

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-538205

(P2009-538205A)

(43) 公表日 平成21年11月5日 (2009.11.5)

(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 1 3	4 C 0 9 3
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	5 B 0 5 7
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B	
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

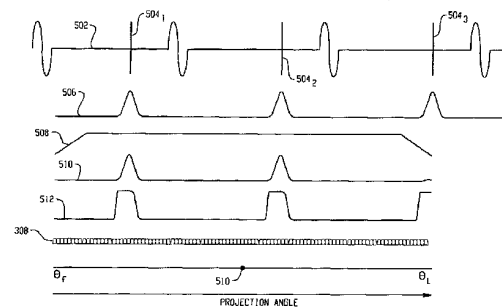
(21) 出願番号	特願2009-512212 (P2009-512212)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成19年5月9日 (2007.5.9)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成20年11月21日 (2008.11.21)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/068539		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02007/140094		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成19年12月6日 (2007.12.6)		1
(31) 優先権主張番号	60/803,260	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成18年5月26日 (2006.5.26)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動的コンピュータ断層撮像

(57) 【要約】

周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データ (302) を使用して複数の画像層 (308) を再構成する。画像層 (308) を合成して、所望の運動位相において画像データを生成する。画像層を合成するために使用された重み付け関数を生成するために、基準重み付け関数 (512) が、所望の心位相において生成される。画像層 (308) は、第1の重み付け関数 (312) を近似するよう重み付けされる。効果的には、関心の部分領域のサイズ及び画像層の数は、コンピュータの比較的高速のメモリ部分において種々の画像層を記憶することが可能であるように選択される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

方法であって、

周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を再構成する工程であって、前記画像層は、完全なトモグラフィ・データの組を得るために必要な角度範囲よりも小さい角度範囲を有する投影データ・セグメントから生成される工程と、

前記画像層を合成して、任意の第 1 の運動位相における前記物体を示す第 1 の画像データを生成する工程と、

前記第 1 の画像データを示す、人間によって判読可能な画像を表示する工程とを含む方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法であって、

任意の第 2 の運動位相を示す人間のユーザから入力を受け取る工程と、

前記画像層を合成して、前記第 2 の運動位相における前記物体を示す第 2 の画像データを生成する工程と、

前記第 2 の運動位相における前記物体を示す、人間によって判読可能な画像を生成する工程とを含む方法。

【請求項 3】

請求項 2 記載の方法であって、前記画像層は第 1 の角変位だけ変位され、前記第 1 の運動位相及び前記第 2 の運動位相は、前記第 1 の角変位よりも小さい角距離だけ隔てられている方法。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の方法であって、合成する工程は、約 π の合計角測長さを有する投影データから生成される画像層を合成する工程を含む方法。

【請求項 5】

請求項 1 記載の方法であって、前記物体が、拍動している心臓である方法。

【請求項 6】

請求項 1 記載の方法であって、

前記第 1 の運動位相に対応する第 1 の基準重み付け関数を生成する工程と、

前記画像層に施される重み付けが前記第 1 の基準重み付け関数を近似するように前記画像層を重み付けする工程とを含む方法。

30

【請求項 7】

請求項 6 記載の方法であって、前記第 1 の重み付け関数を生成する工程は、

時間変動する重み付け関数を生成する工程と、

照射ウィンドウを生成する工程とを含む方法。

【請求項 8】

請求項 6 記載の方法であって、画像ボリューム内の複数の領域それぞれの前記第 1 の基準重み付け関数と、投影依存性重みプロファイルとの間の差を最小にする画像層重みを算出する工程を含む方法。

40

【請求項 9】

請求項 1 記載の方法であって、

前記投影データを再構成して関心の領域の第 3 の画像データを生成する工程と、

第 3 のボリューム・データにおける関心の部分領域を選択する工程とを含み、

前記画像層が前記関心の部分領域に対応する方法。

【請求項 10】

装置であって、

周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を再構成する手段であって、前記画像層は、完全なトモグラフィ・データの組を得るために必要な角度範囲よりも小さい角度範囲を有する投影データ・セグメントから生成

50

される手段と、

前記画像層を合成して、任意の第 1 の運動位相における前記物体を示す第 1 の画像データを生成する手段と、

前記第 1 の画像データを示す、人間によって判読可能な画像を表示する手段とを含む装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 記載の方法であって、前記第 1 の運動位相が前記物体運動の複数の周期において確立され、前記方法は、

前記周期のうちの少なくとも 1 つにおいて位相点を独立的に調節する工程と、

前記画像層を合成して前記物体の第 4 の画像データを生成する工程とを含む方法。

10

【請求項 1 2】

方法であって、

周期的に運動する物体の CT 検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を再構成する工程であって、前記画像層は、複数の角変位投影データ・セグメントから生成される工程と、

