

(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2009-534079

(P2009-534079A)

(43) 公表日 平成21年9月24日(2009.9.24)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 2 1 4 C 0 9 3

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 43 頁)

(21) 出願番号 特願2009-505977 (P2009-505977)
 (86) (22) 出願日 平成18年4月19日 (2006.4.19)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年10月16日 (2008.10.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/050497
 (87) 国際公開番号 WO2007/119124
 (87) 国際公開日 平成19年10月25日 (2007.10.25)

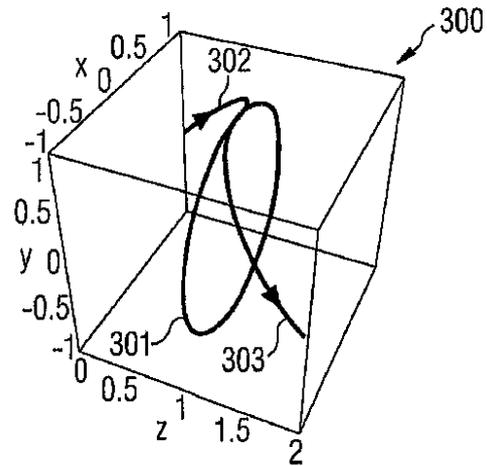
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数の部分的な走査軌道を有するコーンビーム・コンピュータ断層撮影

(57) 【要約】

関心のある対象(107)の試験のためのコンピュータ断層撮影装置(100)は、関心のある対象(107)へ電磁放射線を放射するよう構成される電磁放射線源(104)と、電磁放射線源(104)によって発生して対象(107)を通過する電磁放射線を検出する検出装置(108)と、第1軌道に沿って及び第1軌道とは異なる第2軌道に沿って対象(107)に対して電磁放射線源(104)及び検出装置(108)を動かすよう構成される動作発生装置(101, 119)とを有する。第2軌道は、その第2軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、第1軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて対象(107)に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関心のある対象の試験のためのコンピュータ断層撮影装置であって、
 関心のある対象へ電磁放射線を放射するよう構成される電磁放射線源と；
 前記電磁放射線源によって発生して前記関心のある対象を通過する電磁放射線を検出する検出装置と；

第 1 軌道に沿って及び該第 1 軌道とは異なる少なくとも 1 つの第 2 軌道に沿って前記関心のある対象に対して前記電磁放射線源及び前記検出装置を動かすよう構成される動作発生装置と；

を有し、

前記少なくとも 1 つの第 2 軌道は、該少なくとも 1 つの第 2 軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、前記第 1 軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて前記関心のある対象に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される、コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2】

前記動作発生装置は、前記第 1 軌道が前記少なくとも 1 つの第 2 軌道の前にあるように構成される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 3】

前記動作発生装置は、前記第 1 軌道が前記少なくとも 1 つの第 2 軌道の後に続くように構成される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】

前記動作発生装置は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が、前記第 1 軌道の前にある第 1 の部分と、前記第 1 軌道の後に続く第 2 の部分とを有するように構成される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 5】

前記動作発生装置は、前記第 1 軌道が円軌道の少なくとも一部であるか又は螺旋軌道の少なくとも一部であるように構成される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 6】

前記動作発生装置は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が直線軌道であるか又は円軌道の少なくとも一部であるか又は螺旋軌道の少なくとも一部であるように構成される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 7】

前記動作発生装置は、前記第 1 軌道及び前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が連続して得られるように構成される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 8】

前記動作発生装置は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が前記第 1 軌道を実行する間は回転され且つ前記少なくとも 1 つの第 2 軌道を実行する間は回転されるように構成され、

前記関心のある対象は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道を実行する間は直線的に動かされ、前記第 1 軌道を実行する間は固定される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 9】

前記動作発生装置は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が、前記第 1 軌道の前にある第 1 の部分と、前記第 1 軌道の後に続く第 2 の部分とを有するように構成される、請求項 8 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 10】

前記動作発生装置は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が前記第 1 軌道を実行する間は回転され且つ前記少なくとも 1 つの第 2 軌道を実行する間は固定されるように構成され、

前記関心のある対象は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道を実行する間は直線的に動かさ

10

20

30

40

50

れ、前記第 1 軌道を実行する間は固定される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 1】

前記動作発生装置は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が、前記第 1 軌道の前にある第 1 の部分と、前記第 1 軌道の後に続く第 2 の部分とを有するように構成される、請求項 1 0 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 2】

前記動作発生装置は、前記少なくとも 1 つの第 2 軌道がパイロット走査中に実行されるように構成される、請求項 1 0 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 3】

前記第 1 軌道を実行する間及び前記少なくとも 1 つの第 2 軌道を実行する間に前記検出装置によって受信される検出信号の解析に基づき、前記関心のある対象に関する構造情報を決定するよう構成される決定ユニットを更に有する、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 4】

前記決定ユニットは、フィルタリングされた逆投影解析に基づき、前記関心のある対象に関する構造情報を決定するよう構成される、請求項 1 3 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 5】

前記解析は、検出されたデータの微分、前記検出されたデータのフィルタリング、及び前記検出されたデータの逆投影を有する、請求項 1 3 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 6】

前記検出されたデータの逆投影は、前記検出されたデータの再ビンニング又は前記フィルタリングされたデータの再ビンニングを含む、請求項 1 5 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 7】

前記検出されたデータの逆投影は、パラレルジオメトリへの前記検出されたデータの再ビンニングを含む、請求項 1 5 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 8】

前記検出されたデータのフィルタリングは、傾斜フィルタラインに沿った前記検出されたデータのフィルタリングを含む、請求項 1 5 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 9】

前記動作発生装置は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が実装される回転台を有する、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 0】

前記動作発生装置は、前記関心のある対象を支えるよう構成される直線的に動作可能な取付装置を有する、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 1】

前記検出装置はシングルスライス検出装置として実現される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 2】

前記検出装置はマルチスライス検出装置として実現される、請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 3】

手荷物検査装置、医療機器、材料試験装置及び物質科学解析装置を含むグループの中の 1 つとして構成される請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 4】

前記決定ユニットは、 $1 / \sin$ フィルタを用いて、検出されたデータをフィルタリングするよう構成される、請求項 1 3 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 5】

10

20

30

40

50

前記動作発生装置は、前記第 1 軌道が円軌道であるよう構成され、前記電磁放射線源及び前記検出装置は、回転軸について前記関心のある対象に対して回転動作を行い、

前記検出装置は、前記円軌道を実行する間に円形検出データを検出するよう構成され、

前記決定ユニットは、互いに平行であるフィルタラインに沿って前記円形検出データをフィルタリングするよう構成される、請求項 13 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 26】

前記動作発生装置は、前記第 1 軌道が円軌道であって且つ前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が螺旋軌道の一部であるように構成され、前記電磁放射線源及び前記検出装置は、回転軸について前記関心のある対象に対して回転動作を行い、

前記検出装置は、前記円軌道を実行する間は円形検出データを検出し、前記螺旋軌道の一部を実行する間は螺旋形検出データを検出するよう構成され、

前記決定ユニットは、フィルタラインに沿って前記円形検出データ及び前記螺旋形検出データをフィルタリングするよう構成され、前記螺旋形検出データの前記フィルタラインの少なくとも一部は、前記円軌道の接線又は前記螺旋軌道の一部の接線と平行である、請求項 13 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 27】

前記決定ユニットは、前記回転軸を含む仮想プレーナディテクタを用いて定義可能なデータであって、前記円軌道及び前記螺旋軌道の一部を投影され、前記プレーナディテクタ上の前記螺旋軌道の一部の 2 つの隣接する巻線の投影に対する正の傾きを有した 1 つの漸近線を定められる検出された螺旋形データを、

(i) 前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの上側部分に位置付けられる場合は、

- 前記漸近線と平行なフィルタラインに沿って、前記漸近線の下側に配置される前記プレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値をフィルタリングすること、及び

- 前記漸近線の点が夫々の螺旋形検出データ値のプレーナディテクタ上へと当該投影の左側で位置付けられる場合に、前記円軌道の投影に接線方向であるか又は前記螺旋軌道の一部の上側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って、前記漸近線の上側に配置される前記プレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値をフィルタリングすること

によって、

前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの下側部分に位置付けられる場合は、

- 前記漸近線と平行なフィルタラインに沿って、前記漸近線の上側に配置される前記プレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値をフィルタリングすること、及び

- 前記漸近線の点が夫々の螺旋形検出データ値のプレーナディテクタ上へと当該投影の右側で位置付けられる場合に、前記円軌道の投影に接線方向であるか又は前記螺旋軌道の一部の下側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って、前記漸近線の下側に配置される前記プレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値をフィルタリングすること

によって、

第 1 の組のフィルタリングされた値を決定するステップと、

(i i) 前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの上側部分に位置付けられる場合は、

- 前記漸近線の点が夫々の螺旋形検出データ値のプレーナディテクタ上へと当該投影の左側で位置付けられる場合に、前記円軌道の投影に接線方向であるか又は前記螺旋軌道の一部の上側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って螺旋形検出データ値をフィルタリングすることによって、

前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの下側部分に位置付けられる場合は、

- 前記漸近線の点が夫々の螺旋形検出データ値のプレーナディテクタ上へと当該投影

の右側で位置付けられる場合に、前記円軌道の投影に接線方向であるか又は前記螺旋軌道の一部の下側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って螺旋形検出データ値をフィルタリングすることによって、

第2の組のフィルタリングされた値を決定するステップと

に従って、フィルタリングするよう構成される、請求項26記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項28】

- 前記第1の組のフィルタラインが決定される場合であって、前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの上側部分に位置付けられるならば、

前記決定ユニットは、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の上側投影の接線よりも小さい傾きを有する場合は前記円軌道の投影に接線方向であり、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の上側投影の接線よりも大きい傾きを有する場合は前記螺旋軌道の一部の上側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って、前記漸近線の上側に配置されるプレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値をフィルタリングするよう構成され、

10

- 前記第2の組のフィルタラインが決定される場合であって、前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの上側部分に位置付けられるならば、

前記決定ユニットは、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の上側投影の接線よりも大きい傾きを有する場合は前記円軌道の投影に接線方向であり、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の上側投影の接線よりも小さい傾きを有する場合は前記螺旋軌道の一部の上側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って螺旋形検出データ値をフィルタリングするよう構成され、

20

- 前記第1の組のフィルタラインが決定される場合であって、前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの下側部分に位置付けられるならば、

前記決定ユニットは、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の下側投影の接線よりも小さい傾きを有する場合は前記円軌道の投影に接線方向であり、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の下側投影の接線よりも大きい傾きを有する場合は前記螺旋軌道の一部の下側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って、前記漸近線の下側に配置されるプレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値をフィルタリングするよう構成され、

30

- 前記第2の組のフィルタラインが決定される場合であって、前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの下側部分に位置付けられるならば、

前記決定ユニットは、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の下側投影の接線よりも大きい傾きを有する場合は前記円軌道の投影に接線方向であり、前記円軌道の投影の接線が前記螺旋軌道の一部の下側投影の接線よりも小さい傾きを有する場合は前記螺旋軌道の一部の下側投影に接線方向であるフィルタラインに沿って螺旋形検出データ値をフィルタリングするよう構成される、請求項27記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項29】

前記決定ユニットは、左から右へと前記第1の組のフィルタラインに沿ってフィルタリングを実行し、且つ、右から左へと前記第2の組のフィルタラインに沿ってフィルタリングを実行するよう構成される、請求項28記載のコンピュータ断層撮影装置。

40

【請求項30】

前記決定ユニットは、第1データセットのフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データ、第2データセットのフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データ、及びフィルタリングされた円形検出データを重み付けして逆投影するよう構成される、請求項29記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項31】

前記決定ユニットは、フィルタリングされた円形検出データを1で重み付けし、前記第1の組のフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データを2分の1で重み付けし、且つ、前記第2の組のフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出デ

50

ータを2分の1で重み付けするよう構成される、請求項30記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項32】

前記動作発生装置は、前記第1軌道が円軌道であって且つ前記少なくとも1つの第2軌道が螺旋軌道の一部であるように構成され、前記電磁放射線源及び前記検出装置は、回転軸について前記関心のある対象に対して回転動作を行い、

前記検出装置は、前記円軌道を実行する間は円形検出データを検出し、前記螺旋軌道の一部を実行する間は螺旋形検出データを検出するよう構成され、

前記決定ユニットは、前記回転軸を含む仮想プレーナディテクタを用いて定義可能な情報であって、前記円軌道及び前記螺旋軌道の一部を投影され、前記プレーナディテクタ上の前記螺旋軌道の一部の2つの隣接する巻線の投影に対する正の傾きを有した1つの漸近線を定められ、前記円軌道の投影に及び前記螺旋軌道の一部の隣接する巻線の上側投影に接線方向である接線の上ライン並びに前記円軌道の投影に及び前記螺旋軌道の一部の隣接する巻線の下側投影に接線方向である接線の下ラインを定められる前記関心のある対象に関する構造情報を、

前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの上側部分に位置付けられる場合は、

- (i) 前記円軌道の投影の上側に配置されるか、(ii) 前記螺旋軌道の一部の隣接する巻線の上側投影の上側に配置されるか、又は(iii) 前記接線の上ラインの上側に配置される前記プレーナディテクタ上の投影された螺旋データ値を有し且つ前記接線の上ラインの接線の二点間に配置される螺旋データ値を用いずに、前記関心のある対象に関する構造情報を決定するステップに従って、あるいは

前記円軌道の投影が前記プレーナディテクタの下側部分に位置付けられる場合は、

- (i) 前記円軌道の投影の下側に配置されるか、(ii) 前記螺旋軌道の一部の隣接する巻線の下側投影の下側に配置されるか、又は(iii) 前記接線の下ラインの下側に配置される前記プレーナディテクタ上の投影された螺旋データ値を有し且つ前記接線の下ラインの接線の二点間に配置される螺旋データ値を用いずに、前記関心のある対象に関する構造情報を決定するステップに従って、決定するよう構成される、請求項13記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項33】

関心のある対象を試験する方法であって、

電磁放射線源によって関心のある対象へ電磁放射線を放射するステップと；

前記電磁放射線源によって発生して前記関心のある対象を通過する電磁放射線を検出装置によって検出するステップと；

第1軌道に沿って及び該第1軌道とは異なる第2軌道に沿って前記関心のある対象に対して前記電磁放射線源及び前記検出装置を動かすステップと；

を有し、

前記第2軌道は、該第2軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、前記第1軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて前記関心のある対象に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される、方法。

