

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6735667号
(P6735667)

(45) 発行日 令和2年8月5日(2020.8.5)

(24) 登録日 令和2年7月16日(2020.7.16)

(51) Int. Cl. F I
GO 1 N 23/046 (2018.01) GO 1 N 23/046

請求項の数 12 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2016-533060 (P2016-533060)	(73) 特許権者	511054444
(86) (22) 出願日	平成26年11月25日(2014.11.25)		ニコン・メトロロジー・エヌヴェ
(65) 公表番号	特表2016-538552 (P2016-538552A)		ベルギー・B-3001・ルーヴェン・ゲルテンアークセバーン・329
(43) 公表日	平成28年12月8日(2016.12.8)	(74) 代理人	100092897
(86) 国際出願番号	PCT/EP2014/075568		弁理士 大西 正悟
(87) 国際公開番号	W02015/078874	(72) 発明者	ホーカー, サム
(87) 国際公開日	平成27年6月4日(2015.6.4)		イギリス, エイチピー23 4ジェイエック
審査請求日	平成29年11月14日(2017.11.14)		クス ハートフォードシャー トリング,
(31) 優先権主張番号	1321003.4		イックニールド ウエイ, イックニールド
(32) 優先日	平成25年11月28日(2013.11.28)		ウエイ インダストリアル エステート
(33) 優先権主張国・地域又は機関	英国 (GB)		ユニット 5 ニコン・メトロロジー・エヌヴェ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ断層撮影の較正装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ソースと検出器とを備える放射線撮影システムを較正する方法であって、
前記方法は、複数のマーカを備える較正物体を提供するステップと、前記ソースおよび/または前記検出器に対して前記較正物体をその回転軸を中心として回転させるステップと、前記較正物体の回転に応じた複数の放射線画像を取得するステップとを有し、
前記方法は、前記放射線画像内の前記複数のマーカの位置を識別するステップと、
前記複数の放射線画像を用いて前記複数のマーカの経路を導出するステップと、
前記ソースと前記回転軸との間の距離の公称値を指定し、前記放射線画像および前記距離を用いて前記公称値から離れた前記システムの幾何学パラメータを決定するステップと、
を有し、
前記幾何学パラメータは、主点の位置を規定する2つの値、焦点距離を規定する1つの値、前記回転軸の方向を規定する2つの値、および前記回転軸の位置を規定する2つの値の7つの値からなり、

前記主点は、前記検出器の検出面に垂直な線上に位置し、且つ前記検出面を横切るとともに前記ソースを通る線の上に位置する点であり、前記焦点距離は前記ソースから前記検出面までの垂直距離である、ことを特徴とする方法。

【請求項2】

前記方法は、前記マーカの各々の撮像された軌跡に対して楕円を適合させることによって、複数の放射線画像を用いて複数のマーカの各々に対して楕円経路を導出するステップ

を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記システムの幾何学的パラメータを決定するために、前記楕円を交差させるステップを有する、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記放射線画像内において前記マーカを用いて前記システムの当初の幾何学推定を導出するステップを有する、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

各画像内で前記較正物体内のマーカにより生じる複数の円形形状を識別するための円検出方法を用いるステップを有し、前記較正物体内のマーカの数 N とするとき、 N またはそれより少ない数の前記円形形状を選択する、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項 6】

回転軸の 1 以上の画像を導出し、セントラルスライスおよび主点の画像を導出し、前記ソースから、検出器、オフセット物体、および回転軸、への距離の 1 つ以上を導出するステップを有する、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記ソースと前記回転軸との間の距離値を決定するステップを有し、前記距離値は、前記較正物体の測定値、または、前記較正物体の相対位置の測定値を用いて決定される、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記較正物体の回転軸がビーム中心線とほぼ交差して複数の前記放射線画像が前記較正物体で得られる中央位置において、前記較正物体を提供するステップと、

前記較正物体の回転軸がビーム中心線からオフセットしており、複数の前記放射線画像が前記較正物体で得られるオフセット位置において、前記較正物体を提供するステップと、を有する、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記較正物体の測定値を用いて、前記距離の公称値を導出するステップを有する、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

30

較正されていない較正物体を用いるステップを有する、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の方法を用いて較正された放射線撮影システム内で対象物を測定する方法。

【請求項 12】

ソースおよび検出器を備え、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の方法を実行するための手段を備える装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、専用の（しかし較正される必要がない）較正物体（ファントム）を用いる X 線コンピュータ断層撮影（CT）システムの較正方法に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線撮像は、例えば、測定または検査のためにサンプルを解析するための公知の技術である。ソースによって放出された X 線はサンプルによって減衰され、検出器によって検出される。サンプルを通過する X 線の減衰の程度、および従って検出器で検出される X 線の強度はサンプルの特性に依存する。例えば、強く X 線を減衰するサンプルの部分は、典型

50

的には検出器の画像上でより暗い領域として表れる。

【 0 0 0 3 】

結果的に、サンプルの内部構造を含む構造に関する情報を得ることができる。

【 0 0 0 4 】

二次元 X 線撮像では、普通はサンプルの単一の画像のみが得られ、サンプルの構造に関する深さ情報のみに限定されて提供される。

【 0 0 0 5 】

コンピュータ断層撮影 (CT) における X 線撮像では、例えば、ソースおよび検出器に対してサンプルを回転させることで、サンプルの複数の二次元投影画像が取得される。典型的には、サンプルはターンテーブルなどの取り付け具上に置かれて、その取り付け具が一連の角度増分 (increments) で回転軸の周りを回転させられる。結果として生じる二次元画像は、サンプルの三次元表示を再構成するために処理される。

【 0 0 0 6 】

再構成は CT システムのパラメータを使用する。従って、サンプルの正確な再構成を得るためには、CT システムのパラメータが正確であることが重要である。例えば、CT システムは、正確さが可能な限り最高のレベルまで必要とされる航空機部品などのサンプルの内部および外部の大きさの測定に用いられる。同様に、CT システムのパラメータも高度に正確であることが必要である。

【 0 0 0 7 】

換言すれば、CT システムのパラメータの精度が高くなればなるほど、再構成の精度が高くなる。

【 0 0 0 8 】

CT システムのパラメータを較正によって決定することは知られている。(例えば、参考文献 (1) - (5)、(12) を参照、(参考文献の一覧は本明細書の末尾に示す))。より具体的には、(典型的にはアーチファクトまたはファントムの較正物体として記載されている) 既知の特性を有するサンプルは、システムによって画像化される。結果として得られる画像は、その後、別の物体の撮像に用いるためにサンプルの既知の特性を用いてシステムのパラメータを決定するために解析される。

【 0 0 0 9 】

較正物体は、支持材料の中に既知の構造に配置された複数のマーカを有する。典型的にはマーカは強力に X 線を減衰し、支持材料は弱く X 線を減衰するので、マーカは X 線画像上で目立つ。CT システムにおける較正物体は上記のように画像化される。較正物体は、また、光学的スキャナー、または座標測定機のアーム (CMM アーム) に取り付けられるタッチプローブ、を用いるような別の計測学的方法を用いて測定される。例えば測定値、例えばマーカ間の距離は CT システムによって得られて、代わりに計測学的方法によって比較することができて、CT システムを較正するために用いられる。

【 0 0 1 0 】

既知の較正物体の例、および較正物体を用いて CT システムを較正する方法は、参考文献 (1) ~ (6) に記載されている。

【 0 0 1 1 】

参考文献 (1)、(2)、(3)、(4) および (5) に記載された較正方法は、較正に先立って、特にマーカの三次元相対位置に関する正確な情報を必要としており、いかなるエラーも較正方法の精度に直接的に影響を有する。参考文献 (6) においては、この影響を削減するための努力がなされているが、除去されていない。

【 0 0 1 2 】

参考文献 (12) は、加工対象物 (workpiece) の異なる位置の間の既知の距離を用いて、CT システムなどのシステムにおける倍率を決定する方法に関する。その結果は限られた精度である。

【 0 0 1 3 】

参考文献 (17) は、複数の投影画像を加えることによって、および加えられた投影画

10

20

30

40

50

像は回転軸に対して対称的であるという事実を用いて、トモシンセシス (tomosynthesis) 装置における回転軸を決定する方法に関する。

【0014】

参考文献(17)の方法は、マーカを含む専用のファントムは使用しておらず、2つの幾何学的パラメータを決定することができるのみである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

本発明の目的は、先行技術の問題に対処することである。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の態様は、特許請求の範囲に提示されている。

【0017】

一態様によれば、本発明は、ソースおよび/または検出器を備える放射線撮影システムを較正する方法を提供する。方法は、較正物体を提供するステップと、ソースおよび/または検出器に対して較正物体を回転軸の周囲に回転させるステップと、較正物体の複数の放射線画像を取得するステップと、ソースと回転軸との間の距離の公称値を指定するステップと、前記放射線画像および前記距離の公称値を用いてシステムの幾何学的パラメータを決定するステップとを有する。

【0018】

別の態様によれば、本発明は、ソースおよび/または(X線の)検出器を備える放射線撮影システムを較正する方法を提供する。方法は、較正物体を提供するステップと、ソースおよび/または検出器に対して較正物体を回転させるステップと、較正物体の複数の放射線画像を取得するステップと、較正物体に関する事前情報、すなわち、少なくとも当初推定において較正されるシステム以外の手段によって得られる情報、を要求するまたは用いることなく、前記放射線画像を用いてシステムの幾何学的パラメータを決定するステップとを有する。

