

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-95297
(P2006-95297A)

(43) 公開日 平成18年4月13日(2006.4.13)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/03 (2006.01)	A61B 6/03 350U	4C093
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290B	5B057
G06T 15/00 (2006.01)	G06T 15/00 200	5B080

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2005-267253 (P2005-267253)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成17年9月14日 (2005.9.14)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(31) 優先権主張番号	10/951,650	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(32) 優先日	平成16年9月29日 (2004.9.29)		栃木県大田原市下石上1385番地
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

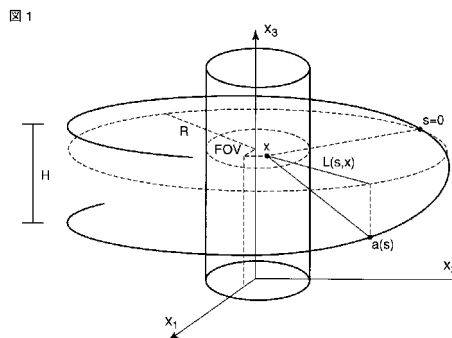
(54) 【発明の名称】 スキャン対象に関するCT画像内の再構成点における画像データ値を決定する再構成方法及びX線コンピュータ断層撮影装置

(57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、スキャン対象のコンピュータ断層撮影画像の再構成点の画像データ値を測定する再構成方法及びX線コンピュータ断層撮影装置を提供することにある。

【解決手段】スキャン対象に関するCT画像内の再構成点における画像データ値を決定する再構成方法は、スキャン対象に関する投影データを収集するステップ900と、収集した投影データを一次元のランプフィルタによりフィルタリングして、ランプフィルタ処理されたデータを発生するステップ901と、ランプフィルタ処理されたデータに対して、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重み付けとともに逆投影演算処理を施すことによりCT画像の再構成点における画像データ値を発生するステップ902とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スキャン対象に関するCT画像内の再構成点における画像データ値を決定する再構成方法において、

前記スキャン対象に関する投影データを収集するステップと、

前記収集した投影データを一次元のランプフィルタによりフィルタリングして、ランプフィルタ処理されたデータを発生するステップと、

前記ランプフィルタ処理されたデータに対して、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重み付けとともに逆投影演算処理を施すことによりCT画像の再構成点における前記画像データ値を発生するステップとを具備することを特徴とする再構成方法。

10

【請求項 2】

前記画像データ値を発生するステップを前記CT画像の複数の再構成点で繰り返すことにより、複数の画像データ値を発生するステップと、

前記複数の画像データ値を前記複数の再構成点に従って配列することにより、前記CT画像を発生するステップとを更に備えたことを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

【請求項 3】

前記収集した投影データに投影減算を施して、減算データを発生するステップと、

前記減算データをヒルベルトフィルタで処理して、ヒルベルトフィルタ処理されたデータを発生するステップと、

前記ヒルベルトフィルタ処理されたデータと前記ランプフィルタ処理されたデータとを投影加算して、フィルタ処理されたデータを発生するステップと、

前記フィルタ処理されたデータに冗長重み付け処理を行って、重み付きデータを発生するステップとを更に備え、

前記逆投影演算処理のステップを、前記重み付きデータに対して行い、前記CT画像の再構成点における画像データ値を発生することを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

20

【請求項 4】

前記CT画像の複数の再構成点に対して、冗長重み付け処理と逆投影演算処理を繰り返すステップと、

前記複数の画像データ値を前記複数の再構成点に従って配列することにより、前記CT画像を発生するステップとを更に備えたことを特徴とする請求項 3 記載の再構成方法。

30

【請求項 5】

前記フィルタリングのステップは、前記投影データを修正ランプフィルタによりフィルタリングするステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

【請求項 6】

前記フィルタリングのステップは、前記投影データをDCオフセットの修正ランプフィルタによりフィルタリングするステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

【請求項 7】

前記ヒルベルトフィルタに通すステップは、前記減算データを修正ヒルベルトフィルタに通すステップを含むことを特徴とする請求項 3 記載の再構成方法。

40

【請求項 8】

前記投影データは、円形線源軌道、ヘリカル線源軌道又はサドル形線源軌道に沿って収集されることを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

【請求項 9】

前記冗長重み付けを行うステップは、前記フィルタ処理されたデータを、パーカー重み付け、MHS重み付け、OS重み付け、Nooの重み付け、Q3D重み付け、Tamウィンドウ重み付けのうちいずれか一つで重み付けを行うことを特徴とする請求項 3 記載の再構成方法。

【請求項 10】

前記フィルタリングステップは、前記収集された投影データに、水平フィルタリング、

50

接線フィルタリング、回転フィルタリング、K a t s e v i c hフィルタリングのうちいずれか一つを適用することを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

【請求項 1 1】

前記ヒルベルトフィルタリングのステップは、前記減算データに、水平フィルタリング、接線フィルタリング、回転フィルタリング、K a t s e v i c hフィルタリングのうちいずれか一つを行うことを特徴とする請求項 3 記載の再構成方法。

【請求項 1 2】

前記投影データを収集するステップは、投影範囲を、視野 (F O V) の半径を $r_{F O V}$ 、線源軌道の半径を R としたとき、

$$+ 2 \arcsin (r_{F O V} / R)$$

を満たす投影範囲で前記投影データを収集することを特徴とする請求項 1 記載の再構成方法。

10

【請求項 1 3】

スキャン対象の C T 画像の再構成点における画像データ値を決定する X 線コンピュータ断層撮影装置において、

X 線を発生するように構成された X 線源と検出素子を含む検出器とを含み、スキャン対象の投影データを収集するように構成されたスキャン手段と、

前記投影データを処理するプロセッサとを備え、

前記プロセッサは、

前記スキャン手段により発生された投影データをランプフィルタで処理して、ランプフィルタ処理されたデータを発生するように構成されたランプフィルタリング装置と、

20

前記フィルタリング装置により発生された前記ランプフィルタ処理されたデータに、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重みをもつ逆投影演算処理を施し、前記再構成点における画像データ値を発生するように構成された逆投影装置とを有することを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 4】

前記プロセッサが、

前記スキャン手段により収集された投影データに投影減算を行って、減算データを発生するように構成された投影減算装置と、

前記投影減算装置により発生された減算データをヒルベルトフィルタで処理して、ヒルベルトフィルタ処理されたデータを発生するように構成されたヒルベルトフィルタリング装置と、

30

前記ヒルベルトフィルタリング装置によりヒルベルトフィルタ処理されたデータと、前記ランプフィルタリング装置によりランプフィルタ処理されたデータとを投影加算して、フィルタ処理されたデータを発生するように構成された投影加算装置と、

前記投影加算装置により発生された前記フィルタ処理されたデータに、冗長重み付け処理を行って、重み付きデータを発生するように構成された重み付け装置とを更に有し、

前記逆投影装置は、前記重み付け装置により発生された重み付きデータに対して、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重みで逆投影演算処理を行うように構成されたことを特徴とする請求項 1 3 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

40

【請求項 1 5】

前記フィルタリング装置は、前記スキャン手段により発生された投影データを、修正ランプフィルタによりフィルタリングするように構成されたことを特徴とする請求項 1 3 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 6】

前記フィルタリング装置は、前記スキャン手段により収集された投影データを、D C オフセットの修正ランプフィルタによりフィルタリングするように構成されたことを特徴とする請求項 1 3 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 7】

前記ヒルベルトフィルタリング装置は、前記投影減算装置により発生された減算データ

50

を、修正ヒルベルトフィルタによりフィルタリングするように構成されたことを特徴とする請求項 14 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 18】

前記投影データは、円形線源軌道、ヘリカル線源軌道、サドル形線源軌道のうちいずれか一つを沿って収集されることを特徴とする請求項 13 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 19】

前記重み付け装置は、前記投影加算装置により発生されたフィルタ処理データに対して、パーカー重み付け、MHS 重み付け、OS 重み付け、Noo の重み付け、Q3D 重み付け、Tam ウィンドウ重み付けのうちいずれか一つで重み付けを行うように構成されたことを特徴とする請求項 14 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 20】

前記スキャン装置は、投影範囲を、視野 (FOV) の半径を r_{FOV} 、線源軌道の半径を R としたとき、

$$+ 2 \arcsin(r_{FOV} / R)$$

を満たす再構成範囲を使用して、前記投影データを発生するように構成されたことを特徴とする請求項 13 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、医用画像再生方法に関し、特に、ハイブリッド・フィルタリングを使用して画像再構成の画質と効率を改善するための新しい再構成方法及び X 線コンピュータ断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影 (CT) 装置により撮影された再構成画像の画質と効率は、CT 装置の全体効率にとって非常に重要である。画像再構成に使用されるアルゴリズムは画質と効率に大きく影響する。

【0003】

図 1 は、CT 装置の線源軌道の一例を示す図であり、再構成関数 $f(x)$ が得られる (二次元では、 $x = (x_1, x_2)$ 、三次元では、 $x = (x_1, x_2, x_3)$)。図 1 の軸 x_3 は、z 軸と一致している。図 1 で示す、ヘリカル軌道は、ヘリカルピッチを H とすると、

30

$$a(t) = (R \cos t, R \sin t, tH/2)$$

により求めることができる。一つの画像スライス再構成するのに必要な投写範囲は限られている。この投写範囲は、通常、 $t_0 = x_3 \cdot 2 / H$ で定義される画像スライスの中心にある。軌道を求める数式は、 $s = t - t_0$ を使用して、 s について表すこともできる。例えば、

$$a(s) = (R \cos s, R \sin s, sH/2)$$

40

投写角 (あるいは) がパラメータ s の代わりに用いられることもある。ここで、 $s \bmod 2$ が成り立つ。図 1 で示す $L(s, x)$ は再構成点 x から焦点 $a(s)$ までの水平距離を示す。

【0004】

図 1 は、視野角 (FOV) を点線円で示す。視野角は再構成対象、即ち患者を含む円形領域である。通常、視野角は半径 r_{FOV} で定義される。視野角の標準的な直径は、500 ミリメートルである。注目画像領域 (ROI) は、全視野角あるいは視野角の一部である。

【0005】

(検出器の形状寸法及びデータ構造)

50

$g(s, \theta)$ が、線源 $a(s)$ から方向 θ への光線の全減衰量（線積分）を表すとする。この関数は、再構成を行う前の CT スキャンで得られたデータを表す。図 2 で示すように、 θ は扇形の角度を表し、 ϕ は円錐の角度を表す。ファンビームの場合、 $\phi = \theta$ である。コーンビームの場合、 $\phi = (\theta, \theta)$ である。角度 θ は検出器に関して表すこともできる。検出器に関しては、 $D = (u, v)$ （ファンビームの場合、 $D = u$ ）となり、したがって、 D は検出器の形状寸法によって異なる。実際には、コーンビームのデータは、検出器係数の関数 $g(s, D) = g(s, u, v)$ であるが、理論式では、扇形及び円錐角の係数の関数、 $g(s, \theta) = g(s, \theta, \theta)$ 、すなわち検出器によらない表記として扱う。ここでは、検出器によらない表記を使用する。