【請求項34】

プロセッサによって実行される場合に、

電磁放射線源によって関心のある対象へ電磁放射線を放射するステップと；

前記電磁放射線源によって発生して前記関心のある対象を通過する電磁放射線を検出装置によって検出するステップと；

第1軌道に沿って及び該第1軌道とは異なる第2軌道に沿って前記関心のある対象に対して前記電磁放射線源及び前記検出装置を動かすステップと；

を実行するよう構成されるコンピュータプログラムであって、

前記第2軌道は、該第2軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、前記第1軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて前記関心のある対象に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される、関心のある対象を試

10

20

30

40

50

験するコンピュータプログラムを記憶するコンピュータ読出可能な媒体。

【請求項 35】

プロセッサによって実行される場合に、

電磁放射線源によって関心のある対象へ電磁放射線を放射するステップと；

前記電磁放射線源によって発生して前記関心のある対象を通過する電磁放射線を検出装置によって検出するステップと；

第 1 軌道に沿って及び該第 1 軌道とは異なる第 2 軌道に沿って前記関心のある対象に対して前記電磁放射線源及び前記検出装置を動かすステップと；

を実行するよう構成され、

前記第 2 軌道は、該第 2 軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、前記第 1 軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて前記関心のある対象に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される、関心のある対象を試験するプログラム要素。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線画像形成の分野に関する。具体的に、本発明は、コンピュータ断層撮影装置、関心のある対象を試験する方法、コンピュータ読出可能な媒体及びプログラム要素に関する。

【背景技術】

【0002】

過去数年にわたって、X線荷物検査は、特定の種類の物質を自動で認識して、危険物質の存在下で警報を起動することができる、より高度な自動システムに対するオペレータによる相互作用に完全に依存した簡単なX線画像形成システムから進展してきた。検査システムは、X線を放射するX線放射源を用いている。X線は、試験される荷物から検出器へと伝送又は散乱される。

【0003】

コンピュータ断層撮影（CT）は、単一の回転軸の周囲を回る2次元のX線投影の連続から対象の内部の3次元画像を生成するようデジタル処理を用いる工程である。CT画像の再構成は、適切なアルゴリズムを適用することによって行われ得る。

【0004】

従来、X線源及び検出器は、構台に取り付けられて、例えば螺旋状に関心のある対象の周囲を回る。

【0005】

検出器列の数の増大傾向に伴い、円状コンピュータ断層撮影がますます魅力的となってきた。円状コンピュータ断層撮影に従って、X線源及び検出器は、構台に取り付けられて、円形に関心のある対象の周囲を回る。多数列検出器の検出器領域が関心のある対象全体を覆うほど十分に大きい場合は、円状走査は、多数の今日利用可能なコンピュータ断層撮影装置で行われている螺旋走査と比較して、ますます魅力的なものとなる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、円状走査のコーンビーム再構成は、測定データが数学的に不完全であるという事実に起因して、再構成される画像に、好ましくないアーティファクトを導入しうる。特に、円状CTは、比較的中心から遠いスライスについてアーティファクトを示す傾向を有する。かかるアーティファクトの理由は、円状走査の数学的に不完全な軌道にある。すなわち、より正確な再構成のために必要とされうるデータが欠けている。再構成アルゴリズムはこの問題を解決することができる見込みはない。

【0007】

アーティファクトが効果的に抑制される画像形成システムが必要とされる。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題は、独立請求項に従う特徴を備えたコンピュータ断層撮影によって、関心のある対象を試験する方法によって、コンピュータ読出可能な媒体によって、及びプログラム要素によって達成され得る。

【0009】

本発明の実施例に従って、関心のある対象の試験のためのコンピュータ断層撮影装置が提供される。当該コンピュータ断層撮影装置は、関心のある対象へ電磁放射線を放射するよう構成される電磁放射線源と、前記電磁放射線源によって発生して前記関心のある対象を通過する電磁放射線を検出する検出装置とを有する。動作発生装置は、第1軌道に沿って及び該第1軌道とは異なる第2軌道に沿って前記関心のある対象に対して前記電磁放射線源及び前記検出装置を動かすよう構成される。前記第2軌道は、該第2軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、前記第1軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて前記関心のある対象に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される。

10

【0010】

本発明の他の実施例に従って、関心のある対象を試験する方法が提供される。当該方法は、電磁放射線源によって関心のある対象へ電磁放射線を放射するステップと、前記電磁放射線源によって発生して前記関心のある対象を通過する電磁放射線を検出装置によって検出するステップと、第1軌道に沿って及び該第1軌道とは異なる第2軌道に沿って前記関心のある対象に対して前記電磁放射線源及び前記検出装置を動かすステップとを有する。前記第2軌道は、該第2軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、前記第1軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて前記関心のある対象に関する構造情報の再構成を可能にするデータを与えるように選択される。

20

【0011】

本発明の更なる他の実施例に従って、コンピュータ読出可能な媒体が提供される。当該媒体には、関心のある対象を試験するコンピュータプログラムであって、プロセッサによって実行される場合に、上記方法ステップを実行するよう構成されるコンピュータプログラムが記憶されている。

【0012】

本発明の更なる他の実施例に従って、関心のある対象を試験するプログラム要素が提供される。当該プログラム要素は、プロセッサによって実行される場合に、上記方法ステップを実行するよう構成される。

30

【0013】

本発明のシステムは、コンピュータプログラムによって、すなわちソフトウェアによって、あるいは、1又はそれ以上の特別の電子最適化回路によって、すなわちハードウェアで、あるいは、ハイブリッド形式で、すなわちソフトウェアコンポーネント及びハードウェアコンポーネントによって実現され得る。コンピュータ読出可能な媒体及びプログラム要素は、コンピュータ断層撮影装置を制御するための制御システムで実施され得る。

【0014】

具体的に、本発明に従う特徴的な事項は、コンピュータ断層撮影の枠組みにおける新たな動作又は軌道スキームであって、第1及び第2の軌道が、特に、電磁放射線源と、一方では検出素子との間で、他方では検査下の対象との間にある、CT装置の様々な構成要素の動きを定義する動作又は軌道スキームが提供されるという利点を有する。(螺旋動作又は円動作のような)単一種類の軌道に制限されるのではなく、本発明は、構成要素が第1の時間間隔で及び第2の時間間隔で受ける2つの異なる数学関数(又は2つの異なる幾何学経路)によって定義される軌道を教示することによって、機能を拡張する。これは、少なくとも2つの軌道のうちの1つの間に測定されるデータがアーティファクトを生成することなく関心のある対象の画像を明りょうに再構成するには十分でないので、少なくとも2つの軌道要素を使用することを可能にする。かかる少なくとも2つの軌道要素の夫々は

40

50

、1つ（例えば円軌道）で用いられる場合に、数学的に不完全なデータを提供する。しかし、このような欠けているデータ（欠測データ（missing data））は、完全なデータを提供するように選択され得る他の軌道によって提供される。言い換えると、高品質の再構成のために必要とされる欠測データは、データの組を数学的に完成させることを可能にする付加的な第2軌道を実行する場合に取得される。

【0015】

本発明に従って、単一の第2軌道又は複数の異なった若しくは同一の第2軌道のいずれかを使用することが可能である。

【0016】

例えば、円軌道は、比較的少ない労力で関心のある対象の極めて高速な検査を可能にするが、再構成された画像においてアーティファクトを生成しうる。かかるアーティファクトは、純粋な円状走査の間に取得されるデータが、監視下の対象の画像のアーティファクトのない再構成のために十分な情報を含まない、という事実由来する。このような円状走査（又は、比較的短い放射時間の間に取得される螺旋状走査）が、円状走査（又は短い螺旋状走査）に関するデータを取得する前及び／又は後で取得されたデータと結合される場合に、この付加的な軌道からのデータは、高い解像度を有して試験下の対象の画像を再構成するよう主たる軌道からのデータと結合されて、アーティファクトが低減された画像をもたらす。

【0017】

本発明の一実施例に従って、管又は検出器が対象の周りを円形に動く円状CT走査は、関心のある対象が回転しない管及び検出器とともに延在する軸に平行なライン沿いの走査と組み合わせられ得る。このように、本実施例に従って、特定の直線軸に平行なラインからのデータと共に円軌道で取得されるデータが使用される。このような手段の利点は、記載される軌道が今日のスキャナにより実現され得る点である。

【0018】

ラインに沿った関心のある対象の動きに従うデータは、本実施例の枠組みで、例えば、その後円状走査又は螺旋状走査が続く最初のパイロット走査の間に取得され得る。パイロット走査（CTスカウトビュー又はスキャノグラム又はトポグラムとも称される。）は平面放射線写真のようなフラットな画像を生成し、X線管は患者がスキャナの中を移動している間は回転しない。このような画像形成形式は、また、プレーナ画像を取得する手段としても使用され得る。言い換えると、パイロット走査の間、コンピュータ断層撮影装置の構台は回転せず、X線源及びX線検出器は、試験下の関心のある対象の長さに沿ってシフトされる。パイロット走査は、通常、パイロット走査の間に取得される2次元画像走査から関心のある臓器を識別して、より詳細な走査が行われ得る領域を手動で決定すべく放射線科医によって使用される。

【0019】

円形CT軌道である第1軌道及び直線軸に平行なラインによって表される第2軌道を有する軌道を含む試験は、有利な再構成アルゴリズムを用いて評価され得る。有利に、フィルタ逆投影法が使用され得る。このようなアルゴリズムを用いると、フィルタ逆投影法を用いた画像を用いない画像と比較することで明らかのように、画像品質の十分な改善が得られる。

【0020】

本発明の代替の実施例に従って、円軌道及び“円弧（アーク）”軌道の組み合わせが使用されても良い。（少量のパイロットラインが円状走査の再構成のための欠けているラドン面を満たすために使用される）上記の“サークル及びライン（circle and line）”プロトコルとは対照的に、“サークル及びアーク（circle and arc）”プロトコルは、構台及び取付台（mounting table）のより滑らかな動きを可能にする。滑らかに取付台を動かすことを可能にするこのようなサークル及びアークプロトコルの枠組みで、パイロット走査と円状走査との間の時間が患者動作の危険性を保持し、従って、台を停止させることにより、好ましくない方法で台に対して患者の位置が変化しうる、という事実から生

10

20

30

40

50

じる問題が回避され得る。サークル及びアークプロトコルの枠組みで、このような問題は安全に回避される。これは、ライン走査から円状走査への移行が、その間に構台が加速される必要があることで、完全には滑らかに行われ得ないことによる。しかし、“サークル及びアーク”プロトコルは、患者が走査の終了まで息を止めることを問題としない。このように、特定の用途に関し、サークル及びアークプロトコルは好まれ得る。例えば、患者が長時間息を止めることができない場合に、パイロット走査は極めて短いものとなる。

【0021】

サークル及びアークプロトコルに従って、構台は連続的に回転するよう操作され得る。測定は、円状走査が行われるべき位置への台の移動により始まる。すなわち、螺旋状走査と同様のアークが行われる。次いで、純粋な円状走査が記録され(この間、台は動かない。)、円状走査の後、取付台は再び同じ方向に動かされ得る。これは、円の他方の側での円弧状軌道に相当する。2つの円弧及び円又は、代替的に、円の後に続く又は円に先行する単一の円弧から成るこのようなプロトコルにより、データは、実1段階取得スキームで取得され得る。これは、動作に起因するアーティファクトを減らし、例えば、短すぎるパイロット走査に伴う問題を阻止し、同時に、全ての走査について同じデータ量を保証する。少量のパイロット走査でありうるライン走査と同様に、アーク走査は、“主たる”円状走査よりも小さい電流又は少ない線量で行われ得る。サークル及びアークプロトコルは、最小限の動作アーティファクトを保証し、再構成のための一定量のデータを保証し、高品質の画像を達成する1段階プロトコルである。

【0022】

従属請求項を参照して、本発明の更なる実施例について記載する。

【0023】

以下、本発明のコンピュータ断層撮影装置の実施例について記載する。しかし、これらの実施例は、関心のある対象を試験する方法、コンピュータ読出可能な媒体及びプログラム要素にも適用され得る。

【0024】

当該コンピュータ断層撮影装置の一実施例に従って、前記動作発生装置は、前記第1軌道が前記第2軌道の前にあるように構成され得る。代替的に、前記第1軌道は前記第2軌道の後に続いていても良い。これらの実施例に従って、2つの軌道は相次いで取得される。従って、2つの異なる数学関数又は幾何学形状は、軌道シーケンス全体を表すことができる。前記第1軌道と前記第2軌道との間の移行は、動作アーティファクトの発生源となりうる如何なる突然の移行も防止又は回避するよう滑らかに、例えば数学的に連続的に行われべきである。

【0025】

記載される実施例に代わって、前記動作発生装置は、前記第2軌道が、前記第1軌道の前にある第1の部分と、前記第1軌道の後に続く第2の部分とを有するように構成され得る。本実施例に従って、前記第1軌道は、前記第2軌道の第1の部分と前記第2軌道の第2の部分との間に挟まれる。前記第2軌道の2つの部分は、同一であってもなくても、対称的であってもなくても、あるいは、ミラー反転されてもされなくても良い。例えば、前記第1軌道としての円軌道は、前記第2軌道を形成する2つの直線軌道部分、又は2つの螺旋若しくは円弧状軌道部分、又は1つの直線軌道部分及び1つの螺旋若しくは円弧状軌道部分によって挟まれ得る。多数の様々な軌道及び軌道部分の配列が可能であるが、付加的な第2軌道は、隔絶された方法で前記第1軌道を解析することによって生じうるアーティファクトを除去又は排除する欠測値を提供するようあるべきである。

【0026】

前記動作発生装置は、前記第1軌道が円軌道の少なくとも一部であるか又は螺旋軌道の少なくとも一部であるように構成され得る。具体的に、前記第1軌道が円軌道である場合に、極めて高速な走査が、関心のある対象全体をカバーするよう可能である。しかし、画像アーティファクトをもたらす欠測値は、直線軌道、円軌道若しくは螺旋軌道、又はこれらの一部でありうる第2軌道から受け取られるデータを考慮して再構成を実行することに

10

20

30

40

50

よって除去され得る。

【0027】

前記動作発生装置は、前記第1軌道及び前記第2軌道が(数学的に)連続して(単一ステップ又は準単一ステップで)得られるように構成され得る。このような1段階取得は、関心のある対象(例えば、試験下にある患者。)の動きにより生ずる動作アーティファクトが回避され得るという利点を有する。これは、1段階取得スキームが、連続的に、従って、極めて短い時間間隔で、必要なデータを取得して、データ取得中の好ましくない動作の危険を減らすためである。

