

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4436658号
(P4436658)

(45) 発行日 平成22年3月24日(2010.3.24)

(24) 登録日 平成22年1月8日(2010.1.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 7 5
A 6 1 B 6/03 3 5 0 F

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-393333 (P2003-393333)
 (22) 出願日 平成15年11月25日 (2003.11.25)
 (65) 公開番号 特開2004-174249 (P2004-174249A)
 (43) 公開日 平成16年6月24日 (2004.6.24)
 審査請求日 平成18年11月21日 (2006.11.21)
 (31) 優先権主張番号 10/304,380
 (32) 優先日 平成14年11月26日 (2002.11.26)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC COMPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聰志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 ピーター・マイケル・エディク
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、アルバニー、マニング・ブルヴァール、55番
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】ボリューム灌流を計算するための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

空間的に静止した臓器内のボリューム灌流を計算するためのコンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステム(10)であって、

放射線源(14)と、

面検出器(18)と、

前記放射線源及び前記面検出器に動作可能に連結されたコンピュータ(36)と、
 を含み、前記コンピュータが、

前記面検出器が全てのビュー角度において該イメージングシステムの撮像領域内に前記空間的に静止した臓器を含むように、該面検出器を位置決めし(62)、

10

該CTイメージングシステムをシネモードで動作させて、前記空間的に静止した臓器内の生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを収集し(64)、

前記投影データを用いて前記生体組織の造影剤ダイナミックスの再構成を生成し(66)、

、

前記生体組織ダイナミックスを表す前記投影データを用いて前記臓器内のボリューム灌流を計算する(68)、ように構成されており、

前記コンピュータ(36)が、前記複数の投影データを特定の時点に補間(88)することにより、改善された時間分解能で再構成を生成することを可能にするように更に構成されていることを特徴とする、

ことを特徴とするCTイメージングシステム(10)。

20

【請求項 2】

前記面検出器が該イメージングシステムの撮像領域内に前記空間的に静止した臓器を含むように該面検出器(18)を位置決めするために、前記コンピュータが、前記面検出器が脳の撮像領域を含むように該面検出器を位置決めするように更に構成されていることを特徴とする、請求項1に記載のCTイメージングシステム(10)。

【請求項 3】

該CTイメージングシステムをシネモードで動作させて、前記空間的に静止した臓器内の前記生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを収集することが、該CTイメージングシステムを動作させることを含み、前記コンピュータ(36)が、該CTシステムをシネモードで動作させて、各撮像位置での前記空間的に静止した臓器内の造影剤の取込み及び洗出しを測定する投影データを適切な頻度でサンプリングするように、前記空間的に静止した臓器内の前記生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを収集するように更に構成されていることを特徴とする、請求項1に記載のCTイメージングシステム(10)。

10

【請求項 4】

前記コンピュータ(36)が、前記面検出器(18)の多数列を多重化するように更に構成されることを特徴とする、請求項1に記載のCTイメージングシステム(10)。

【請求項 5】

前記コンピュータ(36)が、各ビュー角度での前記投影データをフィルタ処理(86)することにより、改善された画質で再構成を生成することを可能にするように更に構成されていることを特徴とする、請求項1に記載のCTイメージングシステム(10)。

20

【請求項 6】

各ビュー角度での前記投影データをフィルタ処理(86)することにより、前記患者(22)へ適用する放射線量を減少させることを可能にすることを特徴とする、請求項5に記載のCTイメージングシステム(10)。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

30

本発明は、一般的にコンピュータ断層(CT)イメージングに関し、より具体的には、デジタル面検出器技術を用いて、生体組織の減弱特性の時間的再構成からボリューム灌流を計算するための装置及び方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

少なくとも1つの公知の「第3世代」CTシステムでは、投影データを、患者の限定された軸線方向被写域内で連続的に収集して、撮像しようとする臓器内の造影剤の取込み及び洗出しを適切に測定する。また、灌流評価のために同時に収集、再構成、及び処理される16ほどものスライスの投影データは、現行の多数列検出器を用いて得ることができる。公知のCTシステムのスキャン速度は、小さいボリュームの臓器内の生体組織の造影剤ダイナミックスをサンプリングするのに適切である。しかしながら、このスキャン速度は、脳のような撮像しようとする臓器全体の造影剤ダイナミックスをサンプリングするのに、ヘリカルスキャンプロトコルが必要であるため、不適切である。

