

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4606414号  
(P4606414)

(45) 発行日 平成23年1月5日(2011.1.5)

(24) 登録日 平成22年10月15日(2010.10.15)

(51) Int. Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q
	A 6 1 B 6/03 3 5 0 U

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2006-525236 (P2006-525236)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年8月23日 (2004. 8. 23)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-503905 (P2007-503905A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年3月1日 (2007. 3. 1)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/051523		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/023114		1
(87) 国際公開日	平成17年3月17日 (2005. 3. 17)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成19年8月20日 (2007. 8. 20)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	03102708.9	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成15年9月5日 (2003. 9. 5)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】円錐形状光線束を用いるコンピュータ断層撮影方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線源により円錐形状光線束を発生させる段階であって、前記光線束は検査領域を通過し且つ放射線源場所からもたらされる、段階；

一方で前記放射線源場所と、他方で全体の軌跡に沿った前記検査領域との間の相対的移動をもたらす段階であって、前記相対的移動は、第1の閉じた部分軌跡に沿った回転軸に関する回転と、少なくとも1つの第2の閉じた部分軌跡に沿った前記回転軸に関する回転と、互いに前記第1の部分軌跡及び前記少なくとも1つの第2の部分軌跡を接続する少なくとも1つの第3の部分軌跡に沿った移動とを有する、段階；

前記相対的移動中に検出器ユニットにより、前記検査領域の他の側の前記光線束の強度に依存して測定値を取得する段階；並びに

前記測定値から前記検査領域のCT画像を再構成する段階；

を有するコンピュータ断層撮影方法であって；

前記第3部分軌跡は閉じていて、特に楕円形状である；

ことを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 2】

請求項1に記載のコンピュータ断層撮影方法であって、前記第1の部分軌跡及び前記第2の部分軌跡は、各々の場合に、円を構成し、各々の円は、特に、同じ直径を有する、ことを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 に記載のコンピュータ断層撮影方法であって、前記再構成はフィルタリング逆投影を用いて実行される、ことを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 4】

請求項 3 に記載のコンピュータ断層撮影方法であって、前記フィルタリング逆投影は：  
前記測定値を部分的に導き出す段階であって、各々の場合に、割り当てられた光線が互いに平行である測定値は、それぞれの前記光線がもたらされるそれぞれの軌跡における前記放射線源場所の角位置に基づいて部分的に規定される、段階；

フィルタラインに沿って前記測定値をフィルタリングする段階であって、前記測定値をフィルタリングする段階は：

各々のフィルタラインに対して割り当てられるフィルタ方向により前記測定値に 1 つ又はそれ以上のフィルタラインを割り当てる手順と；

フィルタリングされる前記測定値に属す光線と重み付け係数で乗算されるそれぞれの前記測定値に属す光線との間に入れられたそれぞれの角度の正弦の逆数に比例するそれぞれの重み付け係数により前記測定値に対して割り当てられるフィルタラインにある測定値を乗算する手順と；

前記フィルタ方向における前記測定値の各々のフィルタラインに沿って重み付け係数が乗算された前記測定値全てを加算する手順であって、それ故、和が各々のフィルタラインについて生成される、手順と；

フィルタリングされた測定値を生成するように前記和を加算する手順と；

を有する段階；並びに

前記の導き出された且つフィルタリングされた測定値を逆投影する段階；

を有することを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のコンピュータ断層撮影方法であって、測定値の前記フィルタリングが前記放射線源と共に回転する仮想平面検出器表面において実行され、該仮想平面検出器表面に、前記第 1 の部分軌跡及び前記の少なくとも 1 つの第 2 の部分軌跡から選択された 2 つの隣接する部分軌跡により範囲を決定される前記円錐形状光線束のそれぞれの部分の測定値全てがそれぞれの前記光線に沿って投影され、前記測定値に対して割り当てられた前記フィルタラインは、前記回転軸に対して垂直な仮想検出器表面において又は前記第 1 の部分軌跡及び前記少なくとも 1 つの第 2 の部分軌跡から選択された前記の 2 つの隣接する部分軌跡の一部の投影に対する接線において進む、ことを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載のコンピュータ断層撮影方法であって、前記検査領域において、対象物の動きが相対的に小さい複数の休止相と、前記対象物の動きが相対的に大きい複数の動き相とにおいて交互に周期的に動く対象物が存在し、特に、前記対象物は心臓であり、前記休止相は心臓拡張相であり、測定値は前記対象物が前記休止相の 1 つにあるときにのみ本質的に取得され、測定値は、前記取得された測定値に属す前記第 1 の部分軌跡、前記少なくとも 1 つの第 2 の部分軌跡及び前記少なくとも 1 つの第 3 の部分軌跡における前記放射線源場所が、各々の場合に、所定の角度範囲を有する、ことを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のコンピュータ断層撮影方法であって、動的コリメータ構成が、前記全体の軌跡における各々の放射線源場所について、前記円錐形状光線束が前記第 1 の部分軌跡及び前記少なくとも 1 つの第 2 の部分軌跡から選択された 2 つの隣接する部分軌跡により範囲を定められるように前記円錐形状光線束をコリメートする、ことを特徴とするコンピュータ断層撮影方法。

【請求項 8】

特に、請求項 1 に記載の方法を実行するコンピュータ断層スキャナであって：

検査領域を通る光線束を発生させる放射線源；

回転軸に関して互いに相対させて前記放射線源及び前記検査領域における対象物を回転し、前記放射線源及び前記対象物を前記回転軸に対して平行に移動させるようにする駆動構成；

測定値を取得する検出器ユニットであって、該検出器ユニットは前記放射線源に結合されている、検出器ユニット；

前記測定値からCT画像を再構成する再構成ユニット；並びに

前記放射線源、前記検出器ユニット、前記駆動構成及び前記再構成ユニットを制御する制御ユニットであって；

放射線源により円錐形状光線束を発生させる段階であって、前記光線束は検査領域を通過し且つ放射線源場所からもたらされる、段階と；

一方で前記放射線源場所と、他方で全体の軌跡に沿った前記検査領域との間の相対的移動をもたらす段階であって、前記相対的移動は、第1の閉じた部分軌跡に沿った回転軸に関する回転と、少なくとも1つの第2の閉じた部分軌跡に沿った前記回転軸に関する回転と、互いに対して前記第1の部分軌跡及び前記少なくとも1つの第2の部分軌跡を接続する少なくとも1つの第3の部分軌跡に沿った移動とを有する、段階と；

前記相対的移動中に検出器ユニットにより、前記検査領域の他の側の前記光線束の強度に依存する測定値を取得する段階と；

前記測定値から前記検査領域のCT画像を再構成する段階と；

に従う、制御ユニット；

を有するコンピュータ断層スキャナであり、

前記第3部分軌跡は閉じていて、特に楕円形状である；

ことを特徴とするコンピュータ断層スキャナ。

#### 【請求項9】

請求項8に記載のコンピュータ断層スキャナであって、前記放射線源は、前記回転軸に対して平行に移動されることが可能な放射線源場所を有し、特に、前記放射線源は前記回転軸に対して平行に移動されることが可能である焦点を有するX線源である、ことを特徴とするコンピュータ断層スキャナ。

#### 【請求項10】

請求項8に記載のコンピュータ断層スキャナであって、前記コンピュータ断層スキャナは、対象物の動きを記録する記録装置、特に、心臓の動きを記録する心電計を更に有する、ことを特徴とするコンピュータ断層スキャナ。

#### 【請求項11】

請求項8に記載のコンピュータ断層スキャナであって、前記コンピュータ断層スキャナは、前記全体の軌跡における各々の放射線源場所について、前記円錐形状光線束が前記第1の部分軌跡及び前記少なくとも1つの第2の部分軌跡から選択された2つの隣接する部分軌跡により範囲を定められるように設定された動的コリメータ構成を更に有する、ことを特徴とするコンピュータ断層スキャナ。

#### 【請求項12】

請求項1に記載の方法を実行するコンピュータ断層スキャナの放射線源、検出器ユニット、駆動構成及び再構成ユニットを制御する制御ユニットのためのコンピュータプログラムであって、請求項1に記載の方法であって；