【0019】

換言すれば、システムの幾何学的パラメータは、較正物体それ自身の中のマーカの位置の正確な測定値を使用することなく、マーカの画像から導かれる。スケールに関する情報の提供のために、(上述の距離の公称値に相当する)長さ標準を導く追加測定が要求されてもよい。

【0020】

別の態様によれば、本発明は、ソースおよび/または検出器を備える放射線撮影システムを較正する方法を提供する。本方法は、較正物体を提供するステップと、ソースおよび/または検出器に対して較正物体を回転させるステップと、較正物体の複数の放射線画像を取得するステップとを有しており、較正物体は複数のマーカを備えており、方法はさらに、複数の画像内において複数のマーカを識別するステップと、好ましくはマーカの各々の撮像された軌跡に対して楕円を適合させることによって、前記画像を用いて複数のマーカの各々に対して楕円経路を導出するステップと、前記楕円経路を用いて前記システムの幾何学的パラメータを決定するステップとを有する。

【0021】

以下に述べるように、システムの幾何学的パラメータを決定することを可能にするのは、少なくとも2つのマーカの二次元的に撮像された軌跡に対する楕円の適合である。

【0022】

好ましくは、較正物体は回転軸の周囲を回転させられる。較正物体は、例えば、回転可能な取り付け具などの取り付け具上に搭載される。取り付け具は、また、較正物体が例えば3つの垂直方向において移動することを許容する。代わりに、ソースおよび/または検出器が、較正物体の周囲を回転しても、較正物体に対して移動してもよい。

【0023】

10

20

30

40

50

複数の放射線画像は、X線の異なる投影位置に対応する異なる画像である。換言すれば、画像は回転の異なる相対角度で得られる。

【0024】

本発明の実施形態は、システムの幾何学的パラメータの当初推定を導出し、これ（当初推定）が更に改善される。このことが精度を向上させる。

【0025】

本発明は、また、適切な校正物体を提供する。

【0026】

専用のファントムは、強力なX線減衰材料製の（例えばタングステンカーバイト製の精密なボールベアリング）球形のマーカを、弱いX線減衰材料製の低密度発泡体の中に配置することによって構成される。ファントムの放射線画像は、多数の位置および方位において取られる。二次元画像座標は、各放射線画像内の各マーカに対して決定される。非線形方程式のシステムは、これらの二次元画像座標をCTシステムの幾何学的パラメータのみならずマーカの三次元相対位置に関して表すように提示される。最小二乗解が非線形反復ソルバーを用いて見出される。マーカの三次元相対位置に関する正確な情報、またはCTシステムの幾何学的パラメータに関する正確な情報、または、ファントムの位置および/または方位に関する正確な情報が得られて、解決策のロバスト性を向上させるために用いられてもよい。

【0027】

本発明においては、マーカの三次元相対位置に関する正確な事前情報は、システムを校正するためには必要ではない。マーカの測定から起こり得る誤差が校正の中に導入されないため、結果的に精度を向上することができる。校正は首尾一貫しており、その時点におけるシステムおよびファントムの条件にのみ依存している。校正はまた、追加的な測定装置を必要としないため、より速く、より効率的に、より簡単に、よりコスト効率良く行うことができる。校正は、追加的な測定装置または情報を必要とせずに、現場で行うことができる。例えば、システムの所有者は、製造業者に頼ることを必要とせずにそのシステムを校正することができる。この方法は、6つの幾何学的パラメータ（または、長さ標準を導入後は7つの幾何学的パラメータ）を決定することができる。

【0028】

ファントム製作の精密さは、マーカが放射線画像内で重ならないことを十分満足することのみを要求する。ファントムは、（例えば接触または光学的な座標測定機（CMM）を用いて）測定される必要はなく、長期間に渡って寸法的に安定していることも必要とされない。このことは、ファントムが低コストであることを許容して、また、その放射線画像特性に対してより良く最適化されることを許容する。

【0029】

X線CTの校正のためのファントムにおいて、低密度のプラスチックまたはセラミック発泡体の使用（およびまた、接着剤の不存在）は、マーカを先行技術よりもより鮮明に結像することができる。

【0030】

マーカが先行技術のように接触式座標測定機を用いて測定されることが必要であれば、支持構造は、座標測定機のプローブに対するアクセスを許容するためにより大きく開放されていなければならない。加えて、支持構造は座標測定機のプローブの力によって屈折させられてはならない。その上、測定値は、長期間に渡って（例えば、接触式座標測定機を用いる再測定の間）有効性が維持されなければならない。

【0031】

これらの要素の全てが、通常、発泡体は十分な構造安定性を提供しておらず、そのため、先行技術の技法においては適切ではないことを意味している。

【0032】

同様に、本発明によれば、例えばマーカを固定するための接着剤は必要ではない。マーカが校正プロセスの際に動かないことは重要である。これらは、発泡体の中に押し込まれ

10

20

30

40

50

ている結果として、その場所で固定されることができる。接着剤は固体プラスチックに対して同様な減衰を有しており（すなわち、低密度発泡体よりも高い）、そのため、接着剤を避けることはより高いコントラストの画像に帰結することができる。

【0033】

本発明の一実施形態においては、較正物体は、ボールベアリングなどのマーカを固体プラスチック内に埋め込むことによって作ることができる。発泡体支持構造と比較して、それらはやや低いコントラストになるかもしれないが、支持材料が非常に均一であるので、画像は極めて鮮明なままである。

【0034】

マーカの二次元画像座標を精緻化する方法は、先行技術よりも高精度である。その方法および精緻化の結果として、画像座標は、ピクセルの約200分の1（ $1/200^{th}$ ）までのサブピクセル（sub-pixel）レベルに位置することができる。本方法のこの態様の有効性は、非常に鮮明に結像しているマーカに依存している。

10

【0035】

本発明はまた、例えば、本方法を実行するための、CTシステム、およびコンピュータプログラム、または、コンピュータプログラムを記憶しているコンピュータ読み取り可能な記憶媒体などの装置を提供する

【0036】

放射線撮影システムは、好ましくはX線システム、より具体的にはX線CTシステムである。

20

【0037】

本発明の実施形態は、下記の添付図面を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】CTシステムのブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態によるファントムの略図である。

【図3】図2のファントムの第1の放射線画像である。

【図4】図2のファントムの第2の放射線画像である。

【図5】図2のファントムの第3の放射線画像である。

【図6】本発明の一実施形態の方法のステップを説明するフローチャートである。

30

【図7】ファントム内のマーカを説明する説明図である。

【図8】セントラルスキャンにおけるファントムの2つの放射線画像の組み合わせの説明図である。

【図9】セントラルスキャンにおける2つのマーカの画像の軌跡の表示の説明図である。

【図10】オフセットスキャンにおけるファントムの2つの放射線画像の組み合わせの説明図である。

【図11】オフセットスキャンにおける2つのマーカの画像の軌跡の表示の説明図である。

【図12】オフセットスキャンから導かれた楕円、線および点の略図である。

【図13】オフセットスキャンから導かれた線および点の異なる略図である。

40

【図14】CTシステムの幾何学的パラメータを説明する説明図である。

【図15】マーカの画像座標を精緻化する方法を説明する説明図である。

【図16】CTシステムを一般的に説明する説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0039】

放射線X線撮像の一般的な原理を説明する略図を図16に示す。ソースSが、検出器Dへ向かう中心線Cを有するビーム状のX線Bを放射する。ターゲット物体Tは、回転軸R上でソースSと検出器Dとの間に配置されている。

【0040】

CT撮像においては、ターゲット物体Tは、軸Rの周囲に漸増的に回転させられる。回

50

転の各増分の後で、二次元投影画像が検出器 D によって得られる。複数の画像（放射線投影）が較正物体の三次元ボリューム表示（ボリュームマップ）を再構成するために処理される。

【 0 0 4 1 】

二次元画像からボリュームマップを再構成するための技術は、当業者には知られている。

【 0 0 4 2 】

ボリュームマップを作るためには、例えばソース S の位置、検出器 D の位置、および回転軸 R などの CT システムの幾つかの幾何学的パラメータを知ることが必要である。これらのパラメータを正確に割り出すことは、較正によって行われる。

10

【 0 0 4 3 】

図 1 は、CT 撮像システムの一実施形態を示す。システムは、（図示しない）X 線を円錐ビーム状に放射するソース 2、およびソース 2 から放射された X 線を検出する検出器 4 を有する。

【 0 0 4 4 】

サンプル取り付け具 6 は、ソース 2 と検出器 4 との間に装備されている。サンプル取り付け具 6 は、プラットフォーム 8、およびプラットフォーム 8 上のターンテーブル 10 を含む。サンプル 12 はプラットフォーム 8 上に搭載されている。ビーム中心線（X 軸）に沿って、およびビーム中心線に直交する平面（y および z 軸）における垂直軸に沿って、（図示しない）マニピュレータを用いて、プラットフォーム 8 を移動することができる。ターンテーブル 10 は、（図 1 では図示しないが、以下により詳細に述べる）回転軸に対して回転する。

20

【 0 0 4 5 】

制御コンピュータの形をしたコントローラ 14 は、ソース、検出器およびサンプル取り付け具を制御する。コントローラ 14 は、また、検出器 4 からの画像データを得て、ボリュームマップを再構成する。コントローラ 14 は、また、詳細は後述するが、CT システムの幾何学的パラメータを決定するための較正を行う。代わりに、画像データは、引き続き処理の他のどこかで CT システムから転送されることができる。