40

【特許文献1】米国特許第6546278号**【発明の開示】****【課題を解決するための手段】****【0003】**

1つの様態では、コンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステムを用いて空間的に静止した臓器内のボリューム灌流を計算するための方法が提供される。この方法は、面検出器が全てのビュー角度においてイメージングシステムの撮像領域内に空間的に静止し

50

た臓器を含むように、該面検出装置を位置決めする段階と、CTイメージングシステムをシネモードで動作させて、空間的に静止した臓器内の生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを收集する段階と、投影データを処理する段階と、投影データを再構成する段階と、生体組織ダイナミックスを表す再構成した投影データを用いて臓器内のボリューム灌流を計算する段階とを含む。

【0004】

別の様態では、空間的に静止した臓器内のボリューム灌流を計算するためのコンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステムが提供される。このCTイメージングシステムは、放射線源と、面検出器と、放射線源及び面検出器に動作可能に連結されたコンピュータとを含む。コンピュータは、面検出器が全てのビュー角度においてイメージングシステムの撮像領域内に空間的に静止した臓器を含むように該面検出器を位置決めし、CTイメージングシステムをシネモードで動作させて空間的に静止した臓器の生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを收集し、生体組織ダイナミックスを表す投影データを用いて臓器内のボリューム灌流を計算するように構成される。10

【0005】

更に別の様態では、プログラムでエンコードされたコンピュータ可読媒体が提供される。この媒体は、コンピュータに指令して、面検出器が全てのビュー角度においてイメージングシステムの撮像領域内に空間的に静止した臓器を含むように該面検出器を位置決めさせ、CTイメージングシステムをシネモードで動作させて空間的に静止した臓器の生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを收集させ、投影データを処理させ、投影データを再構成させ、生体組織ダイナミックスを表す投影データの再構成を用いて臓器内のボリューム灌流を計算させるように構成される。20

【0006】

更に別の様態では、撮像領域を有するコンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステムを用いて空間的に静止した臓器のデータを收集するための方法が提供される。この方法は、面検出器が全てのビュー角度においてイメージングシステムの撮像領域内に空間的に静止した臓器を含むように該面検出器を位置決めする段階と、CTイメージングシステムをシネモードで動作させて空間的に静止した臓器を表す複数の投影データを收集する段階と、收集した投影データをフィルタ処理して信号対ノイズ比を改善したデータを得る段階とを含む。30

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

本明細書に記載する方法及び装置は、面検出器技術を用いて臓器内のボリューム灌流の計算を改善することを可能にするような投影データの収集に関する。ボリューム灌流とは、投影データの再構成により平均通過時間、血液ボリューム、及びノイズ又は血流、又はこれらの量のいずれかの組み合わせを計算して1つの数学的尺度にしたものである。記載した方法は、CTイメージングシステムのガントリスキャン速度のような制約要因を減少させることを可能にする。また、本明細書に記載する方法では、造影剤強調測定でのノイズを減少させるとともに、ガントリスキャン速度に対する時間分解能を改善することを可能にし、それによって灌流計算に用いられるデコンボリューション法の安定性及び正確さを向上させる。40

【0008】

一部の公知のCTイメージングシステム構成においては、X線源は、扇形ビームを投射し、この扇形ビームは、デカルト座標系のX-Y平面内に位置するようにコリメートされており、一般に「イメージング平面」と呼ばれる。X線ビームは、患者などの撮像しようとする被検体を透過する。ビームは、被検体によって減弱された後、放射線検出器アレイ上に入射する。検出器アレイで受けられた減弱した放射線ビームの強度は、被検体によるX線ビームの減弱度により決まる。検出器アレイの各検出器素子は、その検出器位置におけるビーム強度の測定値である個別の電気信号を発生する。全ての検出器からの強度測定値は、個別に収集されて透過プロファイルを生成する。50

【0009】

第3世代のCTシステムにおいては、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが被検体と交差する角度が一定に変化するように、イメージング平面内で撮像しようとする被検体の周りをガントリと共に回転する。あるガントリ角度での検出器アレイから得られる一群のX線減弱測定値、すなわち投影データを、「ビュー(view)」という。被検体の「スキャン」は、撮像しようとする被検体の周りをX線源及び検出器が1回転する間に様々なガントリ角度、すなわちビュー角度で得られるビューの集合を含む。

