

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4714316号

(P4714316)

(45) 発行日 平成23年6月29日(2011.6.29)

(24) 登録日 平成23年4月1日(2011.4.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 5 0 U

A 6 1 B 6/03 3 2 0 B

A 6 1 B 6/03 3 2 1 N

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願平11-306739	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成11年10月28日(1999.10.28)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公開番号	特開2000-135214(P2000-135214A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公開日	平成12年5月16日(2000.5.16)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
審査請求日	平成18年10月26日(2006.10.26)		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(31) 優先権主張番号	09/181980		1
(32) 優先日	平成10年10月29日(1998.10.29)	(74) 代理人	100059959
(33) 優先権主張国	米国(US)		弁理士 中村 稔
		(74) 代理人	100067013
			弁理士 大塚 文昭
		(74) 代理人	100082005
			弁理士 熊倉 禎男
		(74) 代理人	100065189
			弁理士 穴戸 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 イメージ再構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ウェッジビームデータからイメージを再構成する方法であって、

(a) コーンビームデータを二次元アレイ内に収集するステップ、
を備え、上記収集されたデータは、ある曲線に沿って共通頂点が走行するにつれて上記頂点から
二次元に発散する透過放射の射線に対応し、上記データの各要素は、各射線に沿って取ら
れた再構成される対象の線積分に関係付けられており、(b) 相互に直交する3つの軸を有し、上記頂点を原点とし、第3の軸が上記頂点にお
ける上記曲線に正接する方向に伸びているローカル座標系を限定するステップと、(c) 上記収集されたデータをウェッジビームフォーマットに再ビンし、平行射線のセ
ットをグループ化して共通軸から角度的に発散する放射の面を限定するステップと、(d) 上記第3の軸に平行な方向に沿う上記ローカル座標系において上記再ビンされた
データの一次元畳み込みを計算するステップと、

(e) 上記畳み込まれたデータに重み付けするステップと、

(f) 上記重み付けされた畳み込みを三次元的にバックプロジェクトするステップと、
を更に備えていることを特徴とする方法。

【請求項 2】

上記限定された面が角度的に発散している上記共通軸は、上記ローカル座標系の上記第
3の軸と一致している請求項1に記載の方法。

10

20

【請求項 3】

上記頂点が上記曲線に沿って走行するにつれて上記頂点の各位置毎に収集された上記データは、上記頂点の位置における上記曲線の接線に平行な方向においては切り捨てられず、また少なくとも 1 つの他の直交方向においては切り捨てられる部分コーンビームデータである請求項 1 または請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

上記曲線は、上記患者に対してヘリカル経路を限定している請求項 1 乃至 3 の何れか 1 つに記載の方法。

【請求項 5】

上記再ビンされたデータの上記一次元畳み込みのための核は、傾斜コンボルバである請求項 1 乃至 4 の何れか 1 つに記載の方法。

10

【請求項 6】

CT スキャナであって、

検査領域 (1 4) を限定している第 1 のガントリ (1 2) と、

上記検査領域 (1 4) の周囲を回転するように上記第 1 のガントリ (1 2) 上に取付けられている回転ガントリ (1 6) と、

上記回転ガントリ (1 6) 上に配列されて上記回転ガントリ (1 6) と共に回転するようになっており、上記回転ガントリ (1 6) が回転するにつれて上記検査領域 (1 4) を通過するコーン形状の放射ビーム (2 2) を放出する透過放射の源 (2 0) と、

検査される患者を、少なくとも部分的に上記検査領域 (1 4) 内に保持する患者支持具 (3 0) と、
を備え、

20

使用中、上記回転ガントリ (1 6) が回転している間に、上記第 1 のガントリ (1 2) 及び上記患者支持具 (3 0) の少なくとも一方は上記患者支持具 (3 0) を並進運動させて上記患者が上記検査領域を通過するようにし、上記透過放射の源 (2 0) が上記患者に対してヘリカル経路を辿るようにしており、