【 0 0 4 6 】

較正を行うために、ファントムまたはアーチファクトとして知られている専用の較正物体が、ターゲットサンプルとして用いられる。

30

【 0 0 4 7 】

図 2 は、本発明の一実施形態によるファントム 16 を示す。

【 0 0 4 8 】

ファントムは、支持材料 20 内に複数のマーカ 18 を配置することにより構成される。マーカ 18 は、マーカを容易に識別することができる高いコントラストの放射線画像を提供するために、X 線を強く減衰する（放射線不透過性または X 線に対して相対的に不透明）。マーカは、各マーカの中心の二次元座標を非常に高精度に決定することができるように、高度に球形である。実施形態においては、マーカ 18 は、タングステンカーバイト製の精密なボールベアリングから形成されている。マーカ 18 は、接着剤を使用せずに支持材料 20 の中にとどめられる。マーカ 18 は、意図された放射線画像内での重なりが最小になるように相互に配置される。好ましくは、マーカ 18 は、意図された放射線画像内で重なることが無いように配置される。適切な配置の例を図 2 に示すが、例えば、参考文献（3）に開示されているような、他の配置も可能である。適切な配置は、例えばモデリングによって、または調査によって設計することができる。

40

好ましくは図 2 のように、少なくとも 1 つのマーカはファントムの中心軸に近接しており、少なくとも 1 つの別のマーカは、その中心軸から遠く離れて間隔を空けられている。換言すれば、マーカは、半径方向に間隔を空けられた複数のマーカを含み、好ましくは、少なくとも 1 つのマーカは中心軸に近接しており、少なくとも 1 つのマーカはファントムの外周に近接している。支持材料 20 は、各マーカの輪郭が可能な限り鮮明に撮像される

50

ようにX線を弱く減衰する（放射線透過性、またはX線に対して相対的に半透明）。支持材料20は、好ましくは、主に小さな元素番号を有する材料から構成された低密度の発泡体である。好ましくは、支持材料20は、剛性があり、均一で、低い熱膨張係数を有する。カーボンまたはシリコンカーバイトの発泡体に従って理想的と考えられる。押出ポリスチレン・フォームなどのプラスチック発泡体は、あまり好ましくはないが、受容可能な結果を作り出すかもしれない。別の適切な材料は、固体プラスチックおよびセラミックスを含む。

【0049】

ファントム16は、図1のX線CTシステムに置かれて、放射線画像が多くの位置および方位で撮られる。好ましくは、取得は、検出器の中心の領域において撮像される回転軸を有する（小さな角増加における）1つの完全な回転を含む。このセントラルスキャンは、これがCTの取得が通常生じる位置であるので重要である。

【0050】

図3は、図2のファントム16のセントラルスキャンからの放射線画像の例を示す。

【0051】

好ましくは、取得は、また、検出器の左手または右手側に顕著に向かう撮像される回転軸を有する（しかしファントム16の全体が視野内に留まる）1つの完全な回転を含む。セントラルスキャンからだけのデータではCTシステムの必要な幾何学的パラメータの全てを完全に分離できないので、このオフセットスキャンは重要である。

【0052】

好ましくは、検出器に対する回転軸の位置ずれ（misalignment）は、セントラルスキャンにおいてはゼロまたはゼロに近いことであり、オフセットスキャンにおいては顕著にゼロより大で、可能な限り大きいことである。

【0053】

より具体的には、ずれ（misalignment）角度に対する、（検出器の平面内において、回転軸「Z」および垂直軸「X」に対する）「スキュー（skew）」、（回転軸Zの周囲の）「スラント（slant）」、および（X軸の周囲の）「チルト（tilt）」は、好ましくは、セントラルスキャンではスラントは通常ゼロに等しく、オフセットスキャンではスラントはゼロではない。

【0054】

チルト、スラントおよびスキューにおける誤差（すなわち、再構成の際に用いられる値と真の値との間の相違）も（他の幾何学的パラメータにおける誤差も）、再構成の一部または全てにおけるぼけなどの、または、不正確な拡大縮小などの、種々の影響を伴い得る。

【0055】

そのような問題に対処するための先行技術の技法には限界がある。例えば、ある技法においては（特に、スラントまたはチルトの）ずれはゼロに近いと仮定されているが、（特にチルトに対する）精度を減少させて歪曲を引き起こす。別の技法においては、大きなスラントがチルトを決定することを可能にするように導くが、これは、その後、次のCT取得が同じスラントで行われることを必要とし、更に複雑になり、誤差に対してより影響を受けやすい再構成を作り出す。

【0056】

本技法においては、ゼロに近いスラントを有するセントラルスキャンが、幾何学的パラメータにおける小さな誤差が最小の影響を受けることを意味する。スラントはX線ソースと検出器との間の関係を変えることなく、回転軸に横向きに平行移動させることによって導出されうる。オフセットスキャンにおいてゼロでないスラントを有することによって、較正における不明確さを解消することができる。

【0057】

CT取得は、通常、物体の再構成がスラント、スキューおよびチルトにおける誤差に対して可能な限り反応しにくくなるように、スラント、スキューおよびチルトをゼロに近く

10

20

30

40

50

して行われる。従って同様に較正は好ましくは、同様な条件におけるセントラルスキャンを伴う。しかしながら、追加的な情報なしには、チルトは（スラントがゼロに等しい場合には）完全に不明確であり、またはチルトは（スラントがほぼゼロの場合も）非常に不十分な精度である。これらの不明確さはオフセットスキャンによって解消することができる。

【 0 0 5 8 】

セントラルスキャンおよびオフセットスキャンからの情報をリンクするためには、2つのスキャンの間の不変量が必要である。本実施形態においては、これは例えば、ファントム内のマーカの位置、および、X線ソースと検出器との間の関係（具体的には主点の位置およびソースから検出器への距離）である。

【 0 0 5 9 】

図4は、オフセットスキャンからの図2のファントム16の放射線画像の例を示す。

【 0 0 6 0 】

好ましくは、取得は、また（ソースの方へ、および/またはソースから離れる方へ移動するファントム16を有して）異なる倍率で、および異なる垂直位置で得られる画像を含む。検出器の画素の列および行の方向に対するマニピュレータ軸の方向に関する情報を提供することは重要である。好ましくは、ファントム16全体がそれぞれのキャプチャーされた画像内にあるが、しかし、これは必須ではない。ここでは、回転の際に少なくとも2つのマーカ18が画像内に留まることが提供される。

【 0 0 6 1 】

図5は、より高い倍率によるスキャンからのファントム16の放射線画像の例を示す。

【 0 0 6 2 】

完全な取得には、かなりの時間（おそらく4時間以上）を要するかもしれないし、従って、（例えば熱的な変化の結果として）システムの幾何学的パラメータまたはマーカ18の三次元相対的位置における変化が生じるという可能性もある。このため、短縮された時間窓内で（取得の開始時、終了時または中間において）放射線画像のサブセットの取得を繰り返すことは有益であるかもしれない。この高速のスキャンによって、低速のスキャンにおける長期的な動向を後の解析において特定し補償することができる。これは、高速および低速のスキャンにおけるマーカの軌跡を比較することによって実現することができる。

【 0 0 6 3 】

放射線画像は、その後、マーカの二次元座標を決定するために解析される。

【 0 0 6 4 】

本発明の一実施形態による較正方法のステップは、図6を参照して以下に提示される。この方法は、CTシステムの幾何学的パラメータの最初の近似値を導出することを含み、精度を漸進的に向上するために種々の精緻化が引き続いて行われる。

【 0 0 6 5 】

大まかに言えば、一実施形態による方法は、未知数（未知のパラメータ）を定義するステップ、冗長な自由度を決定するステップ、ファントム16をオフセット位置で測定するステップ、マーカの中心座標を抽出するステップ、当初の幾何学推定を計算するステップ、非線形の最小二乗推定の反復処理を行うステップ、および残余誤差の解析を含む。これは以下に、より詳細に説明される。

【 0 0 6 6 】

一実施形態による解析の第1段階においては、円検出ルーチン、より具体的には画像内で、ほぼ正確な直径を有する円形形状を識別するために、キャニー（Canny）エッジ検出およびハフ（Hough）円検出ルーチンが用いられる（ステップ601）。これは、マーカ18の画像に相当するだろう画像の部分の識別するためである。円検出ルーチンはその画像内で、それぞれが「スコア」に関連付けられている複数の円形形状を識別し、強力な応答またはスコアは、対応する形状が円であることをより大きな可能性として示唆する。ファントム16が全部でN個のマーカを含んでいる場合には、典型的には円検出ルーチンへ

10

20

30

40

50

の最大のN応答が選択される。単一画像において識別されたマーカを有していれば、シーケンス中の近接する画像におけるマーカ18の近似座標を予測することができる。マーカが一度2以上の画像で識別されていれば、その予測の精度を向上することができる。

【0067】

解析の次の段階においては、複数のマーカの二次元座標（複数のマーカの投影された画像の座標）が精緻化される（ステップ602）。これは、多数の異なる角度での半径方向の強度プロファイルを抽出することによりなされる。双線形補間が用いられるとはいえ、別の補間スキームもまた、適切かもしれない。各半径方向の強度プロファイルに対して最大勾配の点が決定されて、この点の座標が直交座標に逆変換される。円は、そのとき、最小二乗法を用いてそれらの点に適合される。適合された円の直径および中心のみならず最大勾配の点が後の使用のために全て記憶される。