第 1 の重み付け関数によって前記画像層を合成して、第 1 の運動位相における前記物体を示す第 1 の画像データを生成する工程と、

前記第 1 の画像データを示す、人間によって判読可能な画像を表示する工程と、

第 2 の重み付け関数によって前記画像層を合成して、第 2 の運動位相における前記物体を示す第 2 の画像データを生成する工程と、

20

前記第 2 の運動位相における前記物体を示す、人間によって判読可能な画像を生成する工程とを含み、

前記画像層は第 1 の角変位だけ変位され、前記第 1 の運動位相と前記第 2 の運動位相は、前記第 1 の角変位よりも小さい角距離だけ隔てられている方法。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 記載の方法であって、

前記第 1 の運動位相の心筋重み付け関数を生成する工程と、

照射重み付け関数を生成する工程と、前記心筋重み付け関数及び前記照射重み付け関数を合成して、合成重み付け関数を生成する工程と、

前記合成重み付け関数を正規化して、正規化重み付け関数を生成する工程とを含む方法

30

【請求項 1 4】

請求項 1 2 記載の方法であって、前記第 1 の重み付け関数は、画像領域内の複数の領域の投影依存性重みプロファイルが基準重み付け関数の投影依存性重みプロファイルを近似するように前記画像層を重み付けする方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 記載の方法であって、前記領域がボクセルである方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 4 記載の方法であって、前記投影データはスパイラル・パスに沿って取得された X 線 CT データであり、前記方法は、前記スパイラル・パスに沿って各回転中に取得された前記投影データを複数の投影セグメントに分ける工程を含む方法。

40

【請求項 1 7】

請求項 1 2 記載の方法であって、

前記投影データを再構成して、前記物体の関心の領域を示す画像データを生成する工程と、

人間によって判読可能な形式で前記画像データを表示する工程と、

前記物体の関心の部分領域を示す人間のユーザからの入力を受け取る工程とを含み、

前記投影データを使用する工程は、入力を受け取る工程と時間的に並列に行われる方法

。

【請求項 1 8】

50

コンピュータによって実行されると、

周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を生成する工程と、

第1の角変動基準重み付け関数を生成する工程と、

前記画像層に施される重み付けが前記第1の重み付け関数を近似するように前記画像層を重み付けする工程と、

前記重み付けされた画像層を合成して前記物体を示す第1のボリューム・データを生成する工程と、

前記第1のボリューム・データを示す、人間によって判読可能な画像を生成する工程とを含む方法を前記コンピュータに行わせる命令を収容するコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

10

【請求項19】

請求項18記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記方法は、

第2の角変動基準重み付け関数を生成する工程と、

前記画像層に施される重み付けが前記第2の基準重み付け関数を近似するように前記画像層を重み付けする工程と、

前記重み付けされた画像層を合成して、前記物体を示す第2のボリューム・データを生成する工程とを含むコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項20】

請求項19記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記第1の基準関数は前記周期的な運動の第1の位相に対応し、前記第2の基準関数は、前記周期的な運動の第2の位相に対応するコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

20

【請求項21】

請求項20記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記物体は、拍動している心臓であり、前記位相は心位相であるコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項22】

請求項18記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、合成する工程は、約 π の合計角測長さを有する画像層を合成する工程を含むコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項23】

請求項18記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記第1の基準重み付け関数を生成する工程は、

時間重み付け関数を生成する工程と、

再構成ボリューム内の複数の領域毎に照射ウィンドウを生成する工程とを含むコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

30

【請求項24】

請求項18記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記方法は、

画像ボリューム内の複数の領域の前記第1の基準重み付け関数と、投影依存性重みプロファイルとの間の差を最小にする画像層重みを算出する工程を含み、

前記画像層を重み付けする工程は、前記算出された重みによって前記画像層を重み付けする工程を含むコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

40

【請求項25】

請求項24記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記方法は、非反復閉公式を使用して前記画像層重みを算出する工程を含むコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項26】

請求項23記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記領域がボクセルであるコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項27】

請求項18記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記方法は、

50

前記投影データを再構成して関心の領域の第3のボリューム・データを生成する工程と

、
前記第3のボリューム・データにおける関心の部分領域を選択する工程とを含み、
部分画像層は、前記関心の部分領域に対応するコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、コンピュータ断層（CT）撮像に関する。本発明は、移動構造の可視化を向上させることが望ましい心筋アプリケーション及び他のアプリケーションに適用される。

【背景技術】

【0002】

CT手法における最近の進展（ガントリ回転速度が増加し、マルチスライス・スキャナが導入され、受け入れられていることなど）により、CT撮像の新たなアプリケーションが開けている。前述のアプリケーションの1つには、心筋撮像のアプリケーションがあり、特に、冠動脈の可視化がある。

【0003】

心筋撮像の特に難しい局面の1つには、拍動している心臓を効果的に可視化するために必要な時間分解能でボリューム・データを得ることがある。例えば、B l o b e l O p t i m i z a t i o n o f T e m p o r a l a n d S p a t i a l R e s o l u t i o n f o r C a r d i a c C T D i a g n o s t i c s (2 0 0 4) や
、 S h o e p f 他、 C T o f C o r o n a r y A r t e r y D i s e a s e , R a d i o l o g y 2 0 0 4 : 2 3 2 : 1 8 - 3 2 (2 0 0 4) を参照されたい。

