

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4431136号
(P4431136)

(45) 発行日 平成22年3月10日 (2010. 3. 10)

(24) 登録日 平成21年12月25日 (2009. 12. 25)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B
G 0 6 T 15/00 (2006.01)	G 0 6 T 15/00 2 0 0
	A 6 1 B 6/03 3 5 0 Q
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-502445 (P2006-502445)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年2月10日 (2004. 2. 10)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2006-517825 (P2006-517825A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成18年8月3日 (2006. 8. 3)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/000414		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02004/075115		1
(87) 国際公開日	平成16年9月2日 (2004. 9. 2)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成19年2月9日 (2007. 2. 9)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	03100386.6	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成15年2月19日 (2003. 2. 19)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ボリュメトリック画像再構成のための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の複数の投影からボリュメトリックな画像を再構成する方法であって、
前記複数の投影が、前記対象に対して移動される放射線源及び対応する検出器によって決定され、

前記方法が、

複数のリビニングされた投影を決定するために、前記複数の投影についてリビニングステップを実施するステップと、

前記複数のリビニングされた投影の個々のものがゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された前記検出器上の位置に関する位置情報に基づいて、決定する決定ステップと、
を含む方法。

【請求項 2】

前記ゲーティングウィンドウを規定するステップと、

前記ゲーティングウィンドウ内に検出された前記複数の投影の各々を、第1のマーカによってラベリングするステップと、

前記第1のマーカによってラベリングされた前記複数の投影のうちの1つの情報を含む前記複数のリビニングされた投影の各々を、第2のマーカによってラベリングするステップと、

を更に含み、前記決定ステップが、

前記第 2 のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された前記検出器上の位置に関する前記位置情報を決定するステップと、

前記第 2 のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された前記検出器上の前記位置に依存する関数を決定するステップであって、前記関数が、前記複数の投影のラベリングを、前記複数のリビニングされた投影のリビニングされた投影空間に移す、ステップと、

前記第 2 のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものに対応するボクセルを決定するステップと、

前記第 2 のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものに対応する前記ボクセルが、前記ゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、前記関数に基づいて検証するステップと、
を更に含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記放射線源によって発せられる放射線の放射線ジオメトリに依存する重み関数を決定するステップと、

前記重み関数を、前記第 2 のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影に適用するステップと、

前記重み付けされた、前記第 2 のマーカによってラベリングされた、複数のリビニングされた投影をフィルタリングするステップと、

前記フィルタリングされた、重み付けされた、前記第 2 のマーカによってラベリングされた、複数のリビニングされた投影の個々のものについて、前記リビニングされた投影空間における前記ボクセルの位置を計算するステップと、

20

前記ボクセルが、前記リビニングされた投影空間の許容される領域に投影されるかどうかを、前記関数に基づいて決定するステップと、

特定の角度からのすべての投影の重みが合計で 1 になることを確実にするために、前記ボクセルに関する前記重み関数を正規化するステップと、

前記重み関数を乗じられた許容される検出器値を、前記ボクセルに逆投影するステップと、

を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

30

前記方法が、高時間分解能 CT 再構成に関し、前記複数の投影が、CT スキャナによって決定され、前記ゲーティングウィンドウが、心電図から決定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記リビニングステップが、平行リビニングを含み、前記放射線源及び前記検出器の移動が、ヘリカルパスに沿う、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

対象の複数の投影からポリュメトリックな画像を再構成するための画像処理装置であって、

前記複数の投影が、前記対象に対して移動される放射線源及び対応する検出器によって決定され、

40

前記画像処理装置が、計算ユニットを有し、前記計算ユニットが、複数のリビニングされた投影を決定するために、前記複数の投影についてリビニングを実施するように構成され、前記計算ユニットが更に、前記複数のリビニングされた投影の個々のものがゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された前記検出器上の位置に関する位置情報に基づいて、決定するように構成される、画像処理装置。

【請求項 7】

前記計算ユニットが更に、前記ゲーティングウィンドウを決定するように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記ゲーティングウィンドウ内に検出された前記複数の投影

50

の各々を、第1のマーカによってラベリングするように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記第1のマーカによってラベリングされた前記複数の投影のうちの一つの情報を含む前記複数のリビニングされた投影の各々を、第2のマーカによってラベリングするように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記第2のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された前記検出器上の前記位置に関する前記位置情報を決定するように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記第2のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された前記検出器上の前記位置に依存する関数であって、前記複数の投影のラベリングを、前記複数のリビニングされた投影のリビニングされた投影空間に移す関数を決定するように構成され、