【0006】

等角、等間隔、不等間隔、平面状、円筒形、球形、傾斜状、回転状、PI マスクなど、様々な形状寸法の検出器がある。図 2 は、等角円筒形検出器を示し、図 3 は、平面等間隔共線検出器を示す。

【0007】

（コンボリューション）

理解し易いように、演算処理表記を用いる。コンボリューションあるいは逆投影の各演算処理は、通常、その引数とは関係なく定義される。演算処理を関数と区別するために、ボールドイタリックで表す。該演算処理は以下の通り定義される。

【0008】

フーリエ変換は以下のように定義される。

$$G(s, \theta) = FT [g(s, \theta)]$$

ただし、フーリエ変換を 2 番目の変数 θ に行う。

【0009】

ヒルベルトフィルタリング演算処理 (H) を以下のように定義する。

$$H [g(s, \theta)] = g(s, \theta) * h(\theta)$$

$$H [g(s, \theta)] = FT^{-1} [G(s, \theta) H(\theta)]$$

ただし、

$$h(\theta) = -1 / (\theta) \text{ および } H(\theta) = \text{sign}(\theta)$$

ランプフィルタリング演算処理 (Q) を以下のように定義する。

$$Q [g(s, \theta)] = g(s, \theta) * q(\theta)$$

$$Q [g(s, \theta)] = FT^{-1} [G(s, \theta) Q(\theta)]$$

ただし、

$$q(\theta) = FT^{-1} [Q(\theta)]$$

および

$$Q(\theta) = | \theta |$$

修正ヒルベルトフィルタリング演算処理 (H_m)（修正とは、カーネルが $h(\theta)$ ではなく $h(\sin \theta)$ であることを意味する）は次のように表される。

$$H_m [g(s, \theta)] = g(s, \theta) * h(\sin \theta)$$

修正ランプフィルタリング演算処理 (Q_m) は次のように表される。

$$Q_m [g(s, \theta)] = g(s, \theta) * q(\sin \theta),$$

ただし、

$$q(\sin \theta) = (\sin \theta / \theta)^2 \cdot q(\theta)$$

および

$$Q_m(\theta) = FT [q(\sin \theta)]$$

最終的に、DC シフト (Q_{m0}) を持つ修正ランプフィルタリング演算処理は次のように表される。

$$Q_{m0} [g(s, \theta)] = FT^{-1} [G(s, \theta) Q_m(\theta) + G(s, 0) / 4]$$

ランプフィルタリングは従来フィルタ補正逆投影 (FBP) アルゴリズムで使用されてきた。FBP はコンピュータ断層撮影 (CT) における主たる再構成方法である。ヒルベルトフィルタリングと比較して、以下のような利点がある。(1) 同じノイズレベルに対

10

20

30

40

50

して解像度が高い（画像が鮮明）、（２）再構成時のノイズ・トレードオフを管理し易い。この第二の利点は、医学用途には非常に重要である。本発明では、再構成画像に大きく貢献しているのは、ランプフィルタ処理されたデータである。ランプフィルタリングは画像の高周波数成分を全て維持する。低周波補正であるヒルベルトフィルタリングは、コンビーム・アーティファクトを減少させることができる。

【 0 0 1 0 】

（逆投影法）

通常、逆投影演算処理はデータ $g(s, \Theta)$ に作用し、演算処理はこのデータを画像空間にマップする。これは以下の数式により表すことができる。

【数 1】

$$BPJ[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{4\pi} \int_{\Theta=\Theta(s,x)} g(s, \Theta) ds$$

10

【 0 0 1 1 】

ここで、 $g(s, \Theta)$ は、まず $\Theta = \Theta(s, x)$ で求める。 $\Theta(s, x)$ は x と交わる $a(s)$ からの光線である。そして、この式により投影範囲の線源軌道に沿う全ての光線を積分する。

【 0 0 1 2 】

$\Theta(s, x)$ を求めるには、以下の数式を用いる。

20

【数 2】

$$\gamma(s, x) = \arcsin \frac{x_1 \sin s - x_2 \cos s}{L(s, x)}$$

$$\alpha(s, x) = \arctan \frac{x_3 - z_{a(s)}}{L(s, x)}$$

【 0 0 1 3 】

ただし、 $z_{a(s)}$ は $a(s)$ の z 座標である。逆投影は通常、フィルタ処理されたデータに行う。

30

【 0 0 1 4 】

逆投影演算処理を重み付けする方法は 2 つある。逆投影演算処理は L の逆数又は、 L^2 の逆数により重み付けできる。この 2 つの方法は以下の式で表される。

【数 3】

$$BPJ_L[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{4\pi} \int_{\Theta=\Theta(s,x)} \frac{1}{L(s, x)} g(s, \Theta) ds$$

$$BPJ_{L^2}[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{4\pi} \int_{\Theta=\Theta(s,x)} \frac{R}{L^2(s, x)} g(s, \Theta) ds$$

40

【 0 0 1 5 】

$1/L$ と比べ、 $1/L^2$ の逆投影重みは、画像全体のノイズを増加し点拡がり関数 (PSF) の均等性を損なう。

【 0 0 1 6 】

逆投影範囲は $\Theta(s, x)$ で表される。逆投影 (BPJ) 演算処理表記における上付き文字は以下に示すように、逆投影範囲を表すこととする。

【数 4】

$$BPJ^A[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{2\pi} \int_{\Theta} g(s, \Theta)_{\Theta=\Theta(s,x)} ds$$

【0017】

図 4 A ~ 図 4 E は 5 種類の再構成範囲を示す図である。図 4 A は、フルスキャン、図 4 B はオーバースキャン、図 4 C はショートスキャン、図 4 D はスーパーショートスキャン、図 4 E はフレキシブル範囲を表す。

【0018】

(冗長補正重み付け)

重み付け係数 $w(s, \gamma)$ は、データの冗長性を補正するために使用される。ファンビーム・データの場合、全領域をスキャンする必要はない。ファンビーム形状の場合、 $g(s, \gamma) = g(s + 2\gamma, -\gamma)$ である。ファンビーム・データでは、フルスキャンにより各ビームは 2 度カウントされる。従って、データは関数 $w(s, \gamma) = 1/2$ により重み付けする必要がある。2D データ充足条件 (非特許文献 14) は、FOV と交差する全ての線が、少なくとも一度再構成線分と交差するときに満足する。2D データ充足条件は再構成範囲 $[-2 \arcsin(r_{FOV}/R), 2 \arcsin(r_{FOV}/R)]$ のときに満足する。この技術では、以後、以下の用語を使用する。

【0019】

「ショートスキャン再構成」または「ハーフショートスキャン再構成」 $[-2 \arcsin(r_{FOV}/R), 2 \arcsin(r_{FOV}/R)] < \gamma < \pi/2$

「スーパーショートスキャン再構成」 $\gamma < 2 \arcsin(r_{FOV}/R)$

「フルスキャン再構成」 $\gamma = 2 \arcsin(r_{FOV}/R)$

「オーバースキャン再構成」 $\gamma > 2 \arcsin(r_{FOV}/R)$

(ショートスキャンのパーカー重み付け)

$w_m(s, \gamma)$ とすると、関係式 $g(s, \gamma) = g(s + 2\gamma, -\gamma)$ により、 $[-2 \arcsin(r_{FOV}/R), 2 \arcsin(r_{FOV}/R)]$ 再構成範囲のみが、正確なファンビーム再構成に充分で、データ $g(s, \gamma)$ 、 $0 < s < 2 \arcsin(r_{FOV}/R) - 2\gamma$ 、は範囲 $[-2 \arcsin(r_{FOV}/R) - 2\gamma, 2 \arcsin(r_{FOV}/R) + 2\gamma]$ 中のデータには冗長であることがわかる。ここで、 $\gamma_m = \arcsin(r_{FOV}/R)$ は、検出器に可能な最大扇形角度である。非特許文献 (16) は、パーカー重み付けでは、最小完全データセットのデータは、非連続性をできるだけ均等に分布するように重み付けすることを提案している。非特許文献 (16) は、以下の重み付け関数を提案している。

【数 5】

$$w_P(s, \gamma) + w_P(s + \pi + 2\gamma, -\gamma) = 1$$

$$w_P(s, \gamma) = \begin{cases} \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{s}{\gamma_m - \gamma}\right), & 0 \leq s \leq 2\gamma_m - 2\gamma \\ 1, & 2\gamma_m - 2\gamma \leq s \leq \pi - 2\gamma \\ \cos^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\pi + 2\gamma_m - s}{\gamma_m + \gamma}\right), & \pi - 2\gamma \leq s \leq \pi + 2\gamma_m \end{cases}$$

【0020】

ただし、 $\gamma_m = \arcsin(r_{FOV}/R)$ は、検出器の可能な最大扇形角度である。もし、定義されず、例えば $s < 0$ または、 $s > 2 \arcsin(r_{FOV}/R) + 2\gamma$ で、 $w_P(s, \gamma) = 0$ であれば、重みはゼロである。BPJ 演算処理における上付き文字 P が、 $[-2 \arcsin(r_{FOV}/R), 2 \arcsin(r_{FOV}/R)]$ の逆投写範囲を表すとすると、以下の式が成り立つ。

【数 6】

$$BPJ^P[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi/2-\gamma_m}^{\pi/2+\gamma_m} g(s, \Theta)_{\Theta=\Theta(s,x)} ds$$

【0021】

(パーカー重み付けの一般化(MHS重み付け))

パーカー重み付けは、MHS重み付けのひとつである。MHS重み付けでは、 γ_m は少なくとも、 $\arcsin(r_{FOV}/R)$ でなければならない。 γ_m を実質的に大きくすることにより、より大きい再構成範囲が得られ、それにより、ノイズ特質が改良される(非特許文献18、19)。 $w_P(\beta, \gamma)$ に関する数式において、物理的の最大扇形角 γ_m を略最大の扇形角 γ に置き換えることにより、以下の式が得られる。

【数 7】

$$w_{MHS}(\beta, \gamma) = \begin{cases} \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\beta}{\Gamma - \gamma}\right), & 0 \leq \beta \leq 2\Gamma - 2\gamma \\ 1, & 2\Gamma - 2\gamma \leq \beta \leq \pi - 2\gamma \\ \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\pi + 2\Gamma - \beta}{\Gamma + \gamma}\right), & \pi - 2\gamma \leq \beta \leq \pi + 2\Gamma \end{cases}$$

20

【0022】

BPJ演算処理における添え字MHSは、 $\gamma + 2$ の逆投写範囲を表すとする。

【数 8】

$$BPJ^{MHS}[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi/2-\Gamma}^{\pi/2+\Gamma} g(s, \Theta)_{\Theta=\Theta(s,x)} ds, \text{ ここで } \sin^{-1} \frac{r_{FOV}}{R} \leq \Gamma < \frac{\pi}{2}$$

【0023】

(オーバースキャン重み付け)

$g(s, \Theta) = g(s + 2n\Delta, \Theta)$ なので、オーバースキャン重み付けを逆投影範囲 $\Delta = 2n\Delta$ に対して使用する。ただし、 $n = 1, 2, \dots, 0 < \Delta < 2$ である。重み付け関数は、以下の式で与えられる。