10

【0068】

マーカは、マーカ18の三次元相対位置に関する（概略的な）事前情報に基づく所与の数的識別子を与えられている（ステップ603）。これは、例えば調査によって簡単になされるが、測定は必要としない。曖昧さを避けるために、ファントム内におけるマーカの配置は、好ましくは非対称である。

【0069】

オフセットスキャンからの二次元座標は、その後、以下により詳細に述べるように、CTシステムの幾何学的パラメータと、回転軸の位置および方位との当初推定を決定するために解析される。大まかに言えば、これは較正物体の回転の際に、各マーカが検出器上で楕円経路をたどることを識別することによってなされる（換言すれば複数の画像における各マーカの画像の経路は楕円である）。楕円は、2以上のマーカの二次元画像座標に適合している（ステップ604）。これらの楕円の方程式から、セントラルスライス（すなわち、回転軸に対して直交しており、X線ソースの点（X線ソース点）を含む平面の画像）である、検出器4上の線の方程式を得ること（ステップ605）が可能である。また、X線ソース点から検出器に垂直な距離、従ってソースSの位置のみならず、主点の座標（すなわち、検出器に対して垂直であり、X線ソース点を含む線の画像）も得ることが可能である。最終的には、検出器上の線の方程式、すなわち、回転軸の画像を得ることが可能である。

20

【0070】

この実施形態による当初推定の決定方法を、以下により詳細に述べる。

30

【0071】

図7は、座標系（ x 、 y 、 z ）に番号付けられた個別のマーカを有するファントム16の説明である。

【0072】

図8は、検出器の平面内で、座標系（ u 、 v ）において、セントラルスキャンにおける2つの放射線画像（投影物）の例を示す。

【0073】

図9は、セントラルスキャンにおける2つの個別のマーカ18の完全な軌跡を示す。

【0074】

図10は、オフセットスキャンにおける2つの放射線画像（投影物）の例を示す。

40

【0075】

図11は、オフセットスキャンにおける2つの個別のマーカ18の完全な軌跡を示す。

【0076】

上述したようにN個のマーカが画像内で識別された後で、2以上のマーカが当初推定に使用されるために選択される。この実施形態においては2つのマーカ18、具体的にはマーカ（球）番号5およびマーカ（球）番号31が、当初推定に使用するために選択されている。（X線の異なる投影方向に相当する異なる画像、すなわち較正物体の回転の異なる相対位置である）複数のキャプチャーされた画像内における選択されたマーカの軌跡が特定されている。

50

【 0 0 7 7 】

図 1 1 においては、軌跡 2 0 はマーカ (球) 番号 5 に対応し、軌跡 2 2 はマーカ (球) 番号 3 1 に対応する。

【 0 0 7 8 】

楕円は、図 1 2 に示すように、2 つのマーカの軌跡に適合している。

【 0 0 7 9 】

図 1 2 および図 1 3 は、楕円の方程式から構築された線および点を示す。

【 0 0 8 0 】

図 1 3 の軸は、図 1 2 よりもより大きな目盛上にある。

【 0 0 8 1 】

楕円は、例えば参考文献 (1 3) に示す方法の 1 つを用いている 2 つの軌跡に対して適合されることができる。マーカ (球) 3 1 (上部) およびマーカ (球) 5 (下部) に対して適合した楕円の表示を図 1 2 に示す。この例においては、球 5 の楕円 2 4 の方程式は、 $(1 . 7 0 E - 0 6 u^2 - 4 . 6 5 E - 0 6 u v + 6 . 3 3 E - 0 5 v^2 - 3 . 4 4 E - 0 4 u + 1 . 6 0 E - 0 2 v + 1 = 0)$ であり、球 3 1 の楕円 2 6 の方程式は、 $(1 . 4 8 E - 0 6 u^2 - 1 . 5 6 E - 0 7 u v + 5 . 5 4 E - 0 5 v^2 - 2 . 6 2 E - 0 4 u - 1 . 5 0 E - 0 2 v + 1 = 0)$ である。

【 0 0 8 2 】

楕円の中心はこれらの方程式から容易に決定することができる。現在の例においては、(図 1 2 および図 1 3 で、x 2 8 で示される) マーカ 5 の楕円の中心は、 $(u = - 7 5 . 7 5 , v = - 1 2 9 . 3 5)$ であり、(図 1 2 および図 1 3 で、x 3 0 で示される) マーカ 3 1 の楕円の中心は、 $(u = - 8 1 . 2 8 , v = 1 3 4 . 9 2)$ である。

【 0 0 8 3 】

2 つの楕円 2 4、2 6 は、例えば参考文献 (1 4) の、特に 1 1 章、具体的にはセクション 1 1 . 4 に記載の方法を用いて交差させられることができる。参考文献 (1 4) によって提示された方法は、間違っていて表れている関連する立方体の方程式を解くためであり、参考文献 (1 5) の特に 1 8 3 頁に示されるような別の方法も用いることができることも注記しなければならない。楕円 2 4、2 6 は、真の交差点は有しないが、参考文献 (1 4) で示されるように、それらは 2 対の複素共役交差点を有する。各複素共役対は、実線を作るように結合することができる。線 3 2 は図 1 2 に特定されるセントラルスライスの画像である。この例において、この線は方程式 $(v = 1 . 9 8 E - 0 2 u + 2 . 6 9)$ を有する。他の線は図 1 3 に特定される消失線 (vanishing line) 3 4 である。この例においては、この線は方程式 $(u = 6 . 7 5 E - 0 1 v + 7 3 0 9 . 6 3)$ を有する。2 つの線の交差点は、図 1 3 で特定される消失点 3 6 である。この例においては、この消失点は $(u = 7 4 1 0 . 5 5 , v = 1 4 9 . 6 1)$ である。

【 0 0 8 4 】

セントラルスライス 3 2 の画像の方程式および楕円 2 4、2 6 の方程式から、例えば、対応する円の中心 3 8、4 0 の画像を得るために参考文献 (1 0) に述べられた方法を用いることが可能である。これらは、それら楕円の中心とは同じではないことを注記する。このことは図 1 2 から明らかである。図 1 2 および図 1 3 の破線 4 2、4 3、4 4、4 5、4 6、4 8 は、それらの関連する楕円の 2 つの直交方向における接線および垂線である。それらの方向のうちの 1 つに対する消失点 3 6 は、図 1 3 に特定されているものと同一である。他の方向に対する消失点は、回転軸 5 0 の画像がセントラルスライス 3 2 の画像に交差する点である。回転軸 5 0 それ自身の画像の方程式は、2 つの円の中心の画像を結合することによって得ることができ、図 1 2 に特定されている。この例においては、この線 5 0 は方程式 $(u = - 2 . 0 9 E - 0 2 v - 7 6 . 5 8)$ を有する。

【 0 0 8 5 】

図 1 2 は、マーカ 5 および 3 1 のそれぞれに対する、楕円の中心 2 8、3 0 を通る線および円の中心 3 8、4 0 の対応する画像を示す。これらの線、および、別のマーカに対する全ての同様な線は、単一点 5 2 でセントラルスライスの画像と交差する。主点 5 8 が、

10

20

30

40

50

この点 5 2 を通ってセントラルスライスの画像に垂直な線上に位置していることを示すことができる。この線 5 4 は図 1 2 で特定されており、方程式 $u = -1.98E - 02v + 9.90$ を有する。

【0086】

消失点 3 6 を通って回転軸 5 0 の画像に垂直な線 5 6 上に、主点 5 8 が同時に位置していることも、また示すことができる。この線 5 6 は図 1 3 で特定されている。この線 5 6 と以前に特定された線 5 4 との交点は、主点 5 8 の完全な位置を与える。現在の例においては、主点 5 8 を通る線 5 6 は、方程式 $v = 2.09E - 02u - 5.21$ を有し、主点 5 8 は $u = 10.00$ 、 $v = -5.00$ にある。

【0087】

加えて、X線ソース 2 から検出器 4 への垂直距離（すなわち焦点距離）は、この線 5 6 に沿った 2 つの距離の積の平方根に等しいという参考文献（16）も注記する。第 1 の距離は主点 5 8 から回転軸 5 0 の画像まで、であり、第 2 の距離は主点 5 8 から消失点 3 6 までである。主点および焦点距離の組み合わせは、CTシステムの幾何学的パラメータの完全な記述を形成する。

【0088】

回転軸の方位は、セントラルスライスの平面における 2 つのベクトルのベクトル積を計算することによって決定することができる（上述したように、セントラルスライスには回転軸に垂直であり、かつ X 線ソース点を含んでいる平面の画像であり、その平面に対する垂線がその平面内のベクトルのベクトル積によって見出される）。1 つのベクトルは（検出器の平面内で）セントラルスライスの画像の方向に沿っていることができる。別のベクトルは、X 線ソース点からセントラルスライスの画像上の（検出器の平面内における）任意の点までにあることができる。

【0089】

回転軸の位置は、回転軸の画像上の任意の点を選択することによって決定することができる。

【0090】

主点 5 2 と併せて 2 つのマーカの楕円経路 2 4、2 6 の他の例、セントラルスライス 3 2 の画像、および回転軸 5 0 の画像を図 1 4 に示す。