前記放射線源により円錐形状光線束を発生させる段階であって、前記光線束は検査領域を通り、放射線源場所からもたらされる、段階；

一方で前記放射線源位置と、他方で全体の軌跡に沿った前記検査領域との間の相対的移動をもたらす段階であって、前記相対的移動は、第1の閉じた部分軌跡に沿った回転軸に関する回転と、少なくとも1つの第2の閉じた部分軌跡に沿った前記回転軸に関する回転と、互いに対して前記第1の部分軌跡及び前記少なくとも1つの第2の部分軌跡を接続する少なくとも1つの第3の部分軌跡に沿った移動とを有する、段階；

前記相対的移動中に前記検出器ユニットにより、前記検査領域の他の側の前記光線束の強度に依存する測定値を取得する段階；並びに

10

20

30

40

50

前記測定値から前記検査領域のCT画像を再構成する段階；  
 を実行するコンピュータプログラムであり、  
 前記第3部分軌跡は閉じていて、特に楕円形状である；  
 ことを特徴と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、患者が位置付けられる検査領域が円錐形状光線束により照射され、光線束を出射する放射線源が検査領域を基準として移動するコンピュータ断層撮影装置に関する。検査領域を透過する放射線の強度に依存する測定値は適切な検出ユニットにより取得され、検査領域のCT画像はそれらの測定値から再構成される。更に、本発明は、その方法を実行するためのコンピュータ断層スキャナ及びコンピュータ断層スキャナを制御するためのコンピュータプログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

上記のタイプの既知の方法においては、放射線源の放射線源位置、即ち、光線束がもたらされる位置は、円形状又は螺旋形状軌跡で検査領域に対して移動する。円形軌跡は、その軌跡の面に存在しない検査領域の部位を適切な方法を用いて再構成することができない不利点を有する。それらの部位を概算の方法を用いて再構成することができるが、これは、CT画像におけるアーティファクトに繋がる。これに関連して、円形軌跡に沿って取得されるデータ記録は完全ではない。再構成されるべき検査領域内の各々のポイントに対して、そのポイントを有する各々の面が少なくとも1度、その軌跡と交差するとき、及び、そのポイントをそれらの交差するポイントの少なくとも1つからもたらされる光束が通り、それらの光束の吸収が測定されるとき、データ記録は完了する。

20

【0003】

他方、放射線源位置が取得中に螺旋形状軌跡を移動する場合、取得される測定値は完全であり、検査領域は、適切な再構成方法であって、例えば、文献“Analysis of an exact inversion algorithm for spiral cone-beam CT”, A. Katsevich, Phys. Med. Bio; . 47, 2583 - 2597, 2002 (E1)に記載されている再構成方法を用いて再構成されることができる。螺旋形状軌跡の場合の不利点は、放射線源又は放射線源位置は回転軸の方向において検査領域に対して連続的に進むため、取得中に、放射線源位置はその軌跡における各々の位置が一回のみであることを前提とすることである。取得エラー又は検査されるべき対象物の移動のために取得に対して使用することができない測定値は、再び測定されない。対象物が殆ど移動しない休止相と、対象物が非常に動く動き相において、交互に周期的に移動する対象物の場合、例えば、心臓の場合、休止相中に取得される測定値のみが再構成のために用いられる。放射線源は、回転軸の方向における検査領域に対して進むため、測定値は、しばしば、小さ過ぎる角度範囲に対して取得され、回転軸のポイントにおいて単に少な過ぎる測定値のみが取得され、それ故、十分な品質を有するそれらのポイントのスライス画像の再構成は可能でない。

30

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、上記の問題点が低減された方法、コンピュータ断層スキャナ及びコンピュータプログラムの仕様を定めることであり、それ故、良好な品質のCT画像を再構成することができる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明に従って、この目的は、コンピュータ断層撮影方法であって：

放射線源により円錐形状光線束を発生させる段階であって、前記光線束は検査領域を

50

通過し、放射線源場所からもたらされる、段階；

一方で、放射線源場所と、他方で、全体的軌跡に沿った検査領域との間の相対的移動をもたらす段階であって、その相対的移動は、第1の閉じた部分軌跡に沿った回転軸に関する回転と、第2の閉じた部分軌跡に沿った回転軸に関する回転と、互いに第1部分軌跡と少なくとも1つの第2部分軌跡とを接続する少なくとも1つの第3部分軌跡に沿った移動とを有する、段階；

その相対的移動中に検出器ユニットにより、検査領域の他の側の光線束の強度に応じて測定値を取得する段階；

測定値から検査領域のCT画像を再構成する段階；  
を有するコンピュータ断層撮影方法により達成される。

10

【0006】

第1部分軌跡と第2部分軌跡との間で再構成されるべき検査領域の各々のポイントに対して、それらのポイントを有する各々の面は全体の軌跡と少なくとも1回交差する。それ故、円形の全体的な軌跡と異なり、その全体的な軌跡を用いることにより、それぞれのポイントが、交差のそれぞれのポイントの少なくとも1つからもたらされる光線により通過される場合、完全なデータを取得することが可能である。第1部分軌跡と少なくとも1つの第2部分軌跡との間に位置する検査領域は、それ故、適切な再構成方法を用いて再構成されることができ、このことは画像品質の改善に繋がる。

【0007】

更に、放射線源場所は、螺旋形状軌跡の場合と異なり、軌跡面を再構成するに十分な量の測定値が取得されるまで、回転軸に関して第1部分軌跡と少なくとも1つの第2部分軌跡とに沿って回転することができる。このことは、特に、例えば、心臓のような上記のタイプの周期的に動いている対象物の再構成の場合に、対象物の休止相と相関関係にある所望の量の測定値が再構成について取得されるまで、放射線源場所は第1部分軌跡及び少なくとも1つの第2部分軌跡に沿って検査領域に対して回転することができるため、画像品質の改善に繋がる。

20

【0008】

請求項2に記載されているように、第3部分軌跡は又、所望量の測定値が再構成について取得されるまで、放射線源位置を又、この部分軌跡に沿って回転することができるように、閉じている。

30

【0009】

閉じた部分軌跡における検査領域に対する放射線源位置の移動は、放射線源の回転移動の反転が必要とされず、特に、放射線源は一定の角速度で回転することができるため、単純な移動の技術的実行を可能にする。

【0010】

請求項3に記載しているように、各々の場合の第1部分軌跡及び少なくとも1つの第2部分軌跡は、コンピュータ断層スキャナによる方法の事項を更に簡単化することを可能にし、再構成中の演算量の低減に繋がる。

【0011】

請求項4においては、小さい演算量を有しつつ、画像品質の更なる改善に繋がる、フィルタリング逆投影を用いる再構成について記載している。

40

【0012】

更なる画像品質の改善は、請求項5及び6に記載されている実施形態により達成することができる。

【0013】

請求項7に記載しているように、周期的に動く対象物が検査領域に位置付けられている場合、測定値は、対象物が休止相にあるときにのみ、本質的に取得される。この場合、取得された測定値に属する第1部分軌跡及び少なくとも1つの第2部分軌跡における放射線源位置は所定の1つの角度範囲又は所定の複数の角度範囲を有するまで、放射線源位置は、第1部分軌跡及び少なくとも1つの第2部分軌跡に沿って動く。それらの角度範囲は、

50

周期的に動く対象物を良好な画像品質を伴って再構成することができるように、選択されることが可能である。それらは、例えば、再構成されるべき検査領域における各々のポイントから放射線源位置を $180^\circ$ の連続的な又は全部の角度範囲に対して休止相中に観測することができる。

請求項8においては、各々の放射線源位置に対して、円錐形状光線束が第1部分軌跡及び少なくとも1つの第2部分軌跡から選択される2つの隣接する部分軌跡により範囲を定められるように、動的コリメータ構成が円錐形状光線束をコリメートすることが記載されている。

#### 【0014】

本発明に従った方法を実行するためのコンピュータ断層スキャナについて、請求項9に記載している。請求項10に記載する実施形態においては、放射線源の放射線源位置の移動であって、特に、X線源の焦点、それ故、例えば、患者用テーブルを移動させることにより、回転軸の方向に移動される必要がある検査領域内に位置付けられた対象物を用いなくて、少なくとも1つの第3部分軌跡に沿った検査領域に対する放射線源位置の移動を可能にする。取得処理は、それ故、患者にとって非常に心地よいものであり、患者用テーブルに対する患者の不快感はなくなるようになり、それ故、画像品質は更に改善される。X線源の焦点は物理的対象物より速く動くことができるため、この好適な実施形態は、測定値の更なる高速取得に繋がる。