【数 9】

$$w_{OS}(\beta) = \frac{1}{2n} \begin{cases} \sin^2\left(\frac{\pi}{2} \frac{\beta}{\Delta}\right), & 0 \leq \beta < \Delta \\ 1, & \Delta \leq \beta \leq 2\pi n \\ \cos^2\left(\frac{\pi}{2} \frac{\beta - 2\pi n}{\Delta}\right), & 2\pi n < \beta \leq 2\pi n + \Delta \end{cases}$$

40

【0024】

オーバースキャン重み付け、つまりMHS重み付け及びパーカー重み付けでは、三角関数 \sin^2 または \cos^2 の代わりに、多項式 $3x^2 - 2x^3$ (非特許文献1)あるいは、他の平滑化関数が用いられる。BPJ演算処理表記の添え字OSが $2n\Delta$ の逆投影範囲を表すすると、次の式が与えられる。

【数 10】

$$BPJ^{OS}[g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-m-\Delta/2}^{m+\Delta/2} g(s, \Theta)_{\Theta=\Theta(s,x)} ds$$

50

【 0 0 2 5 】

(N o o の重み付け)

N o o の重み付けには、任意の再構成範囲 $= (s_0 , s_1)$ を使用することができるという利点がある。ただし、 s_0 及び s_1 は、それぞれ再構成部位の始点と終点である。この重み付けは、ハーフスキャンよりも再構成範囲が狭い R O I 再構成で使用できる。この再構成範囲は、ショートスキャンと呼ばれる。この重み付け関数は、次の式で与えられる。

【 数 1 1 】

$$w_N(s, \gamma) = \frac{c(s)}{\sum_{comp} c(s_{comp}, \gamma_{comp})} \quad 10$$

例えば、簡単なショートスキャンでは、

$$\sum_{comp} c(s_{comp}, \gamma_{comp}) = c(s) + c(s + \pi + 2\gamma)$$

オーバースキャンでは、

$$\sum_{comp} c(s_{comp}, \gamma_{comp}) = c(s) + c(s + \pi + 2\gamma) + c(s + 2\pi) \quad 20$$

関数 $c(\beta)$ は次の式で与えられる。

$$c(\beta) = \begin{cases} \cos^2 \frac{\pi(s - s_0 - \Delta s)}{2\Delta s}, & s_0 \leq s \leq s_0 + \Delta s \\ 1, & s_0 + \Delta s \leq s \leq s_1 - \Delta s \\ \cos^2 \frac{\pi(s - s_1 + \Delta s)}{2\Delta s}, & s_1 - \Delta s \leq s \leq s_1 \end{cases}$$

30

【 0 0 2 6 】

ただし、 s は平滑化間隔である。N o o は $s = 10^\circ$ とすることを提案している (非特許文献 15)。N o o の重み付けは、 s が大きい場合 (50°)、パーカーの重み付けと等価である。N o o の重み付けにより、図 4 A ~ 図 4 E で示すような、任意の逆投影範囲を使用することができる (非特許文献 15)。

【 0 0 2 7 】

(準コーンビーム重み付け)

ファンビーム重み付けは、コーンビーム・データにも使用できる (非特許文献 21)。ファンビーム重み $w(,)$ を計算すると、円錐形角度の関数として重み付けされ、正規化されて準コーンビーム重み付け関数 $W_{Q3D}(, ,)$ が得られる。この重みは、データの妥当性 (正確さ) に基づき定義されなければならない。これは、以下の妥当性重みにより表される。

40

【数 1 2】

$$w_{val}(\alpha) = 1 - a(3x^2 - 2x^3)$$

ただし、

$$x = \begin{cases} 0 & \text{if } |\alpha| \leq \alpha_1 \\ (\alpha - \alpha_1) / (\alpha_2 - \alpha_1) & \text{if } \alpha_1 < |\alpha| \leq \alpha_2 \\ 1 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\alpha_1 = \tan^{-1}[t_1 D / (2R)] , \alpha_2 = \tan^{-1}[t_2 D / (2R)]$$

10

【0028】

この二つの円錐角 (α_1 及び α_2) は、妥当性曲線の変向点を定義している。妥当性重み $w_{val}(\alpha)$ は、冗長サンプルを補正するために、ファンビーム重み付け関数 $w(\beta, \gamma)$ と結合され、正規化される。妥当性重み $w_{val}(\alpha)$ は任意の値でよい。しかし、 $w_{val}(\alpha)$ が全重みを妥当な (測定された) 光線の総和に割り当てるように、すなわち、無効な (測定されない) 光線の総和にはあまり割り当てないように、パラメータ t_1 及び t_2 が選択されると、有意義であり、遷移がスムーズになる。したがって、準コーンビーム重み付け関数は次の式で求めることができる。

20

【数 1 3】

$$w_{Q3D}(\beta, \gamma, \alpha) = w(\beta, \gamma) w_{val}(\alpha) / \sum_{comp} w(\beta_{comp}, \gamma_{comp}) w_{val}(\alpha_{comp})$$

【0029】

ただし、全ての相補位置について次のように総和を行う。

【数 1 4】

$$\sum_{comp} w(\beta_{comp}, \gamma_{comp}) w_{val}(\alpha_{comp}) = 1$$

30

【0030】

(Tam ウィンドウ重み付け)

Tam ウィンドウは、焦点 $a(s)$ からヘリカルの上部及び下部の投影に限定される検出器の一部である。図 5 は、Tam ウィンドウが非冗長データのみを含み完全であることを示している (非特許文献 22, 2)。図 5 は、 $r_H = 1.0$ である場合を示す。点線は $r_H = 1.25$ である場合の物理検出器の境界線を表す。ここで、 D を検出器幅とすると、 $r_H = H / D$ である。Tam ウィンドウの重み付け関数は、次の式で与えられる。

【数 1 5】

$$w_T(\gamma, v) = \begin{cases} 1, & -\frac{H(\pi - 2\gamma)}{4\pi \cos \gamma} < v < \frac{H(\pi + 2\gamma)}{4\pi \cos \gamma} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

40

【0031】

3 Tam ウィンドウの重み付け関数は、次の式で与えられる。

【数 16】

$$w_T(\gamma, \nu) = \begin{cases} 1/2, & -\frac{H(3\pi - 2\gamma)}{4\pi \cos \gamma} < \nu < \frac{H(3\pi + 2\gamma)}{4\pi \cos \gamma} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

【0032】

BPJ演算処理表記において、添え字 γ が Tamウィンドウのみの逆投写を表し、BPJ演算処理表記において、添え字 TW が、ヘリカルピッチによる、Tamウィンドウあるいは 3 の逆投写を表すとすると、

10

【数 17】

$$BPJ^{TW} [g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{2\pi} \int w_T(\gamma, \nu) g(s, \Theta)_{\Theta=\Theta(s,x)} ds.$$

【0033】

パーカー及び Noo の重み付け関数は双方とも、元はファンビーム・データに導入されたもので、円錐角については別である。この重み付け関数を使用することにより、コーンビーム・アーティファクトとなる。Tamウィンドウ重み付けにより、3D重み付けができるが、シフトインバリエントや投影角については別である。すなわち、同じ重みが各投影に用いられる。

20

【0034】

Tamウィンドウ重み付けの利点は、(1) 真のコーンビーム重み、(2) シフトインバリエント、すなわち重み付け関数 $w_T(\gamma, \nu)$ が、位置 z と無関係に、全ての投影に対して同じであること、(3) 実行が簡単であることである。一方、Tamウィンドウ重み付けの欠点は、(1) 冗長データは用いられない(測定データの一部は用いられない)、(2) Tamウィンドウは固定される(従って、 γ 及び 3 に相当する二つのヘリカルピッチのみ最適となる)、(3) 異なる逆投影範囲を用いて異なる画素が再構成され、空間での均質画像を得にくいことである。

【0035】

図 6 において、点線は、光源がヘリカルに沿って動くとき、検出器に沿って動く二つの異なる画像点の軌道を表す。太線は、点 A 及び B を再構成するための逆投影で使用されるデータを表す。従って、図 6 で示すように、点 A の再構成は、点 B の再構成よりも多くのデータを使用する。

30

【0036】

(延長 Tamウィンドウ重み付け)

Tamウィンドウは、平滑化関数を使用して z 方向に延長することができる。この延長 Tamウィンドウを図 7 に示す。延長 Tamウィンドウ重み付けは、理論的精度を損なうが、データの利用率は上がる。BPJ演算処理表記における添え字 ETW が延長 Tamウィンドウを表すとすると、次の式が得られる。

40

【数 18】

$$BPJ^{ETW} [g(s, \Theta)](x) = \frac{1}{2\pi} \int w_{ET}(\gamma, \nu) g(s, \Theta)_{\Theta=\Theta(s,x)} ds$$

【0037】

(フィルタリング線の方法)

図 8 A ~ 図 8 F は、異なるフィルタリング線を示す。フィルタリングは、元は検出素子列、すなわち検出器に沿って行われた(図 8 A)。ヘリカル軌道では、光源点におけるヘリカルの接線に平行な線に沿ってフィルタリングすると、コーンビーム・アーティファク

50

トを減らすことができる。 $H^{T a n}$ 及び $Q^{T a n}$ で表す演算処理は接線に沿ってフィルタリングを行う (図 8 B)。回転フィルタリング (図 8 C) では、中央のフィルタリング線はらせんの接線であり、最上部及び最下部のフィルタリング線は水平 (フラット) である。その間にある他のフィルタリング線は、徐々に回転して、滑らかなライン群を形成する。 $H^{R o t}$ 及び $Q^{R o t}$ で表される演算処理は、回転線に沿ってフィルタリングを行う。正確なアルゴリズム (非特許文献 1 2) は、K a t s e v i c h のフィルタリング線群を使用している。K a t s e v i c h のフィルタリング線を、図 8 D ~ 図 8 F に示す。K a t s e v i c h のカーブ群は、 $H^{K a t}$ 及び $Q^{K a t}$ で表される。

【 0 0 3 8 】

実際には、もし検出素子列がフィルタリングの方向に平行でない場合、フィルタリングを検出器グリッドからフィルタリング・グリッドにレビニングする必要がある。各レビニングは補間が必要で、これにより、より滑らかな画像が得られ、デテールの削減に役立つ。 $H^{T a n}$ 及び $Q^{T a n}$ 演算処理を使用することにより (他も同様)、再構成時間の増加と解像度の劣化を代償に、コーンビーム・アーティファクトの削減を考慮している。

【 0 0 3 9 】

(重み付けとコンボリューションの順序)

重み付けとコンボリューションを行う順序は、実行する際に大変重要である。冗長重み $w(s(x_3), \quad)$ は、再構成スライス z の位置、 x_3 による。もし、重み付けをコンボリューションの前に行わなければならない場合、すなわち、フィルタリングが重み付けデータ・サブセットに適用されれば、各スライスに対して、再構成範囲の全ての投影を再度重み付けし、コンボリューションする必要がある。他方、もし、重み付けがコンボリューションの後に行われれば、データは全ての画像スライスに対して一回だけコンボリューションされる。そして、各スライスは再度重み付けされるだけでよい。従って、後者の場合、再構成に必要なコンボリューションの回数は大幅に削減される。