【0010】

アキシャルスキャンでは、投影データを処理して被検体を透過させて得た2次元スライスに対応する画像を構成する。一組の投影データから画像を再構成するための1つの方法は、当技術分野においてフィルタ補正逆投影法(filtered backprojection technique)と呼ばれている。この処理方法は、スキャンから得られた減弱測定値を、「CT値」、又は「ハウスマフィールド単位」と呼ばれる整数に変換し、これらの整数を用いて陰極線管表示装置上の対応するピクセルの輝度を制御する。

10

【0011】

全スキャン時間を短縮するために、「ヘリカル」スキャンを行うことができる。「ヘリカル」スキャンを行うためには、所定数のスライスについてのデータを収集しながら、患者を移動させる。このようなシステムは、扇形ビームのヘリカルスキャンによる単一の螺旋を生成する。扇形ビームにより描出された螺旋により投影データが得られ、該投影データから各所定スライスにおける画像を再構成することができる。

20

【0012】

ヘリカルスキャンのための再構成アルゴリズムは一般的に、収集されたデータをビュー角度及び検出器チャネル指数の関数として重み付けするヘリカル重み付けアルゴリズムを使用する。具体的には、フィルタ補正逆投影処理に先立って、ガントリ角度及び検出器角度の両方の関数であるヘリカル重み係数に従ってデータを重み付けする。次いで、重み付けされたデータを処理してCT値を生成し、被検体を透過して得られた2次元スライスに対応する画像を構成する。

【0013】

本明細書で用いる場合、单数形で表記された要素又は段階は、特に除外を明記しない限り、複数の構成要素及び段階を除外するものではないことを理解されたい。更に、本発明の「1つの実施形態」という表現は、言及した特徴も組み込んでいる別の実施形態の存在を排除するものとして解釈されることを意図するものではない。

30

【0014】

また、本明細書で用いる場合、「画像を再構成する」という語句は、画像を表すデータが生成されるが可視画像は存在しないような本発明の実施形態を排除することを意図するものではない。しかしながら、多くの実施形態では、少なくとも1つの可視画像を生成する(又は生成するように構成される)。

【0015】

図1及び図2を参照すると、例えばコンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステム10のようなマルチスライス・スキャン・イメージングシステムは、「第3世代」のCTイメージングシステムに典型的なガントリ12を含むものとして示されている。ガントリ12は、検出器アレイ18に向けてX線ビーム16を投射するX線源14を有し、該検出器アレイは、ガントリの該X線源に對向する側にある。検出器アレイ18は、複数の検出器素子20を含む複数の検出器列(図示せず)によって形成され、該複数の検出器素子は一体となって患者22のような被検体を透過する投射されたX線を感知する。各検出器要素20は、入射するX線ビームの強度を表す電気信号を生成し、従って、この電気信号をガントリ12に患者がいないときに測定した電気信号と比較することにより、X線ビームが被検体又は患者22を透過する時のビームの減弱度を評価することを可能にする。X線投影データを収集するためのスキャンの間に、ガントリ12及び該ガントリ上に取り付けられた構成部品は、回転中心24の周りで回転する。図2には、單一列の検出器素子2

40

50

0（すなわち1つの検出器列）のみが示されている。しかしながら、マルチスライス検出器アレイ18は、複数の平行な検出器列を含み、これにより1回のスキャンの間に複数の準平行又は平行スライスに対応する投影データを同時に収集することができるようになっている。更に、面検出器アレイ18は、スキャンの間に大きいボリュームに対応する投影データを同時に収集することができるよう、多くの列の検出器要素20を含む。

【0016】

ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26により制御される。制御機構26は、X線源14に電力及びタイミング信号を供給するX線制御装置28と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリモータ制御装置30とを含む。制御機構26内のデータ収集システム(DAS)32は、検出器素子20からのアナログデータをサンプリングし、後続の処理のために該データをデジタル信号に変換する。画像再構成装置34が、サンプリングされデジタル化されたX線データをDAS32から受けて高速画像再構成を行う。再構成された画像は、コンピュータ36に入力として供給され、コンピュータ36は、該画像を大容量記憶装置38に格納する。画像再構成装置34は、専用のハードウェアとすることができる、或いはコンピュータ上で動作するソフトウェアとすることができる。