【0004】

ゲート式心筋再構成を行う手法の1つには、拡張された心筋再構成（ECR）手法がある。Grass他、H e l i c a l C a r d i a c C o n e B e a m R e c o n s t r u c t i o n U s i n g R e t r o s p e c t i v e E C G G a t i n g , P h y s . M e d . B i o l . 4 8 (2 0 0 3) 3 0 6 9 - 3 0 8 4 を参照されたい。ECR手法は、3Dフィルタリングされた逆投影に基づいた近似ヘリカル・コーン・ビーム再構成手法である。前述の枠組みにおいては、レトロスペクティブ心筋ゲーティング手法により、特定の関心心筋運動状態に時間情報が制限される。データの冗長性は、低ピッチ・ヘリカル再構成モードを使用して達成される。

【0005】

より具体的には、ECR手法は、コーン・ビーム・データの3D逆投影、フィルタリング、コサイン重み付けに先行して、平行ビーム・リビンギンにファン・ビームを施す、ヘリカル・コーン・ビーム再構成のウェッジ手法に基づく。再構成幾何構造に固有の幾何重み付け因子に加えて、ECR手法は更に、照射ウィンドウに基づいた重み付け関数も含む。これは、取得幾何構造の結果である。上記手法は、所望の心位相の画像ボリューム画像を再構成するために使用される、時間領域における投影データの一部を求めるために使用される心筋重み付け関数も含む。逆投影に先行して、照射重み付け関数及び心筋重み付け関数をボリューム内のボクセル毎に正規化手法を使用して合成する。

【0006】

ECR手法は、効果的な心筋再構成手法である一方、各心位相を可視化するために、新たな逆投影を必要とする。逆投影工程は計算量的に費用がかかるので、ECR手法は、複数の心位相におけるボリューム・データの比較的速く、相互作用的可視化が望ましいアプリケーションにあまり適していない。

【0007】

別の手法では、取得データのストリームは、完全なトモグラフィ・データの組を構成するために必要な角度範囲を有するデータ・セグメントに細分される。データ・セグメントは次には、再構成されてセグメント画像ストリームを構成する。次いで、時間リビンギンを画像データに施す。前述の画像データを加えてボリューム・データを構成する。B r u

10

20

30

40

50

der 他、 Dynamic Cardiac CT Imaging Using Detectors with Large Cone Angle、 Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine (2005) を参照されたい。

【0008】

この手法により、ユーザ選択された心位相毎に画像ボリュームを再算出する必要がなくなる一方、心位相は、画像セグメントの角度範囲の関数である離散時間グリッド内でしか調節することが可能でない。更に、セグメント画像を加えて、再選択された心位相における心臓の完全なボリューム画像を得るためには、コンピュータのハード・ディスクに対して大量の書き込みが必要である。よって、上記手法は、任意の心位相におけるボリューム・データの相互作用的な高速可視化を可能にするものでない。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の局面は前述及び他の事項に対処する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の第1の局面によれば、方法は、周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を再構成する工程と、任意の第1の運動位相における物体を示す第1の画像データを生成する工程と、第1の画像データを示す、人間によって判読可能な画像を表示する工程とを含む。画像層は、完全なトモグラフィ・データの組をもたらすために必要な角度範囲よりも小さい角度範囲を有する投影データ・セグメントから生成される。

20

【0011】

本発明の別の局面によれば、装置は、周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を再構成する手段と、画像層を合成して、任意の第1の運動位相における物体を示す第1の画像データを生成する手段と、第1の画像データを示す、人間によって判読可能な画像を表示する手段とを備える。画像層は、完全なトモグラフィ・データの組をもたらすために必要な角度範囲よりも小さい角度範囲を有する投影データ・セグメントから生成される。

30

【0012】

本発明の別の局面によれば、方法は、周期的に運動する物体のCT検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を再構成する工程と、第1の重み付け関数によって画像層を合成して、第1の運動位相における物体を示す第1の画像データを生成する工程と、第1の画像データを示す、人間によって判読可能な画像を表示する工程と、第2の重み付け関数によって画像層を合成して、第2の運動位相における物体を示す第2の画像データを生成する工程と、第2の運動位相における物体を示す、人間によって判読可能な画像を生成する工程とを含む。画像層は、角変位された複数の投影データ・セグメントから生成される。更に、画像層は第1の角変位だけ変位され、第1の運動位相及び第2の運動位相は、第1の角変位よりも小さい角距離だけ隔てられている。

40

【0013】

別の局面によれば、コンピュータによって実行されると、周期的に運動する物体のトモグラフィ検査中に取得された投影データを使用して複数の画像層を生成する工程と、角変動する第1の基準重み付け関数を生成する工程と、画像層に施される重み付けが第1の重み付け関数を近似するように画像層を重み付けする工程と、重み付けされた画像層を合成して、物体を示す第1のボリューム・データを生成する工程と、第1のボリューム・データを示す、人間によって判読可能な画像を生成する工程とを含む方法をコンピュータに行わせる命令をコンピュータ読み取り可能な記憶媒体が収容する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

