

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6214128号
(P6214128)

(45) 発行日 平成29年10月18日(2017.10.18)

(24) 登録日 平成29年9月29日(2017.9.29)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 6/02 (2006.01) A 6 1 B 6/02 3 0 1 D

請求項の数 16 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-234148 (P2011-234148)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成23年10月25日 (2011.10.25)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2012-125553 (P2012-125553A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成24年7月5日 (2012.7.5)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成26年10月27日 (2014.10.27)		弁理士 大塚 康德
審査番号	不服2016-6061 (P2016-6061/J1)	(74) 代理人	100115071
審査請求日	平成28年4月22日 (2016.4.22)		弁理士 大塚 康弘
(31) 優先権主張番号	特願2010-260367 (P2010-260367)	(74) 代理人	100112508
(32) 優先日	平成22年11月22日 (2010.11.22)		弁理士 高柳 司郎
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、及び記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の投影データからトモシンセシスを行う画像処理装置であって、
 二次元検出器の二次元領域を照射する放射線源と前記二次元検出器との間の位置関係である幾何配置を変えながら撮影される、被検体の複数の投影データを取得する取得手段と

、
 前記取得された投影データに再構成フィルターを用いて第一の重みに基づくフィルター処理を行い、前記フィルター処理された投影データに対して第二の重みに基づく逆投影処理を行うことにより断層画像を再構成する再構成手段と、

を有し、

前記放射線源の照射ごとに取得された各投影データに対応する幾何配置のそれぞれにおいて、前記二次元検出器の検出面に対して垂直な線と前記放射線源の基準軸とが成す角度が異なり、

前記第一の重み及び前記第二の重みは、

次式により定められる第一の角度 θ_1 及び第二の角度 θ_2 に基づく関数によって設定され

、
前記第一の角度 θ_1 及び前記第二の角度 θ_2 は、前記各投影データにおいてそれぞれ異なり、

$$\theta_i = \arcsin(D \sin \theta / (D^2 + z_i^2)^{1/2})$$

ここで、当該式の各変数の関係は、再構成座標空間により表され、前記再構成座標空間

における三次元座標は、原点であるアイソセンタにより定められ、

x 軸および z 軸は、前記二次元検出器の検出面に対して平行であり、前記 x 軸は前記検出面の移動方向に沿った軸であり、

y 軸は前記検出面に対する法線方向の軸であり、

係数 D は、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとの距離を示し、

前記第一の角度 は、前記 y 軸と、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとを結ぶ線との成す角度であり、

前記再構成座標空間における座標 $(x_t, 0, z_t)$ は、前記 x 軸および前記 z 軸により定められる平面、および、前記放射線源と前記二次元検出器の検出面上の点とを結ぶ線により定められる

ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記再構成手段は、前記投影データに前記再構成フィルターを合成し、逆投影処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記再構成手段は、前記複数の投影データの各画素値に対応する二次元検出器上の位置と、前記放射線源との幾何配置に基づいて再構成処理を行うことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記再構成手段は、前記複数の投影データと前記再構成フィルターと前記幾何配置とに基づいて逆投影処理を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記再構成手段は、仮想検出器の座標系への投影によって、投影データにおいて近接する位置の画素値同士を加算し、前記仮想検出器における仮想画素を補間する処理を行わないことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記再構成手段は、前記二次元検出器で得られた投影データに再構成アルゴリズムを直接適用することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記再構成手段は、前記二次元検出器と平行な平面上から各再構成点の画素値を直接再構成することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記再構成手段は、Fieldkamp のコーンビーム CT 再構成アルゴリズムにおけるフィルター畳み込みの軸を前記二次元検出器と平行な平面の軸に変形した再構成アルゴリズムに基づき前記投影データを再構成することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

トモシンセシス撮影とは、放射線源と二次元の撮像面を有する二次元検出器とによる撮影であって、前記放射線源の焦点位置と前記撮像面の中心位置との距離を変えながら前記放射線源および前記二次元検出器の少なくともいずれか一方を移動させつつ前記放射線源が放射線を複数回照射し、各照射に応じて二次元検出器で得られる複数の投影データを得る撮影方法であることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記再構成された前記断層画像を表示部に表示させる表示制御手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記再構成手段は、前記フィルター処理された投影データ $G(x_t', z_t,)$ に前記重み付けをして、前記放射線源の最小の照射角度 θ_m から最大の照射角度 θ_m の範囲で行う積分処理を、以下の式

10

20

30

40

50

$$f(\vec{r}) = \int_{-\beta_m}^{\beta_m} d\beta \frac{D \cos \beta}{\sqrt{D^2 \cos^2 \beta + z_i^2}} \frac{(D_i + x_i' \sin \beta_i)^2}{\cos \beta_i (D_i - \frac{D_i}{D} \vec{r} \cdot \hat{y})^2} G(x_i', z_i, \beta)$$

に基づき演算する演算手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記演算手段は、前記式を離散化して演算することを特徴とする請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

複数の投影データからトモシンセシスを行う画像処理装置における画像処理方法であって、

二次元検出器の二次元領域を照射する放射線源と前記二次元検出器との間の位置関係である幾何配置を変えながら撮影される、被検体の複数の投影データを取得する取得ステップと、

前記取得された投影データに再構成フィルターを用いて第一の重みに基づくフィルター処理を行い、前記フィルター処理された投影データに対して第二の重みに基づく逆投影処理を行うことにより断層画像を再構成する再構成ステップと、

を有し、

前記放射線源の照射ごとに取得された各投影データに対応する幾何配置のそれぞれにおいて、前記二次元検出器の検出面に対して垂直な線と前記放射線源の基準軸とが成す角度が異なり、