【0017】

コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40を介してオペレータから指令及びスキャンパラメータを受ける。付随する陰極線管表示装置42により、オペレータは再構成された画像及びコンピュータ36からの他のデータを観察することができる。オペレータが供給する指令及びパラメータは、コンピュータ36によって用いられて、DAS32、X線制御装置28、及びガントリモータ制御装置30に制御信号及び情報を与える。また、コンピュータ36は、テーブルモータ制御装置44を動作させてモータ式テーブル46を制御し、ガントリ12内に患者22を位置決めする。具体的には、テーブル46により、患者22の一部がガントリ開口48を通って移動する。

【0018】

1つの実施形態においては、コンピュータ36は、フレキシブルディスク又はCD-ROMのようなコンピュータ可読媒体52から命令及び/又はデータを読み取るため、例えばフレキシブルディスクドライブ又はCD-ROMドライブのような装置50を含む。別の実施形態においては、コンピュータ36は、ファームウェア(図示せず)内に格納された命令を実行する。コンピュータ36は、本明細書で説明する機能を実行するようにプログラムされるが、本明細書で用いる場合、「コンピュータ」という用語は、当該技術分野においてコンピュータと呼ばれるそのような集積回路だけに限定されるものではなく、広義に、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブルロジックコントローラ、特定用途向け専用集積回路、及び他のプログラマブル回路を指しており、本明細書においてはこれらの用語は互換可能に用いられる。また、医療用の設定で記載しているが、本発明の利点は、これに限定されないが例えれば空港又は鉄道駅などの交通センタで一般的に用いられる、これに限定されないが例えれば手荷物スキャンCTシステムのような工業用CTシステムを含む全てのCTシステムに対してもたらされる。

【0019】

図3は、コンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステム10を用いて空間的に静止した臓器内のボリューム灌流を計算するための方法60を示すフローチャートである。方法10は、面検出器18が全てのビュー角度においてイメージングシステムの撮像領域内に空間的に静止した臓器を含むように、該面検出器18を位置決めする段階62と、CTイメージングシステムをシネモードで動作させて、空間的に静止した臓器内の生体組織ダイナミックスを表す複数の投影データを収集する段階64と、投影データを用いて生体組織の造影剤ダイナミックスの再構成を生成する段階66と、生体組織ダイナミックスを表す投影データの再構成を用いて臓器内のボリューム灌流を計算する段階68とを含む。

【0020】

10

20

30

40

50

使用時には、脳のような空間的に静止した臓器 22 は、面検出器 18 が全てのビュー角度においてイメージングシステムの撮像領域内に空間的に静止した臓器を含むように、放射線源 14 と該面検出器 18 との間に位置決めされる、即ち、面検出器 18 は、全てのビュー角度において脳 22 の撮像領域を含むように位置決めされる。1つの実施形態では、面検出器 18 から放出された複数の信号がデジタル化され、また複数列の面検出器 18 は、該面検出器 18 の読み出しのサンプリング頻度が、例えば 120 フレーム / 秒となるようにデジタル化される。一部の面検出器読み出し方式では、4 列の検出器データ 18 がデジタル化電子装置に同時に多重通信される場合には、2 秒間のスキャンで 1 回転当たり、空間的に静止した臓器の 960 のビューを収集することができる。システム 10 は、各撮像位置での空間的に静止した臓器 22 内の造影剤の取り込み及び洗出しを測定する投影データのサンプリング頻度が、面検出器 18 を含むガントリ 12 が 0.5 回転 / 秒の速度で回転する場合に、ほぼ 2 秒であるように、シネモードで動作される。10