【0028】

具体的に、当該コンピュータ断層撮影装置は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が前記第1軌道及び前記第2軌道を実行する間は回転されるように構成される動作発生装置を有し、前記関心のある対象は、前記第2軌道を実行する間は直線的に動かされ、前記第1軌道を実行する間は固定される。このようなサークル及びアークプロトコルは(中央)円形動作部分を有する。この円形動作部分の前及び/又は後で、付加的なデータが、試験の対象に対する管及び検出器の円弧状動作から取られる。

10

【0029】

記載される実施例を更に参照して、前記動作発生装置は、前記第2軌道が、前記第1軌道の前にある第1の部分と、前記第1軌道の後に続く第2の部分とを有するように構成され得る。この構成は、前記第1軌道を挟む前記第2軌道の2つの部分を有する。

【0030】

記載される実施例に代わって、前記動作発生装置は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が前記第1軌道を実行する間は回転され且つ前記第2軌道を実行する間は固定されるように構成され得る。前記関心のある対象は、前記第2軌道を実行する間は直線的に動かされ、前記第1軌道を実行する間は固定される。このようなサークル及びラインスキームは、放射線源及び検出器に対する前記関心のある対象の直線動作を伴う部分を更に有する円状走査を含む。この付加的な情報は、3次元画像の再構成のために必要とされるデータの組を完成させるために使用される。

20

【0031】

前記動作発生装置は、前記第2軌道がパイロット走査中に実行されるように構成され得る。パイロット走査は、通常、関心のある試験領域を決定又は制限して、関心のある対象がパイロット走査の後のメイン走査の間に浴びる放射線量を減らすために、実際の測定の前でCT試験において行われる。このようなパイロット走査のデータは、3次元画像を再構成するようデータを完成させるためのソース(source)として有利に用いられ得る。

30

【0032】

本発明のコンピュータ断層撮影装置は、前記検出装置から受信される検出信号の解析に基づき、前記関心のある対象に関する構造情報を決定するよう構成される決定ユニットを更に有する。この決定ユニットは、再構成された画像が計算されるように前記検出データを処理するよう構成され得る中央演算処理ユニット等を有する。本発明との関連で、フィルタ逆投影解析は、検出されたデータを微分するステップと、前記検出されたデータをフィルタリングするステップと、前記検出されたデータを逆投影するステップとを有する再構成スキームとして適用され得る。このような再構成の枠組みで、関心のある対象に対するX線管及び検出器の軌道が定義され、実施される検出器形状が考えられ、取得されるデータが関心のある対象を再構成するために処理される。以下で詳細に記載されるこのような再構成の枠組みで、取得されたデータは最初に微分され、次いで、適切なフィルタ関数によるフィルタステップが実行され、その後、逆投影ステップが、測定されたデータから関心のある対象の画像を計算するよう実行され得る。検出されたデータの逆投影は、パラレルジオメトリへの前記検出されたデータの再ビンニングを含みうる。このステップは、逆投影が効率的な方法で実行され得るように、特に、フィルタリングステップの後に実行され得る。これは、数の上で高価な項目(terms)が削除され、あるいは、数の上でより高価でない項目によって交換され得るように、逆投影項目を数学的に変形するこ

40

50

とによって、画像を再構成する計算時間を著しく加速することを可能にする。このスキームの詳細については以下で記載する。かかるスキームは、焦点投影から平行投影を得るのに、データの極めて有効なグループ分けを含む。

【0033】

当該コンピュータ断層撮影装置は、前記検出されたデータの逆投影が、パラレルジオメトリへの前記検出されたデータの再ビンニングを含むように構成され得る。言い換えると、データは、以下でより詳細に記載されるように、パラレルディテクタジオメトリ (parallel detector geometry) に従って再ビンニングされ得る。

【0034】

当該コンピュータ断層撮影装置は、更に、前記検出されたデータのフィルタリングが、傾斜フィルタラインに沿った前記検出されたデータのフィルタリングを含むように構成され得る (図13乃至図16参照。)

10

【0035】

当該コンピュータ断層撮影装置の前記動作発生装置は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が実装される回転台を有することができる。この台によって、試験下の対称に対するX線管及び検出器の回転動作が達成可能である。

【0036】

更に、前記動作発生装置は、前記関心のある対象を支えるよう構成される直線的に動作可能な取付装置を有することができる。言い換えると、前記関心のある対象は、取付装置上に配置され、例えば、一定速度を有して又は加速されて、線形にシフトされ得る。これにより、複雑な軌道でさえ実現可能となる。

20

【0037】

前記検出装置はシングルスライス検出装置であっても良い。情報がメイン走査の間に簡単なシングルスライス検出装置によって測定されない、画像を再構成するための欠測値は、付加的な軌道によって提供され得る。

【0038】

代替的に、前記検出装置はマルチスライス検出装置であっても良い。かかる構成は、マルチスライス検出装置が、付加的な軌道を実行する間に測定される付加的な情報によって完成される場合に、関心のある対象の構造情報を再構成するのに十分な情報を収集するよう構成され得るので、円形CT装置の枠組みにおいて特に有利である。本発明に従って、欠けている情報は、メインの軌道 (例えば、円軌道又は螺旋軌道。) に加えて実行される補助的な軌道 (例えば、直線軌道又は円弧軌道。) から提供され得る。

30

【0039】

本発明に従うコンピュータ断層撮影装置は、手荷物検査装置、医療機器、材料試験装置及び物質科学解析装置を含むグループの中の1つとして構成され得る。しかし、本発明に従うコンピュータ断層撮影装置は、記載される用途に限定されず、他の用途が同様に使用され得る。

【0040】

好ましい実施例で、前記決定ユニットは、 $1/\sin$ フィルタを用いて、検出されたデータをフィルタリングするよう構成される。 $1/\sin$ フィルタは、例えば、Bontus, C. 等による "A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition"、Med. Phys. 30、2493~2502頁 (2003年) から知られており、以下で更に説明されうる。このフィルタによりフィルタリングされたデータによる前記関心のある対象に関する構造情報の決定は、該構造情報を示す再構成画像の品質を改善する。更に、 $1/\sin$ フィルタによりフィルタリングされたフィルタ検出データにより、正確な又はほぼ正確な再構成方法が行われ得る。この方法は、A. Katsévichによる "An improved exact filtered back-projection algorithm for spiral computed tomography"、Adv. Appl. Math. 32、681~97頁に開示される再構成方法に基づく。

40

【0041】

50

これにより、関心のある対象に関する構造情報の決定は、ラドン反転のような他の正確な又はほぼ正確な再構成アルゴリズムと比較して少ない計算費用で行われ得る。このようにして、関心のある対象に関する構造情報の決定は、他の正確な又はほぼ正確な再構成アルゴリズムと比較してより高速に行われ得る。

【 0 0 4 2 】

更なる好ましい実施例で、前記動作発生装置は、前記第 1 軌道が円軌道であるよう構成され、前記電磁放射線源及び前記検出装置は、回転軸について前記関心のある対象に対して回転動作を行い、前記検出装置は、前記円軌道を実行する間に円形検出データを検出するよう構成され、前記決定ユニットは、互いに平行であるフィルタラインに沿って前記円形検出データをフィルタリングするよう構成される。円形検出データに対して、互いに平行であるフィルタラインを使用することは、更に、構造情報の再構成画像の品質を改善する。

10

【 0 0 4 3 】

回転軸についての前記関心のある対象に対する前記電磁放射線源及び前記検出装置の回転動作は、関心のある対象が固定された状態で行われ得る。この場合は、前記電磁放射線源及び前記検出装置が動く。放射線源及び検出装置が固定されている場合は、関心のある対象が動く。

【 0 0 4 4 】

更なる好ましい実施例で、前記 X 線動作発生装置は、前記第 1 軌道が円軌道であって且つ前記少なくとも 1 つの第 2 軌道が螺旋軌道の一部であるように構成され、前記検出装置は、前記円軌道を実行する間は円形検出データを検出し、前記螺旋軌道の一部を実行する間は螺旋形検出データを検出するよう構成され、前記決定ユニットは、フィルタラインに沿って前記円形検出データ及び前記螺旋形検出データをフィルタリングするよう構成され、前記螺旋形検出データの前記フィルタラインの少なくとも一部は、前記円軌道の接線又は前記螺旋軌道の一部の接線と平行である。前記円軌道の接線又は前記螺旋軌道の一部の接線に平行である前記螺旋形検出データのフィルタラインの使用により、更に、前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像の品質が改善される。すなわち、かかる画像に含まれる画像アーティファクトは減少する。

20

【 0 0 4 5 】

前記決定ユニットは、請求項 27 で定義されるように、第 1 及び第 2 の組のフィルタラインに沿って前記螺旋形検出データをフィルタリングするよう構成され得る。かかるフィルタラインの使用は、かかるフィルタラインを使用しない再構成画像よりも少ないアーティファクトを有する再構成画像をもたらす。このように、かかるフィルタラインの使用は、前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像の品質を改善する。更に、正確な又はほぼ正確な再構成アルゴリズムが、これらのフィルタリングされた値に容易に適用され得、前記関心のある対象に関する構造情報の決定が、より少ない計算負荷で行われることを可能にする。

30

【 0 0 4 6 】

前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像の品質は、更に、請求項 28 で定義されるように、前記第 1 及び第 2 の組のフィルタラインに沿って検出される螺旋形検出データをフィルタリングするよう前記決定ユニットを構成することによって改善され得る。

40

【 0 0 4 7 】

好ましくは、前記決定ユニットは、前記第 1 の組のフィルタラインに沿って左から右へとフィルタリングを実行し、前記第 2 の組のフィルタラインに沿って右から左へとフィルタリングを実行するよう構成される。これは、更に、前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像の品質を改善する。

【 0 0 4 8 】

方向“左から右へ”及び“右から左へ”は、以下で更に説明されうる仮想プレーナディテクタに関して定義される。

50

【0049】

更に好ましくは、前記決定ユニットは、前記第1の組のフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データ、前記第2の組のフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データ、及びフィルタリングされた円形検出データを重み付けして逆投影するよう構成される。フィルタリングされた値の重み付け及び逆投影は、少ない計算費用で実行され得、更に良好な品質を有する、前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像をもたらす。

【0050】

更に好ましい実施例で、前記決定ユニットは、フィルタリングされた円形検出データを1で重み付けし、前記第1の組のフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データを2分の1で重み付けし、且つ、前記第2の組のフィルタラインによりフィルタリングされた螺旋形検出データを2分の1で重み付けするよう構成される。この特別の重み付けスキームは、更に、前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像の品質を改善する。

10

【0051】

請求項32に従って、前記決定ユニットは、仮想プレーナディテクタのある領域にある当該仮想プレーナディテクタ上の投影を有する螺旋形検出データ値を無視するよう構成される。前記仮想プレーナディテクタ及びこれらのある領域については、以下で更に説明する。無視される螺旋データ値は冗長なデータ値である。すなわち、それらは、再構成された画像の品質を低下させることなく、再構成の間に無視され得る。従って、請求項32に従って、前記関心のある対象に関する構造情報を示す再構成画像は、より少ない計算負荷で決定され得る。

20

【0052】

本発明の上記態様及び更なる態様は、以降で記述される実施例から明らかであり、これらの実施例を参照して説明される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0053】

本発明について、実施例を参照して以下でより詳細に記載する。本発明は、記載される実施例に限定されない。

【0054】

図面の記載は図式的である。夫々の図において、同一の又は類似する要素には同じ参照符号が付されている。

30

【0055】

図1は、本発明に従うコンピュータ断層撮影スキャナシステムの実施例を示す。

【0056】

この実施例を参照して、本発明は、手荷物に関して例えば爆発物等の危険物質を検出する手荷物検査における応用に関して記載される。しかし、本発明はこのような用途に限定されず、医用画像の分野や材料試験等の他の産業用途でも利用され得る点に留意すべきである。

【0057】

図1に表されるコンピュータ断層撮影装置100は、コーンビームCTスキャナである。しかし、本発明は、ファンビーム・ジオメトリによっても実施され得る。図1に表されるCTスキャナは、回転軸102の周りを回転可能な構台101を有する。構台101は、モータ103によって駆動される。参照番号104は、例えばX線源等の放射線源を表し、本発明の態様に従って、多色光又は単色光を放射する。

40

【0058】

参照番号105は、放射線源104から放射される放射線ビームをコーン型放射線ビーム106に形成する開口システムを表す。コーンビーム106は、構台101の中央に、すなわち、CTスキャナの試験領域に配置された関心のある対象107を貫通して、検出器108上に当たるように向けられる。図1から明らかのように、検出器108は、構台

50

101でメインの放射線源104に対向して配置されており、検出器108の表面はコーンビーム106によってカバーされる。図1に表される検出器108は、関心のある対象107を通り抜けたか又は対象107によって散乱されたX線を、エネルギー分解によって又は非エネルギー分解によって各々検出可能な複数の検出器素子123を有する。

【0059】

関心のある対象107の走査中に、放射線源104、開口システム105及び検出器108は、矢印116によって示される方向で構台101に沿って回転され得る。放射線源104、開口システム105及び検出器108を伴った構台101の回転のために、モータ103はモータ制御ユニット117へ接続されている。モータ制御ユニット117は、計算又は決定ユニット118へ接続されている。

10

【0060】

図1で、関心のある対象107は、コンベアベルト119上に配置された手荷物の品物である。関心のある対象107の走査中に、構台101が手荷物の品物107の周りを回転する間、コンベアベルト119は、構台101の回転軸102に平行な方向に沿って関心のある対象107を動かすことができる。これによって、関心のある対象107は、(コンベアベルト119は関心のある対象107を動かさず、構台101が回転する場合には)円状の走査経路に沿って、又は(コンベアベルト119が関心のある対象107を動かす且つ構台110が回転する場合には)螺旋状の走査経路に沿って、又は(コンベアベルト119が関心のある対象107を動かす、構台101は回転しない場合には)直線状の走査経路に沿って走査され得る。コンベアベルト119は固定であっても良く、あるいは、走査中に動き、そして停止されて、信号スライスを測定しても良い。コンベアベルト119を設ける代わりに、例えば、関心のある対象107が患者である医療用途では、可動式テーブルが使用される。しかし、記載される場合の全てで、回転軸102に平行な方向での移動、更には回転軸102の周りでの構台101の回転がある場合には螺旋状走査を実行可能である点に留意すべきである。代替的に、記載される場合の全てで、回転軸102に平行な方向での移動がなく、回転軸102の周りでの構台101の回転しかない場合には、円状走査を行うことも可能である。更に、加速して又は一定速度で直線ラインに沿って走査を行うことが可能である。

20

【0061】

更に、図1に示されるコーンビーム構造の代替案として、本発明がファンビーム構造によって実現され得る点が重視されるべきである。一次ファンビームを発生させるために、開口システム105はスリットコリメータとして構成され得る。