50

更に他の利点及び便益は、本願明細書及び特許請求の範囲を読み、理解することにより、当業者によって認識されるであろう。

【実施例】

【0015】

図1を参照すれば、CTスキャナ10は、z軸を中心に回転する回転ガントリ18を含む。ガントリ18は、略コニカル放射ビームを生成するX線管などのX線源12を支持する。ガントリ18は、検査領域14の反対側にある任意の角度の円弧に対応するX線感応検出器20も支持する。好ましくは、検出器20は、z方向に延在する複数の行又はスライスの検出器エレメント、及び横断方向に延在する複数の列の検出器エレメントを含むマルチスライス検出器である。検出器20は、複数の射線に沿って受け取られた放射線を示す出力信号を生成する。フラット・パネルや他の検出器20の構成、並びに第4世代や他のシステムの幾何構造も実現することができる。

10

【0016】

心電図(ECG)装置28は、検査を受けている患者の心位相を示すデータを生成する。

【0017】

診察台などの患者支持体16は、患者を検査領域14内に支持する。好ましくは、患者支持体16は、z方向に移動可能である。制御部28は、所望のスキャン・プロトコルを行うために必要な種々のスキャン・パラメータ(管電圧や管電流などの、X線源12のパラメータを含む)を連係する。好ましくは、支持体16の移動をガントリの回転と連係させて、略ヘリカル・スキャン・パスを生成する。

20

【0018】

再構成器30は、投影データのストリームを再構成して、患者の解剖学的内部構造を示すボリューム・データを生成する。以下に更に詳細に説明するように、再構成器30は、複数の画像セグメント又は画像層を再構成する画像層再構成器34を含む。

【0019】

相互作用型重み付けプロセッサ42は、人間によって判読可能な形式で表示するために再構成器36によって生成されたボリューム画像データを処理する。

【0020】

汎用コンピュータは、オペレータ・コンソール44に供する。コンソール44は、人間によって判読可能な装置(モニタやディスプレイなど)、及び入力装置(キーボードやマウスなど)を含む。コンソール44は、プログラム並びにデータ・メモリ(比較的容量が大きいが速度が低いディスク・メモリ、及び比較的容量が小さいが比較的速度が高いランダム・アクセス・メモリ(RAM)を含む)も含む。コンソールに常駐しているソフトウェアにより、所望のスキャン・プロトコルを確立し、スキャンを起動させ、終結させ、ボリューム画像データを表示し、その他のやり方で操作し、その他のやり方でスキャナ10と相互作用することにより、スキャナ10の操作を操作者が制御することが可能になる。相互作用型重み付けプロセッサ42及び操作者コンソールは、同じ汎用コンピュータにおいて実現することができる。

30

【0021】

図2は、スキャナ10を使用して行うことができ、心臓の冠動脈などの周期的に運動する物体の相互作用的可視化に特によく適した可視化手法における工程を表す。

40

【0022】

工程202では、患者のCTスキャンが得られる。患者の心電図(ECG)データは投影データとともに記録される。

【0023】

工程204では、再構成器30は投影データを再構成して、患者の関心ボリューム又は関心領域(例えば、心臓を含む領域)を示すボリューム・データを生成する。効果的には、ECGデータを使用して、患者の心筋運動の所望の位相においてレトロスペクティブ・ゲート式再構成を行う。ボリューム・データは関心部分領域を同定するための後の工程に

50

において使用されるので、品質が比較的低いにもかかわらず、画像を比較的速く生成するよう再構成パラメータを設定することができる。あるいは、比較的高い、診断品質のデータを生成するよう再構成パラメータを設定することができる。一実現形態では、再構成はECR手法を使用して行われるが、他の適切な再構成手法を使用することができる。

【0024】

工程206では、ボリューム・データを示す、人間によって判読可能な画像が更に1つ、操作者コンソール44上に表示される。一実現形態では、心臓を含む領域は、3Dレンダリングされた1つ又は複数の画像として提示される。

【0025】

工程208では、ユーザは関心部分領域を選択する。心筋の例では、ユーザは通常、より高い精細度で可視化する対象の1つ又は複数の冠動脈を含む関心部分領域を選択する。以下に更に詳しく説明するように、ユーザによって選択される部分集合の最大サイズは好ましくは、制限される。

【0026】

工程210では、画像層再構成器34は、複数の画像セグメント又は画像層に投影データの非ゲート式再構成を行う。より具体的には、スパイラル・パスに沿って各回転中を取得された投影データは、角変位 $\Delta\theta$ を有する複数の投影セグメントに分けられる。

式1

【0027】

【数1】

$$\Delta\theta = \frac{2\pi}{N_{seg}}$$

ここで、 N_{seg} は、回転毎のセグメント数である。 N_{seg} は、ユーザ調節可能でもあり得る。以下に更に説明するように、各セグメントを畳み込み、関心領域又は関心部分領域にわたって逆投影して画像セグメント又は画像層を構成する。