前記第一の重み及び前記第二の重みは、

次式により定められる第一の角度 θ_1 及び第二の角度 θ_2 に基づく関数によって設定され

、前記第一の角度 θ_1 及び前記第二の角度 θ_2 は、前記各投影データにおいてそれぞれ異なり、

$$\theta_1 = \arcsin(D \sin \theta / (D^2 + z_i^2)^{1/2})$$

ここで、当該式の各変数の関係は、再構成座標空間により表され、前記再構成座標空間における三次元座標は、原点であるアイソセンタにより定められ、

x 軸および z 軸は、前記二次元検出器の検出面に対して平行であり、前記 x 軸は前記検出面の移動方向に沿った軸であり、

y 軸は前記検出面に対する法線方向の軸であり、

係数 D は、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとの距離を示し、

前記第一の角度 θ_1 は、前記 y 軸と、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとを結ぶ線との成す角度であり、

前記再構成座標空間における座標 $(x_i, 0, z_i)$ は、前記 x 軸および前記 z 軸により定められる平面、および、前記放射線源と前記二次元検出器の検出面上の点とを結ぶ線により定められる

ことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 4】

前記再構成ステップでは、前記投影データに前記再構成フィルターを合成し逆投影処理を行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の画像処理方法。

【請求項 1 5】

前記再構成ステップでは、Fieldkamp のコーンビーム CT 再構成アルゴリズムにおける前記投影データと再構成フィルターとの合成軸を前記二次元検出器に平行な軸に変形した再構成アルゴリズムにより再構成処理を行うことを特徴とする請求項 1 3 または 1 4 に記載の画像処理方法。

【請求項 1 6】

複数の投影データからトモシンセシスを行う画像処理方法をコンピュータに実行させる

10

20

30

40

50

ためのプログラムを記憶したコンピュータによって読み取り可能な記憶媒体であって、前記画像処理方法が、

二次元検出器の二次元領域を照射する放射線源と前記二次元検出器との間の位置関係である幾何配置を変えながら撮影される、被検体の複数の投影データを取得する取得ステップと、

前記取得された投影データに再構成フィルターを用いて第一の重みに基づくフィルター処理を行い、前記フィルター処理された投影データに対して第二の重みに基づく逆投影処理を行うことにより断層画像を再構成する再構成ステップとを有し、

前記放射線源の照射ごとに取得された各投影データに対応する幾何配置のそれぞれにおいて、前記二次元検出器の検出面に対して垂直な線と前記放射線源の基準軸とが成す角度が異なっており、

前記第一の重み及び前記第二の重みは、

次式により定められる第一の角度 θ_1 及び第二の角度 θ_2 に基づく関数によって設定され

、
前記第一の角度 θ_1 及び前記第二の角度 θ_2 は、前記各投影データにおいてそれぞれ異なり、

$$\theta_1 = \arcsin(D \sin \theta_2 / (D^2 + z_1^2)^{1/2})$$

ここで、当該式の各変数の関係は、再構成座標空間により表され、前記再構成座標空間における三次元座標は、原点であるアイソセンタにより定められ、

x 軸および z 軸は、前記二次元検出器の検出面に対して平行であり、前記 x 軸は前記検出面の移動方向に沿った軸であり、

y 軸は前記検出面に対する法線方向の軸であり、

係数 D は、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとの距離を示し、

前記第一の角度 θ_1 は、前記 y 軸と、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとを結ぶ線との成す角度であり、

前記再構成座標空間における座標 $(x_1, 0, z_1)$ は、前記 x 軸および前記 z 軸により定められる平面、および、前記放射線源と前記二次元検出器の検出面上の点とを結ぶ線により定められる

ことを特徴とする記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書の開示は、被検体の断層画像を再構成する画像処理技術に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、X線撮影装置において、X線管を移動させて異なる角度から被検体にX線を照射して撮影を行い、得られた投影画像から所望の断層画像を得るトモシンセシスが盛んに行われている。この方法はCTなどの大掛かりな装置を必要とせず断層画像が得られ、撮影時間も短くてすむため、パシエントスルーットが高く、低被曝の撮影手技として注目されている。

【0003】

トモシンセシスでは、X線撮影装置の特性や必要な断層画像に応じてX線照射角度を変えながら、X線検出器を平行移動（あるいは固定）し、異なる投影角で被検体を撮影した複数のX線画像を取得する。そして、これらのX線画像を再構成して断層画像を作成する。

【0004】

CTでは数学的に精度の高い断層像を得る技術として、フィルタードバックプロジェクションを用いた再構成技術が知られている。特にコーンビームを用いた3次元再構成は、非特許文献1で知られているFeldkamp法がある。この方法はコーンビームとX線検出器を対向させた状態で、被検体の周りを回転させながら得た投影像を用いて、直接断

10

20

30

40

50

層像を生成することができる方法である。

【0005】

このように、CTで用いられているようなフィルタードバックプロジェクションを用いてトモシンセシスの再構成を行うことができれば、ボケが少なく、コントラストの高い断層像を得ることができる。しかしながら、トモシンセシスとCTとのX線源とX線検出器の位置関係（幾何構成）の間には差があるので、CTで用いられている画像再構成アルゴリズムを直接トモシンセシスに適用することは困難だった。特許文献1では、図7に示すようにコーンビームCT撮影における検出器に対応する仮想CT検出器7002を設定する。仮想CT検出器7002で得られるであろう仮想的な投影データを得てから、Feldkamp法等のCTの再構成アルゴリズムを用いて、X線源7000からのX線によりトモシンセシスの検出器7001で得た画像を再構成する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第03878788号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】practical cone beam algorithm, L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, J Opt Soc Am(1984))

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、図7に示すようにトモシンセシスで均等に配置されている検出器7001で得られた画素を仮想CT検出器7002の配置に幾何変換しようとするとう不均等の配置になる。このため各点の画素値を周辺の画素値で補間して生成する。