10

前記計算ユニットが更に、前記第2のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の個々のものに対応するボクセルを決定するように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記第2のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影の複数の個々のものに対応する前記ボクセルが、前記ゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、前記関数に基づいて検証するように構成される、請求項6に記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記計算ユニットが更に、前記放射線源によって発せられる放射線の放射線ジオメトリに依存する重み付け関数を決定するように構成され、

20

前記計算ユニットが更に、前記重み関数を、前記第2のマーカによってラベリングされた前記複数のリビニングされた投影に適用するように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記重み付けされた、前記第2のマーカによってラベリングされた、複数のリビニングされた投影をフィルタリングするように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記フィルタリングされた、重み付けされた、前記第2のマーカによってラベリングされた、複数のリビニングされた投影の個々のものについて、前記リビニングされた投影空間における前記ボクセルの位置を計算するように構成され、

前記計算ユニットが更に、前記ボクセルが、前記リビニングされた投影空間の許容される領域に投影されるかどうかを、前記関数に基づいて決定するように構成され、

前記計算ユニットが更に、特定の角度からのすべての投影の重みが合計で1になることを確実にするように、前記ボクセルに関する前記重み関数を正規化するように構成される、請求項7に記載の画像処理装置。

30

【請求項9】

前記画像処理装置が、コンピュータ断層撮影機の一部であり、前記ゲーティングウィンドウが、心電図から決定される、請求項6に記載の画像処理装置。

【請求項10】

コンピュータ読み取り可能な媒体を含むコンピュータプログラムであって、

複数のリビニングされた投影を決定するために、複数の投影についてリビニングステップを実施するステップと、

前記複数のリビニングされた投影の個々のものが、ゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、前記複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された検出器上の位置に関する位置情報に基づいて、決定するステップと、

40

を、前記コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるとき、前記コンピュータに実行させるコンピュータプログラム手段を有する、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像再構成の分野に関する。本発明は、関心対象に対して放射線のコーンビーム又はファンビームを移動させるコンピュータトモグラフィ(CT)スキャナからのX線伝送データを再構成することに関して特定のアプリケーションを見だし、特にそれに

50

関して記述される。しかしながら、本発明は、CTスキャナ、核カメラ及び非平行な軌跡を表すデータを処理する他の診断スキャナからのデータの再構成に関してもアプリケーションを見いだすことが認められるべきである。特に、本発明は、ポリュメトリックな画像の再構成方法と、ポリュメトリックな画像再構成のための画像処理装置と、ポリュメトリックな画像再構成のために使用できるコンピュータ読み取り可能な媒体を含むコンピュータプログラム製品とに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、スパイラル又はヘリカルCTスキャナは、透過放射線の薄いスライス又はビームを放出するX線源を有する。X線源は、回転軸に沿って平行移動される対象(object)の周りを回転運動するように取り付けられる。放射線検出器の円弧又はリングは、対象を通り抜けた放射線を受け取る。放射線検出器からのデータは、対象を通じた単一のらせん状スライスを表す。検出器からのデータは、3次元画像表現に再構成される。

10

【0003】

CTデータの再構成は、多くの場合、フィルタリングされた逆投影に先立つ投影データの平行リビニングステップに基づく。これは、シングルライン及びコーンビーム投影データにそれぞれ当てはまる。運動する対象、例えば人間の心臓から取得されるCTデータの再構成の場合、状況は、心臓がほぼ周期的な運動を行うという事実によって複雑である。心臓のシングルフェーズのより高い解像度の再構成を実施するために、ゲーティング方法が適用される。ゲーティングウィンドウは、一般に、心電図(ECG)から決定され、利用可能な投影データの量を、関心のある心臓フェーズに属するものに制限する。

20

【0004】

これまで知られているすべてのケースにおいて、ゲーティングウィンドウは、再構成のために使用される平行リビニングされた投影をラベリングするために使用される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