#### 【0015】

請求項11に記載されているコンピュータ断層スキャナの好適な実施形態は、対象物の動きの検出及び記録を可能にする。それ故、対象物が休止相にあるときのみ、本質的に測定値を取得すること、又は、休止相中に取得された測定値のみを再構成に対して用いることが可能である。これは、画像品質の更なる改善に繋がる。

#### 【0016】

請求項12に記載しているように、コンピュータ断層スキャナは、各々の放射線源位置に対して、円錐形状光線束が第1部分軌跡及び少なくとも1つの第2部分軌跡から選択された2つの隣接する部分軌跡により範囲を定められるように、適合された動的コリメータ構成を有する。上記のように、これは放射線被曝量の低減に繋がる。

#### 【0017】

請求項13には、請求項9に記載しているコンピュータ断層スキャナを制御するためのコンピュータプログラムについて記載している。

#### 【0018】

本発明について、以下、図に示す実施形態の例に関して詳述するが、本発明はそれらに限定されるものではない。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0019】

図1に示すコンピュータ断層スキャナは、図1に示す座標系のz方向に対して平行に進む回転軸14に関して回転することができるガントリ1を有する。このために、ガントリ1は、好ましくは一定に、しかし、調節可能な角速度でモータ2により駆動される。放射線源S、例えば、X線源がガントリ1に取り付けられている。後者は、放射線源位置において放射線源Sのより発生される放射線から、円錐形状光線束4、即ち、z方向及びそれに垂直な方向（即ち、回転軸14に対して垂直な面において）の両方においてゼロ以外の有限な広がりを持つ光線束を排除するコリメータ構成3を備えている。

#### 【0020】

光線束4は、周期的に動く対象物（図示せず）が本発明に従ったこの実施形態において位置付けられている円筒形検査領域13を通る。この対象物は、この場合、固有の動きをしている鼓動している心臓であり、ある環境下で又、患者の呼吸の動きのために前後に動かされている。他の実施形態においては、動いていない対象物又は、例えば、肝臓又は脳等の他の周期的に動く体の組織、特に、動いている体の組織の一部又は周期的に動く技術的対象物が又、照射されることが可能である。本発明に従ったコンピュータ断層撮影方法

10

20

30

40

50

は又、動いていない対象物が検査領域 1 3 に位置付けられているときに実行されることが  
 できる。更に、その中で他の対象物が動いている対象物を照射することが可能である。例  
 えば、人間の体内における造影剤の広がりコンピュータ断層スキャナ（血流検査）を用  
 いて観測される。このために、体は、一般に、低ドーズ量の放射線を用いて比較的長い期  
 間に亘って照射される。

【 0 0 2 1 】

一旦、光線束が検査領域 1 3 を通過すると、光線束 4 は、ガントリ 1 に取り付けられ、  
 非常に多くの検出器要素を有する検出器表面を有している検出器ユニット 1 6 に入り、前  
 記検出器要素は、この実施形態においてはマトリクス方式で行列状に配列されている。  
 検出器の列は、好適には、回転軸 1 4 に対して平行に伸びている。検出器の行は回転軸に  
 対して垂直な面内に位置付けられ、この実施形態においては、放射線源 S に関する円の弧  
 内に配置されている（焦点中心検出器）。他の実施形態においては、しかしながら、それ  
 らは又、異なる形状、例えば、回転軸に関する円における弧状又は直線状にすることが可  
 能である。光線束 4 が衝突する各々の検出器要素は放射線検出器位置の各々の位置に光線  
 束 4 の測定値を与える。

10

【 0 0 2 2 】

$m_{ax}$  で設計されている光線束 4 の開き角は、測定値の取得中に、検査されるべき対  
 象物が位置付けられる対象物円筒形の直径を決定する。この場合、開き角は光線束のエッ  
 ジにおける回転軸 1 4 に対して垂直な平面内並びに放射線源 S 及び回転軸 1 4 を通る平面  
 内に位置する光線により囲まれる角度として定義される。

20

【 0 0 2 3 】

検査領域 1 3 又は患者用テーブルは、回転軸 1 4 又は z 軸に対して平行なモータ 5 によ  
 り移動することが可能である。しかしながら、同様の方式で、ガントリは又、この方向に  
 移動することが可能である。この実施形態の例においては、X 線源は、回転軸に対して平  
 行に移動することができる焦点を有し、その焦点から X 線はもたらされる。放射線源場  
 所は、それ故、回転軸に対して平行に移動することができる。

【 0 0 2 4 】

モータ 2、5 及び移動可能焦点により、放射線源 S、X 線源の焦点及び検出器ユニット  
 1 6 は、検査領域 1 3 に対する全体の軌跡 2 0 を示すことができ、その全体の軌跡は仮想  
 円筒形表面を進む。そのような全体の軌跡の例について、図 2 乃至 4 に示す。本発明に従  
 って、第 1 部分軌跡 2 1、少なくとも 1 つの第 2 の閉じた部分軌跡 2 5、2 6、2 9 及び  
 第 3 部分軌跡 2 3、2 7、3 1、3 2 が存在し、それらの第 3 部分軌跡は第 1 部分軌跡 2  
 1 及び少なくとも 1 つの第 2 部分軌跡 2 5、2 6、2 9 に互いに接続している。第 1 部分  
 軌跡 2 1 及び少なくとも 1 つの第 2 部分軌跡 2 5、2 6、2 9 は回転軸 1 4 の周りに配置  
 されている。

30

【 0 0 2 5 】

図 2 においては、同じ直径及び同じ回転軸 1 4 を有する 2 つの円形の第 1 部分軌跡 2 1  
 及び第 2 部分軌跡 2 5 が第 3 の楕円形の部分軌跡 2 3 により接続されている。

【 0 0 2 6 】

図 3 においては、同じ直径及び同じ回転軸 1 4 を有する 2 つの円形の第 1 部分軌跡 2 1  
 及び第 2 部分軌跡 2 5 が楕円形の一部により互いに接続されている。本発明に従った他の  
 全体的な軌跡について図 4 に示していて、その図においては、同じ直径及び同じ回転軸 1  
 4 を有する 3 つの円形の部分軌跡 2 1、2 6、2 9 が楕円形の一部 3 1、3 2 の各々の場  
 合の一により互いに接続されている。

40

【 0 0 2 7 】

第 1 部分軌跡 2 1 と少なくとも 1 つの第 2 部分軌跡 2 5、2 6 との間の検査領域 1 3 内  
 の各々のポイントについて、それぞれのポイントを有する各々の平面は少なくとも一度、  
 全体の軌跡と交差する。検査領域内のそれぞれのポイントはそれぞれの交差におけるポイ  
 ントの少なくとも 1 つから照射されるため、放射線源場所 B が全体の軌跡 2 0 に沿って検  
 査領域 1 3 に対して移動される間に取得された測定値の集合は、それ故、完全である。円

50

形の部分軌跡 2 1、2 5 及び 2 6 間に位置付けられている検査領域の一部の再構成は、それ故、適切な再構成方法を用いて可能である。

【 0 0 2 8 】

測定値の取得中、この実施形態の例においては、熱移動が既知の方式で心電計 8 により記録される。このために、患者の胸部領域は電極（図示せず）により心電計 8 に接続されている。他の実施形態においては、特に、他の動いている対象物の場合、対象物の動きは、他の方式でモニタリングされることが可能である。例えば、動きの情報を、例えば、検出器ユニット 1 6 により測定される値自体から得ることが可能であり、それ故、心電計のような付加装置により動きを記録する必要はない。このために、カイモグラムが、先ず、測定値から得られ、動きを既知の方式で前記カイモグラムから導き出すことができる。この方法の詳細な説明については、文献“Kymogram detection and kymogram-corrected image reconstruction from subsecond spiral computer tomography scans of the heart”, M. Kachelrie, D. A. Sennst, W. Maxlmoser, W. A. Kalender, Medical Physics 29(7): 1489-1503, 2002 に記載されていて、その文献の援用により本発明の説明の一部を代替する。勿論、本発明に従ったコンピュータ断層撮影方法を又、検査領域 1 3 内に周期的に動く対象物が存在しないときに実行することができる。

10

【 0 0 2 9 】

この実施形態の例においては、測定中、患者は呼吸していないことを前提としている。呼吸の動きを、それ故、無視することができる。又、呼吸の動きを、例えば、既知の呼吸の動きの測定装置に接続された変形可能な胸部ストラップにより測定することが可能である。