【0009】

この補間操作は空間的なローパスフィルタに相当するので、この幾何変換時に高周波情報が落ちてしまい、結果的にコーンビームCTアルゴリズムで再構成を行って得られる断層画像の空間分解能が低下してしまう。

【0010】

30

さらに、特許文献1の手法では、コーンビームCTの画像を幾何変換して、保持するメモリ空間が必要になる。また、幾何変換及び補間という余分な処理を行うため、処理時間が短い点にメリットがあるトモシンセシスにあって、再構成にかかる処理時間が長くなってしまふ。

【課題を解決するための手段】

【0011】

そこで発明の一形態に係る画像処理装置は、複数の投影データからトモシンセシスを行う画像処理装置であって、

二次元検出器の二次元領域を照射する放射線源と前記二次元検出器との間の位置関係である幾何配置を変えながら撮影される、被検体の複数の投影データを取得する取得手段と

40

前記取得された投影データに再構成フィルターを用いて第一の重みに基づくフィルター処理を行い、前記フィルター処理された投影データに対して第二の重みに基づく逆投影処理を行うことにより断層画像を再構成する再構成手段と、

を有し、

前記放射線源の照射ごとに取得された各投影データに対応する幾何配置のそれぞれにおいて、前記二次元検出器の検出面に対して垂直な線と前記放射線源の基準軸とが成す角度が異なり、

前記第一の重み及び前記第二の重みは、

次式により定められる第一の角度 及び第二の角度 に基づく関数によって設定され

50

前記第一の角度 θ_1 及び前記第二の角度 θ_2 は、前記各投影データにおいてそれぞれ異なり、

$$\theta_1 = \arcsin(D \sin \theta_2 / (D^2 + z_1^2)^{1/2})$$

ここで、当該式の各変数の関係は、再構成座標空間により表され、前記再構成座標空間における三次元座標は、原点であるアイソセンタにより定められ、

x 軸および z 軸は、前記二次元検出器の検出面に対して平行であり、前記 x 軸は前記検出面の移動方向に沿った軸であり、

y 軸は前記検出面に対する法線方向の軸であり、

係数 D は、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとの距離を示し、

前記第一の角度 θ_1 は、前記 y 軸と、前記放射線源の焦点と前記アイソセンタとを結ぶ線との成す角度であり、

前記再構成座標空間における座標 $(x_1, 0, z_1)$ は、前記 x 軸および前記 z 軸により定められる平面、および、前記放射線源と前記二次元検出器の検出面上の点とを結ぶ線により定められることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、トモシンセシスで得られた投影画像をコーンビーム CT の配置に幾何変換を行わずに、直接フィルタードバックプロジェクションを行い、断層像を求めることが可能になる。これにより従来の技術より、空間分解能の高く、処理時間の短い、トモシンセシスによる断層像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施形態に係る断層画像診断装置の機能構成を例示する図。

【図2】本発明の実施形態に係る断層画像生成処理の流れの一例を示す図。

【図3】実施例1における重畳積分座標の一例を示す図。

【図4】2次元の再構成を例示的に説明する図。

【図5】2次元の再構成を例示的に説明する図。

【図6】実施例1におけるバックプロジェクション座標の一例を示す図。

【図7】従来例の課題を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本発明の実施形態に係る画像処理装置は、放射線源と二次元検出器を用いたトモシンセシス撮影で得られた画像を処理する。以下、本発明の実施形態に係る画像処理装置（以下、断層画像診断装置）、画像処理方法（以下、断層画像生成方法）について添付図面を参照して説明する。図1は本発明の実施形態に係る断層画像診断装置の機能構成を示す図である。断層画像診断装置100は複数の照射角度からコーンビーム状にX線を照射できるX線管101、被検体102を寝かせる寝台103、X線を受像してX線画像を取得するX線検出器106を備えている。X線検出器106はここでは二次元の撮像面を有する二次元検出器である。X線管101とX線管から照射されるX線を検出するX線検出器106とは、被検体を挟むように対向する位置に配置されている。機構制御部105はX線管101とX線検出器106の位置の制御を行う。この断層画像診断装置100は単純撮影、長尺撮影に加えてトモシンセシス撮影が可能である。ここで単純撮影とは被検体102にX線を照射し1枚のX線画像を得る撮影方法である。長尺撮影とは、全身や全脊椎、下肢全長などの大きな被写体を複数の撮影に分けて部分ごとに撮影する撮影方法である。機構制御部105によりX線管101およびX線検出器を撮影部位に沿って移動させつつ複数の撮影を行う。長尺撮影で得られた画像を繋ぎ合わせて1枚の被写体画像を得る。トモシンセシス撮影では、X線管101の焦点位置とX線検出器106の撮像面の中心位置との距離を変えながらX線管101およびX線検出器106の少なくともいずれか一方を平行移動させる。X線管101がX線を複数回照射し、各照射に応じてX線検出器106で

10

20

30

40

50

得られる複数の投影データを得る撮影方法である。X線管またはX線検出器106の移動は投影データから被検体102の撮影部位の断層画像を再構成する。

【0015】

撮影制御部104はX線検出器106を電氣的に制御して、X線画像を取得する。X線発生装置107はX線管101を電氣的に制御して、所定の条件でX線を発生させる。X線撮影システム制御部108は、機構制御部105と撮影制御部104とを制御して、複数のX線照射角度からのX線画像を取得する。このX線画像は、被検体102の撮影部位の投影データである。さらにX線撮影システム制御部108には、画像処理部109、画像保存部112が備えられ、1又は複数の情報処理装置(コンピュータ)が内蔵される。コンピュータには、例えば、CPU等の主制御部、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等の記憶部が具備される。また、コンピュータには、GPU(Graphics Processing Unit)等のグラフィック制御部、ネットワークカード等の通信部、キーボード、ディスプレイ又はタッチパネル等の入出力部等が具備されていてもよい。なお、これらの各構成部は、バス等により接続され、主制御部が記憶部に記憶されたプログラムを実行することで制御される。