【0091】

マーカの（および特にファントムの全体的なサイズに関する）三次元相対位置に関する正確な事前情報なしに X 線ソースから回転軸までの垂直距離（すなわち倍率）を決定することは不可能であるという例外を有しつつ、前述のように、これが CTシステムの幾何学的パラメータおよび回転軸の位置と方位の完全な記述をキャプチャーする。もし、この距離が一時的に指定された公称値であれば、その後、代わりの値が後で置換されることができて、回転軸の位置およびマーカの三次元相対位置に対する概略的な変化を自明に計算できる。

【0092】

この段階で、マーカの二次元画像座標における不正確さは、主に補間誤差から始まるが、球の画像が主点上に集中している場合においては、球の輪郭は円のみであることを注記しなければならない。他の全ての場合においては、球の画像は、射影歪曲を被り、その輪郭は楕円になる。多くの環境下ではこの影響は無視できるが、球の画像が大きくて（例えばより大きい倍率で）、主点から遠く離れているときには大きな影響を与え得る。主点の座標および X 線のソース点から検出器までの垂直距離は、今や（最初の近似値が）知られているので、射影歪曲に対して補償することが可能になる（ステップ 6 0 6）。（事前に記憶していた）最大勾配の点が（楕円というよりも）円を形成する適切な仮想検出器上に変換される。新しい円は、この仮想検出器上で適合しており、直径および中心が再び記憶される。

【0093】

マーカの二次元画像座標は、より遅いがより正確なアルゴリズムを用いて更に精緻化さ

10

20

30

40

50

れる（ステップ607）。このアルゴリズムは、仮想検出器上に数個の画素幅で球の輪郭を含んでいる狭い円バンドを考慮する（図15を参照）。アルゴリズムは、点での強度と中心を介した鏡面点での強度との積の、（円バンド全体に渡る）領域積分を最大化するものである。最大値は、鏡面点（mirror point）が円の中心にあるときに生じる。これは、画像登録によく用いられる最大相互相関法に類似している。適切なサンプリング点は、仮想検出器上に構築されて、（例えば）二次Bスプライン補間（quadratic b-spline interpolation）がその後、強度を得るために用いられている実際の検出器上に変換される。最大化は、（例えば）ネルダー・ミードシンプレックス法（Nelder-Mead simplex method）または勾配に基づく方法の使用を介して行うことができる。他の方法も用いることができる。

10

【0094】

オプション的には、遅いスキャンからの二次元画像座標は、速いスキャンからの二次元座標に一致させるために補償される。必要な補償の大きさには、CTシステムおよびファントムの熱的（または他の）安定性、および揺れなどの機械力に起因するような変動、ボールベアリングの不規則さ、などを評価するように使用できる。

【0095】

全ての利用可能なデータを効率的に使用するために、全てのマーカからの（及びオフセットスキャンおよびセントラルスキャンからの）二次元画像座標を用いて最小二乗解が求められる。反復非線形ソルバーが、測定された二次元座標とモデルによって導かれた二次元座標との間の相違を最小にするように用いられる（ステップ608）。完全なモデルは、（各放射線画像に対する）マーカの三次元相対位置、CTシステムの幾何学的パラメータ、およびファントムの位置および方位を組み込む。適合の連続性が自由なパラメータの数を徐々に増加させることによって実現される。

20

【0096】

オフセットスキャンからの二次元画像座標と、（以前に得られている）CTシステムの幾何学的パラメータおよび回転軸の位置および方位の当初推定とを用いて、マーカの三次元相対位置に対する線形最小二乗解が（非反復ソルバーを用いて）見いだされる。反復非線形ソルバーは、その後、ファントムが（既知の角度ステップを用いる）真の回転を被ることの制約にさらされる完全なモデルに対して、（オフセットスキャンのみで）解決するために用いられる。

30

【0097】

セントラルスキャンに対する回転軸の位置および方位の当初推定が得られる。これは、セントラルスキャンおよびオフセットスキャンの位置の相違、および/または1以上のマーカの二次元画像座標における観察された相違に関する（概略的な）事前情報に基づくことができる。反復非線形ソルバーは、その後（モデルのいかなる他の部分に対しても解決しようと試みることなく）この当初推定を精緻化するために用いられる。

【0098】

反復非線形ソルバーは、その後、ファントムが（既知の角度ステップを有する）2つの分離された純然たる回転を被ることの制約にさらされる完全なモデルに対して、（オフセットスキャンおよびセントラルスキャンの双方に対して同時に）解決するために用いられる。

40

【0099】

オプション的な更なるステップは、純然たる回転の制約を解放することである。ファントムの独立的な位置および方位が各放射線画像に対して許容される。反復非線形ソルバーが、測定の時間切れおよび回転軸の揺れを含む最小二乗解を見出すために再び用いられる。

【0100】

別のオプション的な更なるステップ（ステップ609）では、放射線画像装置内における画像歪曲の簡単な形を検出（および定量化）しようとする。aが歪曲の大きさおよび方向の尺度であり、検出すべき値であるとすれば、歪曲は既知の中心（通常は主点）に放射

50

状であり、 $r' = r + a \times r^2$ の形をしていると仮定される。二次元画像座標はaのいくつかの試験的な値、および全ての当初推定に対して訂正されて、その後、非線形最小二乗解が再計算される。測定された二次元画像座標とモデルから導かれる二次元画像座標との間の二乗差の最終的な合計は、aの試験的な値の正確さの尺度であり、最小値を探ることができる。換言すれば、ステップ604～608は、歪曲補正の異なる大きさ、選択された最良の値を有して繰り返し行われる。ノン・ラジアルまたは三次式モデルなどの、画像歪曲に対する他のモデルも用いることができる。

【0101】

既に注記したように、これまでに述べた方法では、X線ソースから回転軸までの垂直距離を決定することができない。それに応じて、ファントムの全体的な大きさを決定することができない。これは、CTシステムが計測学CTシステムであり、正確な絶対距離の測定値が必要とされる所における容易でない限界である。これは、長さ標準(ステップ610)の導入を要求する。記載される方法は、以下に述べる長さ標準の2つの可能なタイプのいずれかを容易に組み込むように構成されている。

10

【0102】

第1のタイプの長さ標準は、ファントム内のマーカ間の正確な既知の距離である。これは、単一の対のマーカ間の距離であることができる、または、2以上のそのような距離の平均であってもよい。X線ソースから回転軸までの垂直距離の公称値に基づいて与えられた最小二乗解は、モデルのファントム内のマーカ間の距離が既知の距離に等しいので、正確に等価な解を算出することは自明である。

20

【0103】

第2のタイプの長さ標準は、ファントムの位置の間の正確な既知の距離である。例えば、取得は、X線ソースから回転軸への垂直距離が既知の距離まで減少されている(検出器の中心において撮像された回転軸を有する)ファントムの完全な回転を含むことができる。追加的な適合は、このより高い倍率のスキャンのために、回転軸の位置及び方位を決定するために必要である。繰り返すが与えられた最小二乗解は、モデルにおけるファントムの位置の間の距離が既知の距離に等しいので、正確に等しい解を算出することは自明である。このスキャンに対しては、より大きな角度増分を用いることが可能かもしれない。取得は、スキャンニング位置の間の漸増的な距離の全てが既知である、幾つかのこのようなスキャンを含むことさえできる。

30

【0104】

長さ標準に対する上記の距離は、既知の技術を用いて決定することができる。

【0105】

上記の処理技術に関する更なる詳細が、カメラに関連して参考文献(7)、(8)、(9)、(10)、および(11)に述べられている。

【0106】

本発明は、例えば、各機能を実行するように構成されたソフトウェアモジュールを有するマイクロプロセッサ、または各機能を実行するための専用のハードウェアモジュール、またはソフトウェアおよびハードウェアの組み合わせにより、適切にプログラムされたコンピュータを用いて実行することができる。

40

【0107】

較正は、CTシステムそれ自身の中で行うことができ、またはデータが処理のための別のシステムにダウンロードまたは転送されることができる。較正データは、その後、後の処理において、換言すれば別の対象物の撮像に対する使用の際にも、CTシステムに関連して用いられる。

【0108】

本発明の態様および特徴を以下に提示する。

【0109】

本発明の一態様は、ソースと検出器とを備える放射線撮影システムを較正する方法を提供することであり、方法は、較正物体を提供するステップと、較正物体をソースおよびノ

50

または検出器に対して回転軸の周囲に回転させるステップと、較正物体の複数の放射線画像を取得するステップと、ソースと回転軸との間の距離の公称値を指定するステップと、前記放射線画像および前記距離の公称値を用いてシステムの幾何学的パラメータを決定するステップとを有する。

【0110】

本発明の別の態様は、ソースと検出器とを備える放射線撮影システムを較正する方法を提供することであり、方法は、較正物体を提供するステップと、較正物体をソースおよび/または検出器に対して回転させるステップと、較正物体の複数の放射線画像を取得するステップと、(事前の測定などの、すなわち、パラメータの決定に先立つ)較正物体に関する測定情報なしに、前記放射線画像を用いてシステムの幾何学的パラメータを決定するステップとを有する。換言すれば、本方法は、較正されていない較正物体を使用する。すなわち、スキャンニングの前または後の測定によって、システムのパラメータの決定において使用されるまたは必要である、その較正物体固有の測定値が知られていない較正物体を使用する。マーカを含む較正物体の場合においては、本実施形態のように較正されていない較正物体はマーカの正確な位置が知られていない。