平行リビニング自体は、さまざまな異なる放射線源位置において取得される複数のファンビーム/コーンビーム投影から、平行な投影を生成する。従って、複数のファンビーム/コーンビーム投影が、さまざまな異なる時点に取得される。平行リビニングされた投影は、扇角の角度レンジ内において測定された一組のファンビーム/コーンビーム投影からの情報を含む。同じ投影角において取得されるファンビーム投影と同じ時点に測定されるのは、平行リビニングの平行投影の中心線だけである。従って、ECGに基づくゲーティングウィンドウから生じる値によって、平行リビニングされた投影を直接的にラベリングすることは、ゲーティングウィンドウに属しなかった投影データを再構成に使用することになり、従って、画像の不所望の動きアーチファクトをもたらす。

30

【0006】

本発明の目的は、画像内の不所望の動きアーチファクトを低減することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の例示的な実施形態によれば、上述の目的は、対象の複数の投影からポリュメトリックな画像を再構成する方法であって、複数の投影が、例えばヘリカル走査パスのような走査パスに沿って対象に対して移動される放射線源及び対応する検出器によって決定され、方法が、複数のリビニングされた投影を決定するために複数の投影についてリビニングステップを実施するステップと、複数のリビニングされた投影の個々のものが、ゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、複数のリビニングされた投影の個々のものが検出された検出器上の位置に関する位置情報に基づいて、決定するステップと、を含む方法によって解決されることができ、有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、ポリュメトリック画像再構成ののち、画像内の不所望の動きアーチファクトは低減される。このように、例えば、高時間分解能の心臓CT再構成が実施されるとき、分解能が改善さ

40

50

れることができる。

【 0 0 0 8 】

請求項 2 に記載の本発明の例示的な実施形態によれば、複数のリピニングされた投影の個々のものが検出された検出器上の位置に依存する関数が決定され、関数は、複数の投影のラベリングを、複数のリピニングされた投影のリピニングされた投影空間に移す。この関数は、リピニングされた投影の複数の個々のものに対応するボクセルが、本当にゲーティングウィンドウ内にあるか否かを検証するために使用される。有利には、本発明のこの例示的な実施形態は、ボクセルがゲーティングウィンドウ内にあり、最終的な画像を再構成するために使用されるべきか否かの検証される信頼できる決定を可能にする。

【 0 0 0 9 】

請求項 3 に記載の本発明の別の例示的な実施形態によれば、重み付け、フィルタリング及び重み付けの正規化が、ボクセルがリピニングされた投影空間の許容される領域上に投影されるかどうかを決定するために、実行される。

【 0 0 1 0 】

請求項 4 に記載の本発明の別の例示的な実施形態によれば、複数の投影が、CT スキャナによって決定され、方法が、高時間分解能の CT 再構成に関し、ゲーティングウィンドウが心電図から決定される。代替例として、アコースティック又は光学センサが、ECG の代わりに使用されてもよい。

【 0 0 1 1 】

請求項 5 に記載の本発明の別の例示的な実施形態によれば、リピニングステップが、平行リピニング及び放射線源の移動を含み、検出器が、ヘリカルパスに沿う。

【 0 0 1 2 】

請求項 6 に記載の本発明の別の例示的な実施形態によれば、計算ユニットを有する画像処理装置であって、計算ユニットが、複数のリピニングされた投影を決定するために複数の投影についてリピニングを実施するように構成され、計算ユニットが、更に、複数のリピニングされた投影の個々のものがゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを、複数のリピニングされた投影の個々のものが検出された検出器上の位置に関する位置情報に基づいて決定するように構成される、画像処理装置が提供される。

【 0 0 1 3 】

請求項 6 の画像処理装置の他の例示的な実施形態が、請求項 7 乃至 9 に与えられている。

【 0 0 1 4 】

請求項 10 に記載の本発明の別の例示的な実施形態によれば、リピニングステップと、複数のリピニングされた投影の個々のものがゲーティングウィンドウ内にあるかどうかについて位置情報に基づく決定と、を、コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるとき、コンピュータに実行させるためのコンピュータプログラム手段を有するコンピュータ読み取り可能な媒体を具えるコンピュータプログラム製品が提供される。有利には、この例示的な実施形態によるコンピュータプログラムは、計算の最小限の量が実施されることを必要とし、従って、必要とされる計算パワーの量を低減する。更に、コンピュータプログラムを実行するのに必要なストレージが最小化されることができる。

【 0 0 1 5 】

特定の投影が検出された検出器上の位置に対応する位置情報が、この投影が本当にゲーティングウィンドウ内にあるかどうかを決定するために使用されることが、本発明の例示的な実施形態の要旨とみなされることができる。