10

【0016】

画像処理部109はX線管101とX線検出器106を用いたトモシンセシス撮影で得られた画像(投影データ)を処理する。X線撮影システム制御部108の指示に従い、取得したX線画像を再構成し、断層画像を生成する。このために、画像処理部109は前処理部113、係数計算部114、重畳積分部115、重み計算部116、バックプロジェクション部117を備える。

20

【0017】

前処理部113にはX線撮影システム制御部108が撮影制御部104を介して、X線検出器106から取得した様々なX線照射角度からの複数のX線画像(以下、「投影画像または投影データ」と呼ぶ)が入力される。ここで、投影画像には欠陥補正やゲイン補正などが行われ、対数変換(log変換)が行われる。これによりX線検出器106やX線管101に起因するX線照射ムラや画素欠陥などが補正される。

【0018】

係数計算部114は、X線検出器106上の検出点とX線管101との幾何配置から決まる係数の計算を行う。ここで幾何配置とは、X線管101とX線検出器106の相対的かつ物理的な位置関係をいい、X線管101の焦点と、X線検出器106の撮像面と各画素の位置との関係である。撮影のたびX線検出器106とX線管101との幾何配置は異なるので、1回のX線照射ごと、画素の位置ごとに係数が異なる。

30

【0019】

重畳積分部115は係数計算部114で計算された係数と、X線検出器106の検出点の画素値との積に、再構成用のフィルター関数を重畳積分する。この重畳積分はX線検出器106の検出面に平行な座標軸上で行われる。再構成用のフィルター関数は、一般的な再構成に用いられるrampフィルターやshepp & Loganフィルターなどを用いればよい。この結果、投影画像に再構成フィルター処理が行われたフィルター処理された画像(フィルタード画像)が生成される。

40

【0020】

重み計算部116は再構成点とX線管101との相対的な位置関係を示す幾何配置から決まる重み係数の計算を行う。再構成点とは、フィルター処理された投影画像を再構成して生成する際に、投影画像の画素の位置を示すアイソセンタを原点とした3次元座標上の点である。アイソセンタとはX線管の照射方向を変えたときに基準軸(ビーム中心、照射中心)が交わる回転中心のことである。重み計算部116は、X線管の照射方向を変えたときにビーム中心が交わる回転中心を原点として、フィルター処理された投影画像の画素の位置を示す3次元座標上の点と、X線管との相対的な位置関係を示す幾何配置により求められる重み係数を計算する。

【0021】

50

バックプロジェクション部 117 は重畳積分部 115 で計算されたフィルタード画像に、重み計算部 116 で計算された再構成点と X 線管との幾何配置から決まる重みを乗算しながら、逆投影処理（バックプロジェクション）を行う。これにより、フィルタードバックプロジェクションによる再構成処理が行われ、所望の被検体の断層画像を再構成することができる。尚、重みの乗算は、逆投影処理（バックプロジェクション）において必須のものではないが、被検体の断層画像（投影画像）の再構成を、より精度よく行うためには、重みの乗算を行うことが好ましい。断層画像の再構成に用いる具体的な係数、計算理論式については後述する。

【0022】

通常の CT などの断層画像診断装置と断層画像診断装置 100 の異なる点は、一般撮影装置や透視撮影装置などを応用して、断層画像が撮影される点である。このために、X 線管 101 は被検体 102 の周りを 180 度より小さい角度、例えば ±40 度程度の角度で撮影を行い、X 線検出器 106 は水平方向にスライドするか、もしくは固定状態で撮影を行う。これにより、大掛かりな CT 装置を用いなくても、所定の範囲で照射角が変更可能な一般撮影装置で断層像を撮影することができ、断層画像診断装置の大幅なコストダウンができる。また、短い撮影時間、開放的な空間で撮影ができるため、被検体の負担も小さくできる。

【0023】

次に、図 2 を用いて、図 1 に示す断層画像診断装置 100 における断層画像生成処理の流れの一例について説明する。まず、S201 では投影画像の取得が行われる。これは、X 線管 101 の X 線照射角度を -40 度 ~ 40 度まで変えながら、被検体 102 を X 線で撮影することにより行われる。撮影枚数は任意の数が可能であるが、例えば角度を 1 度ずつ変えながら、80 枚の投影画像を 15 FPS で撮影すると 6 秒程度で画像の収集ができる。X 線の撮影条件も任意の条件が設定可能であるが、胸などの撮影では 100 kV、1 mA s 程度で行えばよい。また、X 線検出器 106 と X 線管 101 との間の距離は透視撮影装置や一般撮影装置の設定範囲のように 100 cm ~ 150 cm 程度に設定される。

【0024】

X 線管 101 は円弧状の軌道を描くことが好ましいが、透視撮影装置や一般撮影装置では機構的に円弧状の軌道を描くことが難しい場合が多い。この場合、寝台 103 の長軸方向に X 線管 101 を移動しながら、X 線照射角を変えて撮影すれば良い。このときの X 線照射角と移動した X 線管 101 の位置関係は、 $D \tan \theta$ で与えられる。ここで、 D は $\theta = 0$ のときの X 線管 101 の焦点とアイソセンタとの距離である。

【0025】

また、X 線検出器 106 を X 線管 101 に対して平行移動させる。このときの平行移動量は $P \tan \theta$ で与えられ、 P はアイソセンタと X 線検出器 106 の中心までの距離である。このように X 線検出器 106 を平行移動させれば、X 線管 101 の X 線照射方向が変わっても、基準軸は X 線検出器 106 の中心を常に通るようになる。