【0028】

逆投影する対象の画像層の数 NS は、

式2

【0029】

【数2】

$$NS \approx \frac{ST}{TS}$$

として推定することが可能である。ここで、 ST は走査時間であり、 TS は、連続した画像層を生成するために使用される投影セグメント間の時間シフトである。

【0030】

好ましくは、部分領域のサイズ及び画像層の数は、

式3

【0031】

【数3】

$$NS \cdot N_{voxels} \cdot S_{voxel} < S_{mem}$$

の関係によって設定される。ここで、 N_{voxels} は部分領域内のボクセルの数であり、 S_{voxel} は部分領域内の各ボクセルの値を表すために使用されるバイトの数であり、 S_{mem} はコンソールのRAMメモリのサイズである。前述の構成により、コンソール44のRAMメモリにロードされる対象の画像層毎の関心部分領域が可能になる。画像層の一部又は全てがコンソール44のディスク・メモリに記憶される状態と比較すれば、

10

20

30

40

50

人間のユーザの観点からみて、実質的に即座にでなくても、ずっと速く画像層を処理することが可能になる。

【 0 0 3 2 】

一例として、約 2 0 ミリ秒 (m S) 未満に T S を設定することにより、心筋アプリケーションにおいて、許容可能な画像品質をもたらすことが期待され得る。よって、約 8 秒 (S) という通常の走査時間により、約 4 0 0 個の画像層がもたらされる。ボクセル値が、単精度浮動小数点数として記憶される場合、S v o x e l は通常、4 である。よって、部分領域のサイズを 10^6 個のボクセルの範囲 (すなわち、 $64 \times 64 \times 64$ 個のボクセルの範囲) に制限すること (冠動脈の撮像には妥当である) には、約 1 . 6 G B の R A M メモリが必要である。前述のメモリ要件は、関心領域が画像層全体を含む場合に要求されるメモリ要件よりもかなり少ない。これは通常、 10^8 個程度のボクセル (例えば、 $512 \times 512 \times 512$ 個のボクセル) となり、通常のコンピュータに利用可能な R A M メモリの範囲内に収まる。

【 0 0 3 3 】

工程 2 1 2 では、やはり、以下に更に説明するように、画像層の重み付けは、所望の心位相について算出される。

【 0 0 3 4 】

工程 2 1 4 では、画像層を、算出された重み付けによって累算又は加算して、所望の心位相における関心部分領域を示すボリューム画像データを生成する。所望の画像層毎の関心部分領域が、画像の重み 2 1 2 の算出に先行して R A M メモリにロードされていない場合、情報は、画像層の処理に先行して R A M メモリにロードされる。

【 0 0 3 5 】

工程 2 1 6 では、所望の位相における関心部分領域を示すボリューム画像データが、ユーザによるレビュー及び / 又は更なる操作のためにコンソール 4 4 上に、人間が判読可能な形式で表示される。

【 0 0 3 6 】

所望の場合、ユーザは工程 2 1 8 で、レビューするために、別の位相を選択することができ、処理は工程 2 1 2 に戻る。上述の構成に対する特定の利点は、種々の画像層の関心の部分領域のみを R A M に記憶することにより、かつ、心位相の変動毎のボリュームの逆投影を更に避けることにより、画像層の処理は通常、人間のユーザの視点から、実質的に即座に行うことができる。よって、位相の選択、及び結果として生じる可視化を相互作用的に行うことができる。

【 0 0 3 7 】

次に、ウェッジ手法による、画像層を生成し、重み付けする手法の 1 つを図 3 及び図 4 に関して説明する。図 3 A を参照すれば、投影データは、略ヘリカル・スキャン経路 3 0 4 近くの複数の位置それぞれにおいて取得された投影データ $302_1 \dots 302_n$ を含む。

【 0 0 3 8 】

4 0 2 で、かつ図 3 B を参照して、平行ビーム・リビンングに対するファン・ビームを投影データ 3 0 2 に施して、等距離の並列な投影を含む投影データ・セグメントの複数の組 306_1 乃至 306_n を生成する。

各投影データ・セグメント 3 0 6 は、上述のように選択された角測長さ $\Delta \theta$ 、及び開始角位置

【 0 0 3 9 】

【 数 4 】

$$\theta_m^{start}$$

で特徴付けられる。隣接データ・セグメント 3 0 6 は、連続した画像層間の遷移重み付けを容易にするよう部分的に重なっている。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

4 0 4 においては、かつ、図 3 C を参照すれば、それぞれの投影データ・セグメント 3 0 6₁ ... 3 0 6_m を重み付け、ランプ・フィルタで畳み込み、逆投影して画像層 3 0 8₁ ... 3 0 8_m を生成する。各層は、そのそれぞれの投影データ・セグメント 3 0 6 に対応する角変位 $\Delta \theta$ 、及び開始角位置

【 0 0 4 1 】

【 数 5 】

$$\theta_m^{start}$$

によって特徴付けられる。

10

【 0 0 4 2 】

図示したように、各画像層 3 0 8 は、略台形重み付け関数によって角重み付けされる。効果的には、重なり領域 3 1 2 において隣接画像層に施される重み付けの和が一定に留まるように角重なり及び遷移重み付けが選択される。