30

【0062】

検出器108は決定ユニット118へ接続されている。決定ユニット118は、検出結果、すなわち、検出器108の検出器素子123からのリードアウトを受け取って、かかるリードアウトを基に走査結果を決定する。更に、決定ユニット118は、モータ103による構台101の移動及びモータ120によるコンベアベルト119の移動を調整するために、モータ制御ユニットと通信する。

【0063】

決定ユニット118は、検出器108のリードアウトから画像を再構成するよう構成される。計算ユニット118で生成された再構成画像は、インターフェース122を介してディスプレイ(図1に図示せず。)へ出力され得る。

40

【0064】

決定ユニット118は、検出器108の検出器素子123からのリードアウトを処理するデータプロセッサによって実現されても良い。

【0065】

更に、図1から明らかなように、決定ユニット118は、例えば、手荷物の品物107の中に不審物が検出される場合に自動的に警報を発するよう、ラウドスピーカ121へ接続されても良い。

【0066】

50

関心のある対象 107 の試験のためのコンピュータ断層撮影装置 100 は、マトリクス状に配置された複数の検出器素子 123 を有する検出器 108 を有する。各検出器素子 123 は、関心のある対象 107 を通り抜けた X 線を検出するよう構成される。更に、コンピュータ断層撮影装置 100 は、検出素子 123 から受け取った検出信号の解析に基づき関心のある対象 107 に関する構造情報を決定するよう構成される決定ユニット 118 を有する。

【0067】

コンピュータ断層撮影装置 100 は、関心のある対象 107 へ X 線を放射するよう構成される X 線源 104 を有する。電磁放射線源 104 と検出素子 123 との間に設けられているコリメータ 105 は、電磁放射線源 104 から放射された電磁放射線ビームを平行にしてコーンビームを形成するよう構成される。代替的に、図 1 には図示されないが、ファンビームを形成するために、コリメータ 105 に代えてスリットコリメータが用いられても良い。検出素子 123 は、マルチスライス検出器配列 108 を形成する。コンピュータ断層撮影装置 100 は手荷物検査装置として構成される。

10

【0068】

コンピュータ断層撮影装置 100 は、関心のある対象 107 を試験することを可能にする。コンピュータ断層撮影装置は、関心のある対象 107 に X 線を放射するよう構成される X 線管 104 を有する。検出器 108 は、X 線管 104 によって発生して関心のある対象 107 を通り抜けた電磁放射線を検出するよう構成される。更に、構台 101 及びコンベアベルト 119 は、第 1 軌道に沿って及び第 1 軌道とは異なる第 2 軌道に沿って関心のある対象 107 に対して電磁放射線源 104 及び検出器 108 を動かすよう構成される動作発生装置（又は動作制御装置）を形成する。第 2 軌道は、第 2 軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、第 1 軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて、関心のある対象 107 に関する構造情報の再構成を可能にするデータを提供するように選択される。

20

【0069】

コンピュータ断層撮影装置は、本発明の実施例に従って動かされる場合に、最初に、構台 101 が回転する第 1 軌道の第 1 の部分を実行する。このとき同時に、コンベアベルト 119 は、方向 102 に沿って関心のある対象 107 を直線的に動かす。続く第 2 軌道に従って、コンベアベルト 119 は停止し、構台 101 の回転は続く。第 2 軌道を実行する場合には、円状走査が行われる。その後の第 1 軌道の第 2 の部分で、コンベアベルト 119 は、第 2 の螺旋状アークが第 2 軌道として実行されるように方向 102 に沿って再び動く。

30

【0070】

第 2 軌道に従う円状走査は、単独で行われる場合に、関心のある対象 107 の画像をアーティファクト無く再構成するための十分な量のデータを提供しない。しかし、決定ユニット 118 が、先行する又は後に続くアーク状走査の間に取得されるデータも考慮に入れる場合には、十分なデータが、アーティファクトの無い方法で関心のある対象 107 の画像を再構成するよう提供される。

【0071】

以下では、図 2 を参照しながら、本発明の第 2 の実施例に従うコンピュータ断層撮影装置 200 について記載する。

40

【0072】

コンピュータ断層撮影装置 200 は、試験下で患者 202 上に X 線を当てる X 線管 201 を有する。患者を通り抜けたか又は患者によって減衰された X 線は、検出器 203 によって検出され得る。X 線管 201 及び X 線検出器 203 は、矢印 204 によって示されるように回転可能な回転台 101 に取り付けられている。更に、患者 202 は、矢印 206 に沿って直線的に移動可能な取付台（mounting table）205 上に配置される。検出器 203 によって検出されたデータは、患者 202 の画像を再構成する決定ユニット 118 へ供給される。

50

【 0 0 7 3 】

2つの軌道が、患者202の内部の構造に関するデータを取得するために使用される。第1軌道の第1の部分を実行するために、構台101は固定され、取付台205は、方向206に沿って直線的にX線管201及びX線検出器203に対して動かされる。この第1軌道の第1の部分で、対応するデータが測定される。その後、取付台205の直線移動は停止され、台101は矢印204によって示されるように回転する。このような構成において、円状走査が第2軌道として得られる。この円状走査を終えた後に、台101の回転は再び停止され、取付台205は再び方向206に沿ってシフトされる。このようにして、第1軌道の第2の部分得られる。第1軌道の第2の部分を実行する間に測定されるデータは、第2軌道を実行する間に取得されたデータの情報を完成させるために使用される。このようにして、第2軌道に関して測定された数学的に不完全なデータの組は、アーティファクトの無い方法で関心のある対象202の再構成を可能にするように、第1軌道を実行する間に測定されたデータによって完成される。

10

【 0 0 7 4 】

以下では、図2A及び図2Bを参照しながら、“サークル及びアーク(circle and arc)”プロトコルについて説明する。

【 0 0 7 5 】

図2Aは、時間がプロットされる横座標221と、構台の回転状態がプロットされる縦座標222とを有するダイアグラム220を示す。従って、図2Aは、“サークル及びアーク”プロトコルに従う図2に示された構台101の回転状態の時間依存を表す。図2Bは、時間がプロットされる横座標231と、シフト可能な取付台の直線移動状態がプロットされる縦座標232とを有するダイアグラム230を示す。従って、図2Bは、“サークル及びアーク”プロトコルに従う図2に示された取付台205の移動状態の時間依存を表す。第1軌道の第1の部分223の間は、構台は回転し、取付台は直線的に動く。第2軌道224の間は、構台は回転し、取付台は停止される。第1軌道の第2の部分225の間は、構台は再び回転し、取付台は再び直線的に動く。有効に、患者202に対する放射線源201及び検出器203の移動軌道は、2つの円弧(アーク)状の軌道の間で切り替えられる円軌道によって記載される。

20

【 0 0 7 6 】

以下では、図2C及び図2Dを参照しながら、“サークル及びライン(circle and line)”プロトコルについて説明する。

30

【 0 0 7 7 】

図2Cは、時間がプロットされる横座標241と、構台の回転状態がプロットされる縦座標242とを有するダイアグラム240を示す。従って、図2Cは、“サークル及びライン”プロトコルに従う図2に示された構台101の回転状態の時間依存を表す。図2Dは、時間がプロットされる横座標251と、シフト可能な取付台の直線移動状態がプロットされる縦座標252とを有するダイアグラム250を示す。従って、図2Dは、“サークル及びライン”プロトコルに従う図2に示された取付台205の移動状態の時間依存を表す。第1軌道の第1の部分253の間は、構台は固定され、取付台は直線的に動く。第2軌道254の間は、構台は回転し、取付台は停止される。第1軌道の第2の部分255の間は、構台は再び固定され、取付台は再び直線的に動く。有効に、患者202に対する放射線源201及び検出器203の移動軌道は、2つの直線(ライン)状の軌道の間で切り替えられる円軌道によって記載される。

40

【 0 0 7 8 】

図3を参照すると、放射線源の軌道300が、2つのアーク及び円形走査をつないだ走査プロトコルに従って3次元でプロットされている。言い換えると、軌道300は中心の円軌道301を有する。この軌道301は、第2軌道の第1のアーク状部分302に先行され、第2軌道の第2のアーク状部分303が後に続く。図3に示されるような走査は、1ステップで、連続的に回転する構台により実行され得る。有利に、かかる走査は、比較的患者的移動に対して敏感ではなく、走査中に構台の回転の加速又は減速を必要としな

50

い。

【 0 0 7 9 】

以下では、本発明の実施例に従う再構成アルゴリズムについて記載する。記載される再構成アルゴリズムはフィルタ逆投影法 (filtered back-projection method) であり、サークル及びライン走査に基づき記載される。このアルゴリズムを用いると、図 4 A、図 4 B に示される 2 つの画像 4 0 0、4 1 0 を比較することで明らかのように、画像品質の有意な改善が達成可能である。

【 0 0 8 0 】

本発明の記載される実施例に従うフィルタ逆投影法の枠組みでは、 $x y$ 面にある円及び z 軸に平行なラインを有する軌道が考えられる。 z 軸に平行なラインは z ラインとして表されうる。この軌道シーケンス上の点は、式 (1) :

10

【 数 1 】

$$y_0(s) = \begin{pmatrix} R \cos s \\ R \sin s \\ 0 \end{pmatrix}, \quad y_1(z) = \begin{pmatrix} R \\ 0 \\ z \end{pmatrix}$$

(1)

に従ってパラメータ化される。

20

【 0 0 8 1 】

式 (1) で、 R は放射線源から回転軸までの距離に相当し、 s は軌道をパラメータ化する角度変数である。

【 0 0 8 2 】

以下、検出器形状の解析について記載する。

【 0 0 8 3 】

従来の CT スキャナは、通常、円柱表面の一部である検出器を備える。この円柱の対称軸は z 軸に平行であり、焦点を含みうる。このような “フォーカスディテクタ (focus-detector)” 上の点は、角度変数 α 及び変数 v_F を用いてパラメータ化され得る。 $z = z_0$ に位置付けられている放射線源に関して、基点からフォーカスディテクタ上の要素へと向くベクトル r_F は、式 (2) :

30

【 数 2 】

$$r_F(\alpha, v_F, z_0) = \begin{pmatrix} R - D \cos \alpha \\ D \sin \alpha \\ z_0 + v_F \end{pmatrix}$$

(2)

によって与えられる。

40

【 0 0 8 4 】

式 (2) で、 D は放射線源から検出器中央までの距離に相当する。

【 0 0 8 5 】

便宜上、仮想的な “センタディテクタ (center-detector)” が導入されても良い。フォーカスディテクタと同様に、センタディテクタは円柱の表面に位置付けられる。円柱の対称軸は、この場合に、 z 軸に相当する。従って、ディテクタ上の点は、ベクトル r_F :

【数 3】

$$\mathbf{r}_c(\beta, v_c, z_0) = \begin{pmatrix} -R \cos \beta \\ R \sin \beta \\ z_0 + v_c \end{pmatrix} \quad (3)$$

を導入することによってパラメータ化され得る。

【0086】

10

式(3)で、 v_c は、フォーカスディテクタの座標 及び変数 v_f と全く同じくディテクタ座標である。図5及び図6は、軌道並びにフォーカスディテクタ及びセンタディテクタを例示する。具体的に、図5はフォーカスディテクタによるアプローチを示し、図6はセンタディテクタによるアプローチを示す。

【0087】

焦点及びあるフォーカスディテクタ要素を含むラインは、式(4)：

【数 4】

$$\mathbf{l}_F(\alpha, v_F, z_0, \sigma) = \begin{pmatrix} R \\ 0 \\ z_0 \end{pmatrix} + \sigma \begin{pmatrix} -D \cos \alpha \\ D \sin \alpha \\ v_F \end{pmatrix}, \quad 0 \leq \sigma \leq 1$$

20

(4)

のように、 l_f としてパラメータ化され得る。

【0088】

式(4)を用いると、対象点 $x = (x, y, z)$ が投影されるディテクタ要素の座標は：

【数 5】

$$\tan \alpha = \frac{y}{R-x} \Rightarrow \sigma = \frac{R-x}{D \cos \alpha} \Rightarrow v_F = \frac{z-z_0}{\sigma}$$

30

(5)

のように、計算され得る。

【0089】

同様に、焦点及びセンタディテクタ要素を含むラインは、式(6)：

【数 6】

$$\mathbf{l}_c(\beta, v_c, z_0, \sigma) = \begin{pmatrix} R \\ 0 \\ z_0 \end{pmatrix} + \sigma \begin{pmatrix} -R(1 + \cos \beta) \\ R \sin \beta \\ v_c \end{pmatrix}, \quad 0 \leq \sigma \leq 1$$

40

(6)

に従ってパラメータ化され得る。

【0090】

対象点は、座標：

【数 7】

$$\tan \frac{\beta}{2} = \frac{y}{R-x} \Rightarrow \sigma = \frac{R-x}{R(1+\cos \beta)} = \frac{R-x}{2R \cos^2 \frac{\beta}{2}} \Rightarrow v_c = \frac{z-z_0}{\sigma}$$

(7)

を有して、ディテクタ要素上に投影される。

【0091】

フォーカスディテクタ及びセンタディテクタのいずれについても、座標 x 及び y にのみ依存し、一方、 v_F 及び v_C は x 、 y 及び z に依存する。

10

【0092】

以下、平行放射線 (parallel rays) の解析について記載する。

【0093】

物理検出器は行及び列を有しうる。対応する検出器素子は、変数 α 及び v_F で等距離で離され得る。従って、式 (8) 及び (9) :

【数 8】

$$\alpha_k = \alpha_0 + k\Delta\alpha, \quad k = 0, \dots, \#columns - 1$$

(8)

$$v_{Fp} = v_{F0} + p\Delta v_F, \quad p = 0, \dots, \#rows - 1$$

(9)

20

は、固定値 $z = z_0$ に関して検出器素子の中心をパラメータ化する。

【0094】

数学的な理由により、便宜上、逆投影が行われる前に、 z ラインに沿って取得されたデータは再編成されるべきである。パラレルディテクタ (parallel-detector) に関連する投影データに関して、様々な放射線源の位置からのデータが結合され得る。センタディテクタ座標を用いると、パラレルジオメトリにおける座標のパラメータ化は、固定値 v_C に関して、式 (10)、(11) :

30

【数 9】

$$\beta_k = \beta_0 + k\Delta\beta, \quad k = 0, \dots, \#columns - 1$$

(10)

$$z_{0,p} = z_{0,\min} + p\Delta z, \quad p = 0, \dots, \#projections - 1$$

(11)