【0026】

透視撮影装置や一般撮影装置によっては、X 線検出器 106 を平行移動させる機構が無い場合もある。この場合はアイソセンタを X 線検出器 106 の特定の位置、たとえば中心位置と一致させれば、X 線検出器 106 を平行移動させなくても X 線検出器 106 を固定した状態でトモシンセシス撮影が可能である。ただし、X 線検出器 106 を移動する機構が無いと、X 線照射角度が大きくなるにつれ、X 線照射範囲が X 線検出器 106 からみ出るため、有効視野 FOV が欠け、再構成できる断層画像の範囲が小さくなる。

【0027】

S201 で得られた一連の投影画像は画像処理部 109 に入力され、まず前処理 S202 が行われる。ここでは、X 線検出器 106 の製造過程で生じた、欠陥画素の補正や、X 線管 101 に起因する照射ムラを補正する処理が行われる。これらの処理は X 線検出器で一般的に行われる処理を用いればよい。また、前処理部では式 (1) で示される対数変換 (log 変換) が行われる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

【 数 1 】

$$-\log I \quad \dots(1)$$

【 0 0 2 9 】

ここで、 I は投影画像の画素値であり、 \log は自然対数である。この処理により、投影画像の画素値はX線減弱係数の足し合わせたものになる。このX線減弱係数の加法性に基づいてX線画像の再構成が行われる。

【 0 0 3 0 】

次に係数計算部 1 1 4では、X線検出器 1 0 6上の検出点とX線管 1 0 1の相対的な位置関係を示す幾何配置から決まる係数計算 S 2 0 3を行う。具体的にはこの係数は式(2)であらわされる。

【 0 0 3 1 】

【 数 2 】

$$\frac{D_i + x_i \sin \beta_i}{\sqrt{D_i^2 + 2x_i D_i \sin \beta_i + x_i^2}} \quad \dots(2)$$

10

20

ここで

$$D_i = \sqrt{D^2 + z_i^2}$$

$$\sin \beta_i = \frac{D \sin \beta}{\sqrt{D^2 + z_i^2}}$$

【 0 0 3 2 】

各変数の関係は図3の再構成座標系により表わされる。3次元座標軸 x 、 y 、 z は再構成座標空間を示し、アイソセンタを原点としている。 xz 平面はX線検出器 1 0 6の検出面に平行な面で、アイソセンタ 3 0 1を通る面である。また、 y 軸はX線検出器 1 0 6の検出面に垂直な法線となっている。 x_i と z_i はX線検出器 1 0 6上の点とX線管 1 0 1の焦点 3 0 2を結ぶ直線 3 0 3が、 xz 平面と交わる点の x 座標、 z 座標である。 y 軸とX線管 1 0 1の基準軸の成す角 β が、X線照射角度(投影角度)である。式(2)は直線 3 0 3と直線 3 0 4の成す角の余弦値を表している。直線 3 0 4は直線 3 0 3が xz 平面と交わる点から z 軸に降ろした垂線が交わる点と焦点 3 0 2を結ぶ線である。なお、この式(2)は発明を実施するために具体的に係数を数式で表したものである。したがって、式(2)に相当する係数の計算は他の数学的方法で計算しても良く、式(2)による計算に本発明を限定するものではない。

30

【 0 0 3 3 】

重畳積分部 1 1 5は式(2)の係数とX線検出器 1 0 6上の対応する点との積を、再構成用のフィルター関数と重畳積分して、フィルター処理を行う。具体的には式(3)で表わされる。

40

【 0 0 3 4 】

【 数 3 】

$$G(x_i', z_i, \beta) = \int_{-\infty}^{\infty} q(x_i, z_i, \beta) h[x_i' - x_i] \frac{D_i + x_i \sin \beta_i}{\sqrt{D_i^2 + 2x_i D_i \sin \beta_i + x_i^2}} dx_i \quad \dots(3)$$

50

【 0 0 3 5 】

$h[x_t' - x_t]$ は ramp フィルターや shepp & Logan などの再構成用フィルター関数である。 $q(x_t, z_t, \theta)$ は X 線検出器 106 上の対応する点を示す。式(3)の重畳積分は X 線検出器 106 に平行な座標軸 X_t 上の 1 次元の重畳積分を示している。この重畳積分 S205 を、X 線検出器 106 の検出面内(全横ライン(もしくは全縦ライン))において行うことで、フィルター処理された投影画像として 2 次元フィルタード画像 $G(x_t', z_t, \theta)$ が得られる。

【 0 0 3 6 】

ここで、式(2)と式(3)の示す重畳積分処理を直感的に説明するために、図4と図5を用いて 2 次元の再構成の説明を行う。本来、フィルタードバックプロジェクションで数学的に厳密な再構成を行うためには、図4に示すように X 線を線状にコリメートして、回転をしながら、平行スキャンを繰り返して、 t 軸上投影データ $p(t', \theta)$ を得る必要がある。このようにして得られた投影データは式(4)を用いることで再構成が可能である。

10

【 0 0 3 7 】

【 数 4 】

$$f(x, y) = \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} p(t', \theta) h[t - t'] dt' \quad \dots(4)$$

【 0 0 3 8 】

式(4)は CT 再構成の原理式の一形態である Radon Transform を同値変形して得られる式である。ここで、 $h[t - t']$ は再構成用のフィルター関数である。

20

【 0 0 3 9 】

しかしながら、上述の方法では平行スキャンと微小回転を繰り返すため、データの取得に時間がかかり、被検体の被曝量も極めて大きくなってしまふ。したがって、今日では医療用の X 線 CT に用いられることはほとんど無い。

【 0 0 4 0 】

そこで、ファンビームやコーンビームを用いた CT により、平行スキャンを行うことなく、2 次元や 3 次元の断面像を生成することが今日では盛んに行われている。

【 0 0 4 1 】

ファンビームやコーンビームのフィルタードバックプロジェクションによる再構成は式(4)をファンビームやコーンビームに適した形に変換し、直接再構成ができるようにして行われる。そこで本発明ではファンビームやコーンビームと同様にトモシンセシスに合わせた形に式(4)を変換することで、特許文献1のようにコーンビーム CT への幾何変換及びそれに伴う補間処理をすることなく、直接に断層像を得る技術を提供する。