【 0 0 4 0 】

(再構成アルゴリズム)

ランプフィルタリングは従来、医用画像を再構成するために用いられる F B P アルゴリズムに用いられてきた。ファンビーム・データのための元の F B P アルゴリズムは、次の式で表される。

【 数 1 9 】

$$[\text{FBP}] \quad f(x) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1}{L^2(s, x)} Q_m [g(s, \gamma) \cos(\gamma)]_{\gamma=\gamma(s, x)} ds$$

これを演算子表記で表すと、

$$f(x) = \mathbf{BPJ}_{L^2} [Q_m [g(s, \gamma) \cos \gamma]]。$$

【 0 0 4 1 】

F B P アルゴリズムは、最初、等間隔共線検出器について開発され (非特許文献 1 3)、次いで等角光線に対して (非特許文献 1 1) 応用された (非特許文献 4)。これは、 $1/L^2$ の重み付けのランプフィルタリングを用いる。 $1/L^2$ の逆投影重みは、 $1/L$ と比較して、画像全体のノイズと P S F 均等性で劣ることがわかっている。元々フルスキャン軌道のためのアルゴリズムは、後にショートスキャン軌道に応用された (非特許文献 1 6)。

【 数 2 0 】

$$[\text{FBP-P}] \quad f(x) = \mathbf{BPJ}_{L^2}^P [Q_m [w_p(s, \gamma) g(s, \gamma) \cos \gamma]]，$$

【 0 0 4 2 】

そして、また円形コーンビーム形状にも適用された (非特許文献 3)。

【数 2 1】

$$[\text{FDK}] \quad f(x) = \text{BPJ}_{L^2} \left[\mathbf{Q}_m [g(s, \Theta) \cos \Theta] \right], \quad (\cos \Theta = \cos \gamma \cos \alpha)$$

【0043】

ショートスキャン軌道 [FBP - P] の重み付け関数は、コンボリューションの前に適用される。すなわち、フィルタリングは、重み付けデータ・サブセットに適用された。このため、再構成範囲中の全ての投影スライスそれぞれ再度重み付けされ、コンボリューションされなければならない。コンボリューションの後に重み付けされるアルゴリズムは、より効率的である。これは、データは全てのデータ画像スライスに対して一度だけコンボリューションされ、それから再度重み付けされるからである。従って、もし重み付けがコンボリューションの後に行われるなら、再構成に必要なコンボリューションの数は、かなり削減される。従って、コンボリューションの後に重み付け関数を適用するアルゴリズムは、計算上大きな利点がある。

10

【0044】

Fieldkamp アルゴリズムは、ヘリカル軌道に応用され (非特許文献 24)、後に任意スキャン部位に応用された (非特許文献 18)。

【数 2 2】

$$[\text{GFDK}] \quad f(x) = \text{BPJ}_{L^2}^{\text{MHS,OS}} \left[\mathbf{Q}_m [w_{\text{MHS,OS}}(s, \gamma) g(s, \Theta) \cos \Theta] \right]$$

20

【0045】

このアルゴリズムのフローチャートを、図 13 A に示す。

【0046】

上述のアルゴリズムは、円形あるいはヘリカル線源軌道に限定される。円形あるいはヘリカル線源軌道に限定されないアルゴリズムのほうが有利である。例えば、サドル軌道など、他の軌道に応用できるため、これにより汎用性のあるアルゴリズムに備える。

【0047】

Katsevich (非特許文献 5, 7) は、FBP 型の正確なコーンビームアルゴリズムを紹介している。

30

【数 2 3】

$$[\text{Katsevich}] \quad f(x) = \text{BPJ}_L^\pi \left[\mathbf{H}_m^{\text{Kat}} \left[\left(\frac{\partial}{\partial s} + \frac{\partial}{\partial \Theta} \right) g(s, \Theta) \right] \right]$$

【0048】

ここでは、従来のランプフィルタリングの代わりに、コーンビーム・データの偏導関数の修正ヒルベルト型変換を採用している。このアルゴリズムのフローチャートを図 13 C に示す。Katsevich は後にこの式を / s 表記のない形式に一般化しており、3 のためのアルゴリズムに進展させている。上記のアルゴリズムでは、フィルタリングは特別のフィルタリング線群で実施しなければならない (非特許文献 12)、コンボリューションの前後に重要なレベニングの処理を加えなければならない。図 8 D ~ 図 8 F は、Katsevich のフィルタリング線群を示す。しかし、実際には、一般化した Fieldkamp アルゴリズムは非常によく機能し、そのため、検出器列の数が比較的少ない現在のスキャナには、複雑なことは必要ない。しかし、ヒルベルトフィルタリングによる再構成は、Fieldkamp アルゴリズム (非特許文献 3) にないすばらしい特質がある。Katsevich アルゴリズムは、Fieldkamp アルゴリズムと比較して、ヒルベルトフィルタリングによる再構成が、すばらしい特質を持つことを示す。

40

【0049】

ヒルベルト型変換再構成によるファンビーム再構成アルゴリズムは後に紹介された (非

50

特許文献 15)。

【数 24】

$$[\text{NDCK-FB}] \quad f(x) = \mathbf{BPJ}_L^\Lambda \left[w_N(s, \gamma) \mathbf{H}_m \left[\left(\frac{\partial}{\partial s} + \frac{\partial}{\partial \gamma} \right) g(s, \gamma) \right] \right]$$

【0050】

非特許文献(15)は、正確な再構成には、 $\gamma = \gamma_0$ を満たす投影のみ必要であることを指摘している。これにより、ショートスキャン以下の再構成への可能性が開かれる。ショートスキャンの再構成には、全FOVにわたる投影が必要である($\gamma + 2\gamma_m$)。しかもデータ充分条件は緩和される。[NDCK-FB]アルゴリズムのもう一つの利点は、冗長ファンビーム・データの重み付けは、コンボリューションの後に行われることである。このため、[NDCK-FB]アルゴリズムは、データをスライス毎に再コンボリューションする必要がないので、Fieldkamp型アルゴリズムよりも効率的である。

【0051】

Nooのアルゴリズムのもう一つの利点は、本発明人による、ノイズの多い水シリンダ・プラットフォームの評価中に発見された。画像中のノイズの変化はFieldkampアルゴリズムと比べて、均質であることがわかった。PSFもまた、Nooのアルゴリズムでは空間変化が少ない。これは、逆投影重みは逆距離であり、逆距離の二乗ではないこと、そして、いわゆる拡大効果が減少することにより説明できる。

【0052】

ヒルベルト型変換によるアルゴリズムは、数値微分ステップを加えることにより、ランプフィルタリングのアルゴリズム(非特許文献8)と比べて、より平滑化を促進する。Kudo(非特許文献8)は、ランプ及びヒルベルトフィルタリングによる、ファンビーム・データ及びコーンビーム・データのためのアルゴリズムを提案している。

【数 25】

$$[\text{KNDC}] \quad f(x) = \mathbf{BPJ}_L^\Lambda \left[w_N(s, \gamma) \mathbf{Q}_m [g(s, \gamma) \cos \gamma] + \frac{\partial w_N(s, \gamma)}{\partial \gamma} \mathbf{H}_m [g(s, \gamma) \cos \gamma] \right]$$

30

【0053】

非特許文献(10)では、二つのアルゴリズム[NDCK-FB]と[KNDC-FB]を、次のように平面検出器によるコーンビーム用に一般化している。

【数 26】

$$[\text{KRND-1}] \quad f(x) = \mathbf{BPJ}_L^\Lambda \left[w_N(s, \gamma) \mathbf{H}_m^{\text{Tan}} \left[\left(\frac{\partial}{\partial s} + \frac{\partial}{\partial \Theta} \right) g(s, \Theta) \right] \right] \text{および}$$

[KRND-2]

$$f(x) = \mathbf{BPJ}_L^\Lambda \left[w_N(s, \gamma) \mathbf{Q}_m^{\text{Tan}} [g(s, \Theta) \cos \Theta] + \frac{\partial w_N(s, \gamma)}{\partial \gamma} \mathbf{H}_m^{\text{Tan}} [g(s, \Theta) \cos \Theta] \right]$$

40

【0054】

Kudoのアルゴリズムには、いくつかの不利点がある。第一に、Fieldkampアルゴリズムと同様に、逆二乗重みであることと、特定の重み付け関数でのみ機能するという不利点がある。第二に、Kudoのアルゴリズムは、重み付け関数の偏導関数をとることである。これにより、このアルゴリズムは実際用途にあまり向かない。Katsévichのアルゴリズムを除き、上述のアルゴリズムは、円形軌道上のファンビームのスキャンにおいて正確で、コーンビームスキャンにおいては略正確である。

【非特許文献1】C. R. Crawford and K. F. King, Computerized tomography scanning 50

with simultaneous patient translation, *Med. Phys.*, 17, 967-982, 1990.

【非特許文献 2】P. E. Danielsson, P. Edholm, J. Eriksson and M. Seger, Towards exact 3D-reconstruction for helical cone-beam scanning of long objects. A new detector arrangement and a new completeness condition, *Proc. on Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Med.*, 141-144, 1997.

【非特許文献 3】L.A. Feldkamp, L.C. Davis, and J.W. Kress. Practical cone-beam algorithm, *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 1, pp. 612--619, 1984.

【非特許文献 4】G. T. Herman and A. Naparstek, Fast image reconstruction based on a Radon inversion formula appropriate for rapidly collected data, *SIAM J. Appl. Math.*, vol. 33, pp. 511-533, 1977.

【非特許文献 5】A. Katsevich, Theoretically Exact FBP-Type Inversion Algorithm for Spiral CT, The Sixth International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Pacific Grove, CA, USA, Oct-Nov 2001.

【非特許文献 6】A. Katsevich. An Improved Exact Filtered Backprojection Algorithm for Spiral Computed Tomography, *Advances in Applied Mathematics*, V. 32-4, pp. 625-825, May 2004.

【非特許文献 7】A. Katsevich, Analysis of an Exact Inversion Algorithm for Spiral Cone-Beam, *Physics in Medicine and Biology*, 2002, vol. 47, pp. 2583-2598.

【非特許文献 8】H. Kudo, F. Noo, M. Defrise and R. Clackdoyle, New super-short-scan reconstruction algorithms for fan-beam and cone-beam tomography, *IEEE NSS-MIC 2002*, M5-3.

【非特許文献 9】H. Kudo, F. Noo, M. Defrise, and T. Rodet, New Approximate Filtered Backprojection Algorithm for Helical Cone-Beam CT with Redundant Data, *IEEE NSS-MIC 2003*, M14-330.

【非特許文献 10】H. Kudo, T. Rodet, F. Noo, and M. Defrise, Exact and approximate algorithm for helical cone-beam ct with redundant data, *Phys. Med. Biol.* 49 (2004), 2525-2546.

【非特許文献 11】A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of computerized tomographic imaging*, IEEE Press, New York, 1988.