20

【 0 0 3 0 】

検出器ユニット 1 6 により取得された測定値は、例えば、遠隔操作できるデータ送信システム（図示せず）を介して検出器ユニット 1 6 に接続された再構成コンピュータ 1 0 に供給される。更に、心電図は、心電計 8 から再構成コンピュータ 1 0 に送信される。再構成コンピュータ 1 0 は、検査領域 1 3 の CT 画像、特に、吸収分布を再構成し、例えば、モニタ 1 1 にそれを表示する。2 つのモータ 2 及び 5、再構成コンピュータ 1 0、放射線源 S、心電計 8 と共に、検出器ユニット 1 6 から再構成コンピュータ 1 0 への測定値の移動は制御ユニット 7 により制御される。更に、制御ユニット 7 は、心電計から再構成コンピュータ 1 0 への心電図の送信を制御する。

30

【 0 0 3 1 】

図 5 は、図 1 に示すコンピュータ断層スキャナを用いて実行することができる、本発明に従った一連の測定及び再構成方法を示している。

【 0 0 3 2 】

段階 1 0 1 の開始に続いて、ガントリ 1 は、この実施形態の例において一定である角速度で回転する。しかしながら、その角速度は、時間、放射線源位置又は放射線源場所の位置の関数として変化し得る。

40

【 0 0 3 3 】

段階 1 0 2 においては、放射線源 S の放射線はオンに切り替えられ、放射線源場所は、患者用テーブル又は焦点を移動させることにより全体の軌跡に沿って検査領域 1 3 に対して移動される。放射線源がオンに切り替えられるときと同時に又はそれより前に、心電計 8 は、測定値が取得されると同時に心電図が記録されるように、作動される。

【 0 0 3 4 】

測定値の取得中、第 1 部分軌跡 2 1 と第 2 部分軌跡との間の距離は、上記のように、取得されたデータ記録が一部に関してのみ完全であるために、それらの 2 つの部分軌跡 2 1、2 5 により範囲を定められた検査領域のこの一部において再構成されるべき対象物が完全に配置されることができるよう、選択される。更に、この距離は、放射線源 S により

50



出射される光線に沿った第 1 部分軌跡 2 1 及び第 2 部分軌跡 2 5 の投射が検出器ユニットに位置するように選択される必要がある。このことは、それらの 2 つの部分軌跡 2 1 及び 2 5 の間の距離及びノ又は回転軸 1 4 の方向における検出器ユニットの広がり、図 6 において例として示されている円錐形状光線束の一部 3 3 であって、2 つの部分軌跡 2 1、2 5 により範囲を定められている、一部が検出器ユニット 1 6 により完全に検出されるように、選択される必要があることを意味する。

【 0 0 3 5 】

換言すれば、部分軌跡 2 1 及び 2 5 により範囲を定められた円錐形状光線束 4 の一部 3 3 のみが、一部の光線束 3 3 又は光線束 4 が第 1 部分軌跡 2 1 又は第 2 部分軌跡 2 5 から若しくは第 3 部分軌跡 2 3 からもたらされることに拘らず、完全な取得に対して必要である。コンピュータ断層スキャナは、それ故、不必要な放射線被爆に対して対象物を検査するようになることを回避するために、取得中に一部の光線束 3 3 のみを常にコリメートする動的コリメータを有することが可能である。

10

【 0 0 3 6 】

他の実施形態において、複数の第 2 部分軌跡が存在するとき、各々の場合、第 1 部分軌跡及び第 2 部分軌跡の 2 つの隣接する部分軌跡により範囲を定められている円錐形状の光線束 4 の一部 3 3 のみが完全な取得のために必要である。

【 0 0 3 7 】

この実施形態の例においては、対象物の動きが殆どない休止相と対象物が非常に動く動き相とが周期的に動く対象物において交互に現れることを前提としている。心臓の場合、その休止相は心臓拡張相である。対象物が休止相にある場合、放射線源 S の放射線はオンに切り替えられ、測定値が取得される。他方、対象物が動き相にある場合、放射線源 S の照射線は、測定値が取得されないように、オフに切り替えられる。放射線源 S はこのようにして制御ユニット 7 により制御され、その制御ユニットに、心電図は、心電計 8 により連続的に送信される。

20

【 0 0 3 8 】

放射線源のオン及びオフの時間的に正確な切り替えが技術的に問題である場合、それ故、対象物が休止相にあるときに測定値の取得が可能でない場合、測定値の少なくとも大部分であって、特に 8 0 % 又は 9 0 % 以上が、対象物が休止相にある間に取得されるように、放射線源は制御され、それ故、測定値は、本質的に、休止相のみにおいて取得される。

30

【 0 0 3 9 】

代替として、測定値は対象物の動きに依存せずに取得されることが可能であるが、この場合、対象物が休止相にある間に取得された測定値のみが上記の指向性において考慮される。

【 0 0 4 0 】

この実施形態の例においては、先ず、患者用テーブルも焦点も移動せず、それ故、放射線源 S、又は更に適切には、放射線源場所 B は、第 1 部分軌跡 2 1 に沿って検査領域に対して移動する。放射線源場所 B は、測定値ができるだけ大きい角速度に対して対象物の 1 つ又はそれ以上の休止相の間に取得されるまで、この部分軌跡 2 1 に沿って回転する。好適には、放射線源 S は、対象物の 2 つ又はそれ以上の休止相と相関関係にある測定値が 3 6 0 ° の全体の角度範囲に亘って取得されるまで、その部分軌跡 2 1 において移動する。所望の量の測定値が第 1 部分軌跡に沿って取得されたとき、患者用テーブル又は X 線源の焦点は回転軸 1 4 に対して平行に移動され、それ故、照射線源場所は楕円 2 3 に沿って検査領域 1 3 に対して進む。この場合、ガントリ 1 は、加速される又は減速される必要がある回転の動きを伴わずに一定の角速度で更に回転することが可能である。本発明に従った全体の軌跡 2 0 を、それ故、既知のコンピュータ断層スキャナを用いて比較的容易に実現することができる。放射線源場所が又、第 3 部分軌跡に沿って検査領域 1 3 に対して移動する間に、測定値は、対象物が休止相にあるときにのみ取得される。放射線源場所は、測定値ができるだけ大きい角度範囲に亘って、特に、部分軌跡 2 3 に沿って 3 6 0 度の全体の角度範囲に亘って取得されるまで、この楕円 2 3 上を移動する。一旦、所望の量の測定

40

50

値が、楕円 2 3 に沿って放射線源場所の移動中に取得されると、患者用テーブル及び焦点は、放射線源場所が第 2 部分軌跡 2 5 の方に向かって第 3 部分軌跡 2 3 に沿って案内されるように移動する。一旦、放射線源場所が第 2 部分軌跡 2 5 に達すると、患者用テーブル及び焦点は回転軸に対して平行のそれらの移動を終了し、それ故、放射線源場所は、ここで、第 2 部分軌跡 2 5 に沿って移動する。この場合、測定値は、対象物が休止相にあるときのみ取得され、第 2 部分軌跡 2 5 に沿ってできるだけ大きい角度範囲に亘って、特に、360°の角度範囲に亘って取得されるまで、測定値は続けられる。

【0041】

本発明に従ったコンピュータ断層撮影方法に対しては、部分軌跡が通るシーケンスは重要でない。測定値は又、それ故、先ず、第 2 部分軌跡 2 5 又は第 3 部分軌跡 2 3 に沿って取得されることが可能である。

10

【0042】

放射線源場所の全く同じ位置から測定値が複数回取得される場合、それ自体、冗長であるそれらの測定値を、信号対ノイズ比を増加させるために用いることが可能である。このために、光線が放射線源場所の同じ位置からもたらされ、同じ検出器要素に当たる測定値は、1つの測定値を生成するために、例えば、算術平均をとることが可能である。

【0043】

一旦、測定値が取得されると、CT画像がそれらの測定値から再構成される。これは、例えば、既知の反復再構成方法を用いて行われることが可能である。この場合、検査領域における吸収値の所定の初期分布から開始し、反復ステップは：a) シミュレートされた測定値の集合を生成するために全体の軌跡に沿って取得をシミュレートする段階と；b) シミュレートされた値と実際に測定された対応する測定値との間の差形成の段階と；c) 検出領域への測定値とそれぞれの差に属する光線に沿った差の逆投影の段階とを有する。そのような方法については、例えば、文献“Algebraic Reconstruction Technique (ART)” (“Principles of Computerized Tomographic Imaging”, Chapter 7: Algebraic Reconstruction Algorithms, Kak, Slaynay, IEEE Press New York, 1988)に記載されている。