30

【 0 0 4 2 】

本実施形態で提案する式(3)は式(4)の投影データに式(2)を乗じて、重畳積分軸を t' から x_t に置き換えた形になっている。前述のように、式(2)は直線 303 と直線 304 の成す角の余弦値を表している。これは直感的に図5を用いて理解できる。図5(a)の被写体 501 は厚さ 1、X 線減弱係数 α の被検体である。これに、図4のように平行なビームでスキャンをした場合、投影画像は 502 のように均一な分布になる。X 線の物質内の減弱は式(5)で表わされるため、式(1)の対数変換(log変換)を行えば減弱係数の分布が得られる。

40

【 0 0 4 3 】

【 数 5 】

$$I = e^{-\alpha} \quad \dots(5)$$

【 0 0 4 4 】

一方で、図5(b)のように平行でないファンビームを用いて得られる投影画像は 503 のように円弧状の分布になる。これは、中心のビーム 505 に比較して、周辺のビーム

50

504は被写体501の内部を1/cos 長い経路通るためである。したがって、X線の物質内の減弱は式(6)のようになる。

【0045】

【数6】

$$I = e^{-\frac{\alpha}{\cos\phi}} \dots(6)$$

【0046】

これから正しい減弱係数の分布を得るためには、式(1)の対数変換(log変換)を行ったあとに、cos を乗じてやれば良い。図5(b)は直感的な描像を示すために、ファンビームを用いた簡単な例を示したが、コーンビームやトモシンセシスの場合も同様な考えが成り立つ。実際には式(4)をトモシンセシスの直接再構成に適した形にする過程で数学的に式(3)(ただしz_t=0の場合)が導出されることになる。

10

【0047】

以上2次元のRadon Transformから得られる2次元のCT再構成理論およびそのトモシンセシス再構成アルゴリズムへの変換を説明したが、これを3次元に拡張することでトモシンセシスの再構成式が得られる。3次元への拡張は、理論に従い3次元のRadon Transformに従い行ってもよいし、FeldkampのコーンビームCT再構成アルゴリズム同様にコーンビームを複数のファンビームの集まりと考えることで2次元式から3次元式を導出してよい。

20

【0048】

S203とS205が全ラインに対して処理されていない場合(S206-No)、次のラインに処理が進められ(S204)、再度、係数計算(S203)および重畳積分(S205)の処理が全てのラインに対して適用されるまで実行される。係数計算(S203)および重畳積分(S205)の処理が全てのラインに対して適用されることで(S206-Yes)、2次元フィルタード画像G(x_t', z_t,)が得られる。

【0049】

S203とS205を全ラインに処理することで得られた2次元フィルタード画像G(x_t', z_t,)を後述するS208でバックプロジェクションすることで、断層像を得ることができる。S208でバックプロジェクションする際にS207で計算される重みを乗じながらバックプロジェクションを行う。S207において、重み係数の計算を行なう。この重みは再構成点とX線管のトモシンセシス幾何配置により決まり、具体的には式(7)で表わされる。

30

【0050】

【数7】

$$\frac{D \cos \beta}{\sqrt{D^2 \cos^2 \beta + z_t^2}} \frac{(D_t + x_t' \sin \beta_t)^2}{\cos \beta_t (D_t - \frac{D_t}{D} \vec{r} \cdot \hat{y})^2} \dots(7)$$

40

【0051】

図6にバックプロジェクション(逆投影)処理の概略図を示す。602はトモシンセシスの再構成で生成される断層面を示し、r はアイソセンタを原点とした602上の再構成点601を示す3次元ベクトル、603は平行移動するX線管の焦点、604は603と共に移動するX線検出器、y^ はX線管の基準軸(ビーム中心)に沿った単位ベクトルである。式(7)で計算される重み係数を逆投影処理(バックプロジェクション)時に乗ずることで、X線管101のX線照射角度 と平行移動(あるいは固定)するX線検出器106の検出面に平行な座標軸上x_t'に関する再構成式が得られる。これにより、トモシンセシス画像データからの直接再構成が可能になる。

【0052】

50

最終的にトモシンセシスの直接再構成はS 2 0 8のバックプロジェクションを行うことで達成され、断層像を得ることができる。S 2 0 8のバックプロジェクションは式(7)で計算される重みをフィルタード画像の対応する画素値に乘じながら、X線管の照射角度範囲で積分を行う。具体的には式(8)で表される。

【0053】

【数8】

$$f(\vec{r}) = \int_{-\beta_m}^{\beta_m} d\beta \frac{D \cos \beta}{\sqrt{D^2 \cos^2 \beta + z_i^2}} \frac{(D_i + x_i' \sin \beta_i)^2}{\cos \beta_i (D_i - \frac{D_i}{D} \vec{r} \cdot \hat{y})^2} G(x_i', z_i, \beta) \quad \dots(8)$$

10

【0054】

ここで、 β_m は最大X線照射角、 $-\beta_m$ は最小のX線照射角度であり、 $f(\vec{r})$ は断層像の画素値である。すなわち、トモシンセシスのバックプロジェクションは断層位置 r とX線管の焦点603を結ぶ直線がX線検出器604と交差する点の画素値を全投影角度に対して総和することで行われる。ただし、X線検出器604の画素値はS 2 0 5、式(3)でフィルタリングされたものである。また、総和時にはS 2 0 7、式(7)で計算されるトモシンセシス幾何配置で決定される重みを乘じながら行う。