【 0 0 1 6 】

本発明のこれら及び他の見地は、以下に記述される実施例から明らかになり、それらを参照して説明される。

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の例示的な実施形態について、添付の図面を参照して説明する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

以下の記述において、本発明は、平行リピニングの例示的な実施形態に沿って説明される。しかしながら、本発明は、新たな人為的な投影が、他の時点に他のジオメトリにおいて取得された複数の他の投影から再構成される各タイプのリピニングに適用されることができる。言い換えると、本発明は、他の投影ジオメトリへのリピニングが実施されるいかなる適切な走査軌跡にも適用されることができる。

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明の例示的な実施形態による、入力/出力ユニット 4 及び C T スキャナ 6 に接続される画像処理装置 2 の簡略化された概略図を示す。画像処理装置 2 は、計算ユニット 8 を有する。コンピュータトモグラフィ C T スキャナ 6 は、検査領域 1 2 を規定する静止ガントリ 1 0 を有する。参照符号 1 4 は、静止ガントリ 1 0 に取り付けられる回転ガントリを示す。例えば X 線管のような透過放射線源 1 6 が、それとともに回転する回転ガントリ 1 4 上に配置される。放射線源 1 6 は、放射線のコーン形状のビーム 1 8 を生成するようにコリメートされ、該ビームは、回転ガントリ 1 4 の回転中、検査領域 1 2 を通過する。

【 0 0 2 0 】

更に、放射線ビーム 1 8 をシェーピングし、ビーム 1 8 のオン及びオフを選択的にゲート制御するためのコリメータ及びシャッターシステム 2 0 が設けられる。更に、放射線ビーム 1 8 は、放射線源 1 6 を電子的に切り替えることによって、オン及びオフをゲート制御されることができる。

【 0 0 2 1 】

参照符号 2 2 は、対象の関心領域が少なくとも部分的に C T スキャナ 6 の検査領域 1 2 内にあるように、走査されるべき対象を支持する対象支持体、例えば患者用寝台を示す。回転ガントリ 1 4 には、放射線源 1 6 の反対側の位置に、放射線検出器 2 4 が設けられる。放射線検出器 2 4 は、それが検査領域 1 2 の対象を通過した後の放射線源 1 6 によって発されたコーンビーム 1 8 の実質的な量を検出するように構成される。好適には、放射線検出器は、2次元の検出器アレイである。更に、放射線検出器 2 4 は、放射線検出器 2 4 が検査領域 1 2 の周囲を放射線源 1 6 と共に回転するように、それとともに回転する回転ガントリ 1 4 に取り付けられる。

【 0 0 2 2 】

回転ガントリ 1 4 が検査領域 1 2 の周囲を回転する間、関心対象をその上に保持する対象支持体 2 2 は、検査領域 1 2 の中央の水平軸に沿って平行移動する。これにより、放射線源 1 6 及び放射線検出器 2 4 は、関心対象に対してヘリカルな経路をたどる。任意には、代替実施例において、支持体 2 2 が静止したままであり、その一方で、静止ガントリ 1 0 が関心対象に対して平行移動され又は他の方法で移動され、それによって、放射線源 1 6 及び放射線検出器 2 4 が、走査中、関心対象に対するヘリカルなパスに沿って移動されるように、静止ガントリ 1 0 が構成される。

【 0 0 2 3 】

走査中、放射線検出器 2 4 は、予め決められた時間間隔でサンプリングされる。放射線検出器 2 4 から読み取られるサンプリング結果は、電気信号、すなわち電氣的なデータであり、以下において投影と呼ばれる。従って、関心対象の走査全体の全データセットは、複数の投影からなり、投影の数は、放射線検出器 2 4 がサンプリングされる時間間隔に対応する。複数の投影は、画像処理装置 2 に伝送され、画像処理装置 2 において、計算ユニット 8 によって読み取られる。複数の投影に基づいて、計算ユニット 8 は、検査領域 1 2 の中央の水平軸に対して垂直な平面に沿って、関心対象のスライス画像を再構成する。スライス画像を生成する代わりに、計算ユニット 8 は、3次元画像又は動画化された表現を決定するように構成されてもよい。後者の場合、例えば、個別の画像は、人間の心臓の周期的な動きを示す画像の動画化されたシーケンスが生成されるように、一緒に組み立てられる。画像は、入力/出力ユニット 4 を介して出力される。更に、入力/出力ユニット 4 は、操作者が、C T スキャナ 6 及び画像処理装置 2 における走査のパラメータを手動で制