10

【0111】

換言すれば、本方法はシステムを較正することができる。即ち、本方法は較正物体に関する情報を必要とすることなく、システムの幾何学的パラメータを決定することができる。具体的には、較正物体を測定することによって得られる較正物体の測定値は、座標測定機(CMM)を用いるように直接的にも、または既に較正されているシステムを用いるように間接的にも、幾何学的パラメータの決定のためには必要ではない。このことは、較正物体のタイプにおいてより大きなオプションがあることを意味する。なぜならば、それ(較正物体)は、座標測定機によって測定されることができるよう設計される必要がないからであり、または、特別なタイプの較正物体が必要ではなく、事前の測定も必要ではなく、座標測定機、または他の較正システムなどの特別な測定装置が必要ではないので、より大きなフレキシビリティを提供するからである。

20

【0112】

上述のように本発明によれば、測定は、X線ソースから回転軸までの垂直距離または標準長さを決定することを必要とする。換言すればシステムの全ての幾何学的パラメータは、較正物体の測定値を必要とせずに、すなわち、この距離測定から切り離されて較正システムにおいて必ずしも必要とせずに、得ることができる。

30

【0113】

好ましくは、較正物体は、複数のマーカを備え、方法は、放射線画像内のマーカの位置を特定するステップを有する。

【0114】

好ましくは、方法は、複数の放射線画像を用いて、複数のマーカの各々に対して、好ましくはマーカの各々の撮像された軌跡に対して楕円を適合させることによって、楕円経路を導出するステップを有する。

【0115】

本発明の別の態様は、ソースと検出器とを備える放射線撮影システムを較正する方法を提供することであり、方法は、少なくとも1つのマーカが装備された物体を提供するステップと、物体をソースおよび/または検出器に対して回転させるステップと、物体の複数の放射線画像を取得するステップとを有し、方法はさらに、複数の画像内の少なくとも1つのマーカの画像の位置を特定するステップと、前記画像を用いて少なくとも1つのマーカに対する経路を導出するステップと、システムの幾何学的パラメータを決定するために前記経路を用いるステップとを有する。

40

【0116】

別の態様によれば、本発明は、ソースと検出器とを備える放射線撮影システムを較正する方法を提供する。本方法は、較正物体を提供するステップと、較正物体をソースおよび/または検出器に対して回転させるステップと、較正物体の複数の放射線画像を取得する

50

ステップとを有する、較正物体は複数のマーカを備えており、本方法はさらに、複数の画像内の複数のマーカを識別するステップと、好ましくはマーカの各々の撮像された軌跡に対して楕円を適合させることにより、前記画像を用いて複数のマーカの各々に対して楕円経路を導出するステップと、システムの幾何学的パラメータを決定するために前記楕円経路を用いるステップとを有する。

【0117】

好ましくは、本方法は、システムの幾何学的パラメータを決定するために、楕円の方程式を用いるステップ、および/または楕円を交差させるステップに基づくか楕円を交差させるステップ、を有する。

【0118】

好ましくは、本方法は、前記放射線画像内において前記マーカを用いてシステムの当初の幾何学推定を導出するステップを有する。

【0119】

好ましくは、本方法は、各画像において複数の円形形状の識別をするための円検出方法を用いるステップと、Nを較正物体内のマーカの数とするときに、前記円形形状のNまたはより少ない数を選択するステップとを有する。

【0120】

好ましくは、前記幾何学的パラメータは、回転軸の1以上の画像、セントラルスライスおよび主点の画像を有する。

【0121】

好ましくは、本方法は、ソースから、検出器、オフセット物体、および回転軸、への距離の1つ以上を導出するステップを有する。

【0122】

好ましくは、本方法は、例えばより円形であるマーカの画像を仮想検出器に投影することによって、射影歪曲を補償するステップを有する。

【0123】

好ましくは、本方法は、最大相互相関法(maximum cross correlation method)を用いて、マーカ(円)の画像の座標を精緻化するステップを有する。

【0124】

好ましくは、本方法は、前記較正物体の推定モデルを導出するステップと、例えば反復非線形技術を用いて、前記当初の幾何学推定および前記較正物体の前記推定モデルを精緻化するステップとを有する。

【0125】

好ましくは、本方法は、画像歪曲などの残余誤差を解析し補償するステップを有する。

【0126】

好ましくは、本方法は、ソースと回転軸との間の距離値を決定するステップを有する。

【0127】

好ましくは、その距離値は、較正物体の測定値、または較正物体の相対位置の測定値を用いて決定される。

【0128】

好ましくは、本方法は、較正物体の回転軸がビーム中心線とほぼ交差して複数の前記放射線画像が較正物体で得られる中央位置において、較正物体を提供するステップを有する。

【0129】

好ましくは、本方法は、較正物体の回転軸がビーム中心線からオフセットしており、複数の前記放射線画像が較正物体で得られるオフセット位置において、較正物体を提供するステップを有する。

【0130】

本発明の別の態様では、放射線撮影システムを較正するための較正物体を提供する。較正物体は、X線を弱く減衰する支持材料内にX線を強く減衰する複数の球状のマーカを備

10

20

30

40

50

えており、そのため、マーカの高いコントラストおよびマーカの高精度な画像を得ることができる。

【0131】

好ましくは、支持材料は、カーボンまたはシリコンカーバイドの発泡体などの低密度発泡体、または押出ポリスチレン発泡体などのプラスチック発泡体、または、固体プラスチックまたはセラミックスである。

【0132】

好ましくは、マーカは、タングステンカーバイド製、鋼鉄製または金製の、ボールベアリングである。

【0133】

好ましくは、マーカは、非対称、および/または、それらが放射線画像内で重ならない、配置である。

【0134】

好ましくは、マーカは接着剤によって固定されていない。

【0135】

本発明の別の態様は、上述のような較正物体を用いて、上述または後述するような方法を提供することである。

【0136】

好ましくは、本方法は、例えば、温度などの環境条件の変化を補償するために、異なるスピードでスキャンを行うステップを有する。

【0137】

好ましくは、本方法は、ソースと回転軸との間の距離の公称値を指定するステップと、前記放射線画像および前記距離の公称値を用いてシステムの幾何学的パラメータを決定するステップとを有する。

【0138】

好ましくは、本方法は、更に、例えば(上述のような)較正物体の測定値を用いて前記距離の公称値に対する値を導出するステップを有する。

【0139】

本発明の別の態様は、上述のような方法を用いて較正された放射線撮影システム内で対象物を測定する方法を提供することである。

【0140】

本発明の別の態様は、前記放射線撮影システム以外の測定手段によって得られる較正物体の完全な表現なしに、放射線撮影システムを較正するための較正物体の使用を提供することである。

【0141】

本発明の別の態様は、上述のような方法を実行するための手段を備える装置を提供することである。

【0142】

本発明の別の態様は、上述のような方法を実行するためのコンピュータで実行可能な命令を有する、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能な記憶媒体を提供することである。

【0143】

<参考文献>(これらは参照として本明細書に取り込まれている。)

(1) 欧州特許公報第1760457号

(2) ドイツ特許公報第1020100509491号(DE102010050949A1)

(3) 米国特許出願公開第2005/0094771号

(4) 米国特許公報5,442,674号

(5) 米国特許公報7,147,373号

(6) "Estimation of CT cone - beam geometry using a novel method insensitive to phantom fabrication inaccuracy: Implications for isocenter localization

10

20

30

40

50

accuracy ”, J. Chetley Ford, Dandan Zheng, and Jeffrey F. Williamson, Med. Phys . 38, 2829 - 2840 (2011).

(7) “ Camera Calibration from the Quasi - affine Invariance of Two Parallel Circles ”, Yihong Wu, Haijiang Zhu, Zhanyi Hu, Fuchao Wu, ECCV 2004, LNCS 3021, pp. 190 - 202 (2004)

(8) “ Euclidean Structure from $N > 2$ Parallel Circles: Theory and Algorithms ”, Pierre Gurdjos, Peter Sturm, and Yihong Wu, ECCV 2006, Part I, LNCS 3951, pp. 238 - 252 (2006)

(9) “ Recovering the Geometry of Single Axis Motions by Conic Fitting ”, Guang Jiang, Hung - tat Tsui, Long Quan, and Shang - qian Liu, CVPR 2001, ISBN 0 - 7695 - 1272 - 0/01 (2001) 10

(1 0) “ Single Axis Geometry by Fitting Conics ”, Guang Jiang, Hung - tat Tsui, Long Quan, Andrew Zisserman, ECCV 2002, LNCS 2350, pp. 537 - 550 (2002)

(1 1) “ Epipolar Geometry from Profiles under Circular Motion ”, Paulo R. S. Mendonca, Kwan - Yee K. Wong, Roberto Cipolla (2001)

(1 2) ドイツ特許公報第 1 0 2 0 0 8 0 4 4 3 7 号 (DE102008044437A1)

(1 3) “ A note on the least squares fitting of ellipses ”, Paul L. Rosin (1992)