20

【0044】

この実施形態の例においては、再構成はフィルタリング逆投影を用いて実行される。このために、段階 1 0 3 において、先ず、測定値が部分的に導き出される。この部分的に導き出すことについては、以下で詳細に説明する。

30

【0045】

第 1 部分軌跡 2 1、 $y_1$  及び第 2 部分軌跡 2 5、 $y_2$  は次式により表される。

【0046】

【数 1】

$$y_1(s_1) = \begin{pmatrix} R \cos s_1 \\ R \sin s_1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{and} \quad y_2(s_2) = \begin{pmatrix} R \cos s_2 \\ R \sin s_2 \\ z_0 \end{pmatrix}. \quad (1)$$

40

ここで、ベクトル  $y_1(s_1)$  及び  $y_2(s_2)$  は第 1 部分軌跡 2 1 及び第 2 部分軌跡 2 5 の進路を表し、基準ポイントからのそれらのベクトルポイントは、対応する部分軌跡における放射線源場所に対して、ポイント  $z = 0$  における回転軸 1 4 に位置付けられている。ポイント  $z = 0$  は、第 1 部分軌跡 2 1 の軌跡面と回転軸 1 4 が交差するポイントである。各々の場合における角位置  $s_1$  及び  $s_2$  は 0 乃至  $2\pi$  の間の値であることが前提である。変数  $R$  は第 1 の円形部分軌跡 2 1 及び第 2 の円形部分軌跡 2 3 の半径を表し、 $z_0$  は第 2 部分軌跡 2 5 の軌跡面と回転軸 1 4 が交差する  $z$  位置である。楕円形の第 3 部分軌跡

50

23は次式により表される。

【0047】

【数2】

$$y_3(s_3) = \begin{pmatrix} R \cos(s_3) \\ R \sin(s_3) \\ z_0 \sin^2(s_3/2) \end{pmatrix}. \quad (2)$$

楕円形23の角位置 $s_3$ は0乃至2πの間の値であることが前提である。完全な楕円に代えて、楕円の一部27のみが第3部分軌跡として用いられる場合、角位置 $s_3$ は対応するより小さい値の範囲を前提とする。例えば、図3に示すような楕円半分の場合、角位置 $s$ は0乃至πの間の値であることを前提とする。

10

【0048】

部分軌跡 $y_1(s_1)$ 、 $y_2(s_2)$ 及び $y_3(s_3)$ の1つにおける各々の放射線源場所に対して、それぞれの関連値 $D_f(y_i(s_i), \theta)$ は次式により定義される。

【0049】

【数3】

$$D_f(y_i(s_i), \theta) = \int_0^{\infty} dl f(y_i(s_i) + l\theta). \quad (4)$$

20

ここで、添え字 $i$ は値1、2及び3であり、 $\theta$ はそれぞれの放射線源場所から出射される光線の異なる光線方向に向けた単位ベクトルである。関数 $f(x)$ は、検査領域13のポイント $x$ における吸収値を表す。段階103における部分ずれは、次いで、次式で表される。

【0050】

【数4】

$$D'_f(y_i(s_i), \theta) = \frac{\partial D_f(y_i(s_i), \theta = \text{const.})}{\partial s_i}. \quad (5)$$

30

放射線源場所の異なる位置から出射される平行光線は、それ故、放射線源位置Bの角位置 $s_i$ に基づいて導き出される。このために、光線は平行に進み、同じ部分軌跡からであるが異なる放射線源場所から出射する測定値は、各々の場合に1つの群を構成するように結合される。群の測定値は、それぞれの部分軌跡における放射線源場所の角位置 $s_i$ に基づいて各々の場合に導き出される。このように導き出すことは、例えば、フーリエ変換又は有限要素法を用いて実行されることが可能である。

【0051】

一旦、測定値が導き出されると、段階104において、それらの値は、仮想平面検出器表面35においてそれぞれの光線に沿って投影される。仮想検出器表面35は回転軸14を有し、回転軸14に関して放射線源Sと共に回転する。即ち、放射線源Sの光線は、回転軸14及び仮想検出器表面35に関して常に垂直である。この実施形態の例においては、仮想検出器表面35は、回転軸14の方向に移動せず、上記のような図6に示す光線束33の光線全てが仮想検出器表面35を通る程大きいように選択される。仮想検出器表面35のサイズは、それ故、全体の軌跡20における1つのポイントからもたらされ、検査領域を通り、部分軌跡21及び25により範囲を定められた領域から出る光線全てが検出されるように、選択される必要がある。この実施形態の例においては、この検出器表面35は矩形である。

40

【0052】

50

仮想検出器表面 35 に投影された、導き出された測定値は、次いで、段階 105 においてフィルタリングされる。測定値が検出器表面 35 においてフィルタリングされるフィルタライン及び方向は、どの部分軌跡 21、23、25 において放射線源場所がそれぞれの測定値の取得中に位置付けられたかに依存し、その方向において、その放射線源場所はこの部分軌跡を及び仮想検出器表面 35 における測定値の位置を移動する。

【0053】

それぞれのフィルタラインを決定するために、検出器表面 35 は、それぞれの放射線源場所からもたらされる光線に沿って、第 1 部分軌跡 21 及び第 2 部分軌跡 25 の投影の支援により複数の領域に分割される。

【0054】

光線が第 1 部分軌跡 21 からもたらされる測定値に対してフィルタライン及びフィルタ方向を決定するために、検出器表面 21 は、1 つのポイントにおいて接線方向の投影 37 を有し且つ回転軸 14 に対して垂直に進む直線により及び第 1 部分軌跡 21 からもたらされる光線に沿った検出器表面 35 における第 2 部分軌跡 25 の投影 37 により、3 つの領域 45、47、49 に分割される。それらの領域は図 8 に示されている。この図において、又、図 9 乃至 13 において、各々の場合に仮想検出器表面 35 を見ることができ、それらの図における左から右への方向は放射線源場所が進む方向に本質的に対応している。更に適切には、左から右への方向は回転軸に対して垂直方向を向いている放射線源場所の進行移動に対応している。

【0055】

以下に示すように、測定値が仮想検出器表面 35 の特定領域に位置する又は配置されているとき、このことは、検出器ユニット 16 により最初に取得された測定値は、段階 104 においてこの領域に投影されたことを意味する。

【0056】

光線が第 1 部分軌跡 21 からもたらされ、直線 43 により範囲を定められた領域 47 に位置する測定値にフィルタライン 51 (図 9) が与えられ、前記フィルタラインは、この測定値を通して、直線 43 に対して平行に及び回転軸に対して垂直に伸びている。それらのフィルタライン 51 は、それらのフィルタ方向 52 と共に示され、図 9 におけるフィルタ方向 52 は左から右に向けられ、即ち、本質的には放射線源場所の進行移動方向にある。

【0057】

2 つのフィルタライン 55、57 又は 59、61 は、光線が第 1 部分軌跡からもたらされ、直線 43 及び第 2 部分軌跡 25 の投影 37 により範囲を定められた領域 45、49 の一に位置する測定値 D に与えられ、各々の場合の前記フィルタラインは投影 37 (図 10 及び図 11 を参照) に対する接線方向に伸びている。投影 37 の 2 つの接線は、それ故、そのような測定値 D に対してフィルタライン 55、57 又は 59、61 として与えられ、前記フィルタラインはこの測定値 D を通って伸びている。

【0058】

それらのフィルタライン 55、57 及び 59、61 に属しているフィルタ方向 56、58 及び 60、62 は同様に図 10 及び図 11 に示している。フィルタリングされるべき測定値の左において投影 37 に接している、左側領域 49 に配置されている測定値のフィルタライン 57 は、右から左に即ち、放射線源場所の進行移動方向の反対方向に本質的に向いているフィルタ方向 58 を有している。同じ測定値のフィルタライン 55 が前記測定値の右において投影 37 と接している場合、図 10 における対応するフィルタ方向は左から右に向いている。同じ測定値を通るが、投影 37 と接するポイントがこの測定値の右にあるフィルタライン 61 は、右から左に向かうフィルタ方向 62 が与えられる。