上記 CT スキャナは更に、

上記透過放射の源 (2 0) から放出された上記放射を、上記放射が上記検査領域 (1 4) を横切った後に受信するように配列されている放射検出器 (4 0) の二次元アレイと、

上記放射検出器 (4 0) の二次元アレイによって収集されたデータから上記患者のイメージを再構成する再構成プロセッサ (5 0) と、
を備え、

30

上記再構成プロセッサ (5 0) は、

上記放射の平行射線のセットがグループ化されて上記ヘリカル経路に正接する共通軸から角度的に発散する放射の面を限定するように、上記データをウェッジビームフォーマットに再ビンする再ビンニングプロセッサ (5 2) と、

上記再ビンニングプロセッサ (5 2) からデータを受け、上記ヘリカル経路に正接する方向に沿うローカル座標軸内で該データに対して一次元畳み込みを遂行するコンボルバ (5 4) と、

上記コンボルバ (5 4) からデータを受け、該データに重み付けするデータプロセッサ (5 6) と、

40

上記データプロセッサ (5 6) からデータを受け、該データをイメージメモリ (6 0) 内へ三次元的にバックプロジェクトするバックプロジェクタ (5 8) と、

を含み、

上記 CT スキャナは更に、

上記イメージメモリ (6 0) にアクセスして上記患者の再構成されたイメージを表示する人が可視のディスプレイ (6 2) 、

を備えていることを特徴とする CT スキャナ。

【請求項 7】

上記ヘリカル経路に沿う上記透過放射の源 (2 0) の各位置毎に収集された上記データ

50

は、上記透過放射の源（２０）の位置における上記ヘリカル経路の接線に平行な方向においては切り捨てられず、また少なくとも１つの他の直交方向においては切り捨てられるようになっている請求項６に記載のＣＴスキャナ。

【請求項８】

上記コンボルバは、上記一次元畳み込みのための核として傾斜関数を使用する請求項６または請求項７に記載のＣＴスキャナ。

【請求項９】

上記データプロセッサ（５６）は、上記データに多重度関数の値の平均に比例する重みを乗算するようになっており、上記値は上記透過放射の源（２０）の位置から、上記透過放射の源（２０）を含み上記共通軸に直角な面上への再構成の点の投影まで伸びる射線を含む面に対応している請求項６乃至８の何れか１つに記載のＣＴスキャナ。

10

【請求項１０】

上記多重度関数の各値は、その対応する面が有している上記透過放射の源（２０）が辿るある量の上記ヘリカル経路との複数の交わりに基づいて決定され、上記量は再構成のために十分なデータ収集を可能ならしめる請求項９に記載のＣＴスキャナ。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、イメージ再構成の分野に関する。本発明は、特にＣＴスキャナに関連する応用を有しており、以下にこの応用に関して具体的に説明する。しかしながら、本発明は他の同様応用にも適用可能であることを理解されたい。

20

【０００２】

【従来の技術】

普通のスパイラルＣＴスキャナは、放射の薄いスライスまたはビームを投射するＸ線源を含んでいる。Ｘ線源は、回転軸に沿って運動する患者の周囲を回転運動するように取付けられている。放射検出器のアーカまたはリングは、患者を横切った放射を受信する。放射検出器からのデータは、患者を通る単一のスパイラルリングスライスを表している。検出器からのデータは、三次元イメージ表現に再構成される。

【０００３】

高速データ収集の場合、１対またはそれ以上の放射検出器を次々に配置することができる。これにより、２つまたはそれ以上のデータのスライスを同時に収集することができる。しかしながら、単一スライススキャナのように、スライス内データだけが再構成プロセスに使用される。

30

【０００４】

これらの従来技術のスキャナに伴う問題の１つは、それらがＸ線発生器に主要応力を賦課することである。コーンのような中実の幾何形状のＸ線が生成される場合、Ｘ線は患者のある体積的な領域を通過する。真のコーンビーム再構成においては、データの切り捨ては許されない。これらのＸ線は既知の射線（ray）（慣習的な面内と、幾つかの面を通る鋭角内とにある）に沿って通過する。中心面に対してある角度をなしている射線に沿って通過する放射は、平行化によって予め失われる。有用な診断情報を生成するために平行化によって予め失われた放射を利用することによって、Ｘ線発生器への負荷が軽減される。