【 0 0 4 3 】

4 0 6 では、次いで、重み付けされた画像層を加算して、関心部分領域を示すボリューム画像データを生成する。生成された画像における時間分解能を最大にするために、加算は好ましくは、完全な CT データの組をもたらす画像セグメント 3 0 8 (例えば、合成されると、約 π の角測長さを有する) に制限される。加算は、複数の心周期におけるほぼ同じ位置において得られる画像セグメント 3 0 8 にわたって行うこともできる。上述の手法の特定の利点は、所望の位相を変更することには、ボリューム・データを構成するために累積される画像セグメント 3 0 8 に沿ったシフトが必要になる。投影データの時間リビン

20

【 0 0 4 4 】

しかし、上記手法の欠点の 1 つには、 $\Delta \theta$ の角増分単位 (換言すれば、対応する時間増分単位) でしか心位相をシフトさせることが可能でないという点がある。次に、心位相の選択における更なる柔軟性を与える手法を図 5 及び図 6 に関して説明する。この目的は、各画像層の重み、及び各画像層を構成するために使用される投影の重みを考慮に入れることによって得られる、関心部分領域内の各ボクセルの投影依存性重みプロファイルが、任意の位相点について容易に算出することが可能な基準重み付け関数を近似するように画像層を重み付けることである。後述するように、これは、画像層を重み付けして、ECR 手法を使用して得られる重み付けを近似することによって達成することができる。

30

【 0 0 4 5 】

患者の ECG は、5 0 2 において、約 3 つの心周期について略示する。任意に選択された関心位相点 5 0 4 は、心周期それぞれにおいて、5 0 4₁、5 0 4₂、5 0 4₃ で表す。

【 0 0 4 6 】

40

工程 6 0 2 では、心筋重み付け関数 5 0 6 が生成される。心筋重み付け関数は、所望の位相点 5 0 4 に時間的に対応する投影データを選択する。一実現形態では、 $\cos^2$ 重み付け関数が生成される。前述の重み付け関数は、位相点に時間的に近い射線に比較的大きな重みを施し、ゲーティング・ウィンドウ境界においてゼロに達する。

【 0 0 4 7 】

工程 6 0 4 では、照射重み付け 5 0 8 が生成される。特定のボクセル 5 1 0 の照射ウィンドウは、取得幾何構造の関数であり、ボクセルが照射される最初の投影角及び最後の投影角それぞれを規定する角位置 θ_f 及び θ_l で特徴付けられる。照射ウィンドウは、再構成ボリュームにおけるボクセル毎に数値的に算出することができる。一実現形態では、台形重み付け関数が生成される。照射ウィンドウで画定される角度範囲により、再構成ボリ

50

ューム内のボクセル毎に利用可能な冗長データの量が定められる。照射ウィンドウ内の結果として生じる複数カパレッジが心筋重み付けにおいて使用される。

【 0 0 4 8 】

6 0 6 では、心筋重み付け関数 5 0 6 及び照射重み付け関数 5 0 8 を乗算して、合成重み付け関数 5 1 0 を生成する。

【 0 0 4 9 】

6 0 8 では、合成重み付け関数 5 1 0 を正規化して、ボクセル毎、又はボクセル・ブロック毎若しくはボクセル群毎に正規化重み付け関数 5 1 2 を生成する。より具体的には、重み付け関数を、別々の π 個のパートナー全てに対して正規化される。E C R 手法においては、正規化重み付け関数 5 1 2 は通常、逆投影の過程で適用される。しかし、後述の通り、正規化重み付け関数は、画像層の重み付けを算出するために使用される基準関数としての役目を担う。

【 0 0 5 0 】

工程 6 1 0 では、ボクセルを照射する投影のみから生成された画像層 3 0 8 が同定される。

【 0 0 5 1 】

工程 6 1 2 では、同定された画像層の重みが算出される。より具体的には、各ボクセルの投影依存性重みプロファイルと、そのボクセルの正規化重み付け関数 5 1 2 との間の差を最小にするよう画像層重みが算出される。このことは、非反復閉公式を使用して差を算出することによって（例えば、投影依存性差の L_2 ヒルベルト空間のノルムを最小にすることによって）、達成することができる。

【 0 0 5 2 】

工程 6 1 4 では、負の画像層重みはゼロに切り捨てられる。

【 0 0 5 3 】

画像層重みは工程 6 1 6 で正規化される。より具体的には、 π の倍数で取得ストリームにおいてシフトされた層の重みの和が 1 に、又は、さもなければ、共通の値に等しいように画像重みが正規化される。この正規化を行い、ガントリ回転の半分の時間にうまく分けられる連続した画像層間の角変位を選択することにより、最後の画像内のボクセルを再構成するために使用し、0 と π との間の同じ角度に属する投影全てに対して与えられる重みの和も 1 に等しくなることが確実にされる。やはり、E C R 手法によって知られているように、画像重みの算出は、ボクセル毎の個々の重みを算出するよりも、ボクセルの領域又はブロックに対する重みを算出することにより、よりすばやく完了することが可能である。

【 0 0 5 4 】

他の変形が考えられる。図 4 に表すように、心周期 5 0 2 における同じ位置にあるとして位相点 5 0 4 を示している。しかし、再構成画像の品質は、心拍数における変動の影響を受けやすいことがあり得る。よって、それぞれの心周期内の位相点 5 0 4₁、5 0 4₂、5 0 4₃ の正確な位置は、時間の重み付け関数 5 0 6 を算出する前に個々に修正することができる。