【0059】

代替として、平面の仮想検出器表面 35 における配置にも拘らず、光線が第 1 部分軌跡 21 からもたらされる全ての測定値は、回転軸 14 に対して垂直方向に向いているフィルタラインに沿ってフィルタリングされることが可能である。即ち、図 9 においては、フィ

10

20

30

40

50

ルタライン 5 1 及びフィルタ方向 5 2 は、それ故、全体の検出器表面 3 5 に亘って分布している。それらのフィルタラインを使用することについては、下で更に詳細に説明するが、その使用は、勿論、測定値がフィルタラインに沿ってのみ配置しているときに可能である。円錐形状光線束 4 の開き角は、それ故、測定値が取得され、投影 3 7 と検出器表面 3 5 の上部エッジとにより範囲を定められる仮想検出器表面の領域に又、配置されるに十分に大きいように選択されなければならない。

【 0 0 6 0 】

光線が第 2 部分軌跡 2 5 からもたらされるそれらの測定値のフィルタライン及びフィルタ方向は、光線が第 1 部分軌跡 2 1 における放射線源位置からもたらされる測定値についてのフィルタライン及びフィルタ方向に対応する。即ち、それらの測定値についての対応するフィルタライン及びフィルタ方向を得るために、図 8 乃至 1 1 の投影においては、フィルタライン及びフィルタ方向は、検出器表面 3 5 に対して中心を通る水平軸に反映されなければならない。光線が第 2 部分軌跡 2 5 における放射線源場所からもたらされる測定値に対して、光線が第 1 部分軌跡 2 1 における放射線源場所からもたらされる測定値についてのフィルタライン及びフィルタ方向に拘らず、上記の対応する移動は、対応するフィルタライン及びフィルタ方向に繋がる。

【 0 0 6 1 】

光線が楕円形状の第 3 部分軌跡 2 3 からもたらされる測定値についてのフィルタライン及びフィルタ方向について、図 1 2 を参照して説明する。この図は、それぞれの放射線源場所から仮想平面検出器表面 3 5 及び対応する第 1 部分軌跡 2 1 の値投影 3 9 にもたらされる光線に沿って第 2 部分軌跡 2 5 の投影 3 7 を示している。更に、図 1 2 は、各々が 2 つの投影 3 7、3 9 に対して接線を向かわせる 2 つの破線 7 1、7 3 を示している。それらの 2 つの破線 7 1、7 3 は、投影により範囲を定められている領域を 4 つの領域 6 3、6 5、6 7 及び 6 9 に分割している。2 つのフィルタラインは各々の測定値に与えられ、前記フィルタラインの進路及びフィルタ方向は検出器表面 3 5 におけるそれぞれの測定値の位置に依存する。

【 0 0 6 2 】

光線が楕円形状の第 3 部分軌跡 2 3 における放射線源位置からもたらされる測定値に対しては、2 組のフィルタラインの集合があり、それらの各々の場合、各々の集合からの 1 つのフィルタラインは各々の測定値に与えられている。第 1 集合のフィルタラインは、図 1 2 におけるそれぞれの測定値 8 0 の右に向かうフィルタライン 6 4 の接点を伴って、検出器表面 3 5 における第 2 部分軌跡 2 5 の投影 3 7 に対する接線において、領域 6 7 又は 6 9 に位置する測定値 D について、第 1 集合のフィルタラインが存在する。一方で、測定値が領域 6 3 又は 6 5 の一に位置する場合、第 1 集合のフィルタラインは、図 1 2 における測定値の左に向かう投影 3 9 とのこのフィルタラインの接点を伴って、検出器表面 3 5 における第 1 部分軌跡 2 1 の投影 3 9 に対する接線において、第 1 集合のフィルタラインが存在する。図 1 2 における第 1 集合のフィルタラインのフィルタ方向は、放射線源場所が第 2 部分軌跡 2 3 の方向に移動する第 3 部分軌跡の一部から光線がもたらされる測定値について、本質的に左から右に進む。放射線源場所が第 1 部分軌跡 2 1 の方向に移動する第 3 部分軌跡 2 3 の一部から光線がもたらされる測定値については、第 1 集合のフィルタラインのフィルタ方向は本質的に右から左に進む。

【 0 0 6 3 】

検出器表面 3 5 の領域 6 9 又は 6 3 に配置されている測定値については、第 2 集合のフィルタラインは、その測定値の左にある図 1 2 における投影 3 7 とのこのフィルタラインの接点を伴って、投影 3 7 に対する接線を進む。測定値が領域 6 5 又は 6 7 の位置に位置付けられている場合、第 2 集合のフィルタラインは、その測定値の右にある投影 3 9 とのこのフィルタラインの接点を伴って、投影 3 9 に対する接線を進む。第 2 集合のフィルタラインのフィルタ方向は、放射線源場所が第 2 部分軌跡 2 5 の方向に移動する第 3 部分軌跡 2 3 の一部から光線がもたらされる測定値について、右から左に進む。図 1 2 においては、それらは、放射線源場所が第 1 部分軌跡 2 1 の方向に移動する第 3 部分軌跡 2 3 の一

10

20

30

40

50

部から光線がもたらされる測定値について、左から右に進む。

【 0 0 6 4 】

放射線源場所が他の2つの部分軌跡21、25の一の近傍における楕円形状の第3部分軌跡23に位置付けられる場合、又は、検出器が非常に広い場合、図13に示すように、測定値は、投影37、39の間に位置する領域82、84に配置されることが可能であるが、領域63、65、67、69の一には配置されない。それらの領域82、84に位置する測定値は、この実施形態の例においては、フィルタリング及び逆投影について考慮されていない。

【 0 0 6 5 】

全体の軌跡が、例えば、図4に示すように、複数の第2部分軌跡26、29を有する場合、第1部分軌跡及び第2部分軌跡から選択された2つの隣接する部分軌跡により範囲を定められた検査領域の各々の部分は、それ故、それらの部分の各々について実行される本発明に従った方法を用いて、個別に考慮されることができる。即ち、段階105においては、1つの第1部分軌跡21及び2つの第2部分軌跡26及び29の場合、隣接する部分軌跡21、29及び29、26により範囲を定められる光線束により各々通過される、2つの仮想検出器表面35が規定されることが可能である。それぞれ隣接する部分軌跡21、29及び29、26は、それ故、それらの仮想検出器表面35の各々に投影され、次いで、上記のように、フィルタライン及びフィルタ方向はそれぞれの仮想検出器表面において規定される。

【 0 0 6 6 】

他の実施形態においては、複数の第2部分軌跡26、29が存在する場合、1つの仮想検出器表面のみを規定することが可能であり、そのサイズは、全体の軌跡からもたらされる光線が検査領域13を通過し、第1部分軌跡21と第1部分軌跡21から最も遠い第2部分軌跡との間の検査領域13から離れ、検出器表面に入るように選択される。更に、複数の第2部分軌跡26、29が存在する場合、フィルタライン及びフィルタ方向の進路は、上記のように、第1部分軌跡21から最も遠い第2部分軌跡26及び仮想検出器表面への第1部分軌跡21の投影を用いて決定されることが可能である。

【 0 0 6 7 】

下で説明するCT画像の再構成においては、本発明に従ったフィルタライン及びフィルタ方向は特に良好な画像品質に繋がる。

【 0 0 6 8 】

フィルタリングは次式に従って実行されることが可能である。

【 0 0 6 9 】

【数5】

$$P(y_i(s_i), \beta(y_i(s_i), \mathbf{x})) = \mu \sum_{n=1}^{N_f} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{dy}{\sin \gamma} D'(y_i(s_i), \beta(y_i(s_i), \mathbf{x})) \cos \gamma + e_n(y_i(s_i), \mathbf{x}) \sin \gamma. \quad (6)$$

ここで、 $P(y_i(s_i), \beta(y_i(s_i), \mathbf{x}))$ は、光線が $y_i(s_i)$ からもたらされ、検査領域13におけるポイント $\mathbf{x}$ を通過して進む、それぞれフィルタリングされた測定値である。ベクトル $(y_i(s_i), \mathbf{x})$ はそれぞれの放射線源場所 $y_i(s_i)$ から検査領域13におけるポイント $\mathbf{x}$ に向かい、次式で規定される。