【非特許文献 12】A. Katsevich and A. Zamyatin, Analysis of a family of exact inversion formulas for cone beam CT, submitted.

【非特許文献 13】A. V. Lakshminarayanan, Reconstruction from divergent ray data, *Tech. Rep. 92*, Dept. of Computer Science, SUNY at Buffalo, 1975.

【非特許文献 14】F. Natterer, *The mathematics of computerized tomography*, New York: Wiley, 1986.

【非特許文献 15】F. Noo, M. Defrise, R. Clackdoyle, H. Kudo, Image reconstruction from fan-beam projections on less than a short scan, *Phys. Med. Biol.*, 47, 2525-2546, 2002.

【非特許文献 16】D. L. Parker, Optimal short scan convolution reconstruction for fan-beam CT, *Med. Phys.* 9 (2), 1982, 254-257.

【非特許文献 17】J. D. Pack, F. Noo and H. Kudo, Investigation of saddle trajectories for cardiac CT imaging in cone-beam geometry, *Phys. Med. Biol.*, 49, No 11, 2317-2336, 2004.

【非特許文献 18】M. D. Silver, A method for including redundant data in computed tomography, *Med. Phys.*, 27, 773-774, 2000.

【非特許文献 19】M. D. Silver, K. Taguchi, and K. S. Han, Field-of-view dependent helical pitch in multi-slice CT *Proc. of SPIE Med. Imag. Conf.* 4320, 839-850, 2001.

【非特許文献 20】K. Taguchi, Temporal resolution and the evaluation of candidate

10

20

30

40

50

e algorithms for four-dimensional CT, Med. Phys., 30 (4), 640-650, 2003.

【非特許文献 2 1】K. Taguchi, B. S. Chiang and M. D. Silver, A new weighting scheme for cone-beam helical CT to reduce the image noise, Phys. Med. Biol. 49, 2351-2364, 2004.

【非特許文献 2 2】K. C. Tam, S. Samarasekera, and F. Sauer, Exact cone-beam CT with a spiral scan, Phys. Med. Biol., 43, 1015-1024, 1998.

【非特許文献 2 3】G. Wang, C. R. Crawford, W. A. Kalender, Multi-row-detector and cone-beam spiral/helical CT. IEEE Trans. Med. Imaging 19:817-821, 2000

【非特許文献 2 4】G. Wang, T. H. Lin, P. Cheng and D. M. Shinozaki, A general cone-beam reconstruction algorithm, IEEE Trans. Med. Imaging, MI-12, 486-96, 1993. 10

【非特許文献 2 5】A. Zamyatin, Analysis of Cone Beam Reconstruction in Computer Tomography, PhD Dissertation, University of Central Florida, 2003.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0055】

公知の再構成アルゴリズムにはいくつかの不利点がある。上述のアルゴリズムには、有益とされる以下の側面が全てあるわけではない。(1) $1/L$ 逆投影重み、(2) コンボリューションの後に冗長補正重み付け関数を適用する、(3) アルゴリズムが、使用される重み付け関数のタイプに拠らない、(4) アルゴリズムは、線源軌道に拠らない、(5) ハイブリッド・フィルタリングの導入(ランプフィルタリングとヒルベルトフィルタリング) 20

本発明の目的は、スキャン対象のコンピュータ断層撮影画像の再構成点の画像データ値を測定する再構成方法及び X 線コンピュータ断層撮影装置を提供することにする。

【課題を解決するための手段】

【0056】

本発明の第 1 局面において、スキャン対象に関する CT 画像内の再構成点における画像データ値を決定する方法は、前記スキャン対象に関する投影データを収集するステップと、前記収集した投影データを一次元のランプフィルタによりフィルタリングして、ランプフィルタ処理されたデータを発生するステップと、前記ランプフィルタ処理されたデータに対して、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重み付けとともに逆投影演算処理を施すことにより CT 画像の再構成点における前記画像データ値を発生するステップとを具備する。 30

本発明の第 2 局面において、スキャン対象の CT 画像の再構成点における画像データ値を決定するシステムは、X 線を発生するように構成された X 線源と検出素子を含む検出器とを含み、スキャン対象の投影データを収集するように構成された CT スキャン装置と、前記投影データを処理するプロセッサとを備え、前記プロセッサは、前記 CT スキャン装置により発生された投影データをランプフィルタで処理して、ランプフィルタ処理されたデータを発生するように構成されたランプフィルタリング装置と、前記フィルタリング装置により発生された前記ランプフィルタ処理されたデータに、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重みをもつ逆投影演算処理を施し、前記再構成点における画像データ値を発生するように構成された逆投影装置とを有する。 40

本発明の第 3 局面は、スキャン対象の投影データを収集する手段と、前記収集された投影データを一次元のランプフィルタによりフィルタリングして、ランプフィルタ処理されたデータを発生する手段と、前記ランプフィルタ処理されたデータに、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重みをもつ逆投影演算処理を行って、CT 画像の再構成点における画像データ値を生成する手段とをコンピュータに実現させるためのプログラムである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0057】

本実施形態は、ファンビーム・データの正確なアルゴリズム及び、コーンビーム・デー 50

タのほぼ正確なアルゴリズムに関する。これらのアルゴリズムは、CT装置を用いて撮られた画像の再構成を行うためのものである。本発明の実施形態を以下に示す。

【数 27】

(ファンビーム・データのための 2π 投影範囲 (フルスキャン) の式)

$$f(x) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1}{L(s, x)} \mathcal{Q}_{m0}[g(s, \gamma)]_{\gamma=\gamma(s, x)} ds$$

$$f(x) = \mathbf{BPJ}_L^{2\pi} [\mathcal{Q}_{m0}[g(s, \gamma)]]$$

(ファンビーム・データのための、フレキシブル投影範囲、スーパーショートスキャン、ショートスキャン、オーバースキャンの式)

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{w(s, \gamma)}{L(s, x)} \left[\mathcal{Q}_{m0}[g(s, \gamma)] + \mathbf{H}_m \left[\frac{\partial}{\partial s} g(s, \gamma) \right] \right]_{\gamma=\gamma(s, x)} ds$$

$$f(x) = \mathbf{BPJ}_L^{\wedge} \left[w(s, \gamma) \left(\mathcal{Q}_{m0}[g(s, \gamma)] + \mathbf{H}_m \left[\frac{\partial}{\partial s} g(s, \gamma) \right] \right) \right]$$

(コーンビーム・データのための 2π 投影範囲 (フルスキャン) の式)

$$f(x) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1}{L(s, x)} \mathcal{Q}_{m0}[g(s, \gamma, \alpha)]_{\gamma=\gamma(s, x), \alpha=\alpha(s, x)} ds$$

$$f(x) = \mathbf{BPJ}_L^{2\pi} [\mathcal{Q}_{m0}[g(s, \Theta)]]$$

(コーンビーム・データのための、フレキシブル投影範囲、スーパーショートスキャン、ショートスキャン、オーバースキャンの式)

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{w(s, \gamma)}{L(s, x)} \left[\mathcal{Q}_{m0}[g(s, \gamma, \alpha)] + \mathbf{H}_m \left[\frac{\partial}{\partial s} g(s, \gamma, \alpha) \right] \right]_{\gamma=\gamma(s, x), \alpha=\alpha(s, x)} ds$$

$$f(x) = \mathbf{BPJ}_L^{\wedge} \left[w(s, \gamma) \left(\mathcal{Q}_{m0}[g(s, \Theta)] + \mathbf{H}_m \left[\frac{\partial}{\partial s} g(s, \Theta) \right] \right) \right]$$

【0058】

本発明の実施形態は、等角検出器のためのものである。しかし、本実施形態のアルゴリズムは、等角検出器だけでなく、共線検出器、等間隔検出器、非等間隔検出器、平面検出器、円筒形検出器、球形検出器、傾斜検出器、PIマスク検出器などの、他の形状寸法の検出器にも応用できる。

【0059】

更に、本実施形態のアルゴリズムは、任意の線源軌道のいずれであっても適用可能出る。線源軌道は、円形またはヘリカル軌道に限定されない。例えば、サドル状軌道でもよい。

【0060】

図9Aは、本発明の実施形態による、フルスキャンの再構成アルゴリズムを示すフローチャートである。ステップ900で、公知の方法によりCT投影データを得る。関数 $g(s, \quad)$ 及び $g(s, \quad)$ は、それぞれファンビーム・データ及びコーンビーム・データの、図9Aのステップ900で示す投影データである。

【0061】

10

20

30

40

50

ステップ 901 で、データはランプフィルタによりフィルタリングされ、フィルタ処理されたデータを発生する。このランプフィルタは、ランプフィルタ、修正ランプフィルタ、あるいは DC オフセットの修正ランプフィルタでもよい。

【0062】

ステップ 902 で、ランプフィルタ処理されたデータで $1/L$ 重み付け逆投影を行い、CT 画像の画像データ値 (CT 値ともいう) を発生する。

【0063】

ステップ 903 で、CT 画像で再構成する他の画像データ値があるかどうか判定する。他の画像データ値があると判定されれば、CT 画像で再構成する他の画像データ値がなくなるまで、ステップ 902 を繰り返す。

10

【0064】

ステップ 904 で、ステップ 902 で出力した画像値を用いて、再構成点に応じて画像データ値を配置することにより、CT 画像を発生する。

【0065】

図 9B は、CT 画像の画像データ値を再構成するためのシステムを示す。CT スキャン装置 951 は投影データを発生する。この CT スキャン装置 951 は、投影データをプロセッサ 960 または記憶装置 952 に転送する。プロセッサ 960 は、直接 CT スキャン装置 951 から、あるいは記憶装置 952 からアクセスすることによって、投影データを受信するように構成されている。プロセッサ 960 は、フィルタリング装置 961、逆投影装置 962、及び出力装置 963 を備えている。フィルタリング装置 961 は、投影データをランプフィルタに通してランプフィルタ処理されたデータを発生するように構成されている。逆投影装置 962 は、ランプフィルタ処理されたデータに $1/L$ 重み付けの逆投影演算処理を施して、再構成点の画像データ値を発生するように構成されている。出力装置 963 は、その画像データ値を表示装置 970、記憶装置 971、あるいはその両方に出力する。ランプフィルタリング装置 961 と逆投影装置 962 は両方とも記憶装置 952 からの情報を記憶、検索することができる。

20

【0066】

図 10A は、本発明の他の実施形態による再構成アルゴリズムを示す。フレキシブル投影範囲、スーパーショートスキャン、ショートスキャン、オーバースキャンのファンビーム及びコーンビームの式は、 $g(s, \quad)$ または $g(s, \quad)$ を用いて、それぞれファンビーム・データとコーンビーム・データの、図 10A のステップ 1000 で示す投影データ値を表す。

30

【0067】

ステップ 1001 で、投影データを投影減算し、減算データを発生する。投影減算は、本実施形態の上記アルゴリズムにおける偏導関数項の適用である。

【0068】

ステップ 1002 で、減算データをヒルベルトフィルタに通して、ヒルベルトフィルタ処理データを発生する。ステップ 1002 では、ヒルベルトフィルタあるいは修正ヒルベルトフィルタのどちらを使用してもよい。