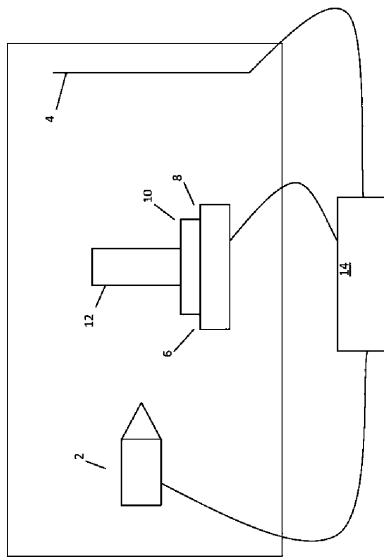
(1 4) “ Perspectives on Projective Geometry ”, Jurgen Richter - Gebert (2011) 20

(1 5) “ Numerical Recipes in C ”, William H. Press et al. (1992)

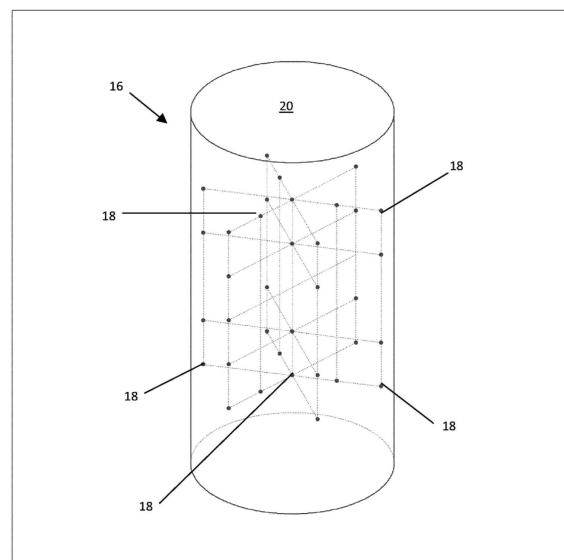
(1 6) “ Camera Calibration from Surfaces of Revolution ”, Kwan - Yee K. Wong et al. (2002)