10

20

30

40

50

御することを可能にする。別の実施例において、絞りのようなアパーチャシステムが、コンビーム18に変わってファンビームが生成されるように、放射線源16と検査領域12との間に設けられてもよい。

【0024】

図1の参照符号26は、検査されるべき患者の胸郭に取り付けられるセンサを示す。センサ26は、心電計(ECG) 28に接続され、心電計28は、画像処理装置2に接続される。代替例として、 ECGの代わりに、ゲーティング関数は、投影から直接的に決定されてもよく(キモグラム)、又は他のセンサ、例えばアコースティックセンサ若しくは光学センサによって決定されてもよい。

【0025】

以下、本発明について、心臓のシングルフェーズの高解像度再構成が行われる高時間分解能心臓CT再構成の例に関して詳しく記述する。しかしながら、本発明は、高時間分解能心臓CT再構成に限定されず、運動、例えば周期的な運動をする対象が検査されるCTスキャナ、核カメラ及び他の診断スキャナからのデータの再構成に関連して一般に適用されることができることに留意しなければならない。

【0026】

以下、図1に示されるシステムの動作の例示的な実施形態について、図2を参照して説明する。図2は、図1のシステムの動作のための本発明の方法による例示的な実施形態の簡略化されたフローチャートを示す。

【0027】

ステップS1における開始後、例えば、操作者が、入力/出力ユニット4への入力を介して図1のシステムの動作を開始したのち、 ECGデータが、ステップS2において、 ECG 28から読み込まれる。 ECGデータは、センサ26によって測定される患者の心拍を表す。

【0028】

方法は、ステップS3へ続く。ステップS3において、画像処理装置2、すなわち画像処理装置2の計算ユニット8に読み込まれる測定された ECGデータに基づいて、計算ユニット8は、 ECGの R - R間隔の範囲内にゲーティングウィンドウ幅及び位置を決定する。これは、例えば心臓医のような操作者の対話によって行われることができる。 R - R間隔は、人間の心臓の拍動のアノテーション間の間隔である。このウィンドウ幅及び位置は、総取得間隔を通じて一定であり、又は変化する。総取得間隔は、CTスキャナにおける走査中に決定される投影のすべて又はいくつかを含む、最初の投影から最後の投影にわたるものとして規定される。

【0029】

ステップS3においてゲーティングウィンドウが決定されたのち、方法は、ステップS4へ続く。ステップS4において、画像処理装置2は、CTスキャンが患者の完全な投影データセットを取得するように患者に実施されるように、CTスキャナ6を制御する。

【0030】

ECGデータ及びCT投影を続けて読み込む代わりに、有利には、 ECGデータ及びCT投影が、並行して決定される。回顧的(retrospective)なゲーティング及び先見的(prospective)なゲーティングの2つのゲーティング方法が、適用されうる。

【0031】

回顧的なゲーティングにおいて、投影及び ECGデータは連続的に決定され、そののち、すなわちあとから振り返ってみて、ゲーティングウィンドウの位置及び投影のどれが画像の再構成のために使用されるべきかに関する決定が、 ECGデータからなされる。

【0032】

先見的なゲーティングにおいて、 ECGデータ及びCT投影は、ここでも並行して決定される。しかしながら、心臓の各サイクルの初め(Rピーク)に、投影が各サイクルのどの部分に決定されるべきかについての決定がなされる。取得間隔は、真空管(放射線源)がサイクルのこの短い間隔においてのみオンにされるとともに、投影がこの間隔において

10

20

30

40

50

のみ決定されるように、制御されることができる。

【0033】

ステップS4における走査後、方法は、ステップS5へ続く。ステップS5において、画像処理装置2の計算ユニット8は、ステップS3において規定されたゲーティングウィンドウ内に測定された各投影を、第1のマーカによってラベリングする。言い換えると、ステップS5において、取得された投影(コーンビーム又は扇形ビーム)の各々は、それが、走査が行われる間に心臓サイクルの1つのゲーティングウィンドウ内に測定された場合、第1のマーカによってラベリングされる。

【0034】

ラベリングステップS5の後、計算ユニット8は、リビニングステップを実施する。ステップS6において、計算ユニット8は、投影データセット全体について平行リビニングを実施する。これについては、図3a乃至図4を参照してより詳しく説明する。