【0021】

従って、サンプリング理論を用い、ガントリ 12 の特定の位置での投影データが、低頻度量でありかつナイキスト (Nyquist) サンプリング定理に従うと仮定すると、各ビュー角度におけるあらゆる時点での投影データを計算して再構成することができる。従って、撮像しようとする空間的に静止した臓器 22 内の造影剤ダイナミックスは、あらゆる時点で計算することができる。1つの実施形態では、方法 60 を用いて、少なくとも 1 つの公知の灌流アルゴリズムの処理段階を項目別に記す。また、面検出器 18 が、空間的に静止した臓器 22 の投影データを同時に完全に測定するため、ボリューム灌流解析を行うことができる。1つの実施形態では、サンプリングした投影データを、フィルタ処理し、いずれかの時間に補間することにより、特定の時点での投影データを生成するのに複数の収集データを用いることになるため、信号処理技術を用いてノイズを減少させ、時間分解能を改善することが可能になる。20

【0022】

1つの実施形態では、ガントリ 12 の速度を減少させて処理段階を実行することにより、再構成に用いるビューを増加させることができることになる。別の実施形態では、第 1 の列数より少ない幾らかの列数をデジタル化することによって面検出器 18 の軸線方向被写域を縮小することにより、再構成に用いるビューを増加させることができる。別の実施形態では、面検出器データ 18 の第 1 の列数より大きい列数を多重化しつつデジタル化することによって面検出器 18 の軸線方向分解能を低下させることにより、再構成に用いるビューを増加させることができる。30

【0023】

例示的な実施形態では、システム 10 は、造影剤ダイナミックスの再構成の時間分解能を高めること及び投影データでの信号対ノイズ比を増大させることを含み、それによって再構成画像の画質を改善するようなボリューム灌流測定値の計算を可能にする。システム 10 はまた、面検出器技術を用いることにより灌流計算のための軸線方向被写域を増大させることを可能にする。また、投影データを特定の時点に補間し、従って CT 再構成の投影データの時間平均が最小になる。また、補間工程において用いられて投影画像の造影剤ダイナミックスを解像する信号処理によっても、ノイズ測定値の減少が可能になる。40

【0024】

図 4 は、撮像領域を有するコンピュータ断層撮影 (CT) イメージングシステムを用いて空間的に静止した臓器のデータを収集するための方法 80 を示すフローチャートである。この方法 80 は、面検出器が空間的に静止した臓器を全てのビュー角度において撮像領域内に含むように、該面検出器を位置決めする段階 82 と、CT イメージングシステムをシネモードで動作させて、空間的に静止した臓器を表す複数の投影データを収集する段階 84 と、収集した投影データをフィルタ処理して、信号対ノイズ比が改善されたデータを得る段階 86 と、投影データをいずれかの時点に補間する段階 88 と、フィルタ処理時間解像投影データを再構成する段階 90 と、生体組織ダイナミックスを表す投影データの再構成を用いて臓器内のボリューム灌流を計算する段階 92 とを含む。この方法 80 は更に50

、収集した投影データを選択した頻度でフィルタ処理する段階を含む。この方法 80 におけるフィルタ処理する段階 86 及び補間する段階 88 のいずれかは、特定の撮像用途によつては、任意的に省略することができる。

【0025】

従つて、システム 10 により、ボリューム灌流測定を向上させることが可能になり、ヒト生体組織の造影剤ダイナミックスの再構成における時間分解能が向上するとともに投影データにおける信号対ノイズ比が改善され、それによって再構成の画質が改善され、ヒト生体組織での灌流評価が向上する。

【0026】

本発明を種々の具体的な実施形態に関して説明してきたが、本発明が特許請求の範囲の技術思想及び技術的範囲内の変更で実施することができることは、当業者には明らかであろう。本明細書では、第 3 世代の CT イメージングシステムを詳細に述べたが、第 4 世代の CT システム（静止検出器及び回転 X 線源）及び第 5 世代の CT システム（静止検出器及び静止 X 線源）を用いて、本発明の方法、イメージングシステム、及びプログラムでエンコードされたコンピュータ可読媒体を実施することもできる。また、本明細書で記載した信号処理法を、現行の CT システムと共に用いて、投影データの信号対ノイズ比を改善しました造影剤ダイナミックスの時間分解能を向上させ、それによって脳などの臓器内の造影剤ダイナミックスの再構成画像の画質を改善することができる。これらの方法を用いて、患者の生体組織内の造影剤ダイナミックスの再構成画像において同じ画質を得ながら、患者に投与する電離放射線の線量を減少させて患者の安全性を向上させることができる。