【0055】

この式は、FeldkampのコーンビームCT再構成アルゴリズムにおけるフィルター畳み込みの軸を二次元検出器と平行な平面の軸に変形した再構成アルゴリズムに基づき投影データを再構成するための式である。この再構成アルゴリズムは、FeldkampのコーンビームCT再構成アルゴリズムにおける投影データと再構成フィルターとの合成軸を二次元検出器に平行な軸に変形した再構成アルゴリズムに基づくものである。また、(8)式は、X線検出器106と平行な平面上から各再構成点の画素値を直接再構成する式である。X線検出器106で得られた投影データに補間処理をせずに再構成アルゴリズムを直接適用する式である。これにより、特許文献1に記載されるようなコーンビームCT幾何配置への幾何変換、及びそれに起因する補間を行わずに直接トモシンセシス再構成を行うことが可能になる。

20

30

【0056】

上述の式(8)では、式(3)で得られるフィルタード画像 G を、トモシンセシスの幾何配置で決定される係数を乘じながら逆投影処理する。式(8)を用いることで、特許文献1のように実際の検出器で得られた投影データを変換し仮想CT検出器における仮想投影データを得ることなく、直接に実投影データを再構成し断層画像を得ることができる。たとえば胸部を撮影部位としてトモシンセシス撮影した際に、一般撮影では確認しがたい胸骨の奥にある構造を断層画像として画像化することができる。これにより、変換に伴う隣接ピクセルの加算による補間処理を行わず再構成が可能となるため、処理負荷を抑えつつ画質を向上させた断層画像を得ることができる。

【0057】

以上が本発明の代表的な実施形態であるが、本発明は、上記及び図面に示す実施形態に限定することなく、その要旨を変更しない範囲内で適宜変形して実施できるものである。例えば、本発明は、例えば、システム、装置、方法、プログラム若しくは記憶媒体等としての実施態様を採ることもできる。具体的には、複数の機器から構成されるシステムに適用してもよいし、また、一つの機器からなる装置に適用してもよい。

40

【0058】

(その他の実施例)

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(または

50

C P UやM P U等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

【 0 0 5 9 】

なお、上述の例に加えて、得られた断層画像を表示する表示部、及び表示制御部を備えていてもよい。上述の例では、理論式(8)に基づく計算を行うこととしたが、デジタル計算機での処理に伴う理論式(8)の離散化を行っても良いことはもちろんである。この場合、式(3)はフィルター合成の処理は畳み込み演算となる。なお、式(8)他の式をデジタル計算機で処理する場合において、デジタル値で計算処理を行うことに起因する誤差や、計算量その他の理由により生じる近似誤差は許容される。

【 0 0 6 0 】

上述の例では画像処理部109が再構成処理を行う例を示したが、これを単体の画像処理装置が実行することとしても良いし、複数の装置からなるシステムで機能を分散させて処理することとしてもよい。

【 0 0 6 1 】

上述の例では、コーンビーム状のX線を発生させるX線源を用いる例を示したが、これに限らず、絞りの形状等によって四角錐その他の形状であってもよい。

【 0 0 6 2 】

上述の例では、X線撮影を例に示したが、その他の放射線撮影にも用いることができる。上述の実施例の再構成処理は、数学的な解析処理を伴ういわゆる解析的再構成の処理であり、単純加算法やシフト加算法とは異なる処理である。

【 0 0 6 3 】

以上のとおり、上述の実施例では、画像処理部109の前処理部113または不図示の取得部がトモシンセシス撮影で二次元検出器が出力する複数の投影データを取得する。係数計算部114、重畳積分部115、重み計算部116及びバックプロジェクション部117(逆投影処理部)から再構成処理部は構成される。再構成処理部はトモシンセシス撮影で得られた複数の投影データをX線管の照射中心方向と垂直となるように仮想的に設定された仮想CT検出面での仮想投影データに変換することなく逆投影処理し被検体の断層画像を再構成する。すなわち、再構成処理部はトモシンセシス撮影で得られた複数の投影データを、仮想的に設定された仮想CT検出面での仮想投影データに変換することなく、解析的再構成処理を実行し被検体の断層画像を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

再構成処理部は、複数の投影データの各画素値に対応する二次元検出器上の位置と、放射線源との配置関係に基づいて再構成処理を行う。再構成処理部は、は、複数の投影データと再構成フィルターと配置関係とに基づいて逆投影処理を行う。再構成処理部は、配置関係から定まる第1の係数を乗じつつ投影データと再構成フィルターとを合成し、さらに合成されたデータに配置関係から定まる第2の係数を乗じて逆投影処理を行う。再構成処理部は、仮想検出器の座標系への投影によって、投影データにおいて近接する位置の画素値同士を加算し、仮想検出器における仮想画素を補間する処理を行わない。再構成処理部は、二次元検出器(放射線検出器)で得られた投影データに再構成アルゴリズムを直接適用する。再構成処理部は、二次元検出器(放射線検出器)と平行な平面上から各再構成点の画素値を直接再構成する。再構成処理部は、F e l d k a m pのコーンビームCT再構成アルゴリズムにおけるフィルター畳み込みの軸を二次元検出器と平行な平面の軸に変形した再構成アルゴリズムに基づき投影データを再構成する。

【 0 0 6 5 】

これにより、変換に伴う隣接ピクセルの加算による補間処理を行わず直接再構成が可能となるため、処理負荷を抑えつつ画質を向上させた断層画像を得ることができる。また、重畳積分部115は、投影データに再構成フィルターを合成し、バックプロジェクション部117が逆投影処理する。これによりトモシンセシスで得られた投影画像をコーンビームCTの配置に幾何変換を行わずに、直接フィルターバックプロジェクションを行い、断層像を求めることが可能になる。これにより従来技術より、空間分解能が高く、処理時間の短い、トモシンセシスによる断層像を提供することができる。