【0035】

既に図1を参照して示したように、放射線源16及び放射線検出器24は、共に、患者の周囲を回転する。図3a乃至図3fにおいて、参照符号30は、ヘリカルパスを示し、放射線源16及び放射線検出器24は、このヘリカルパスに沿って回転される。これは、図3a乃至図3fに示されており、これらの図には、連続する投影が、放射線源16及び放射線検出器24のヘリカルパスに沿って示されている。図3a乃至図3fにおいて、放射線検出器24は、複数のライン32乃至36及び複数の列37乃至46を有する2次元検出器アレイとして描かれている。

【0036】

平行リビニングステップS6の間、平行な投影、すなわち複数の投影の平行な放射線又は列が、最終の画像を再構成するために使用される。これらの平行な投影は、参照符号50によって示されている。図3a乃至図3fに示される検出器構造において、リビニングステップの間に選択される平行投影50の各々は、2次元検出器アレイ24の列37乃至44に対応する。図3aから図3fから分かるように、平行な投影50は、互いに平行な平面を有する。

【0037】

しかしながら、図3a乃至図3fから分かるように、平行な投影50の各々は、2次元検出器アレイ24の異なる位置に当たる。言い換えると、図3a乃至図3fに示される検出器構造24において、リビニングの間に選択される平行な投影50の各々は、2次元検出器アレイ24の異なる列37乃至44によって検出される。

【0038】

以下、リビニングステップの他の部分について、図4を参照して説明する。図4に示されるように、複数の平行な投影50は、複数の平行な投影50からなるデータセットと一緒にまとめられる。このデータセットは、以下において、平行リビニングされた投影と呼ばれる。

【0039】

次のステップS7において、第1のマーカによってラベリングされた投影のうちの1つからの情報を含む平行リビニングされた投影の各々は、第2のマーカによってラベリングされる。次のステップS8において、列に依存する関数が、第2のマーカによってラベリングされたすべての平行リビニングされた投影について、決定される。言い換えると、図3a乃至図3fを参照して、関数が、検出器アレイ24の列37乃至44のうちどれが個々の平行投影50を検出したかに依存して、決定される。こうして、本発明によれば、個々の平行な放射線50が検出された放射線検出器24の位置に関する位置情報に基づいて、列に依存する関数が、第1のマーカによってラベリングされた投影からの情報を含むすべての平行リビニングされた投影について、決定される。

【0040】

次のステップS9において、再構成プロセスの間、第2のマーカによってラベリングされた平行リビニングされた投影及び列に依存する関数に基づいて、後続の画像表現のため

10

20

30

40

50

のボクセルが、再構成される。ステップS 9においてボクセルが再構成されたのち、方法は、ステップS 10へ続き、ステップS 10において終了する。言い換えると、本発明により、元々ファンビーム/コーンビーム投影のみの関数であるゲーティングウィンドウが、投影角度及び平行リビニング後の放射線検出器24の列座標の関数になる。有利には、逆投影の間、放射線検出器24の列座標に関するこのような位置情報を取り入れることによって、選ばれたゲーティングウィンドウに本当に属するデータのみが、平行な投影50からの画像を再構成するために使用されるので、再構成方法の時間分解能が、大幅に増加されることができる。

【0041】

以下、図2のステップS 9の例示的な実施形態について、図5を参照して説明する。図5は、図2のステップS 9の例示的な実施形態のフローチャートを示す。ステップS 20における開始後、CTスキャナ6の放射線ジオメトリに依存する余弦タイプの重み付け関数が、ステップS 21において決定される。放射線ジオメトリは、ヘリカルパス、コーンビーム又はファンビームのディメンジョン、放射線源16に対する放射線検出器24の位置、並びに放射線検出器24のライン及び列に関する位置情報からなるグループから選択される少なくとも1つの要素に関する情報を含む。ステップS 22の後、余弦タイプの重み付け関数が、ステップS 22において第2のマーカによってラベリングされた平行リビニングされた投影に適用される。ステップS 22のラベリング後、方法はステップS 23へ続く。ステップS 23において、重み付けされた、第2のマーカによってラベリングされた、平行リビニングされた投影が、適切なハイパスフィルタによってフィルタリングされる。ステップS 23におけるフィルタリングののち、フィルタリングされた、重み付けされた、第2のマーカをもつ、平行リビニングされた投影の各々についてのボクセルの位置が、ステップS 24において計算される。方法は、ステップS 25へ続く。