によって与えられる。

40

【0095】

式 (10) 及び (11) で、 z は、軌道ライン上の 2 つの連続する投影の間の距離に相当する。図 7 乃至図 10 は夫々、フォーカスディテクタに関して及びセンタディテクタに関して、2 つの平行投影を例示する。具体的に、図 7 及び図 8 は、フォーカスディテクタ座標によってパラメータ化される平行放射線を示す。図 9 及び図 10 は、センタディテクタ座標によってパラメータ化される平行放射線を示す。

【0096】

v_C は所与の平行投影に関しては固定されるので、式 (7) は、所与の対象点 $x = (x, y, z)$ が投影されるディテクタ列及びディテクタ行を決定するために使用され得る。このため、 α 及び β が最初に計算され、次に、かかる値は $z_0 = z - v_C$ を決定するた

50

めに使用される。

【 0 0 9 7 】

以下、再構成理論の解析について説明する。

【 0 0 9 8 】

軌道上の全ての位置 y に関して、測定される投影データ D_f は、式 (1 2) :

【 数 1 0 】

$$D_f(\mathbf{y}, \boldsymbol{\theta}) = \int_0^{\infty} dlf(\mathbf{y} + l\boldsymbol{\theta})$$

(12)

10

によって記述され得る。

【 0 0 9 9 】

言い換えると、全ての位置 y から、放射線に沿った線積分は、異なる単位ベクトル によって記述されるある組の方向を向いていると考えられる。便宜上、それは、 z ライン $y_{\perp}(s) = y_{\perp}(z = hs)$ について設定される。ここで、 $h > 0$ は任意の定数である。

【 0 1 0 0 】

第 1 の再構成ステップは、以下 :

【 数 1 1 】

$$D'_f(\mathbf{y}(s), \boldsymbol{\theta}) = \frac{\partial D_f(\mathbf{y}(s), \boldsymbol{\theta} = \text{const.})}{\partial s}$$

(13)

20

のように、データを微分するステップを有する。

【 0 1 0 1 】

言い換えると、式 (1 3) は、データが、考えられうる平行放射線と関連する様々な投影から取得されることを意味する。式 (1 3) の微分ステップは、例えば、フーリエフィルタを用いて実行され得る。次に、データは、 $1 / \sin$ フィルタを用いてフィルタリングされる。このため、フィルタ方向が最初に決定される。それらは、焦点の位置と、再構成されるべき対象点が投影される点とに依存する。対象点の位置を x と表すと、式 (1 4) は単位ベクトル b :

30

【 数 1 2 】

$$\mathbf{b}(s, \mathbf{x}) = \frac{\mathbf{x} - \mathbf{y}(s)}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}(s)|}$$

(14)

を定義する。

40

【 0 1 0 2 】

すなわち、 b は放射線源から対象点の方を向いている。フィルタ方向は、 b に直交する単位ベクトル e を用いて特徴付けられ得る。 e ベクトルとフィルタラインとの間の関係は、Bontus, C. 等による "A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition", Med. Phys. 30, 2493 ~ 2502 頁 (2003 年) の別表に記載されている。全ての s に関して及び全ての x に関して、使用されるべき 1 又はそれ以上のフィルタ方向が存在しうる。 b 及び e を用いると、フィルタリングステップは、式 (1 5) :

【数 1 3】

$$P(s, \mathbf{b}) = \sum_{q=1}^{N_f} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{d\gamma}{\sin \gamma} D'_f(\mathbf{y}(s), \cos \gamma \mathbf{b} + \sin \gamma \mathbf{e}_q)$$

(15)

によって記述されうる。

【0 1 0 3】

1 よりも多いフィルタ方向が存在しうるので、式 (15) 中の q にわたる総和が求められる。ベクトル \mathbf{e} の定義は、記載されている実施例にとって極めて重要である。フィルタリングされたデータが取得されると、逆投影は式 (16) :

10

【数 1 4】

$$f(\mathbf{x}) = \frac{(-1)}{2\pi^2} \int \frac{ds}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}(s)|} P(s, \mathbf{b}(s, \mathbf{x}))$$

(16)

に従って表される。

【0 1 0 4】

式 (16) 中で、“ I ” は逆投影間隔を表す。

20

【0 1 0 5】

確かに、記載される手順は、軌道全体の円形部分及び z ライン部分に別個に適用される必要がある。具体的に、式 (13)、(15) 及び (16) における $y(s)$ は、 $y_0(s)$ 又は $y_{\perp}(s)$ のいずれか一方に対応する。最終的に、式 (16) の結果は両方とも足し合わされる。

【0 1 0 6】

以下、逆投影及びパラレルジオメトリの解析について記載する。

【0 1 0 7】

パラレルジオメトリへの再ピンニングが式 (15) においてフィルタリングステップの後に行われる場合は、式 (16) の逆投影の式は変わる。具体的に、円形部分に関して、式は、W02004/044849A1 で示されているものと同じとなる。 z ライン部分に関しては、逆投影は、パラレルデータがフォーカスディテクタ座標によってパラメータ化される場合は、式 (17) :

30

【数 1 5】

$$f(\mathbf{x}) = \frac{(-1)}{2\pi^2} \frac{1}{h} \int dv_F \frac{\cos \lambda}{R} P(v_F, \mathbf{b}(v_F, \mathbf{x}))$$

(17)

40

を介して、パラレルデータがセンタディテクタ座標によってパラメータ化される場合は、式 (18) :

【数 1 6】

$$f(\mathbf{x}) = \frac{(-1)}{2\pi^2} \frac{1}{h} \int dv_C \frac{\cos \lambda}{l} P(v_C, \mathbf{b}(v_C, \mathbf{x})), \quad l = 2R \cos \beta$$

(18)

を介して、形成されるべきである。これらの式において、 h については先に説明した。こ

50

のとき、 $y_L(s) = y_L(z = hs)$ が定義される。 は、特定の放射線の円錐角に相当する。 の値は、式(19)：

【数17】

$$\tan \lambda = \frac{v_F}{D} = \frac{v_C}{l}$$

(19)

により計算され得る。

【0108】

式(16)と比較される式(17)及び(18)の利点は、係数 $|x - y|$ に依存する対象点が計算される必要がないことである。これは、再構成される画像を計算するための計算負荷を減らすことによって、計算時間を著しく削減する。フィルタリングされたデータは、ディテクタ座標 u_{PL} 、 v_{PL} 、 v_F 又は v_C に依存する係数によってのみ乗じられるべきである。

10

【0109】

以下、円形部分に関するフィルタラインの解析について記載する。

【0110】

上記の Bontus, C. 等による "A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition"、Med. Phys. 30、2493 ~ 2502 頁(2003年)に記載されているように、回転軸を含む仮想的なプレーナディテクタを導入することが有利でありうる。このディテクタ上の座標は u_{PL} 及び v_{PL} と表され、 v_{PL} 軸は z 軸に平行である。放射線源を含み且つプレーナディテクタに直交するラインが考えられる。点 $(u_{PL} = 0, v_{PL} = 0)$ は、かかる線がプレーナディテクタと交差する点に相当する。この場合に、各フィルタラインは、式(20)：

20

【数18】

$$v_{Pl}(u_{Pl}) = v_0 + \sigma u_{Pl}$$

(20)

30

に従って記述され得る。

【0111】

言い換えると、それは、プレーナディテクタ上の直線に相当する。一般に、傾き はフィルタラインごとに異なる。

【0112】

記載されるアルゴリズムに関して、得られるデータは、 u_{PL} 軸に平行なライン、すなわち、 $v_{PL}(u_{PL}) = v_0$ に沿って円形部分においてフィルタリングされる。様々なラインが v_0 によってパラメータ化される。フィルタ方向は左から右となる。

【0113】

以下、 z ライン部分に関するフィルタラインの解析について記載する。

40

【0114】

z ライン部分に関するフィルタラインのパラメータ化のために、最初に、 $z = z_0$ にある放射線源から見られるプレーナディテクタ上への円の投影が考えられる。具体的に、かかる投影は：

【数19】

$$v_{Pl}(u_{Pl}) = -\frac{z_0}{2} \left[1 + \left(\frac{u_{Pl}}{R} \right)^2 \right]$$

(21)

のように表され得る。

50

【 0 1 1 5 】

図 1 1 及び図 1 2 は、2つの異なる z_0 に関する円の投影を示す。具体的に、図 1 1 は、 $z_0 < z$ から見たプレーナディテクタ上への円の投影を示す。図 1 2 は、 $z_0 > z$ から見たプレーナディテクタ上への円の投影を示す。ディテクタ領域は、図 1 1 及び図 1 2 に示されるように、2つの領域 A 及び B に分けられる。対象点が領域 A 内に投影される場合は、現在の投影位置に関する投影データは再構成のために使用されない。従って、領域 A 内のデータは零に設定されるべきである。領域 B に関しては、フィルタラインは以下のように定義され得る。

【 0 1 1 6 】

投影される円に接線方向であるラインは、式 (2 2) :

【 数 2 0 】

$$v_{PI}(u_{PI}) = -\frac{z_0}{2} \left[1 + \left(\frac{u_0}{R} \right)^2 \right] - \frac{z_0 u_0}{R^2} (u_{PI} - u_0)$$

(22)

を用いてパラメータ化される。

【 0 1 1 7 】

式 (2 2) で、 u_0 は、ラインが接線であるところの座標である。具体的に、点 (u_1 , v_1) を含む接線が探される場合に、パラメータ u_0 は、式 (2 3) :

【 数 2 1 】

$$u_0 = u_1 \pm \sqrt{u_1^2 + R^2 \left(1 + 2 \frac{v_1}{z_0} \right)}$$

(23)

に従って計算され得る。

【 0 1 1 8 】

平方根の前の符号は、接線点が (u_1 , v_1) の左 (マイナス) 又は右 (プラス) に位置付けられることが望まれるかどうかによって依存して選択されるべきである。

【 0 1 1 9 】

この場合に、フィルタラインは、投影される円上で接線であるラインの組である。図 1 3 乃至図 1 6 は、かかるラインを例示する。図 1 3 及び図 1 4 は、左から右への様々なフィルタ方向を有するフィルタラインを示す。図 1 5 及び図 1 6 は、右から左への様々なフィルタ方向を有するフィルタラインを示す。具体的に、各点 (u_{PL} , v_{PL}) ごとに、2つの異なったフィルタラインの寄与が用いられる。第 1 のフィルタラインに関しては接線点は (u_{PL} , v_{PL}) の左にあり、第 2 のフィルタラインに関しては接線点は (u_{PL} , v_{PL}) の右にある。フィルタリングの方向は z_0 に依存する。 $z_0 < 0$ ならば、接線点が左にある場合は、フィルタリングは左から右となり、一方、接線点が右にある場合は、フィルタリングは右から左となる。 $z_0 > 0$ ならば、接線点が右にある場合は、フィルタリングは左から右となり、一方、接線点が左にある場合は、フィルタリングは右から左となる。図 1 3 乃至図 1 6 はこれを表している。

【 0 1 2 0 】

図 1 3 乃至図 1 6 に示されるフィルタラインは、ディテクタの一部のみをカバーする。より大きい部分をカバーしようとすることは、フィルタラインが極めて急勾配となりうるために、必然的に外挿をもたらさう。いずれの場合にも、2つのフィルタラインが定義される領域からのデータしか逆投影のために使用されるべきではない。

【 0 1 2 1 】

以下、本発明に従う更なる実施例について記載する。

【 0 1 2 2 】

10

20

30

40

50

更なる実施例のコンピュータ断層撮影装置は、図1に表されるコンピュータ断層撮影装置と同様である。すなわち、それは、回転軸102の周りを回転可能な構台101を備えるコーンビームCTスキャナ100である。構台101は、モータ103によって駆動される。参照番号104は、例えばX線源等の放射線源を表し、本発明の態様に従って、多色光又は単色光を放射する。

【0123】

参照番号105は、放射線源104から放射される放射線ビームをコーン型放射線ビーム106に形成する開口システムを表す。コーンビーム106は、構台101の中央に、すなわち、CTスキャナの試験領域に配置された関心のある対象107を貫通して、検出器108上に当たるように向けられる。図1から明らかなように、検出器108は、構台101でメインの放射線源104に対向して配置されており、検出器108の表面はコーンビーム106によってカバーされる。図1に表される検出器108は、関心のある対象107を通り抜けたか又は対象107によって散乱されたX線を、エネルギー分解によって又は非エネルギー分解によって各々検出可能な複数の検出器素子123を有する。

10

【0124】

関心のある対象107の走査中に、放射線源104、開口システム105及び検出器108は、矢印116によって示される方向で構台101に沿って回転され得る。放射線源104、開口システム105及び検出器108を伴った構台101の回転のために、モータ103はモータ制御ユニット117へ接続されている。モータ制御ユニット117は決定ユニット118へ接続されている。

20

【0125】

図1で、関心のある対象107は、コンベアベルト119上に配置された手荷物の品物である。関心のある対象107の走査中に、構台101が手荷物の品物107の周りを回転する間、コンベアベルト119は、構台101の回転軸102に平行な方向に沿って関心のある対象107を動かすことができる。これによって、関心のある対象107は、(コンベアベルト119は関心のある対象107を動かさず、構台101が回転する場合には)円状の走査経路に沿って、又は(コンベアベルト119が関心のある対象107を動かす且つ構台110が回転する場合には)螺旋状の走査経路に沿って走査され得る。コンベアベルト119は固定であっても良く、あるいは、走査中に動き、そして停止されて、信号スライスを測定しても良い。コンベアベルト119を設ける代わりに、例えば、関心のある対象107が患者である医療用途では、可動式テーブルが使用され得る。

30

【0126】

検出器108は決定ユニット118へ接続されている。決定ユニット118は、検出結果、すなわち、検出器108の検出器素子123からのリードアウトを受け取って、かかるリードアウトを基に走査結果を決定する。更に、決定ユニット118は、モータ103による構台101の移動及びモータ120によるコンベアベルト119の移動を調整するために、モータ制御ユニットと通信する。

【0127】

決定ユニット118は、検出器108のリードアウトから画像を再構成するよう構成される。決定ユニット118で生成された再構成画像は、インターフェース122を介してディスプレイ(図1に図示せず。)へ出力され得る。

40

【0128】

決定ユニット118は、検出器108の検出器素子123からのリードアウトを処理するデータプロセッサによって実現されても良い。

【0129】

関心のある対象107の試験のためのコンピュータ断層撮影装置100は、マトリクス状に配置された複数の検出器素子123を有する検出器108を有する。各検出器素子123は、関心のある対象107を通り抜けたX線を検出するよう構成される。更に、コンピュータ断層撮影装置100は、検出器素子123から受け取った検出信号の解析に基づき関心のある対象107に関する構造情報を決定するよう構成される決定ユニット118を