(1 7) 日本特許公報第 4 5 3 7 0 9 0 号

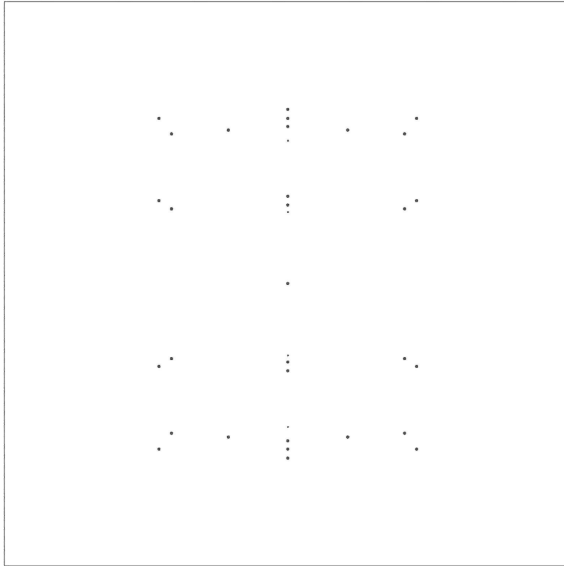
【 図 1 】



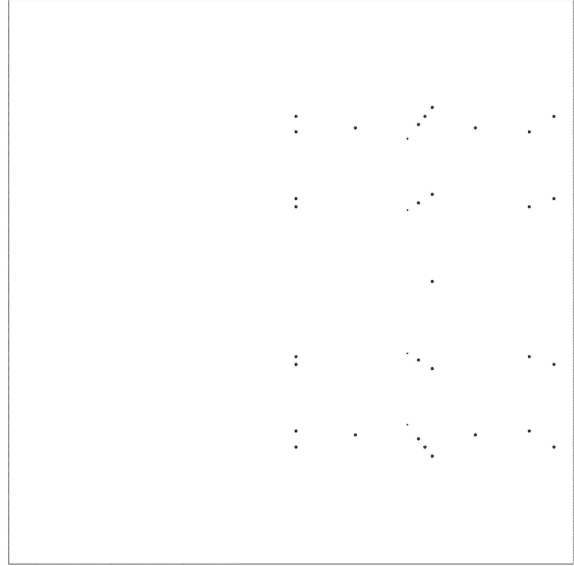
【 図 2 】



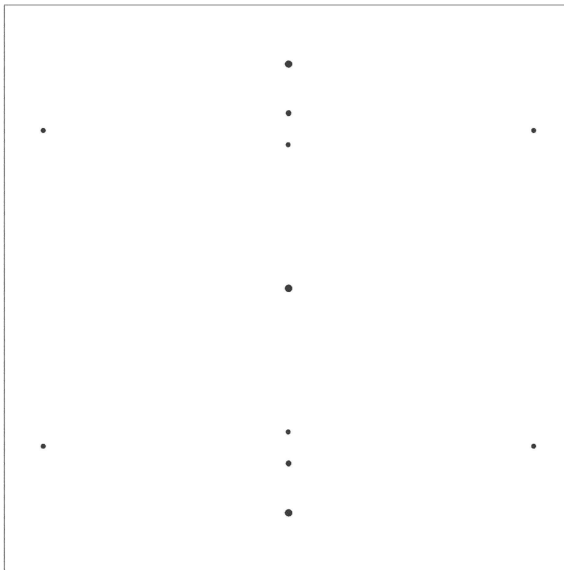
【図3】



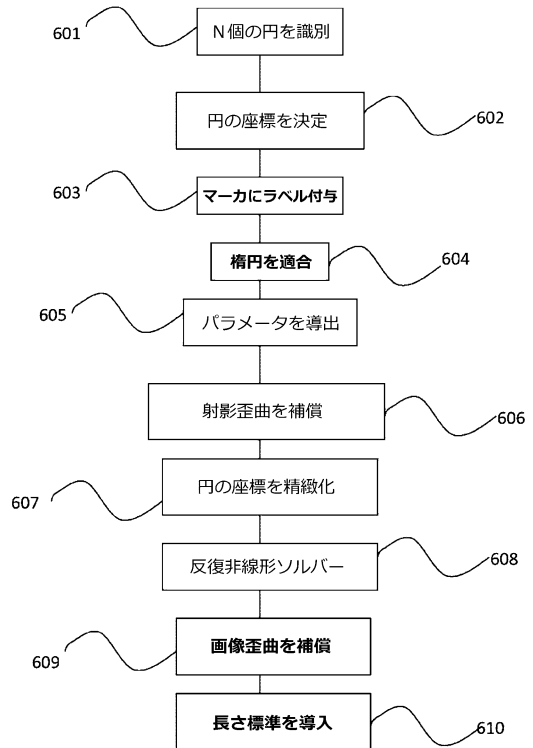
【図4】



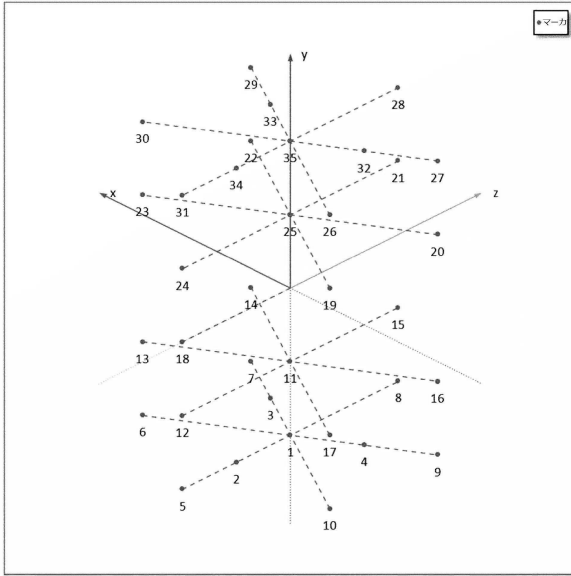
【図5】



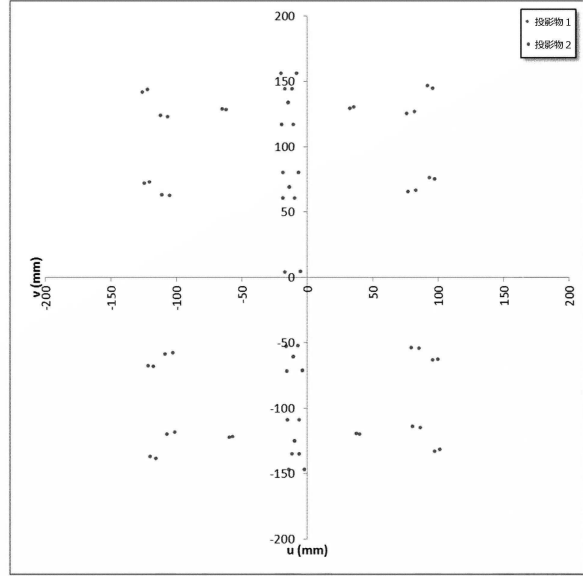
【図6】



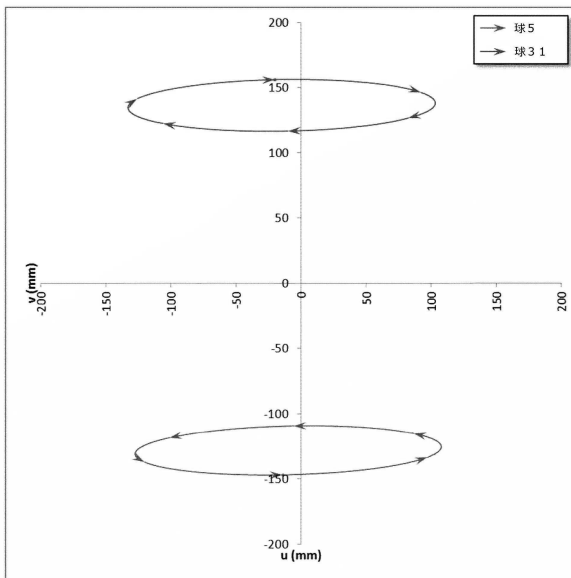
【 図 7 】



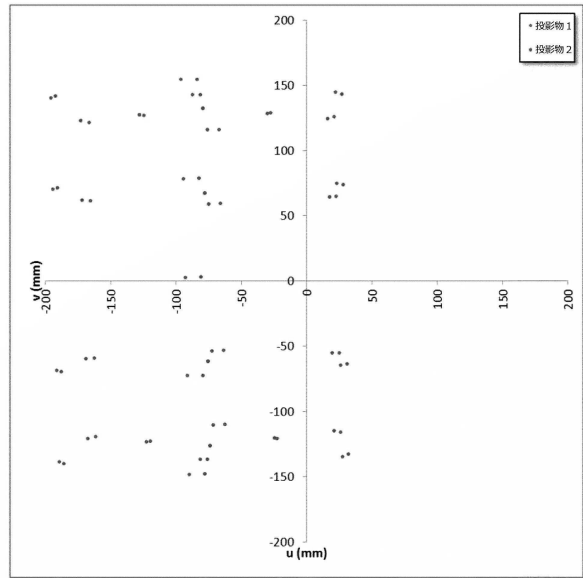
【 図 8 】



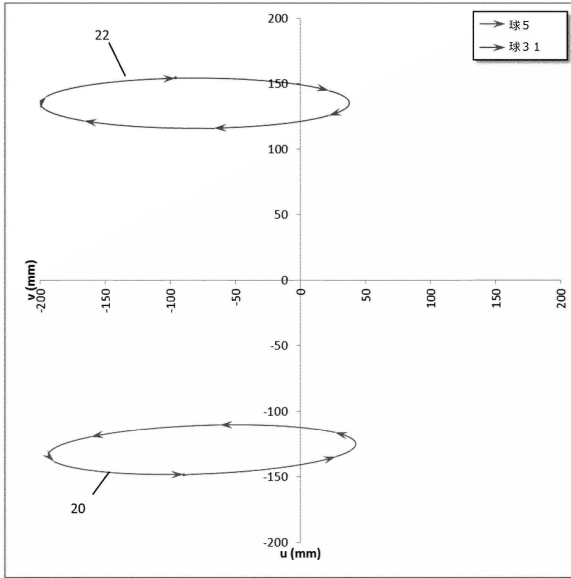
【 図 9 】



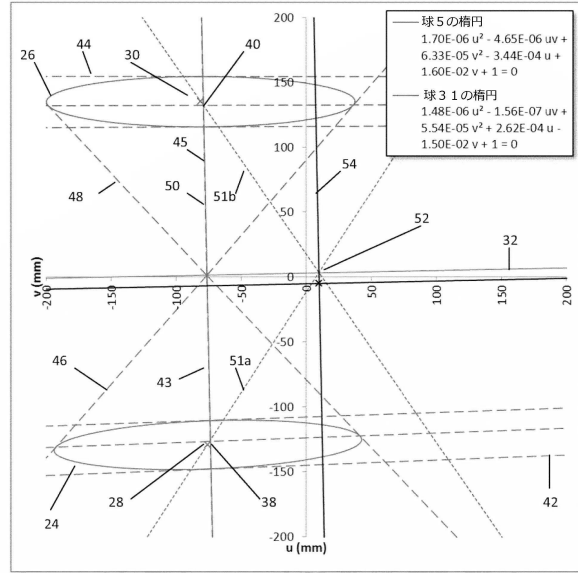
【 図 10 】



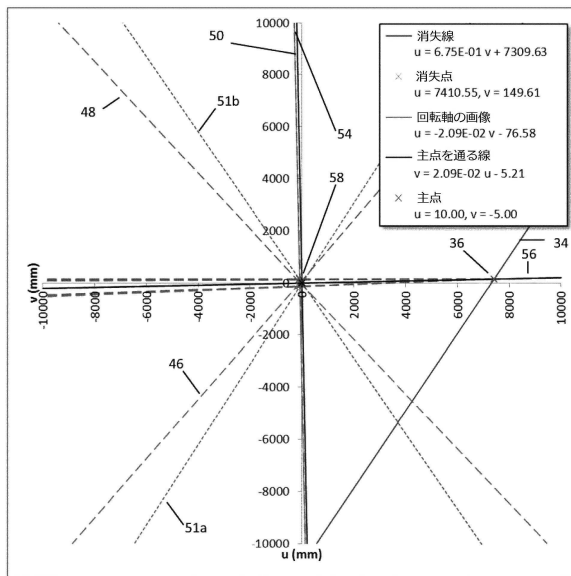
【図 1 1】



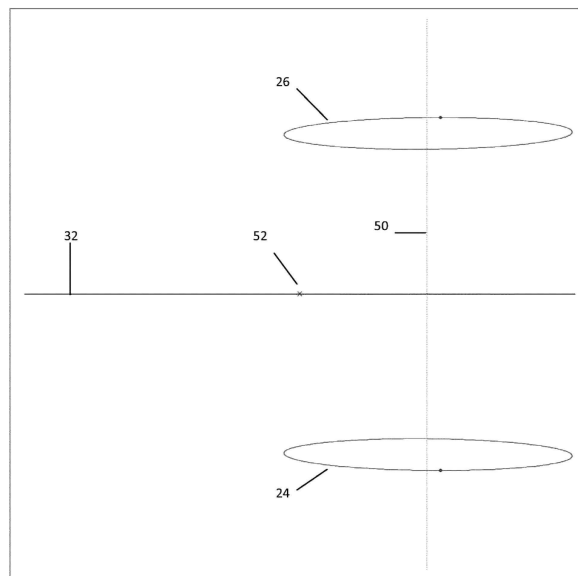
【図 1 2】



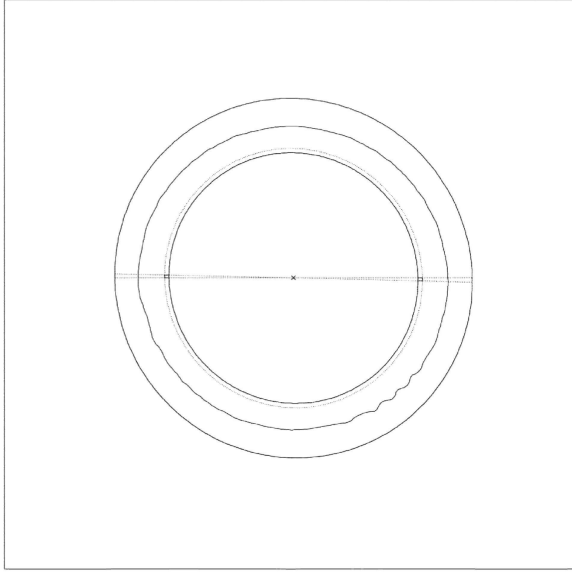
【図 1 3】



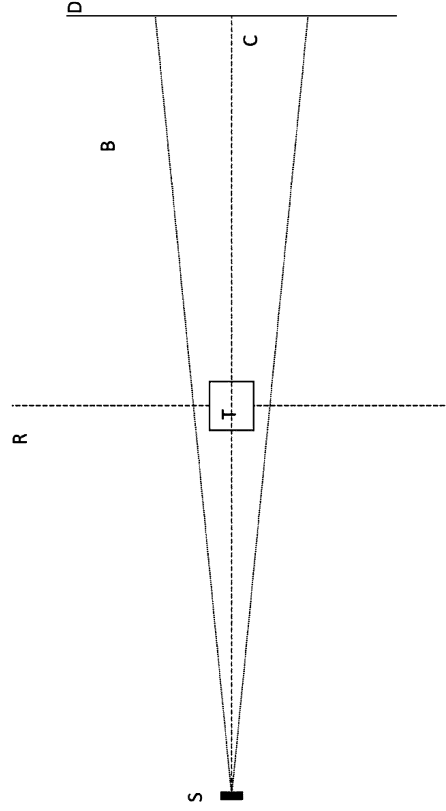
【図 1 4】



【 15 】



【 16 】



フロントページの続き

- (72)発明者 ファーデル, ジェマ
イギリス, エイチピー-23 4 ジェイエックス ハートフォードシャー トリング, イックニールド
ド ウエイ, イックニールド ウエイ インダストリアル エステート ユニット 5 ニコン・
メトロロジ-・エヌヴェ内
- (72)発明者 ブランケール, パトリック
ベルギー, B-3001 ルーヴェン, ゲルテンアークセバーン 329 ニコン・メトロロジ-
・エヌヴェ内

審査官 越柴 洋哉

- (56)参考文献 特開平09-173330(JP, A)
特開2010-185859(JP, A)
米国特許出願公開第2005/0094771(US, A1)
特開2005-058758(JP, A)
特開2005-237752(JP, A)
米国特許出願公開第2005/0117708(US, A1)
特表2015-525665(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 23/00-23/2276
A61B 6/00-6/14