【0069】

ステップ 1003 で、投影データにランプフィルタを施して、ランプフィルタ処理されたデータを発生する。

40

【0070】

ステップ 1004 で、ヒルベルトフィルタ処理されたデータとランプフィルタ処理されたデータを結合して、フィルタ処理されたデータを発生する。

【0071】

ステップ 1005 で、このフィルタ処理されたデータに冗長重み付け関数に依る処理が施される。冗長重み付け関数 $w(s, \quad)$ は、この再構成アルゴリズムだけに特定されるものではなく、パーカー重み付け、一般化パーカー重み付け (MHS)、Noo の重み付け、オーバースキャン重み付け、準コーンビーム重み付け、Tam ウィンドウ重み付け {

50

$W_P(S, \quad)$, $W_{MHS}(S, \quad)$, $W_N(S, \quad)$, $W_{OS}(S, \quad)$, $W_{3D}(S, \quad)$, $W_T(\quad, v)$ }のどれでもよい。

【0072】

図11は、本実施形態で使用される、重み付け関数と各ビームデータとの関係を示す表である。図11では、本実施形態のアルゴリズムが、ファンビーム・データとコーンビーム・データに対し、異なる線源軌道、異なる検出器形状でどのように機能し、どの投影範囲で使用され、どの重み付け関数が使用され、またどのフィルタリング方向が使用されるかを示す。投影範囲により、どの重み付け関数を使用するかが決まる。ファンビーム・データの場合、スーパーショートスキャンではNo.0の重み付けを使用し、ショートスキャンではパーカー重み付け、MHS重み付け、あるいはNo.0の重み付けを使用する。オーバーサキャンでは、OS重み付けまたはNo.0の重み付けのどちらかを使用し、フレキシブルスキャンでは、No.0の重み付けを使用する。コーンビーム・データは、投影範囲がショートスキャンまたはオーバーサキャンのどちらかの場合、Q3D重み付けが使用できることを除いて、ファンビーム・データと同様である。

10

【0073】

ステップ1006で、重み付きデータに逆距離重み付け逆投影演算処理を施して、画像データ値を発生する。逆距離重み付け処理は、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重みをデータに付ける。

【0074】

ステップ1007で、CT画像で再構成する他の画像データ値があるかどうか判定する。他の画像データ値があると判定されれば、CT画像で再構成する他の画像データ値がなくなるまで、ステップ1005から1007を繰り返す。

20

【0075】

ステップ1008で、画像データ値を出力し、再構成点に応じて画像データ値を配置することにより、CT画像を発生する。

【0076】

図10Bは、CT画像の画像データ値を処理するためのシステムを示す図である。CTスキャン装置951は、ファンビーム・データまたはコーンビーム・データを発生する。CTスキャン装置951は、ビームデータをプロセッサ960または記憶装置952に転送することができる。プロセッサ960は、直接CTスキャン装置951から、あるいは記憶装置952からアクセスすることによって、ビームデータを受信する。この実施形態のプロセッサ960は、ランプフィルタリング装置961、投影減算装置964、ヒルベルトフィルタリング装置965、投影加算装置966、重み付け装置967、逆投影装置962、及び出力装置963を備えている。投影減算装置964は、CTスキャン装置951または記憶装置952からのビームデータを投影減算し、減算データを発生する。ヒルベルトフィルタリング装置965は、この減算データにヒルベルトフィルタを施して、ヒルベルトフィルタ処理されたデータを発生する。ランプフィルタリング装置961は、CTスキャン装置951または記憶装置952からのビームデータにランプフィルタを施して、ランプフィルタ処理されたデータを発生する。投影加算装置966は、ランプフィルタ処理されたデータとヒルベルトフィルタ処理されたデータを結合して、フィルタ処理データを発生する。重み付け装置967は、このフィルタ処理データに対して重み付け関数を用いた重み付け処理を行って、重み付けされたデータを発生する。逆投影装置962は、この重み付けデータに $1/L$ の重み付けの逆投影演算処理を施して、再構成点の画像データ値を発生する。出力装置963は、その画像データ値を表示装置970、記憶装置971、あるいはその両方に出力する。ヒルベルトフィルタリング装置965、投影加算装置966、重み付け装置967、逆投影装置962、そして出力装置963は全て、記憶装置952からの情報を記憶、検索することができる。

30

40

【0077】

以上の実施形態は、X線源が円形状軌道、ヘリカル状軌道、サドル状軌道のいずれかも軌道に沿って移動する場合でも、適用され得る。上述のアルゴリズムは、検出器の形状寸

50

法、すなわち等角、等間隔、不等間隔、平面状、円筒形、球形、傾斜状、回転状、P I マスクなどに拘わらず、使用できる。数式も、使用されるフィルタリング線、例えば、水平、接線、回転、K a t s e v i c h などの種類に拠らない。完全条件を満足する軌道であれば、スーパーショートスキャン、ショートスキャン、オーバースキャン、他の軌道の種類を問わない。

【0078】

(本実施形態と他のCT画像再構成アルゴリズムの比較)

再構成アルゴリズムは、異なる線源軌道、異なる検出器形状に適用でき、異なるフィルタリング方向、異なる重み関数を使用できる。しかし、再構成フローと主たる処理ステップは各アルゴリズムに固有のものである。アルゴリズムの主な特徴をより理解するために、演算処理表記を使用する。最も実際の、冗長重み付けによるヘリカルコーンビーム形状の式を比較する。式は全て等角検出器形状にリライトされる。下記に示すアルゴリズムのフローチャートを図13A～図13Dに示す。また、本実施形態によるアルゴリズムを図10Aに示す。

10

【数28】

$$[\text{GFDK}] \quad f(x) = \text{BPJ}_L^{\text{MHS,OS}} \left[\mathbf{Q}^m \left[w_{\text{MHS,OS}}(s, \gamma) g(s, \Theta) \cos \Theta \right] \right]$$

$$[\text{NDCK}] \quad f(x) = \text{BPJ}_L^{\wedge} \left[w_N(s, \gamma) \mathbf{H}_m \left[\left(\frac{\partial}{\partial s} + \frac{\partial}{\partial \Theta} \right) g(s, \Theta) \right] \right]$$

20

$$[\text{KRND}] \quad f(x) = \text{BPJ}_L^{\wedge} \left[w_N(s, \gamma) \mathbf{Q}_m \left[g(s, \Theta) \cos \Theta \right] + \frac{\partial w_N(s, \gamma)}{\partial \gamma} \mathbf{H}_m \left[g(s, \Theta) \cos \Theta \right] \right]$$

$$[\text{Katsevich}] \quad f(x) = \text{BPJ}_L^{\pi} \left[\mathbf{H}_m^{\text{Kat}} \left[\left(\frac{\partial}{\partial s} + \frac{\partial}{\partial \Theta} \right) g(s, \Theta) \right] \right]$$

(本発明の一実施例)

$$f(x) = \text{BPJ}_L^{\wedge} \left[w(s, \gamma) \left(\mathbf{Q}_0^m \left[g(s, \Theta) \right] + \mathbf{H}^m \left[\frac{\partial}{\partial s} g(s, \Theta) \right] \right) \right]$$

30

【0079】

空間均等性は逆投影重み付けに依存する。1/Lの逆投影重み付け処理のアルゴリズムにより空間均等性が向上する。従って、NDCK、Katsevich、及び本実施形態のアルゴリズムによれば、GFDKやKRNDよりも空間均等性の高い画像が得られる。他方、Katsevichアルゴリズムでは、異なる画素は異なる投影範囲を持ち、それにより空間均等性は低くなる。図10A、図10B、図13A～図13Dは、各アルゴリズムの逆投影の重み付けを示す。

【0080】

ここでは、コーンビーム・アーティファクトがないため、[Katsevich]は重要ではない。他のアルゴリズムは全て、円形軌道(すなわち二次元)のファンビーム形状でのみ正確である。これらのアルゴリズムは、三次元に対しては、比較的円錐角が小さくらせんピッチの小さいものにも適する。しかし、三次元では、同様に作用しない。コーンビーム・アーティファクトは、被検体の一辺をさえぎり、他方を照らすことにより現れる。[NDCK]及び[KRND]は、接線フィルタリングに用いられ、コーンビーム・アーティファクトを除去するわけではないが、減らすとされる。接線フィルタリングは(回転フィルタリングと同様に)[GFDK]と本実施形態のアルゴリズムにも適用されるので、[NDCK]と[KRND]だけの利点ではない。[NDCK]と本実施形態のアルゴリズムでは、隣接の投影間の差異 / s表記を含むため、コーンビーム・アーティフ

40

50

アクトは少ない。これにより、ヘリカルデータの不一致を補正できる。ここで、コーンビーム・アーティファクトは、 / s 表記を含む K a t s e v i c h アルゴリズムには存在しない。

【 0 0 8 1 】

コーンビーム・アーティファクトができる主な理由の一つは、ヘリカルコーンビーム・データにファンビーム冗長重み付けを使用することである。T a m ウィンドウ冗長重み付け関数を適用することにより、コーンビーム・アーティファクトをかなり減らすことができる。表 1 は、各アルゴリズムに対してどの重みを使用するかを示す。

【表 1】

	OS	MHS	Noo	Tam W
GFDK	*	*	-	-
NDCK	*	*	*	*
KRND	*	*	*	-
Katsevich	-	-	-	*
本発明	*	*	*	*

表 1 様々なアルゴリズムの冗長重み付け

10

【 0 0 8 2 】

ここで、[N D C K] 及び本実施形態だけが全ての重み付けで機能する。

20

【 0 0 8 3 】

各 C T 再構成アルゴリズムを比較する場合、ボリューム再構成速度、フレキシブル再構成範囲の有無、ソフトウェア実行の容易さが重要なファクターとなる。

【 0 0 8 4 】

ボリューム再構成速度は、主としてスライス再構成ループで実行される操作の数で定義される。図 1 3 A ~ 図 1 3 D において、[G F D K] のスライス再構成ループは、フィルタリングを含む。これは、同じ投影が各画像スライスに対して何度も再コンポリューションされることを意味する。他のアルゴリズムは全てより高効率である。各投影は、([N D C K] 及び [K a t s e v i c h]) では一度、([K R N D] 及び図 1 0 A で示す本発明の実施形態では) 二度、コンポリューションされ、再コンポリューションは必要ない。しかし、[K R N D] スライス再構成ループは、[N D C K]、[K a t s e v i c h] 及び本実施形態よりも複雑である。ここで、逆投影は計算上最も必要な逆投影部分であり、商用 C T 再構成装置には、各スライスサイクル毎に一回のみの逆投影が強く望まれる。

30

【 0 0 8 5 】

フレキシブル再構成範囲は、線源軌道のサブセットを意味し、その x y 平面への投影は、2 D データ充分条件を満たしており、正確な再構成に使用できる。

【 0 0 8 6 】

[N D C K]、[K R N D] 及び本実施形態は、構成によりフレキシブル再構成範囲を持つ。[K a t s e v i c h] は T a m ウィンドウ重み付けを使用しているため、フレキシブル再構成範囲がない。フレキシブル再構成範囲は、スーパーショートスキャンができることも意味する。この可能性のあるアルゴリズムは、[N D C K]、[K R N D]、及び本実施形態である。