50

有する。

【0130】

コンピュータ断層撮影装置100は、関心のある対象107へX線を放射するよう構成されるX線源104を有する。電磁放射線源104と検出素子123との間に設けられているコリメータ105（開口システム）は、電磁放射線源104から放射された電磁放射線ビームを平行にしてコーンビームを形成するよう構成される。検出素子123は、マルチスライス検出器配列108を形成する。コンピュータ断層撮影装置100は手荷物検査装置として構成される。

【0131】

コンピュータ断層撮影装置100は、関心のある対象107を試験することを可能にする。コンピュータ断層撮影装置は、関心のある対象107にX線を放射するよう構成されるX線管104を有する。検出器108は、X線管104によって発生して関心のある対象107を通り抜けた電磁放射線を検出するよう構成される。更に、構台101及びコンベアベルト119は、第1軌道に沿って及び第1軌道とは異なる第2軌道に沿って関心のある対象107に対して電磁放射線源104及び検出器108を動かすよう構成される動作発生装置（又は動作制御装置）を形成する。第1軌道は円軌道であり、第2軌道は螺旋軌道の一部であって、第2軌道を実行する間に検出される電磁放射線が、第1軌道を実行する間に検出される数学的に不完全なデータを完成させて、関心のある対象107に関する構造情報の再構成を可能にするデータを提供するように選択される。語“螺旋軌道の一部”は、1又はそれ以上の巻線を有する螺旋軌道と、更に、螺旋軌道の一部であるアーク（円弧）のみを有する螺旋軌道のより小さい部分とを含む。

【0132】

コンピュータ断層撮影装置は、本発明のこのような実施例に従って動かされる場合に、螺旋軌道の一部を実行する間に検出される電磁放射線が、円軌道を実行する間に検出された数学的に不完全な円形検出データを完成させて、関心のある対象107に関する構造情報の再構成を可能にする螺旋形検出データを提供するように、円軌道及び螺旋軌道の一部を実行する。

【0133】

円状走査は、単独で行われる場合に、関心のある対象107の画像の正確な又はほぼ正確な再構成のための十分な量のデータを提供しない。しかし、決定ユニット118が螺旋軌道の一部を実行する間に取得されるデータも考慮に入れる場合には、十分なデータが、関心のある対象107の画像の正確な又はほぼ正確な再構成のために提供される。

【0134】

コンピュータ断層撮影装置のこのような実施例は、図18に関して以下で説明されるコンピュータ断層撮影方法を実行するよう構成される。

【0135】

ステップ401でのコンピュータ断層撮影装置の初期化の後、データが取得される（ステップ402）。

【0136】

既に説明したように、コンピュータ断層撮影装置は、螺旋軌道の一部503を実行する間に検出される電磁放射線が、円軌道501を実行する間に検出された数学的に不完全な円形検出データを完成させて、関心のある対象107に関する構造情報の再構成を可能にする螺旋形検出データを提供するように、円軌道501（図19参照。）及び螺旋軌道の一部503を実行する。具体的に、最初に、コンピュータ断層撮影装置は円軌道502を実行する。このとき、X線管はオンされ、円形検出データが検出される。次いで、X線管はオフされ、コンベアベルト又はテーブルは円位置から離されて開始点へと動かされる。なお、円位置は、円状走査が実行された位置である。このようにして、コンベアベルト又はテーブルは、開始位置から逆戻りして動かされ、円位置を通過して、停止位置で止まる。開始位置から始まって、円位置を通り、停止位置で止まるコンベアベルト又はテーブルの移動中、X線管104はオンされ、コンピュータ断層撮影装置は螺旋軌道の一部503を実

10

20

30

40

50

行する。円軌道 5 0 1 及び螺旋軌道の一部 5 0 3 の実行中、構台は連続的に回転している。開始位置から円位置へのコンベアベルト又はテーブルの移動中、検出器 1 0 8 の最初の検出要素 1 2 3 が円位置を通る場合に、X 線管 1 0 4 はオンされる。検出器 1 0 8 の最後の検出要素 1 2 3 が円位置を通る場合に、X 線管 1 0 4 はオフされる。これにより、関心のある対象 1 0 7 へ加えられる線量は最小限とされる。

【 0 1 3 7 】

代替的に、円位置を定めた後、最初に、螺旋軌道の一部 5 0 3 が実行され、次に、円軌道 5 0 1 が円位置で実行されても良い。

【 0 1 3 8 】

円軌道 5 0 1 を実行中は円形検出データが、螺旋軌道の一部 5 0 3 を実行中は螺旋形検出データが取得される。

【 0 1 3 9 】

この実施例で、円位置は $z_0 = 0$ に位置付けられている。従って、円軌道 5 0 1 は、式 (1) に従ってパラメータ化され得る。螺旋軌道の一部 5 0 3 は、以下の式：

【 数 2 2 】

$$y_{\theta}(s) = \begin{pmatrix} R \cos s \\ R \sin s \\ hs \end{pmatrix}$$

(24)

10

20

によってパラメータ化され得る。ここで、

【 数 2 3 】

$$h = 2\pi\hbar$$

は、螺旋軌道の一部 5 0 3 のピッチである。

【 0 1 4 0 】

決定ユニット 1 1 8 は、この実施例では、ステップ 4 0 3 乃至 4 0 7 に従う再構成アルゴリズムを用いて、関心のある対象 1 0 7 に関する構造情報を決定するよう構成される。

【 0 1 4 1 】

ステップ 4 0 3 で、検出されたデータは、式 (1 3) に従って微分される。このようにして、様々な焦点位置から放射する平行 X 線に対応する検出データ値は微分される。この微分ステップは、フーリエ変換を用いて実行され得る。かかる微分は、円軌道 $y_0(s)$ 及び螺旋軌道の一部

【 数 2 4 】

$$y_{\theta}(S)$$

に関して別々に実行される。また、かかる微分は、Bontus, C. 等による "A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition"、Med. Phys. 30、2493 ~ 2502 頁 (2003 年) でより詳細に説明されている。

【 0 1 4 2 】

ステップ 4 0 4 で、上記で紹介された仮想プレーナディテクタ 6 0 5 が定められる。これは、上記参照 "A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition"、Bontus, C. 等、Med. Phys. 30、2493 ~ 2502 頁 (2003 年) に記載されている。更に、円軌道 5 0 1 及び螺旋軌道の一部 5 0 3 は、対応する X 線 5 0 5 に沿って投影される。かかる X 線の中から、4 つの最も外側の X 線のみが図 1 9 においてプレーナディテクタ 6 0 5 上に表されている。

【 0 1 4 3 】

30

40

50

螺旋軌道の一部 5 0 3 上の焦点位置から見られる円軌道 5 0 1 の投影及び螺旋軌道の部分 5 0 3 の投影 6 0 1 a、6 0 1 b が図 2 0 乃至 2 3 に示されている。図 2 0 乃至図 2 2 で、焦点は螺旋軌道の一部 5 0 3 上を動く。すなわち、投影 6 0 3、6 0 1 a、6 0 1 b は異なる焦点位置から見られる。ここで、図 2 0 で、焦点は円位置の 1 つの側に位置付けられる。図 2 1 で、焦点は同じ側に位置付けられるが、円位置により近い。図 2 2 で、焦点は円位置の他の側に位置付けられる。

【 0 1 4 4 】

螺旋軌道の一部 5 0 3 の 2 つの巻線は、プレーナディテクタ 6 0 5 上に投影される。このように、図 2 0 乃至 2 2 は、螺旋軌道の一部 5 0 3 の巻線の 2 つの投影 6 0 1 a、6 0 1 b を示す。ライン 6 0 3 は、円軌道 5 0 1 の投影である。

10

【 0 1 4 5 】

円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 は、式 (2 1) に従ってパラメータ化され得る。プレーナディテクタ 6 0 5 上の螺旋軌道の一部 5 0 3 の巻線の投影 6 0 1 a、6 0 1 b は、以下の式：

【 数 2 5 】

$$v_{P1}^{up,low}(u_{P1}) = \pm \hbar \left(1 + \left(\frac{u_{P1}}{R} \right)^2 \right) \left(\frac{\pi}{2} \mp \arctan \frac{u_{P1}}{R} \right) \quad (25)$$

に従ってパラメータ化され得る。

20

【 0 1 4 6 】

ここで、 $v_{P1}^{up}(u_{P1})$ は、螺旋軌道の一部 5 0 3 の巻線の上側投影 6 0 1 a を定義し、 $v_{P1}^{down}(u_{P1})$ は、螺旋軌道の一部 5 0 3 の巻線の下側投影 6 0 1 b を定義する。算術符号 “ + ” は $v_{P1}^{up}(u_{P1})$ に対応し、算術符号 “ - ” は $v_{P1}^{down}(u_{P1})$ に対応する。

【 0 1 4 7 】

実線 6 0 7 はプレーナディテクタ 6 0 5 の中央を通り、正の傾きを有する、螺旋軌道の一部 5 0 3 の投影 6 0 1 a、6 0 1 b に対する漸近線である。実線 6 0 9 a、b は、円位置に対する焦点の位置に依存して、夫々、円軌道の投影 6 0 3 並びに螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a 及び下側投影 6 0 1 b の接線である。すなわち、円軌道の投影 6 0 3 がプレーナディテクタ 6 0 5 の上側部分にある場合に (図 2 0 及び 2 1、 $z_0 < 0$)、実線 6 0 9 a は、円軌道の投影 6 0 3 及び螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a の接線であり、また、円軌道の投影 6 0 3 がプレーナディテクタ 6 0 5 の下側部分にある場合には (図 2 2、 $z_0 > 0$)、実線 6 0 9 b は、円軌道の投影 6 0 3 及び螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b の接線である。

30

【 0 1 4 8 】

図 2 3 は、より大きいスケールで図 2 0 の上側部分を示す。

【 0 1 4 9 】

螺旋形検出データ値及び円形検出データ値は、対応する X 線に沿ってプレーナディテクタ上に投影される。

40

【 0 1 5 0 】

ステップ 4 0 5 で、螺旋形検出データ及び円形検出データは、 $1 / \sin$ フィルタを用いてフィルタラインに沿ってフィルタリングされる。このために、フィルタラインが最初に決定される。それらは、焦点の位置と、再構成されるべき対象点とに依存する。対象点の位置を x と表すと、式 (1 4) は単位ベクトル b を定義する。すなわち、 b は放射線源から対象点へと向かう。フィルタ方向は、フィルタラインに沿った方向として定義されるものであって、 b に対して垂直な単位ベクトル e を用いて特徴付けられ得る。 e ベクトル及びフィルタラインとフィルタラインに沿った方向との間の関係は、“A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition”、Bontus, C. 等、Med. Phys. 30、2493 ~ 2502 頁 (2003 年) の

50

別表に記載されている。全ての s に関し及び全ての x に関し、使用されるべき 1 又はそれ以上のフィルタ方向が存在しうる。 b 及び e を用いて、本実施例で、フィルタリングステップは、式 (26) :

【数 26】

$$P(s, b) = \sum_{q=1}^{N_f} \mu_q \int_{-\pi}^{\pi} \frac{d\gamma}{\sin \gamma} D'_f(y(s), \cos \gamma b + \sin \gamma e_q)$$

(26)

10

によって記載され得る。

【0151】

式 (26) 中の q にわたる総和が求められる。これは、検出されるデータ値ごとに、1 よりも多いフィルタ方向、すなわち、1 よりも多いフィルタラインと、フィルタラインに沿った対応する方向とが存在しうるためである。ここで、各検出データ値は、 s 及び b の組み合わせに対応する。ベクトル e の定義は、記載される実施例に関して重要である。フィルタリングされたデータが得られると、逆投影は式 (16) に従って描かれ得る。

【0152】

確かに、記載される手順は、円軌道 501 及び螺旋軌道の一部 503 へ別々に適用されるべきである。具体的に、 $y(s)$ は、本実施例で、 $y_0(s)$ 又は

20

【数 27】

$$y_0(s)$$

のいずれか一方に対応する。最終的に、円軌道に関する及び螺旋軌道の一部に関する式 (16) の結果は足し合わされる。

【0153】

円形検出データのフィルタラインは、式 (20) に従って定義される。このように、フィルタラインはプレーナディテクタ上の直線に対応する。一般に、傾きはフィルタラインごとに異なるが、本実施例では、傾きは、円形検出データの全てのフィルタラインに関して同じである。すなわち、かかるフィルタラインは互いに平行である。更に、本実施例で、円形検出データは、 u_{p1} 軸、すなわち、 v_{p1} (u_{p1}) = v_0 に平行であるフィルタラインに沿ってフィルタリングされる。様々なフィルタラインが v_0 によってパラメータ化される。

30

【0154】

フィルタ方向は、図 20 乃至 27 に示される配置 (orientation) で、夫々のフィルタラインに沿って左から右へ向かう。この配置は右手座標系と呼ばれる。 u_{p1} 軸は第 1 の軸であり、 v_{p1} 軸は第 2 の軸であり、第 3 の軸は、プレーナディテクタの中央から X 線源への方向を向く。 u_{p1} 軸は左から右へ向かう。 v_{p1} 軸は下から上へ向かう。本明細書中で、用語“左”、“右”、“上”、“下”、“正の傾き”、“負の傾き”等は、このような右手座標系を参照する。

40

【0155】

最初に、再構成の間は無視されうるフィルタライン及び螺旋形検出データについて、焦点が、図 20、21、23 によって表される円位置の側にある、すなわち、円軌道の投影 603 が仮想プレーナディテクタの上側部分にあるところの状況に関して説明する。円位置が $z_0 = 0$ にある場合は、図 20、21、23 に表されるかかる状況は $z_0 < 0$ に対応する。

【0156】

プレーナディテクタ上のある領域に投影される螺旋形検出データは、再構成のために使用されず、従って、フィルタリングされない。かかる領域は、円の投影 603 の上方にあるプレーナディテクタ上の全ての点と、螺旋軌道の一部 503 の上側投影 601a の上方

50

にある全ての点と、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 及び螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向であって且つ接線 6 0 9 a の上方にある接線 6 0 9 a の 2 つの接点 6 1 1、6 1 3 (図 2 3 参照。) の間の u_{p_1} 座標を有する全ての点とを有する。

【 0 1 5 7 】

フィルタラインの 2 つの組は、螺旋形検出データに関して定義される。すなわち、本実施例で、螺旋形検出データに関して、式 (2 6) で、 N_f は 2 に等しい。

【 0 1 5 8 】

螺旋形検出データに関する第 1 の組のフィルタラインは、以下のように決定される。漸近線 6 0 7 の下方に位置するプレーナディテクタ 6 0 5 上の投影を有する螺旋形検出データ値に関し、対応するフィルタラインは漸近線 6 0 7 に平行であり、すなわち、螺旋軌道の一部 5 0 3 の微分