10

20

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図 1】CT イメージングシステムの絵画図。

【図 2】図 1 に示したシステムの概略ブロック図。

【図 3】コンピュータ断層撮影（CT）イメージングシステムを用いて、空間的に静止した臓器内のボリューム灌流を計算するための方法を示すフローチャート。

【図 4】コンピュータ断層撮影（CT）イメージングシステムを用いて、空間的に静止した臓器のデータを収集するための方法を示すフローチャート。

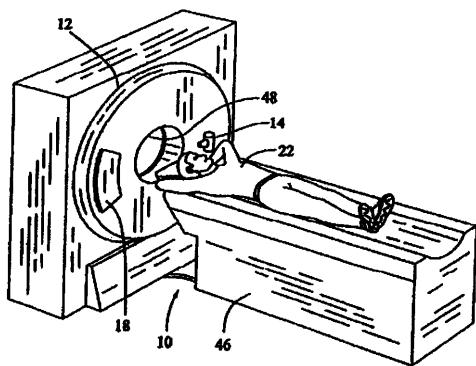
【符号の説明】

【0028】

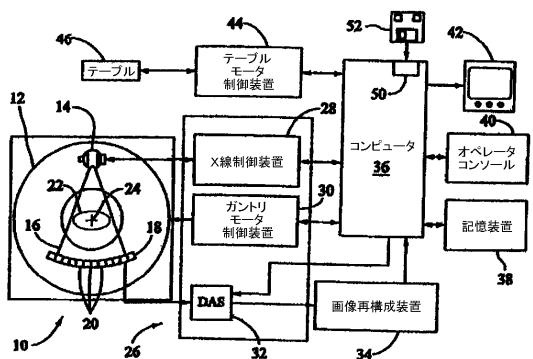
30

- 10 コンピュータ断層撮影（CT）イメージングシステム
- 12 ガントリ
- 14 X 線源
- 18 検出器アレイ
- 20 検出器素子
- 22 患者
- 46 モータ式テーブル
- 48 ガントリ開口

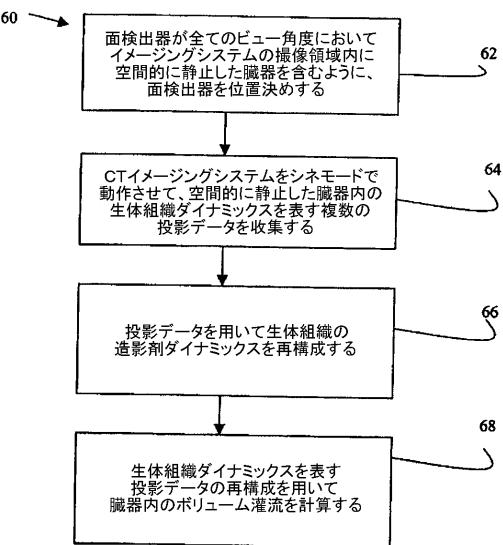
【図1】



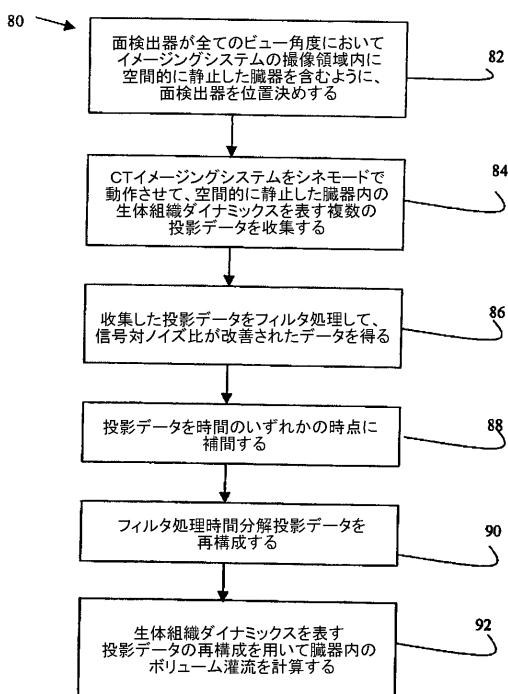
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平10-286252(JP,A)
特開平06-078916(JP,A)
特開平02-109546(JP,A)
特開2003-210456(JP,A)
特開平02-080037(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03