【0042】

ステップS 25において、第2のマーカによってマークされた投影の領域上に投影されるボクセルが、選択される。言い換えると、ステップS 27において、決定されたボクセルが、本当にゲーティングウィンドウ内にあるかどうかのテストがなされる。このために、ボクセルが、検出器24上に「投影され」、ボクセルが、検出器24上のゲーティングウィンドウ領域に投影されるかどうかの決定がなされる。上述したように、ゲーティングウィンドウ領域は、放射線検出器24の表面上のゲーティングウィンドウの「投影領域」に対応する。

【0043】

ステップS 25の後、方法は、ステップS 26へ続き、ステップS 26において、正規化ステップが実行される。ステップS 26において、特定の角度からのすべての投影の合計の重みが1になることを確実にするために、各投影及びステップS 25において選択されたボクセルの各々の重み付け関数が、正規化される。ステップS 26における正規化の後、方法は、ステップS 27へ続き、そこで終了する。

【0044】

図6は、0.5秒の回転時間をもつCTシステムの平行リビニングされた検出器について、回転ガントリ14の回転中心からの距離の関数としての時間値を示す。実際の検出器システムの場合、投影のレンジにわたって68ミリ秒のバリエーションが見られる。回転中心を中心とする288mmの円の場合、20ミリ秒のバリエーションがある。

【0045】

上述したように、平行リビニング自体は、ヘリカルパス30上の異なる放射線源位置、従って異なる時点において取得された複数のファンビーム又はコーンビーム投影から、平行な投影を生成する。平行リビニングされた投影は、扇角の角度レンジ内で測定された一組のファンビーム又はコーンビーム投影からの情報を含む。しかしながら、同じ投影角において適用されたファンビーム投影と同じ時点において測定されるのは、平行な投影の中心線だけであることに留意すべきである。従って、ECGに基づくゲーティングウィンドウに起因する値の範囲内の平行リビニングされた投影を直接的にラベリングすることは、

再構成において、ゲーティングウィンドウに本当は属さなかった投影データを使用することになり、それによって、画像に不所望の動きアーチファクト又は欠陥を生じさせる。本発明によれば、このような不所望の動きアーチファクト又は欠陥が、大幅に低減されることができる。本発明によれば、最終的な画像の再構成のために最終的に使用される投影データが、ゲーティングウィンドウ内にあるか否かのテストが、位置情報を使用することによって行われる。画像を最終的に再構成するために使用される投影データがゲーティングウィンドウ内にあるか否かを更に調べるために、個々の投影データが検出器24のどの位置で検出されたかに関する情報が、使用される。

【0046】

既に上述したように、高時間分解能心臓CT再構成において使用されることに加えて、本発明は、運動する対象が走査される核カメラ及び他の診断スキャナに関連するアプリケーションにも適用されることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本発明による、CTスキャナに接続される画像処理装置の例示的な一実施形態を示す図。

【図2】図1の装置を動作させるための方法の例示的な実施形態を示すフローチャート。

【図3】a乃至fは、図2の方法をより詳しく説明するための簡略図。

【図4】図2の方法をより詳しく説明するためのリビニングプロセスの簡略化されたグラフィック表現を示す図。

20

【図5】本発明による図2の方法のステップS9の例示的な実施形態を示すフローチャート。

【図6】0.5秒の回転時間をもつCTシステムについて、放射線源及び平行リビニングされた検出器に関する検出器からの回転中心からの距離の関数としての時間値を示す図。

【図1】

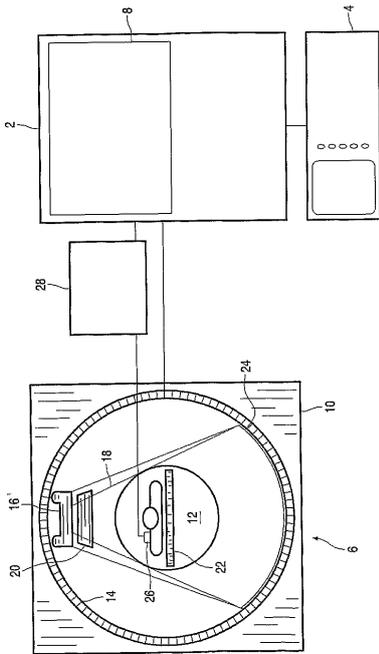
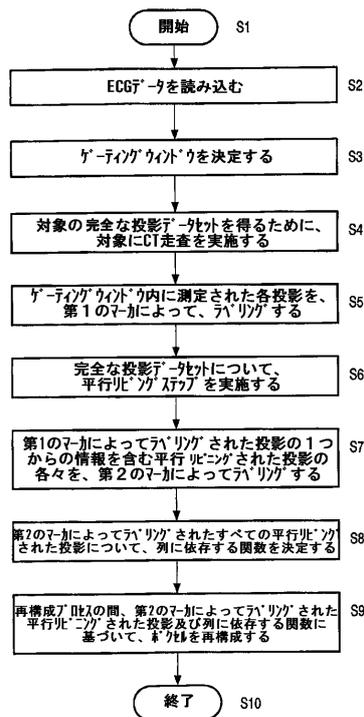