【 数 2 8 】

$$\dot{y}_\theta(s)$$

に平行である。螺旋形検出データ値の投影が漸近線 6 0 7 の上方にある場合は、対応するフィルタラインは、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向のいずれかである。このとき、接点は、プレーナディテクタ 6 0 5 上の対応する螺旋形検出値の投影の位置の右手にある。フィルタラインが円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向であるか、又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向であるかどうかの決定は、対応する接線の傾きに依存する。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a の接線よりも小さい場合は、フィルタラインは円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向である。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a の接線よりも大きい場合は、フィルタラインは、螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向である。

【 0 1 5 9 】

夫々の接線は、フィルタラインが決定されるべき夫々の検出データ値を通る。このように、夫々の接線の傾きは、プレーナディテクタ上に投影される螺旋形検出データ値の位置によって定義される。

【 0 1 6 0 】

傾きが比較される場合に、算術符号が考慮される。このように、より大きい絶対値を有する負の傾きは、より小さい絶対値を有する負の傾きよりも小さい。

【 0 1 6 1 】

螺旋形検出データは、第 1 の組のフィルタラインのフィルタラインに沿って左から右へとフィルタリングされる。

【 0 1 6 2 】

第 1 の組のフィルタライン 6 0 8、6 1 0 は、 z_0 が負であるところの螺旋軌道の一部上の 2 つの異なる焦点位置に関して、図 2 4 及び 2 5 に示される。仮想プレーナディテクタ上に投影された螺旋形検出値は、フィルタライン 6 0 8、6 1 0 に沿って左から右へと、すなわち、矢印 6 1 2 によって示される方向に沿って、フィルタリングされる。

【 0 1 6 3 】

第 2 の組のフィルタラインは以下のように決定される。プレーナディテクタ 6 0 5 上に投影された螺旋形検出データ値に関し、対応するフィルタラインは、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向のいずれかである。このとき、接点は、プレーナディテクタ 6 0 5 上の対応する螺旋形検出値の投影の位置の左手側にある。フィルタラインが円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向であるか、又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向であるかどうかの決定は、対応する接線の傾きに依存する。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a の接線よりも小さい場合は、フィルタラインは、螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a に接線方向である。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応

10

20

30

40

50

する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a の接線よりも大きい場合は、フィルタラインは、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向である。

【 0 1 6 4 】

螺旋形検出データは、第 2 の組のフィルタラインのフィルタラインに沿って右から左へとフィルタリングされる。

【 0 1 6 5 】

第 2 の組のフィルタライン 6 1 4、6 1 6 は、 z_0 が負であるところの螺旋軌道の一部上の 2 つの異なる焦点位置に関して、図 2 6 及び 2 7 に示される。仮想プレーナディテクタ上に投影された螺旋形検出値は、フィルタライン 6 1 4、6 1 6 に沿って右から左へと、すなわち、矢印 6 1 8 によって示される方向に沿って、フィルタリングされる。

10

【 0 1 6 6 】

上記で、フィルタライン及び無視される螺旋形検出データ、すなわち、フィルタリングされず且つ更に以下で逆投影され得ない螺旋形検出データについて、対応する焦点位置が、図 2 0、2 1、2 3 に表される状況、すなわち、 $z_0 < 0$ に対応する円位置の側にあるところの螺旋形検出データに関して記載する。フィルタラインに関する上記記載は、焦点が円位置の反対側に位置するところの状況、すなわち、 $z_0 > 0$ に同じように適用され得る。ここで、用語“螺旋軌道の一部 5 0 3 の上側投影 6 0 1 a”等は、“螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b”によって置換されるべきである。更に、用語“上側”、“上方”等は“下側”、“下方”等によって置換されるべきであり、その逆も同様である。

【 0 1 6 7 】

具体的に、 $z_0 > 0$ に関する螺旋形検出データのための第 1 の組のフィルタラインは、以下のように決定される。漸近線 6 0 7 の上方に位置するプレーナディテクタ 6 0 5 上の投影を有する螺旋形検出データ値に関し、対応するフィルタラインは漸近線 6 0 7 に平行であり、すなわち、螺旋軌道の一部 5 0 3 の微分

20

【 数 2 9 】

$$\dot{y}_\theta(s)$$

に平行である。螺旋形検出データ値の投影が漸近線 6 0 7 の下方にある場合は、対応するフィルタラインは、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b に接線方向のいずれかである。このとき、接点は、プレーナディテクタ 6 0 5 上の対応する螺旋形検出値の投影の位置の左手側にある。フィルタラインが円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向であるか、又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b に接線方向であるかどうかの決定は、対応する接線の傾きに依存する。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b の接線よりも小さい場合は、フィルタラインは円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向である。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 a の接線よりも大きい場合は、フィルタラインは、螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 a に接線方向である。フィルタリングの方向は左から右へ向かう。

30

【 0 1 6 8 】

$z_0 > 0$ に関する第 2 の組のフィルタラインは、以下のように決定される。プレーナディテクタ 6 0 5 上に投影された螺旋形検出データ値に関し、対応するフィルタラインは、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b に接線方向のいずれかである。このとき、接点は、プレーナディテクタ 6 0 5 上の対応する螺旋形検出値の投影の位置の右手側にある。フィルタラインが円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向であるか、又は螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b に接線方向であるかどうかの決定は、対応する接線の傾きに依存する。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b の接線よりも小さい場合は、フィルタラインは、螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b に接線方向である。円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 の対応する接線の傾きが螺旋軌道の一部 5 0 3 の下側投影 6 0 1 b の接線よりも大きい場合は、フィルタラインは、円軌道 5 0 1 の投影 6 0 3 に接線方向である。フ

40

50

フィルタリングの方向は右から左へ向かう。

【0169】

フィルタライン及びフィルタラインに沿った対応する方向の決定の後、検出されたデータは、 $1/\sin$ フィルタを用いて、式(26)に従ってフィルタリングされる。

【0170】

検出されたデータ値は、 s 及び b の組み合わせによってパラメータ化される。このとき、円形検出データ値ごとに、1つのフィルタラインが決定され、螺旋形検出データ値ごとに、2つのフィルタラインが決定される。 s 及び b の組み合わせ並びに対応するフィルタラインに関し、フィルタリングされた検出データ値 $P(s, b)$ が決定される場合は、角度 θ は、対応するフィルタライン上における、ベクトル b と、プレーナディテクタ上へと投影された焦点から異なる検出データ値へ向いたベクトルとの間の角度である。このように、角度 θ は、対応するフィルタラインに沿って、異なる検出データ値をサンプリングする。かかる $1/\sin$ フィルタのより詳細な記載は、“A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition”、Bontus, C. 等、Med. Phys. 30、2493~2502頁(2003年)で与えられている。

10

【0171】

プレーナディテクタ上に投影された螺旋形検出値に関し決定されたフィルタラインは、当然、 s 及び b の組み合わせによってパラメータ化され得るこの投影された螺旋形検出値を通る。

【0172】

ステップ406で、フィルタリングされた検出データは、重み μq により式(26)に従って重み付けされる。第1の組のフィルタラインのフィルタラインに沿ってフィルタリングされたフィルタ螺旋形検出データは、2分の1により重み付けされる。また、第2の組のフィルタラインのフィルタラインに沿ってフィルタリングされたフィルタ螺旋形検出データは、2分の1により重み付けされる。フィルタ円形検出データは1により重み付けされる。

20

【0173】

ステップ407で、式(16)に従って、第1の組のフィルタラインのフィルタラインに沿ってフィルタリングされた重み付けされたフィルタ螺旋形データ、第2の組のフィルタラインのフィルタラインに沿ってフィルタリングされた重み付け螺旋形データ、及び重み付けされたフィルタ円形検出データが逆投影される。このとき、各データ値は、焦点の対応する位置 y と、関心のある対象の配置 x 、すなわち、再構成されるべき画像のボクセルの位置との間の距離によって割り算される。

30

【0174】

関心のある対象の全ての配置 x が逆投影によって再構成された場合は、画像は再構成され、再構成はステップ408で終了する。

【0175】

フィルタライン及びかかるフィルタラインに沿った方向が仮想プレーナディテクタ上の投影を用いて定義されるが、本発明は、このようなプレーナディテクタを用いずとも実施され得る。かかる仮想プレーナディテクタは、検出されたデータ値に関し、フィルタライン及びかかるフィルタラインに沿った方向を表すためにのみ用いられる。

40

【0176】

図17は、本発明に従う方法の実施例を実行するための、本発明に従うデータ処理装置1700の実施例を表す。図17に表されるデータ処理装置1700は、例えば患者等の関心のある対象を描写した画像を記憶するメモリ1702へ接続されている中央演算処理ユニット(CPU)又は画像プロセッサ1701を有する。データプロセッサ1701は、例えばCT装置のような、複数の入出力ネットワーク又は診断装置へ接続され得る。データプロセッサ1701は、更に、データプロセッサ1701で計算又は適合された情報又は画像を表示する、例えばコンピュータモニタのような、表示装置1703へ接続され得る。オペレータ又はユーザは、キーボード1704及び/又は他の出力装置(図示せず

50

。)を介してデータプロセッサ1701と対話することができる。更に、バスシステム1705を介して、関心のある対象の動きを監視する、例えば動作モニタへ、画像処理及び制御プロセッサ1701を接続することも可能である。例えば、患者の肺が撮像される場合に、動作センサは呼吸センサでありうる。心臓が撮像される場合は、動作センサは心電図(ECG)でありうる。

【0177】

本発明が有利に適用され得るところの例となる技術分野には、荷物検査、医療用途、材料試験及び物質科学がある。改善された画像品質及び低アーティファクトが、それほど労力を伴うことなく達成され得る。また、本発明は、心疾患を検出する心臓走査の分野でも適用され得る。

10

【0178】

留意すべきは、用語“有する”は他の要素又はステップを除外せず、“1つの”又は“1の”は複数個を除外しない点である。また、異なる実施例に関して記載される要素は組み合わせられ得る。また、留意すべきは、特許請求の範囲で用いられる参照符号は、本発明の適用範囲を限定するよう解釈されるべきではない点である。

【図面の簡単な説明】

【0179】

【図1】本発明の第1の実施例に従うコンピュータ断層撮影装置を示す。

【図2】本発明の第2の実施例に従うコンピュータ断層撮影装置を示す。

【図2A】“サークル及びアーク”プロトコルに従う図2に示された構台の回転状態の時間依存を表す図を示す。

20

【図2B】“サークル及びアーク”プロトコルに従う図2に示された構台の移動状態の時間依存を表す図を示す。

【図2C】“サークル及びライン”プロトコルに従う図2に示された構台の回転状態の時間依存を表す図を示す。

【図2D】“サークル及びライン”プロトコルに従う図2に示された構台の移動状態の時間依存を表す図を示す。

【図3】“サークル及びアーク”プロトコルに従う放射線源軌道を示す。

【図4A】本発明に従うフィルタ逆投影法による再構成画像を示す。

【図4B】本発明に従うフィルタ逆投影法によらない再構成画像を示す。

30

【図5】本発明に従うフィルタ逆投影法に従うフォーカスディテクタを示す。

【図6】本発明に従うフィルタ逆投影法に従うセンタディテクタを示す。

【図7】本発明に従うフィルタ逆投影法に従ってフォーカスディテクタ座標によってパラメータ化された平行放射線を示す。

【図8】本発明に従うフィルタ逆投影法に従ってフォーカスディテクタ座標によってパラメータ化された平行放射線を示す。

【図9】本発明に従うフィルタ逆投影法に従ってセンタディテクタ座標によってパラメータ化された平行放射線を示す。

【図10】本発明に従うフィルタ逆投影法に従ってセンタディテクタ座標によってパラメータ化された平行放射線を示す。

40

【図11】本発明に従うプレーナディテクタ上への円の投影を示す。

【図12】本発明に従うプレーナディテクタ上への円の投影を示す。

【図13】本発明に従うフィルタ逆投影法に従う左から右へのフィルタ方向を備えたフィルタラインを示す。

【図14】本発明に従うフィルタ逆投影法に従う左から右へのフィルタ方向を備えたフィルタラインを示す。

【図15】本発明に従うフィルタ逆投影法に従う右から左へのフィルタ方向を備えたフィルタラインを示す。

【図16】本発明に従うフィルタ逆投影法に従う右から左へのフィルタ方向を備えたフィルタラインを示す。

50

【図17】本発明のコンピュータ断層撮影装置に実装されるデータ処理装置の実施例を示す。

【図18】本発明に従うコンピュータ断層撮影方法を表す概略図を示す。

【図19】円軌道である第1軌道及び螺旋軌道の一部である第2軌道を示す。

【図20】プレーナディテクタ上への軌道の投影を示す。

【図21】プレーナディテクタ上への軌道の投影を示す。

【図22】プレーナディテクタ上への軌道の投影を示す。

【図23】プレーナディテクタ上への軌道の投影を示す。

【図24】プレーナディテクタ上のフィルタラインを示す。

【図25】プレーナディテクタ上のフィルタラインを示す。

【図26】プレーナディテクタ上のフィルタラインを示す。

【図27】プレーナディテクタ上のフィルタラインを示す。

【図1】

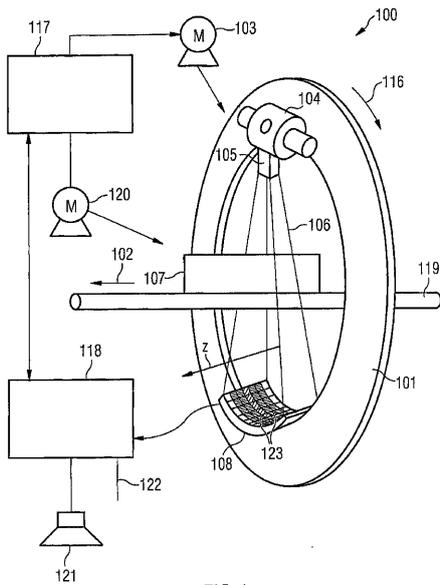


FIG 1

【図2】

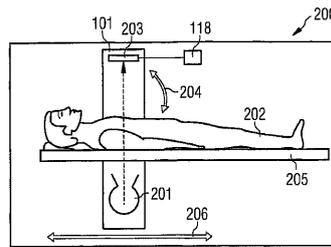


FIG 2

【図2A - 2B】

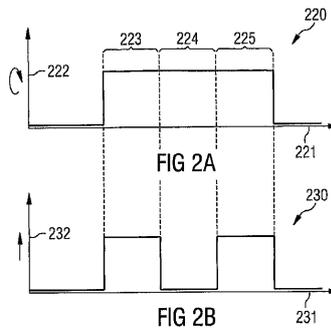
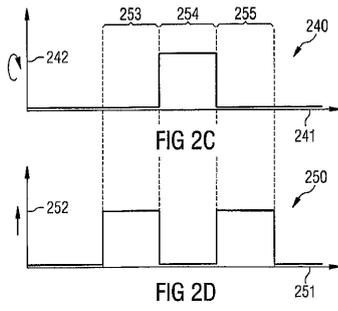