【 0 0 5 5 】

よって、ユーザは、所望の量で、心周期に対して位相点 5 0 4₁、5 0 4₂、5 0 4₃ の 1 つ又は複数を調節する機会が与えられ得る。よって、重み付け関数が更新され、更新画像が生成され、相互作用的に表示される。重み付け関数は、実質的に連続して調節することができるため、心周期における擾乱の影響を削減するための更なる柔軟性が与えられる。これは、処理の相互作用性によって更に容易にされる。前述の構成は、ユーザが、修正の結果を相互作用的に表示し、必要に応じて更なる修正を施すことを可能にすることにより、画像品質の相互作用的な最適化を容易にする。

【 0 0 5 6 】

以上、E C R 手法を使用して得られる基準関数の近似に関して説明したが、他の所望の基準重み付け関数も使用することができる。

【 0 0 5 7 】

本発明は、好ましい実施例を参照して説明している。当然、上記明細書を読み、理解することにより、他者が修正及び改変を思いつくであろう。本発明が、本願特許請求の範囲記載の範囲内に収まる限り、前述の修正及び改変全てを含むものとして解釈されることが意図されている。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】CTスキャナを表す図である。

【図2】相互作用的可視化手法における工程を表す図である。

【図3A】画像層を生成する手法の局面を表す図である。

【図3B】画像層を生成する手法の局面を表す図である。

【図3C】画像層を生成する手法の局面を表す図である。

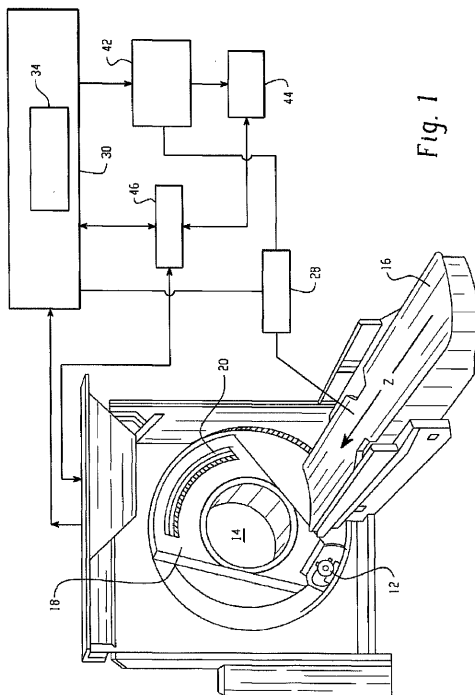
【図4】画像層の生成における工程を表す図である。

【図5】画像層重み付け関数を生成する方法の局面を表す図である。

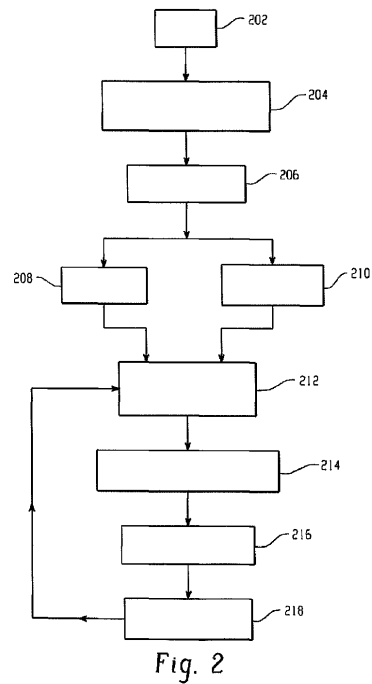
【図6】画像層重み付け関数を生成する方法における工程を表す図である。

10

【図1】



【図2】



【図 3 A】

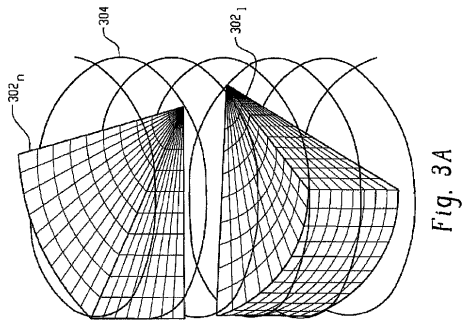


Fig. 3A

【図 3 B】

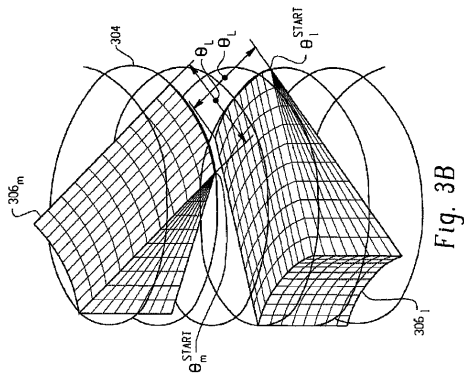


Fig. 3B

【図 4】

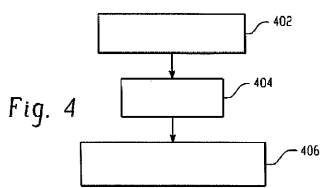
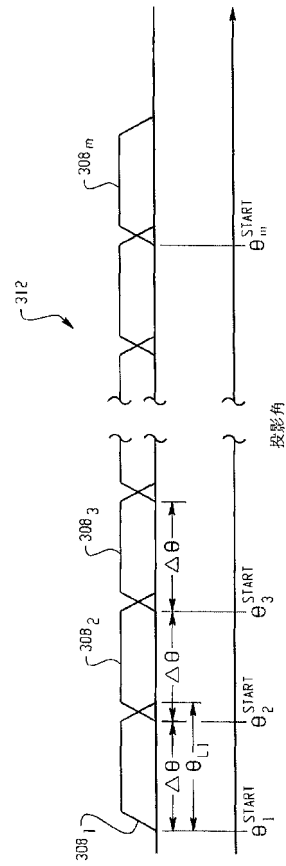
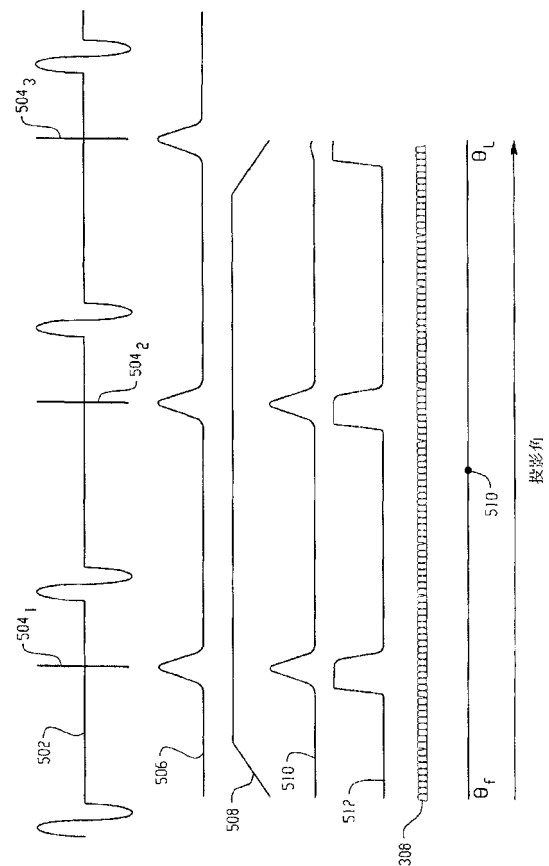


Fig. 4

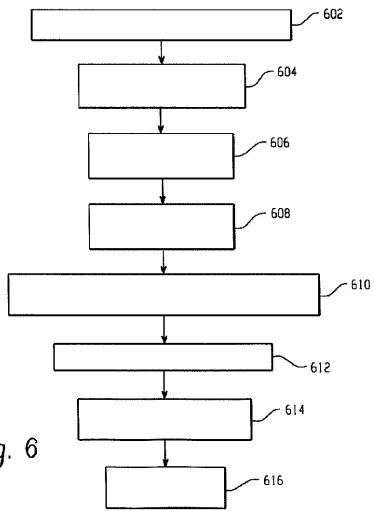
【図 3 C】



【図 5】



【 図 6 】

*Fig. 6*

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2007/068539A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G06T11/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HUDSON H M ET AL: "ACCELERATED IMAGE RECONSTRUCTION USING ORDERED SUBSETS OF PROJECTION DATA" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 13, no. 4, 1 December 1994 (1994-12-01), pages 601-609, XP000491677 ISSN: 0278-0062 page 604, right-hand column, paragraph 6 - paragraph 24 ----- -/-	1-27