40

【 0 0 8 7 】

商用 C T 再構成アルゴリズムに不可欠なのは、実行の容易性である。重要な条件の一つは、各処理ステップ(フィルタリング、重み付け、逆投影)は独立したモジュールであることである。また、[N D C K] における角度微分は、それがどのように実行され、複雑になるかに依存する。本実施形態では、微分 / s だけが簡単な投影減算である。

【 0 0 8 8 】

数値データの微分により解像度が低くなる。[G F D K]、[K R N D]、及び本実施

50

形態では、画像の大部分がランプフィルタ処理されたデータから再構成され、微分ステップがないため、解像度の損失はない。

【0089】

表2は、考察のアルゴリズムの主な特徴を示す。

【表2】

	画像品質			効率				Score
	空間均等性	解像度	コーンビーム・アーティファクト	フィルタリング後の重み付け	フレキシブル再構成範囲	迅速なボリューム再構成	操作容易性	
FDK	—	*	—	—	—	—	*	2/7
Noo	*	—	○	*	*	*	○	5/7
Kudo	—	*	—	*	*	○	—	3.5/7
Katsevich	○	—	*	*	—	*	—	3.5/7
提案	*	*	○	*	*	*	○	6/7

凡例： *該当または1； ○中立または.5； —該当なしまたは0

表2 性能評価

【0090】

図12は、本実施形態の方法でデータを得るために使用されるX線コンピュータ断層撮影装置を示す図である。ガントリ1により構成された投影データ測定装置は、略円錐形のX線コーンビーム束を発生するX線源3と、二次元配列された複数の検出素子（受光素子ともいう）、すなわち一次元の検出素子配列が複数並設される二次元配列X線検出器5を内蔵している。このX線源3と二次元配列X線検出器5は、ベッド6のスライド式天板に横たわった被検体の両側に面して、回転リング2上に搭載されている。二次元配列X線検出器5は、回転リング2上に搭載される。各検出素子は、1チャンネルに対応する。X線源3からのX線は、X線フィルタ4を介して被検体に向かう。被検体を通過したX線は、二次元配列X線検出器5によって電気信号として検出される。

【0091】

X線コントローラ8は、高電圧発生器7にトリガー信号を供給する。高電圧発生器7は、トリガー信号を受信するタイミングで、典型的にはX線管（X線管球）で構成されるX線源3に対して高電圧を印加する。これにより、X線源3からX線が出射される。ガントリ・ベッドコントローラ9は、ガントリ1の回転リング2の回転と、ベッド6のスライド式天板のスライドを同調的に制御する。システムコントローラ10は、システム全体のコントロールセンターを構成し、X線コントローラ8とガントリ・ベッドコントローラ9を、被検体から見てX線源3がらせんを描く、いわゆるヘリカルスキャンを行うように、制御する。具体的には、スライド天板を一定速度で移動させながら、回転リング2が一定の角速度で回転し、X線が継続的あるいは間歇的にX線源3から一定の角度間隔で発生する。

【0092】

二次元配列X線検出器5の出力信号は、データ収集装置11により各チャンネル毎に増幅され、デジタル信号に変換され、投影データとなる。このデータ収集装置11から出力された投影データは、再構成処理装置12に供給される。再構成処理装置12は、この投影データを使用して、各ボクセル中のX線吸収を反映する逆投影データを求める。第一実施形態のように、X線のコーンビームを使用するヘリカルスキャン装置では、画像形成領域（有効視野）は、回転軸を中心とする半径の円筒形である。再構成処理装置12は、この画像形成領域に複数のボクセル（三次元画素）を定義し、各ボクセルに対して逆投影データを求める。この逆投影データを用いてコンパイルされた三次元画像データつまり断層画像は、表示装置14に送られ、三次元画像つまり断層画像として表示される。なお、構成要素1-11は、スキャン手段を構成する。

【0093】

10

20

30

40

50

説明のために、画像を身体部分の表現として定義する。ここでは、画像は画像形成技術によって発生される。画像形成技術の例としては、テレビ、CCDカメラ、あるいはX線、音波または超音波画像装置などがある。画像が記録される最初の媒体は、電子半導体装置、撮影フィルム、あるいは輝尽性蛍光体などがある。記録された画像は、電子（CCD信号の場合）または機械・光学手段（撮影フィルムや輝尽性蛍光体からのデータをデジタル化する場合）の組み合わせによってデジタルに変換される。

【0094】

本発明の実施形態は全て、本実施形態の教示によってプログラムされた従来の汎用コンピュータあるいはマイクロプロセッサを使用して実行されることは、コンピュータ技術の同業者に明瞭に理解されよう。通常、技術を持つプログラマーにより、本実施形態の教示に基づいて適当なソフトウェアを準備してもよいことも、ソフトウェア技術の同業者に明瞭に理解されよう。例えば典型的には、上述したスキャン対象の投影データを収集する手段と、収集された投影データを一次元のランプフィルタによりフィルタリングして、ランプフィルタ処理されたデータを発生する手段と、ランプフィルタ処理されたデータに、焦点から再構成点までの距離の逆数に応じた重み（逆距離重み）をもつ逆投影演算処理を行って、CT画像の再構成点における画像データ値を生成する手段とをコンピュータに実現させるためのプログラムが提供される。

【0095】

特に、コンピュータのハウジングは、CPU、メモリ（例えば、DRAM、ROM、EPROM、EEPROM、SRAM、SDRAM、フラッシュRAM）、その他の専用ロジカルデバイス（例えば、ASIC）や構成可能ロジカルデバイス（例えば、GALや再プログラム可能なFPGA）を備えたマザーボードを内蔵してもよい。コンピュータは、更に複数の入力装置（例えばキーボードやマウス）及びモニタを制御するためのディスプレイカードを備えている。更に、コンピュータは、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ、その他取り外し可能なメディアデバイス（例えば、コンパクトディスク、テープ、取り外し可能な磁気光学メディア）、適切なデバイスバス（例えば、SCSIバス、強化IDEバス、ウルトラDMAバスなど）で接続されたハードディスクや他の固定高集積メディアドライブを備えていてもよい。コンピュータは更に、コンパクトディスク・リーダー、コンパクトディスク・リーダー・ライター装置、コンパクトディスク・ジュークボックスを備えていてもよい。これらは、同一のデバイスバスまたは異なるデバイスバスで接続してもよい。

【0096】

本実施形態に関連するコンピュータ・リーダブルメディアの例として、コンパクトディスク、ハードディスク、フロッピーディスク、テープ、磁気光学ディスク、PROM（例えば、EPROM、EEPROM、フラッシュEPROM）、DRAM、SRAM、SDRAMなどが挙げられる。これらのコンピュータ・リーダブルメディアのひとつあるいはその組み合わせに保存されて、本実施形態はコンピュータのハードウェアを制御し、コンピュータをユーザとインタラクトさせるソフトウェアを備えている。ソフトウェアは、発展ツールなどの、デバイスドライバ、操作システム、ユーザアプリケーションを備えていてもよい。本実施形態のプログラムは、コンピュータで実行すると、コンピュータに本実施形態の方法を実行させるプログラム・インストラクション（例えば、コンピュータコードデバイス）を記憶するコンピュータ・リーダブルメディアを備えていてもよい。本実施形態のコンピュータコードデバイスは、スクリプト、解釈プログラム、ダイナミックリンクライブラリ、Java（登録商標）クラス、完全実行可能プログラムなど、（これに限定されない）解釈可能または実行可能コード機構でもよい。しかも、本実施形態の操作の一部は、より高性能、信頼性、コストを得るため分散してもよい（例えば、（1）複数のCPU、（2）一つ以上のCPUと一つ以上の構成可能ロジカルデバイス）。例えば、輪郭や画像を第一のコンピュータで選択し、遠隔診断のため第二のコンピュータに送る。

【0097】

本実施形態は、同業者に明らかなように、アプリケーション専用の集積回路を用いたり

10

20

30

40

50

、従来構成の回路の適当なネットワークを相互に接続することにより、実現できる。

【0098】

本実施形態の画像データソースは、X線装置やCT装置などの適切な画像収集装置でもよい。更に、収集データがデジタルでないときは、デジタル化してもよい。また、収集・処理される画像データは、画像収集装置で発生されるメモリ記憶データでもよく、メモリはローカルでもリモートでもよい。その場合、本実施形態により処理する画像データにアクセスするために、PACS（画像保存コンピュータシステム）などのデータ通信ネットワークを使用してもよい。

【0099】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0100】

【図1】本実施形態において、らせん形状のX線源軌道を示す図である。

【図2】本実施形態において、等角円筒形検出器を示す図である。

【図3】本実施形態において、共線検出器を示す図である。

【図4A】本実施形態において、フルスキャン再構成範囲を表す図である。

【図4B】本実施形態において、オーバースキャン再構成範囲を表す図である。

【図4C】本実施形態において、ショートスキャン再構成範囲を表す図である。

【図4D】本実施形態において、スーパーショートスキャン再構成範囲を表す図である。

【図4E】本実施形態において、フレキシブル再構成範囲を表す図である。

【図5】本実施形態において、Tamウィンドウを示す図である。

【図6】本実施形態において、Tamウィンドウの再構成範囲を示す図である。

【図7】本実施形態において、延長Tamウィンドウを示す図である。

【図8A】本実施形態において、検出器に対する第1のフィルタリング線を示す図である。

【図8B】本実施形態において、検出器に対する第2のフィルタリング線を示す図である。

【図8C】本実施形態において、検出器に対する第3のフィルタリング線を示す図である。

【図8D】本実施形態において、検出器に対する第4のフィルタリング線を示す図である。

【図8E】本実施形態において、検出器に対する第5のフィルタリング線を示す図である。

【図8F】本実施形態において、検出器に対する第6のフィルタリング線を示す図である。

【図9A】本実施形態において、フルスキャンの再構成点における画像データ値を検出するための方法を示すフローチャートである。

【図9B】図9Aで示す方法を実行するための装置を示す図である。

【図10A】本実施形態において、フレキシブル投影範囲、スーパーショート投影範囲、ショートスキャン、あるいはオーバースキャンの再構成点における、画像データ値を検出するための方法を示すフローチャートである。

【図10B】図10Aで示す方法を実行するためのシステムを示す図である。

【図11】本実施形態において使用される、異なる線源軌道、投影範囲、重み付け関数、フィルタリング方向を説明する表である。

【図12】本実施形態において、CT装置を示す図である。

【図13A】本実施形態において、第1の再構成手順を示す図である。

【図13B】本実施形態において、第2の再構成手順を示す図である。
 【図13C】本実施形態において、第3の再構成手順を示す図である。
 【図13D】本実施形態において、第4の再構成手順を示す図である。