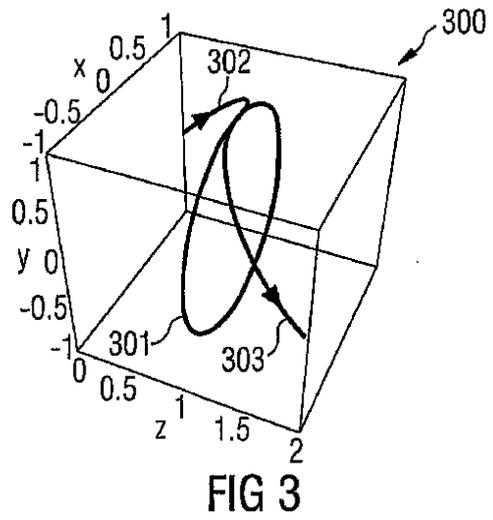
FIG 2A

FIG 2B

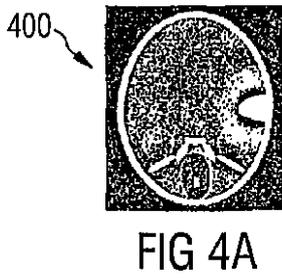
【 図 2 C - 2 D 】



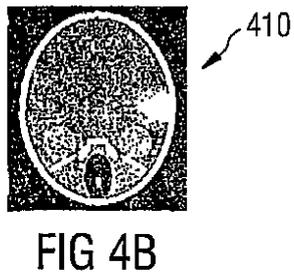
【 図 3 】



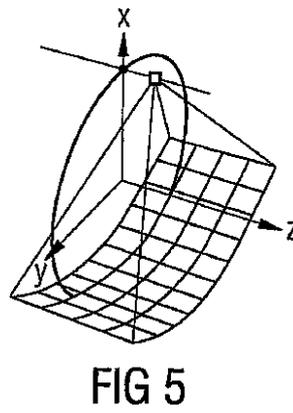
【 図 4 A 】



【 図 4 B 】



【 図 5 】



【 図 6 】

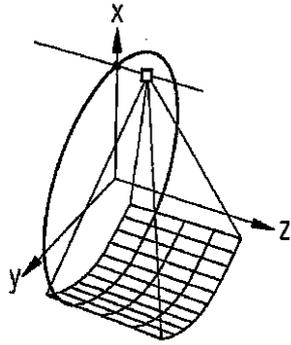


FIG 6

【 図 8 】

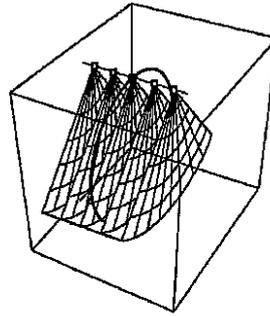


FIG 8

【 図 7 】

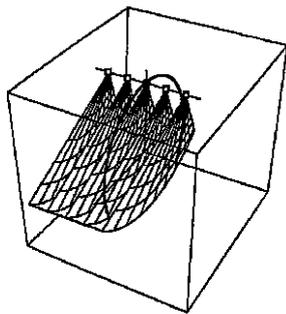


FIG 7

【 図 9 】

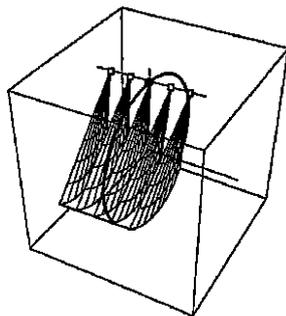


FIG 9

【 図 10 】

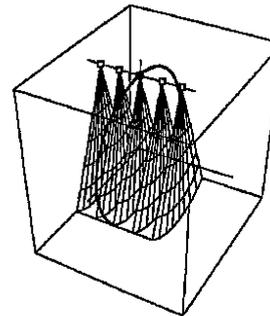


FIG 10

【 図 11 】

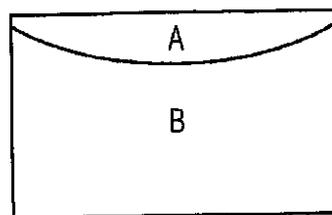


FIG 11

【 図 1 2 】

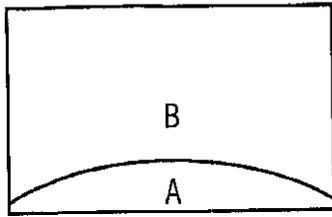
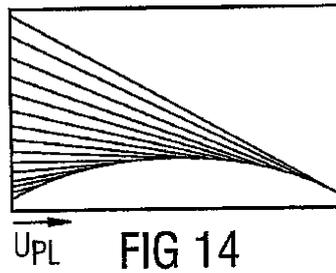


FIG 12

【 図 1 4 】



UPL FIG 14

【 図 1 3 】

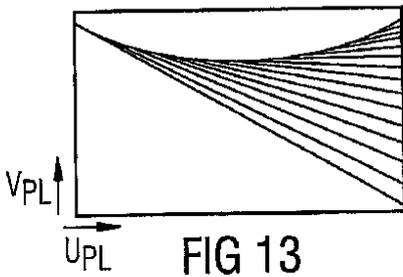


FIG 13

【 図 1 5 】

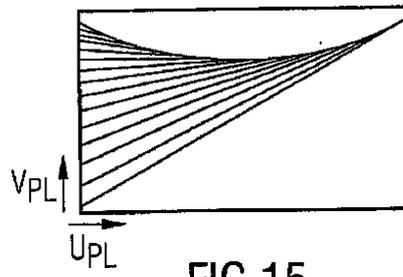


FIG 15

【 図 1 6 】

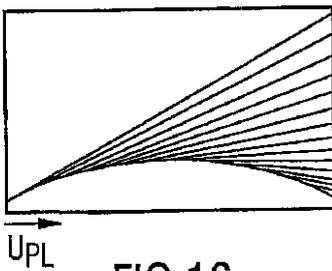
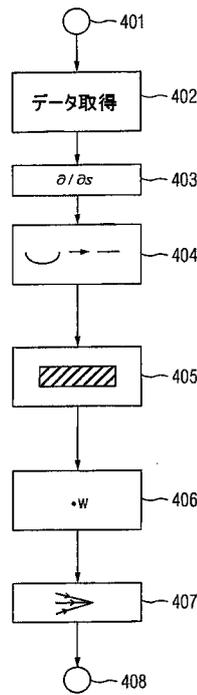


FIG 16

【 図 1 8 】



【 図 1 7 】

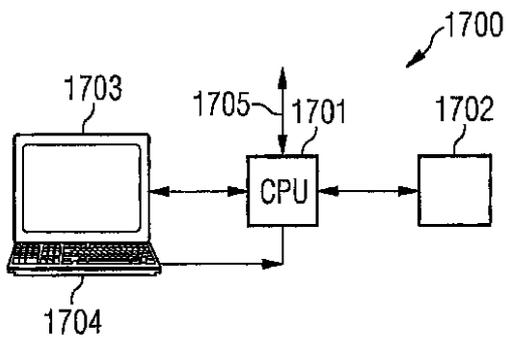


FIG 17

【 図 1 9 】

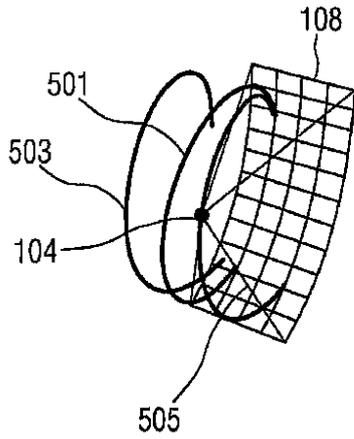


FIG 19

【 図 2 0 】

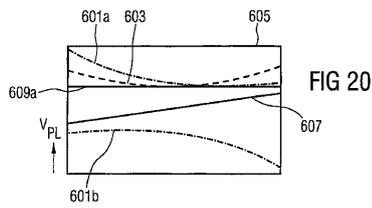


FIG 20

【 図 2 4 】

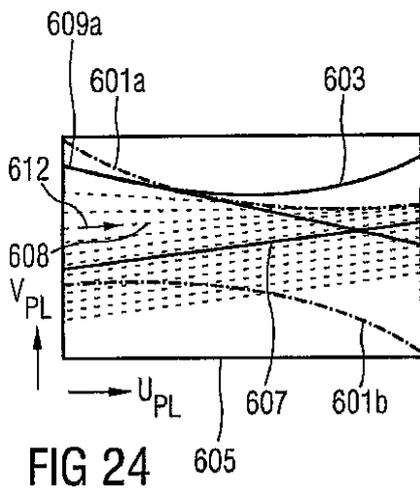


FIG 24

【 図 2 1 】

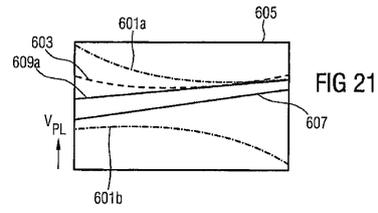


FIG 21

【 図 2 2 】

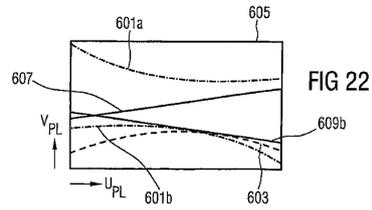


FIG 22

【 図 2 3 】

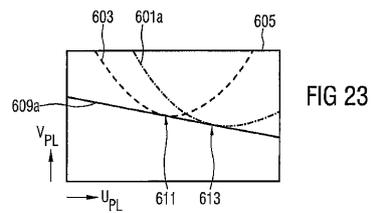


FIG 23

【 図 2 5 】

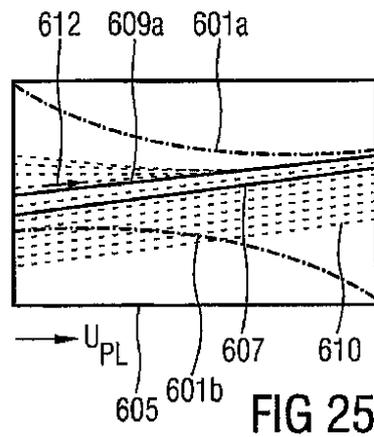


FIG 25

【 図 2 6 】

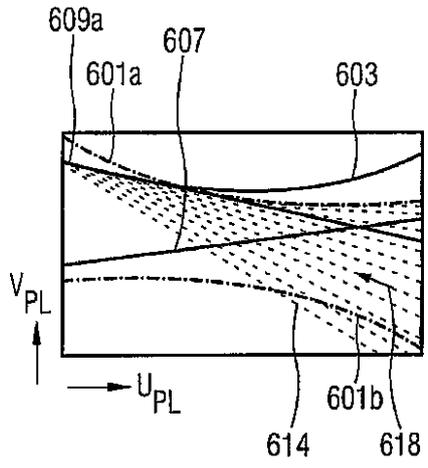


FIG 26

【 図 2 7 】

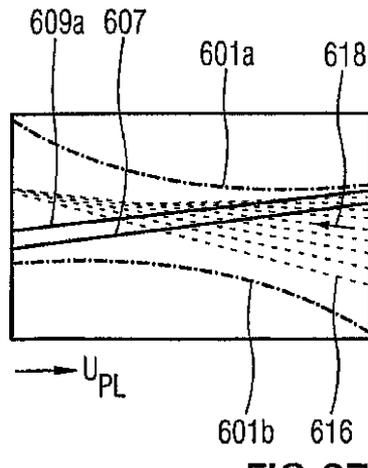


FIG 27

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

international application No PCT/IB2006/050497

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B6/03 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) A61B G06T G01N		
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, INSPEC, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X, P	US 2006/034417 A1 (KATSEVICH ALEXANDER) 16 February 2006 (2006-02-16) paragraph [0017] paragraphs [0042] - [0106] figures 1-12 ----- -/-	1-7, 10-25, 33-35
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 "T" 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	Date of mailing of the international search report	
30 June 2006	14/07/2006	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Völlinger, M	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/050497

(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>ALEXANDER KATSEVICH ET AL: "Image reconstruction for the circle and line trajectory This research was supported in part by NSF grant DMS-0104033.; Circle and line trajectory"</p> <p>PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, TAYLOR AND FRANCIS LTD. LONDON, GB, vol. 49, no. 22, 21 November 2004 (2004-11-21), pages 5059-5072, XP020023959 ISSN: 0031-9155 the whole document</p>	1-7, 10-25, 33-35
X	<p>US 5 926 521 A (TAM ET AL) 20 July 1999 (1999-07-20)</p> <p>column 3, line 16 - column 7, line 9 claims 1,9 figure 2</p>	1-8,13, 19-23, 26,33-35
X	<p>US 6 014 419 A (HU ET AL) 11 January 2000 (2000-01-11)</p> <p>column 1, lines 46-63 column 2, lines 12-25 column 4, line 13 - column 5, line 16 figures 1,2</p>	1-14, 19-23, 33-35
X	<p>US 2002/131544 A1 (ARADATE HIROSHI ET AL) 19 September 2002 (2002-09-19)</p> <p>paragraph [0018] paragraph [0026] paragraph [0046] figures 2a,2b,3a,3b,6e</p>	1-7, 10-13, 19-23, 33-35
X,P	<p>WO 2005/023114 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH; KONINKLIJKE PHILIPS EL) 17 March 2005 (2005-03-17) page 7, lines 13-28 page 11, line 23 - page 21, line 8</p>	1-4,6,7, 13-25
A	<p>BONTUS CLAAS ET AL: "A quasiexact reconstruction algorithm for helical CT using a 3-Pi acquisition"</p> <p>MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, vol. 30, no. 9, September 2003 (2003-09), pages 2493-2502, XP012012235 ISSN: 0094-2405 cited in the application page 2493, left-hand column, last paragraph - page 2499, right-hand column, paragraph 3</p>	15,24-32

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/050497

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2006034417	A1	16-02-2006	NONE
US 5926521	A	20-07-1999	DE 19856026 A1 07-10-1999 JP 11306335 A 05-11-1999 US 5881123 A 09-03-1999
US 6014419	A	11-01-2000	NONE
US 2002131544	A1	19-09-2002	JP 2002282246 A 02-10-2002
WO 2005023114	A	17-03-2005	NONE

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, 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, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ボントゥス, 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 コーケン, ペーター

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 ツィーグラ, アンディ

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

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA07 BA10 CA13 FA13 FD05 FE06