10

20

30

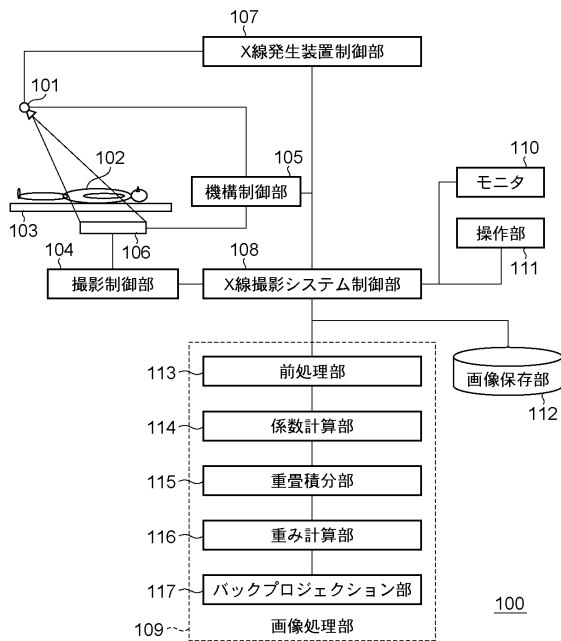
40

50

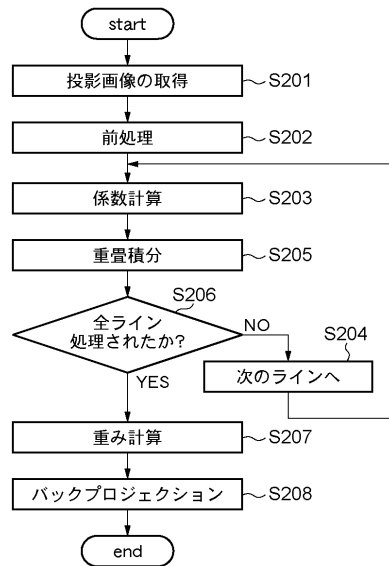
【 0 0 6 6 】

F e l d k a m p 法など理論式を変換して得られる再構成式を用いるため、C T 撮影による再構成に用いる r a m p フィルター、s h o p p & L o g a n フィルターその他の再構成フィルターをそのまま利用することができる。もちろん、トモシンセシス撮影に伴う照射角不足を鑑みたトモシンセシス用のフィルターの適用も妨げない。

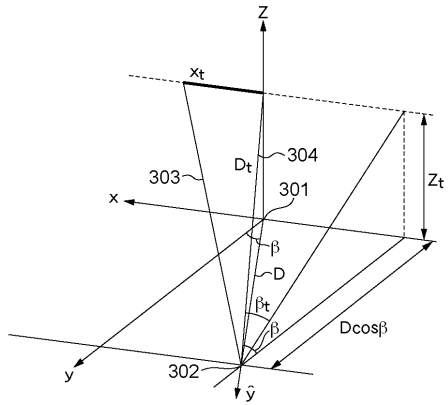
【 図 1 】



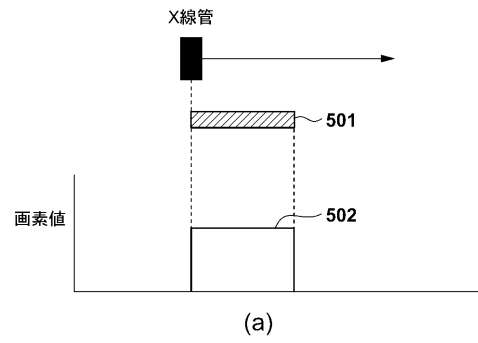
【 図 2 】



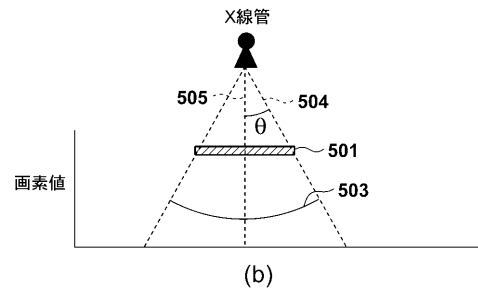
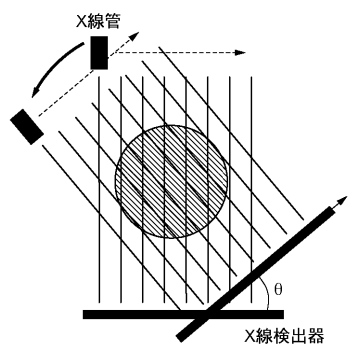
【 図 3 】



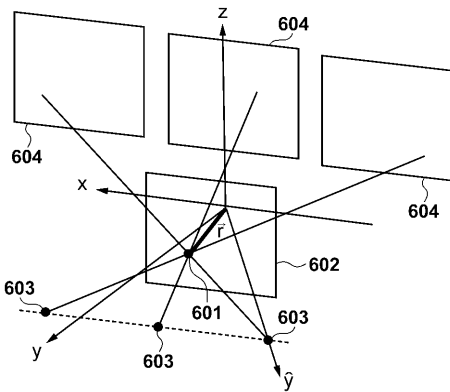
【 図 5 】



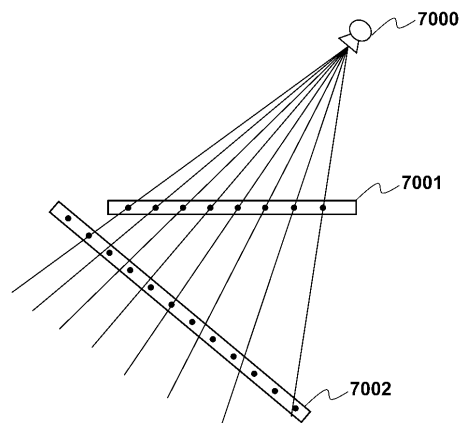
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 野田 剛司
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

合議体

審判長 三崎 仁

審判官 高見 重雄

審判官 松岡 智也

(56)参考文献 特開2002-263093(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0036418(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B6/00-6/14