【 0 0 7 0 】

【数6】

$$\beta(y_i(s_i), \mathbf{x}) = \frac{\mathbf{x} - y_i(s_i)}{|\mathbf{x} - y_i(s_i)|} \quad (7)$$

冗長係数 $\mu$ は、フィルタリング又は再構成中に生じる冗長性を考慮することが可能である。有効な冗長係数の例について下で説明する。 $n$ に対する和は測定値毎にフィルタライ

10

20

30

40

50

ンの異なる数  $N_f$  を考慮する。更に、 $e_n(y_i(s_i), x)$  は、それぞれのフィルタラインの進路を表すベクトルであり、次式で表される。

【0071】

【数7】

$$e_n(y_i(s_i), x) = \frac{(\beta(y_i(s_i), x) \times r_n(y_i(s_i), x)) \times \beta(y_i(s_i), x)}{|(\beta(y_i(s_i), x) \times r_n(y_i(s_i), x)) \times \beta(y_i(s_i), x)|} \quad (8)$$

ここで、ベクトル  $r_n(y_i(s_i), x)$  はそれぞれのフィルタ方向を向いている。

【0072】

更に、 $\theta$  は下で説明する  $k$  角である。

【0073】

式(6)に基づき、上記のフィルタラインに沿って実行される、本発明に従ったフィルタリング処理について、下で説明する。

【0074】

測定値に与えられるフィルタラインに沿ってその測定値をフィルタリングするために、このフィルタラインにおける測定値は、各々の場合に、2つの重み付け係数で乗算され、フィルタ方向で加算される。

【0075】

第1重み付け係数は、 $k$  角の正弦が増加するにつれて減少する。特に、それは  $k$  角の制限の逆数に等しい。 $k$  角は、フィルタリングされる測定値に属す光線と第1重み付け係数により乗算され且つフィルタラインにあるそれぞれの測定値に属す光線との間の角度である。

【0076】

$k$  角が0に等しいポイントにおいて第1重み付け係数の特異性を回避するために、例として、フィルタリングされる測定値は、各々の場合、フィルタライン上にある測定値間に位置する仮想検出器表面におけるポイントにおいて決定されることが可能である。

【0077】

更に、それぞれのフィルタラインに位置する各々の測定値は、フィルタライン上に位置する2つの隣接する測定値間の  $k$  角の距離  $d$  又は  $d \sin k$  に等しい第2重み付け係数により乗算される。好適には、それらの測定値は、2つの隣接する測定値がフィルタラインに対して一定であるように、等距離にあるフィルタライン上に配置される。測定値とそれらの2つの隣接する測定値との間の  $k$  角の距離が異なる場合、フィルタ方向における  $k$  角の距離は、例えば、重み付け係数として取られることが可能であり、又は、その重み付け係数は、2つの  $k$  角の距離を算術平均することにより決定されることが可能である。

【0078】

他の実施形態においては、 $k$  角の距離は全てのフィルタラインについて等しく、第2重み付け係数による乗算を省くことが可能である。

【0079】

それぞれのフィルタライン上に位置する重み付けされた測定値の加算は測定値の全てのフィルタラインについて繰り返され、それ故、1つの測定値に対して、フィルタラインの数に等しい複数の和が決定される。例えば、光線が第1部分軌跡 21 からもたらされ、図9の領域 47 に位置する測定値について、1つのフィルタラインのみがこの測定値に対して与えられるため、フィルタライン上に位置する重み付けされた測定値の1つの和のみが結果として得られる。この実施形態の例においては、2つのフィルタラインが、例えば、図8又は図10の検出器表面 35 の領域 49 に位置する測定値にあたえられ、それ故、フィルタリング後、2つの対応する和がこの測定値に対して得られる。複数のそのような和が測定値に対して得られる場合、それらは、次いで、式(6)に従って加算される。結果として得られる和は、次いで、冗長係数で乗算され、最終的に、フィルタリングされた測定値が得られる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

冗長係数は、どの放射線源場所がそれぞれの測定値に属しているか及び仮想検出器表面においてどこにその測定値が配置されているかに依存する。

## 【 0 0 8 1 】

測定値に属す光線が第 1 部分軌跡からもたらされる場合、冗長係数は、測定値が図 8 の領域 4 7 に配置されているときは 1 / 2 であり、測定値が図 8 の領域 4 5 又は 4 9 に配置されているときは 1 / 4 である。

## 【 0 0 8 2 】

同様なことが、光線が第 2 部分軌跡 2 5 からもたらされる測定値に関して適用され、上記のように、図 8 における仮想検出器表面 3 5 は、対応する領域 4 5、4 7 及び 4 9 を得るために、検出器表面の中央に配置される水平軸に沿って反射される必要がある。

10

## 【 0 0 8 3 】

測定値に属す光線が第 3 部分軌跡からもたらされる場合、この測定値についての冗長計数は 1 / 4 である。

## 【 0 0 8 4 】

図 3 に示すように、第 3 軌跡が半分の楕円のみを構成する場合、第 3 軌跡からもたらされる光線についての冗長係数は 1 / 2 である。

## 【 0 0 8 5 】

重み付け係数の乗算及び式 ( 6 ) に従った測定値の加算又はフィルタリングがフーリエ変換を用いて既知の方法で実行されることが可能である。

20

## 【 0 0 8 6 】

一旦、仮想的な平面検出器表面 3 5 における想定地全てがそれらに関連するフィルタラインに沿ってフィルタリングされると、それらのフィルタリングされた測定値は、逆投射により検査領域における吸収分布を再構成するために用いられる。逆投射は次式により表される。

## 【 0 0 8 7 】

## 【 数 8 】

$$f(\mathbf{x}) = \frac{-1}{2\pi^2} \sum_{i=1}^3 \int \frac{ds}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}_i(s_i)|} P(\mathbf{y}_i(s_i), \beta(\mathbf{y}_i(s_i), \mathbf{x})). \quad (9)$$

30

ここで、 $f(\mathbf{x})$  は、再構成されるべき値であって、特に、検査領域のポイント  $\mathbf{x}$  における吸収値である。続く逆投射は式 ( 9 ) に従って実行される。

## 【 0 0 8 8 】

先ず、段階 1 0 6 において、ボクセル  $V(\mathbf{x})$  が、第 1 部分軌跡 2 1 と第 2 部分軌跡 2 5 との間の検査領域において所定の視野 F O V の範囲内で決定される。

## 【 0 0 8 9 】

次いで、段階 1 0 7 において、この逆投射において未だに考慮されなかった放射線源場所が全体の軌跡 ( 又は、投射 ) において選択される。投射は、これに関連して、放射線源場所からもたらされる光線全ての集合である。特定の放射線源場所は、2 つの隣接する第 1 部分軌跡 2 1 及び第 2 部分軌跡 2 5 により範囲を定められるこの放射線源場所からもたらされる円錐形状光線束 4 の一部 3 3 がボクセル  $V(\mathbf{x})$  を通過する場合のみに選択される。

40

## 【 0 0 9 0 】

周期的に動く対象物が検査領域 1 3 に位置付けられている場合、又は、段階 1 0 2 において、測定値が連続して、即ち、対象物のそれぞれの動き相に独立して取得された場合、この段階 1 0 7 において、対象物の休止相の間に取得された投射のみが選択される必要がある。これは、心電計 8 により記録された心電図の支援により成されることが可能である。段階 1 0 2 において、投射が、対象物の休止相中にものみ取得される場合でさえ、これは、段階 1 0 7 において、心電図によりチェックされることが可能であり、即ち、対象物の

50



休止相中に、投射が実際に取得されるかどうかに関して、チェックが成されることが可能である。休止相中に取得されなかった投射は、続く逆投射において無視され続ける事が可能である。

【0091】

完全なデータの集合を構成するために不十分な測定値が休止相において取得された場合、動き相中に取得された又は既知の補間方法により決定された測定値が又、考慮されることが可能である。

【0092】

段階108において、段階107で選択された投射において、光線がボクセル $V(x)$ の中央を通過して進む測定値があるかどうかに関して、チェックがなされる。そのような測定値又は光線を求めることができない場合、中央の構成が検出器表面に当たるポイントが決定される。関連測定値は、それ故、隣接する光線の測定値を補間することにより計算される。

10

【0093】

ボクセルを通過する光線に関連する測定値又は補間により得られる測定値は、段階109において、FOVにおけるボクセルの位置からの放射線源場所の距離より小さくなる重み付け係数により乗算され、特に、この距離の逆数に比例するように又は前記逆数に等しいように選択される。

