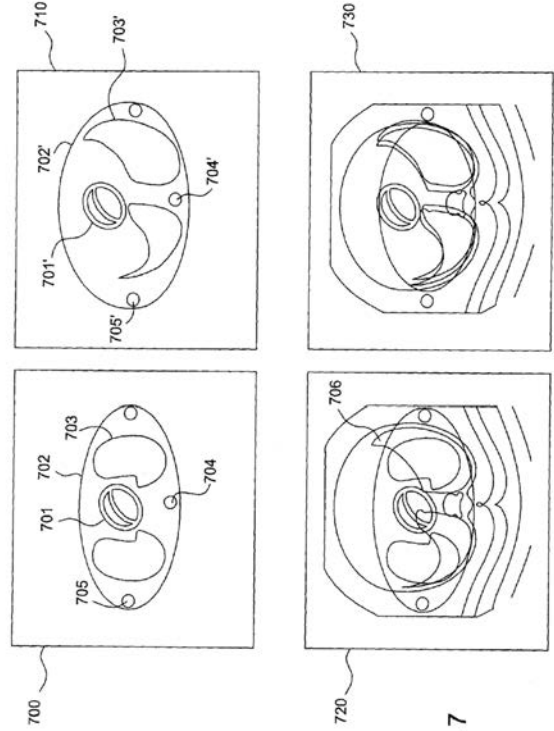


FIG. 7

【 図 8 】

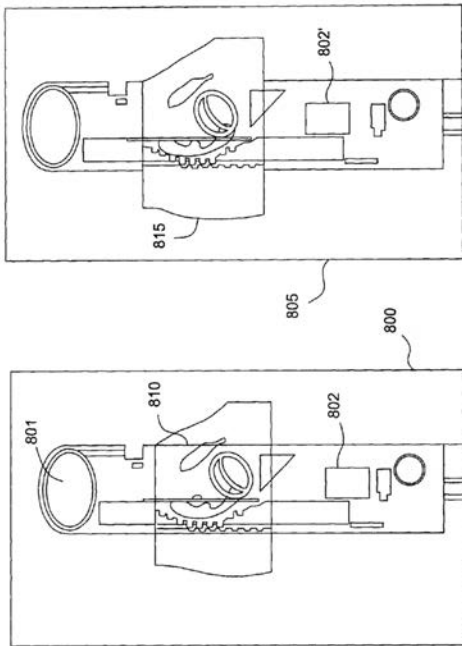


FIG. 8

【 図 9 】

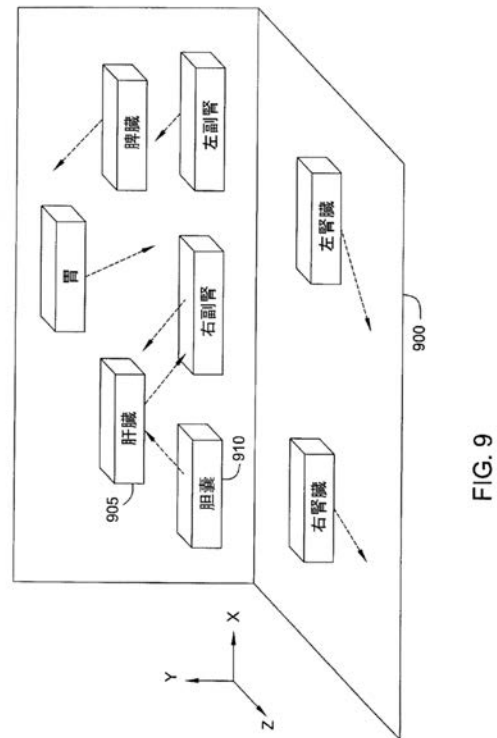


FIG. 9

【図10】

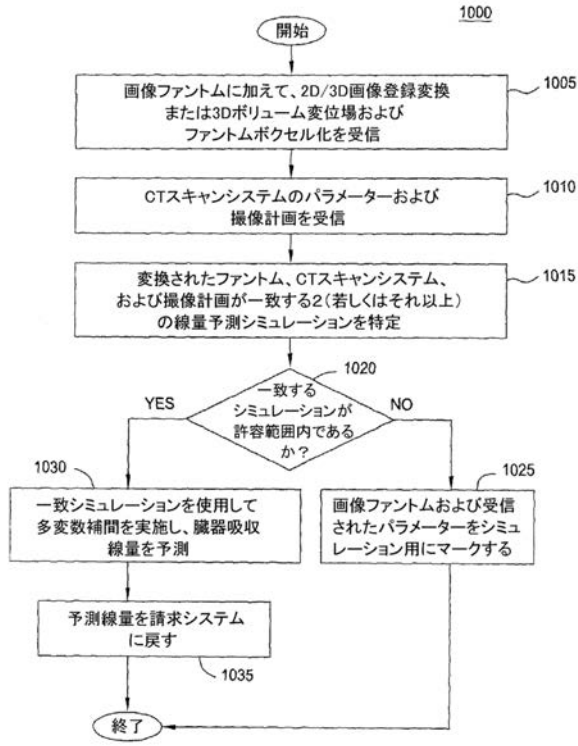


FIG. 10

【図11】

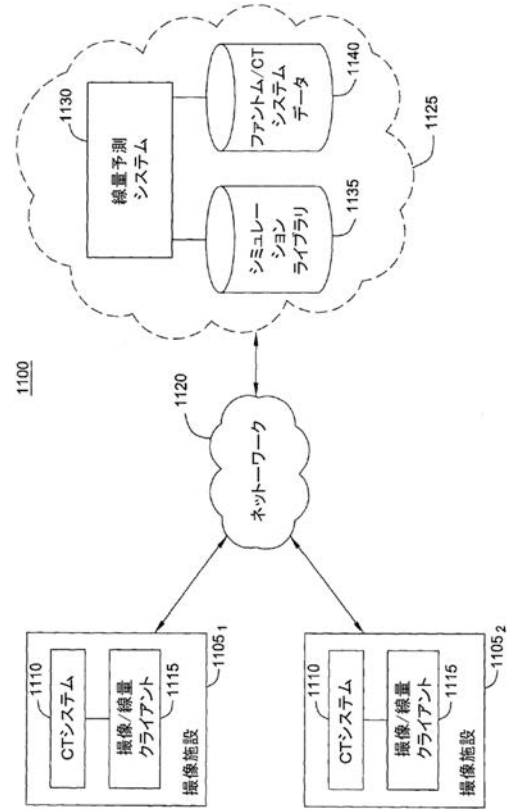


FIG. 11

フロントページの続き

(72)発明者 カウチ、グレゴリー

カナダ国、ケー0エル 2エイチ0 オンタリオ、レイクフィールド、3514 ハイウェイ 2
8 ノース、アールアールナンバー4

(72)発明者 カウチ、ジェームス

カナダ国、エム4ワイ 2ピー9 オンタリオ、トロント、25 ウッド ストリート、アパート
メント 304

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA17 CA34 FF11 FF15 FF21 FF33 FF42 GA01

【外国語明細書】

2017192808000001.pdf