FIG.1

【図2】



【図3 a - f】

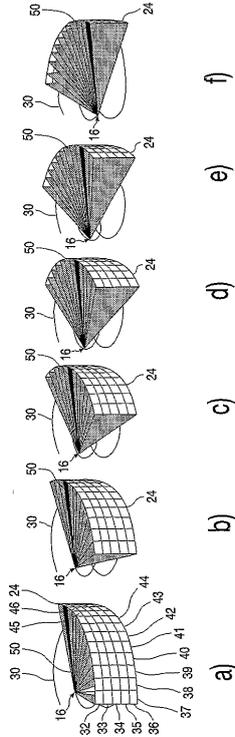


FIG.3 a-f

【図4】

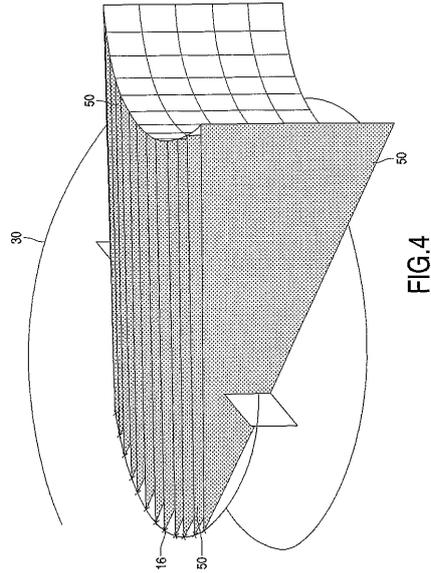
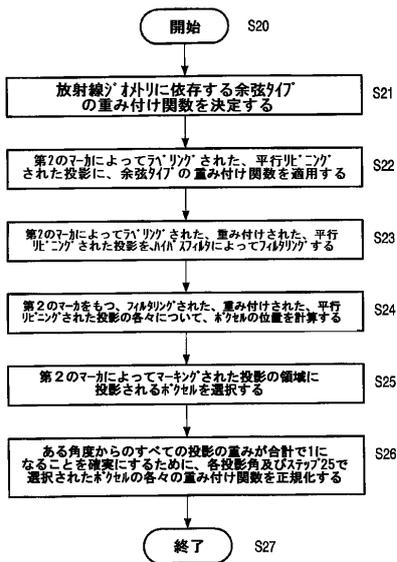
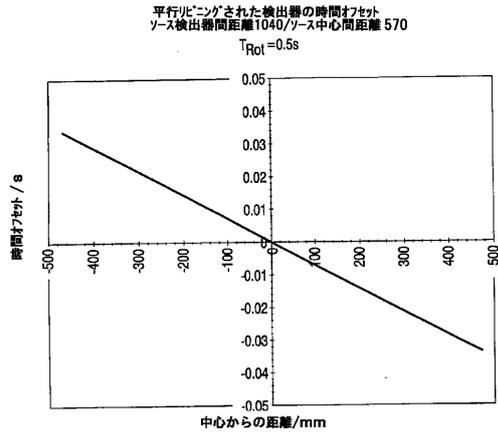


FIG.4

【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (72)発明者 グラッス ミカエル
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウス ストラッセ 2 フィリップス イ
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーパー
- (72)発明者 マンツケ ロベルト
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウス ストラッセ 2 フィリップス イ
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーパー
- (72)発明者 クーレル トマス
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウス ストラッセ 2 フィリップス イ
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーパー

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 Marc Kachelriess et. al., ECG-Related Imaging of the Heart with Subsecond Multislice Spiral CT, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE, 2000年 9月, Vol.19, No. 9, p.888-901

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A61B 6/00-6/14
G06T 15/00