【0094】

段階110においては、この重み付け係数で乗算された測定値はボクセル $V(x)$ に計算される。最初は、ボクセル $V(x)$ 全ては、同じ初期値、例えば、値0に設定される。

20

【0095】

段階111においては、段階107に関連して上で述べたように、逆投射について考慮することができる投射全てが考慮されたかどうかに関して、チェックがなされる。これが否定される場合、そのフローチャートは段階107に分岐する。そうでなければ、そのフローチャートは段階112に進む。

【0096】

段階112において、FOVにおけるボクセル $V(x)$ 全てが通過されたかどうかに関して、チェックがなされる。これが否定される場合、その方法は段階106に進む。一方、FOVにおけるボクセル $V(x)$ 全てが通過された場合、全体のFOVにおける吸収が決定され、再構成方法は終了する(段階113)。

30

【図面の簡単な説明】

【0097】

【図1】本発明に従った方法を実行するために用いられる本発明に従ったコンピュータ断層スキャナを示している。

【図2】放射線源場所が検査領域に関連して移動することができる本発明に従った全体の軌跡を示す図である。

【図3】放射線源場所が検査領域に関連して移動することができる本発明に従った他の全体の軌跡を示す図である。

【図4】放射線源場所が検査領域に関連して移動することができる全体の軌跡を示す図である。

40

【図5】本発明に従った方法のフロー図である。

【図6】放射線源及び光線束を有する本発明に従った全体の軌跡を示す図である。

【図7】放射線源場所と仮想平面検出器表面とを有する全体の軌跡を示す図である。

【図8】第1部分軌跡におけるポイントから見た、第2部分軌跡が投影された仮想平面検出器表面を示す図である。

【図9】第1部分軌跡におけるポイントから見た、第2部分軌跡が投影された、フィルタライン及び方向を伴って仮想平面検出器表面を示す図である。

【図10】第1部分軌跡におけるポイントから見た、第2部分軌跡が投影された、フィルタライン及び方向を伴って仮想平面検出器表面を示す図である。

50

【図11】第1部分軌跡におけるポイントから見た、第2部分軌跡が投影された、フィルタライン及び方向を伴って仮想平面検出器表面を示す図である。

【図12】第3部分軌跡におけるポイントから見た、第1及び2部分軌跡が投影された、フィルタライン及び方向を伴って仮想平面検出器表面を示す図である。

【図13】第3部分軌跡におけるポイントから見た、第1及び2部分軌跡が投影された仮想平面検出器表面を示す図である。

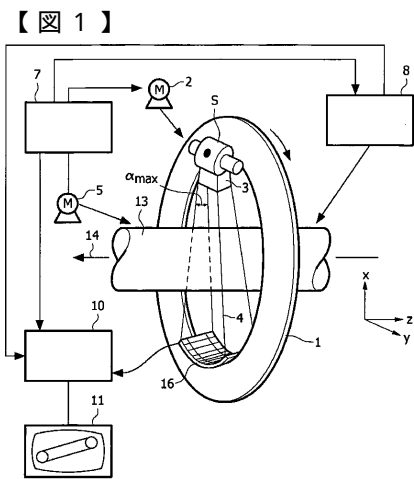


FIG. 1

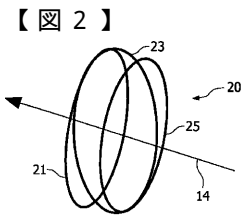


FIG. 2

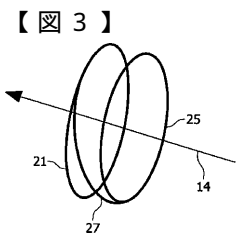


FIG. 3

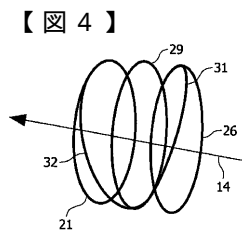


FIG. 4

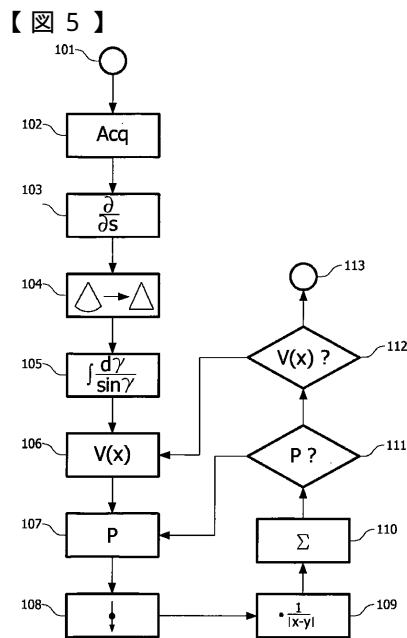


FIG. 5

【 図 6 】

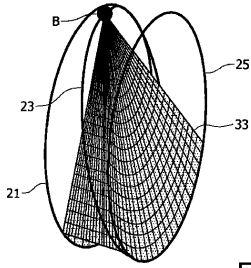


FIG. 6

【 図 7 】

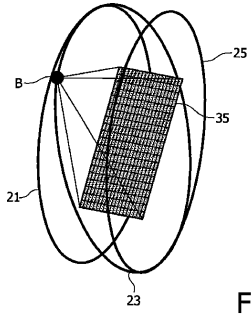


FIG. 7

【 図 8 】

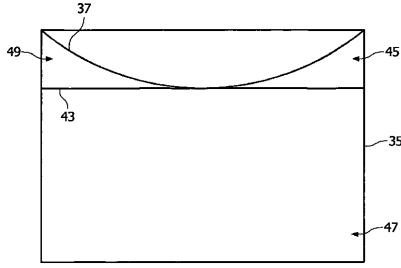


FIG. 8

【 図 9 】

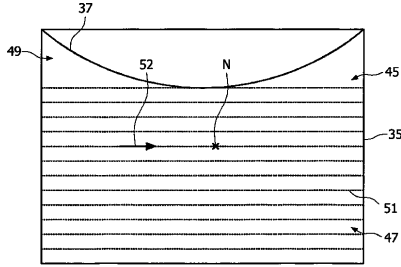


FIG. 9

【 図 10 】

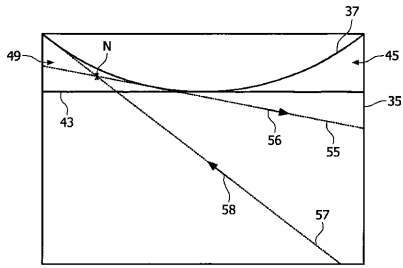


FIG. 10

【 図 12 】

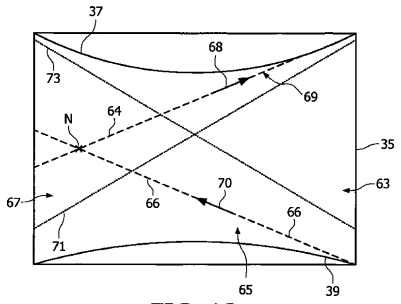


FIG. 12

【 図 11 】

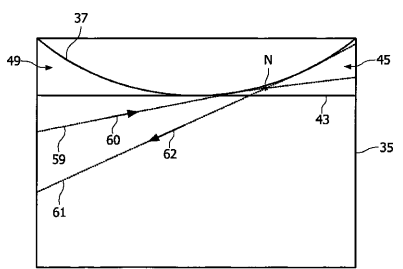


FIG. 11

【 図 13 】

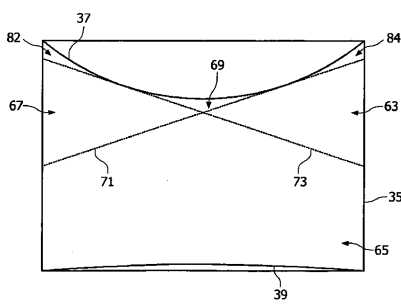


FIG. 13

## フロントページの続き

- (72)発明者 ボンツス, クラース  
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 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 ゲーエムベーハー内
- (72)発明者 ケーラー, トーマス  
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 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 ゲーエムベーハー内
- (72)発明者 グラス, ミハエル  
ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 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 ゲーエムベーハー内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 3 2 6 2 4 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 2 1 2 1 3 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 1 9 7 6 2 7 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)  
A61B 6/03