【符号の説明】

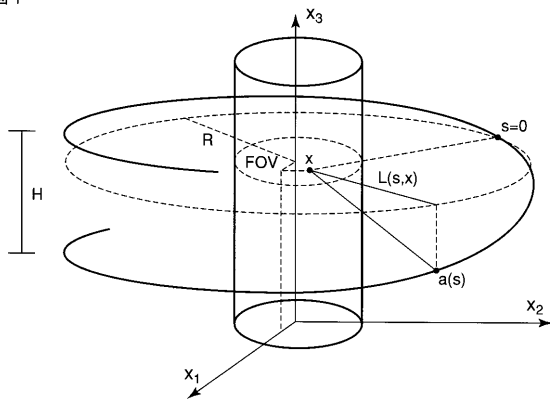
【0101】

1 ... ガントリ、8 ... X線コントローラ、9 ... ガントリ・ベッドコントローラ、10 ... システムコントローラ、11 ... データ収集装置、12 ... 処理装置、14 ... 表示装置、951 ... CTスキャン装置、検出器、X線源、952 ... 記憶装置、960 ... プロセッサ、961 ... ランプフィルタリング装置、962 ... 逆投影装置、963 ... 出力装置、964 ... 投影減算装置、965 ... ヒルベルトフィルタリング装置、966 ... 投影加算装置、967 ... 重みづけ装置、970 ... 表示装置、971 ... 画像記憶装置。

10

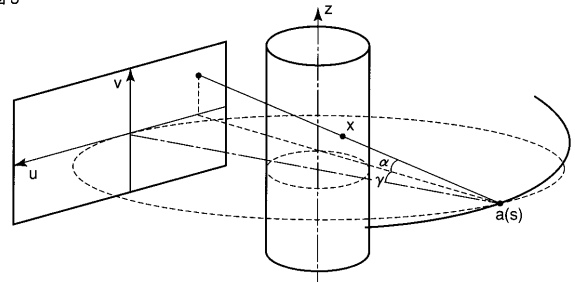
【図1】

図1



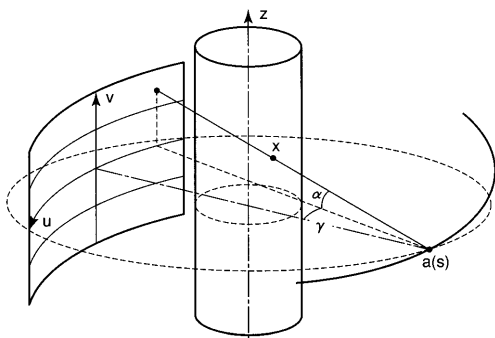
【図3】

図3



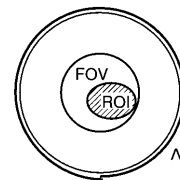
【図2】

図2



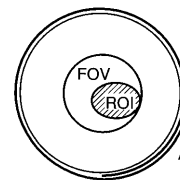
【図4A】

図4A



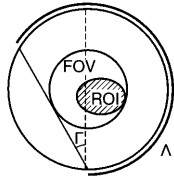
【図4B】

図4B



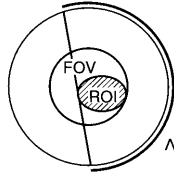
【 4 C 】

4C



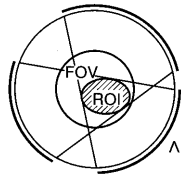
【 4 D 】

4D



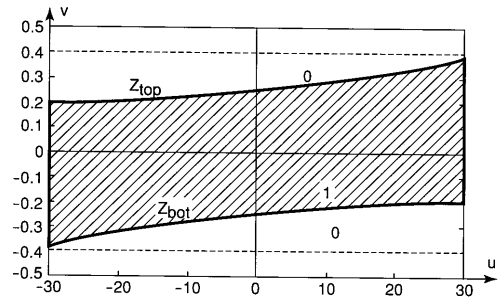
【 4 E 】

4E



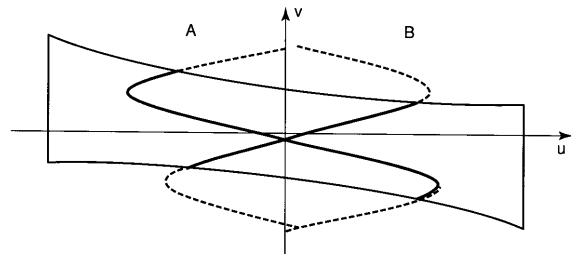
【 5 】

5



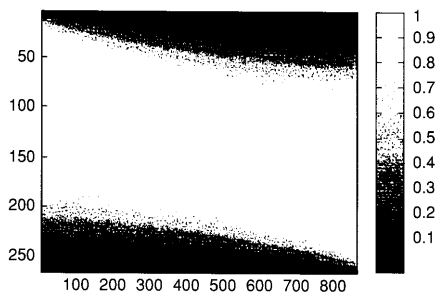
【 6 】

6



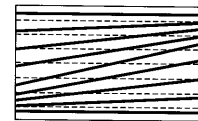
【 7 】

7



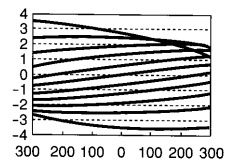
【 8 C 】

8C



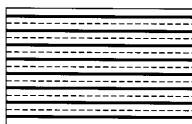
【 8 D 】

8D



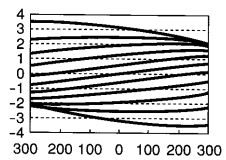
【 8 A 】

8A



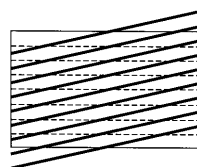
【 8 E 】

8E



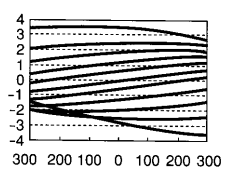
【 8 B 】

8B



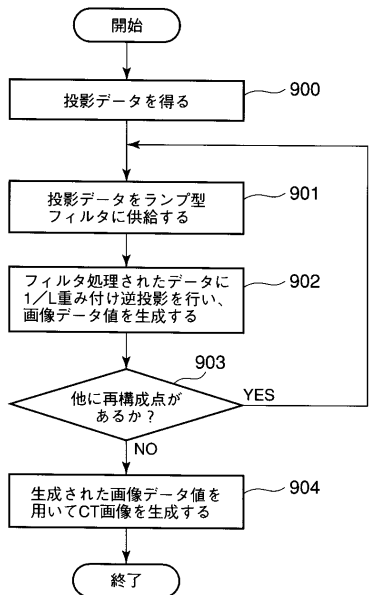
【 8 F 】

8F



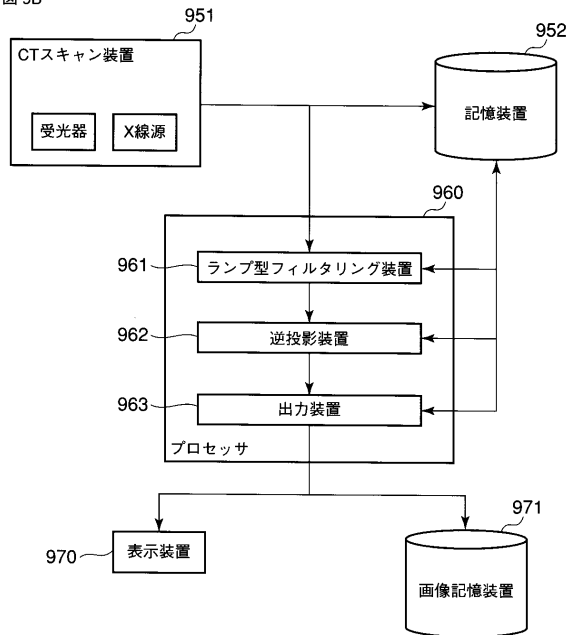
【図 9 A】

図 9A



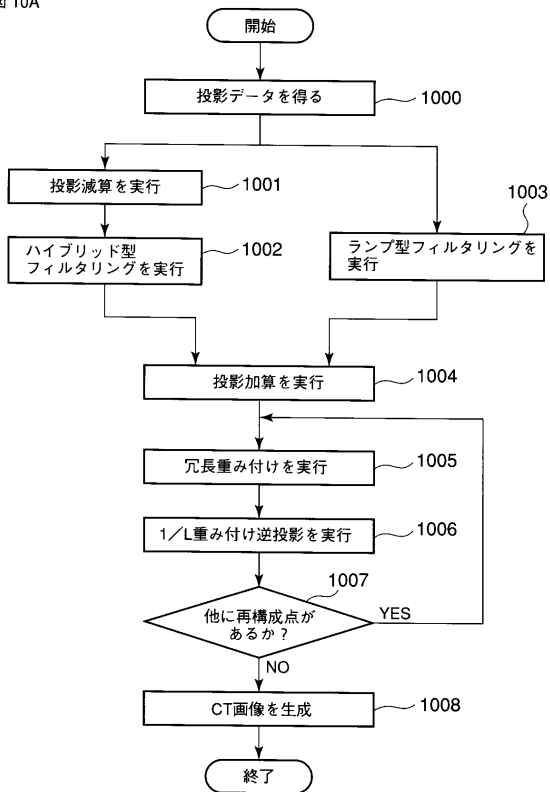
【図 9 B】

図 9B



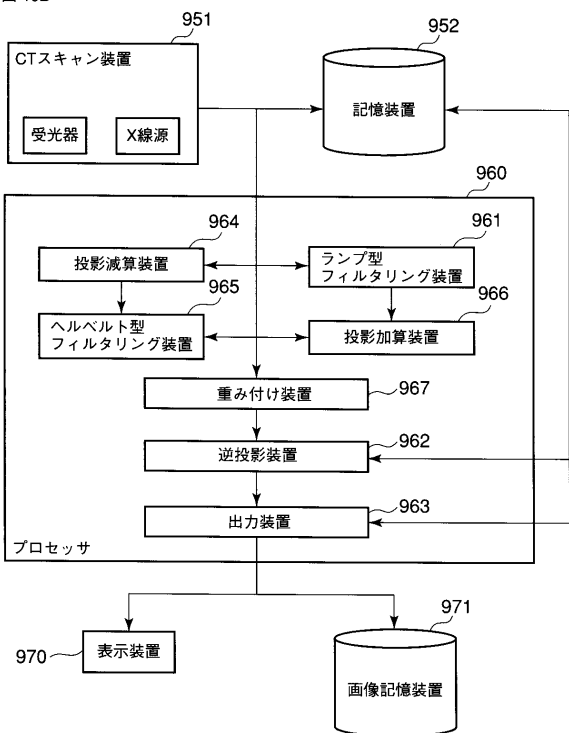
【図 10 A】

図 10A



【図 10 B】

図 10B



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 アレクサンダー・ザマヤティン

アメリカ合衆国、イリノイ州、 60069、 バッファロー・グローブ、 バークレイ・ブールバード 425

(72)発明者 田口 克行

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C093 CA01 CA28 EB17 FD06 FD12 FE12 FE18 FE22 FF42 FH06

5B057 AA09 BA03 CA08 CA12 CA16 CB08 CB13 CB16 CC01 CD14

CE06 CH08 DA16 DA17

5B080 AA17