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

E earlier document but published on or after the international filing date

L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

I later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

& document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 November 2007

Date of mailing of the international search report

27/11/2007

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

GONZALEZ ARIAS, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2007/068539

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	NIELSEN T ET AL: "Cardiac cone-beam CT volume reconstruction using ART" MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, vol. 32, no. 4, 16 March 2005 (2005-03-16), pages 851-860, XP012075306 ISSN: 0094-2405 abstract	1-27
A	GRASS M ET AL: "Artifact Analysis and Reconstruction Improvement in Helical Cardiac Cone Beam CT" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 23, no. 9, September 2004 (2004-09), pages 1150-1164, XP011117920 ISSN: 0278-0062 abstract	1-27

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 シェクター, ジラード

イスラエル国 ハイファ 3 4 7 5 1 ライオネル・ワトソン・ストリート 1 6 / 5

(72)発明者 グリンガウス, アッシャー

イスラエル国 ネッシャー 6 3 8 1 2 ハシクマ 6 / 3 4

(72)発明者 バー, ヨアヴ

イスラエル国 ハイファ 3 2 4 9 7 ハ - ヤーデン・ストリート 1 0

(72)発明者 ラヴィ, ゲイ

イスラエル国 アヴィハイル 4 2 9 1 0 ハショマー・ストリート 4 5

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA03 CA05 DA02 FA47 FD12 FF16 FF28 FF36 FF37
5B057 AA09 BA03 BA24 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CE08