40

【０００５】

しかしながら、発散ビームに沿って収集されたデータからイメージを再構成するとアーチファクトを生じ易い。発散射線アーチファクトを最小にする一方法はリングの数を最小にする、即ちコーンビームの幅を制限することである。勿論、コーンビームの幅を制限することは、初めの意図を部分的に覆すことになる。

【０００６】

コーンビームが供給する付加的な放射は、イメージングには有益であるが、患者の線量を増加させるという有害な副作用を有している。一方、線量が高いとコーンビームの回転を少なくしてボリュームを再構成することができる。

50

【 0 0 0 7 】

日本特許出願 09 010202には、ヘリカル部分コーンビームデータのためのイメージ再構成技術が開示されている。しかしながらこの技術は、データストリームを2つの部分に分割し、これらの部分を別々に処理した後に再び組合わせる。一般的に言えば、これは単一のデータストリームの処理よりも効率が低く、より複雑である。

【 0 0 0 8 】

我々の1998年9月30日付米国特許出願第09/164013号 “ 3D Image Reconstruction for Helical Partial Cone Beam Data ” に対応する日本特許出願には、ヘリカル部分コーンビームデータのための単一データストリームイメージ再構成が開示されている。

【 0 0 0 9 】

【 発明の概要 】

本発明の一面によれば、ウェッジビームデータからイメージを再構成する方法が提供される。本方法は、コーンビームデータを二次元アレイに収集するステップを含む。収集されたデータは、共通頂点がある曲線に沿って走行するにつれてその頂点から二次元内へ発散する透過放射の射線に対応する。データの各要素は、各射線に沿って取られた再構成中の対象の線積分に関係付けられる。相互に直交する3つの軸を有し、頂点を原点とするローカル座標系が限定される。ローカル座標系の第3の軸は、頂点において曲線に正接する方向に伸びている。収集されたデータは、平行射線のセットがグループ化されて共通軸から角度的に発散する放射の面を限定するように、ウェッジビームフォーマット内に再ビンされる。再ビンされたデータの一次元畳み込みが、第3の軸に平行な方向に沿ってローカル座標系内で計算される。次いで畳み込まれたデータが重み付けされ、三次元的にバックプロジェクトされる。

【 0 0 1 0 】

本発明の別の面においては、CTスキャナは検査領域を限定している第1のガントリを含んでいる。回転ガントリが、検査領域の周囲を回転するように第1のガントリ上に取付られている。透過放射の源が、回転ガントリ上にそれと共に回転するように配列されている。透過放射の源は、回転ガントリが回転するにつれて検査領域を通過するコーン形状の放射ビームを放出する。患者支持具は検査中の患者を少なくとも部分的に検査領域内に保持し、第1のガントリ及び患者支持具の少なくとも一方は、回転ガントリが回転中に患者が検査領域を通過するように並進運動する。これにより、透過放射の源は患者に対してヘリカル経路を辿るようになる。放射検出器の二次元アレイが、透過放射の源から放出された放射を、それが検査領域を横切った後に受信するように配列されている。再構成プロセッサは、放射検出器の二次元アレイによって収集されたデータから、患者のイメージを再構成する。再構成プロセッサは、平行射線のセットがグループ化されてヘリカル経路に正接する共通軸から角度的に発散する放射の面を限定するように、データをウェッジビームフォーマット内に再ビンする再ビンプロセッサを含んでいる。コンボルバは、第1のデータプロセッサからデータを受け、ヘリカル経路に正接する方向に沿うローカル座標系内でそれに一次元畳み込みを遂行する。データプロセッサはコンボルバからデータを受け、それに重み付けする。次いで、バックプロジェクトがデータプロセッサからデータを受け、それをイメージメモリ内に三次元的にバックプロジェクトする。人が見ることができディスプレイがイメージメモリにアクセスし、患者の再構成されたイメージを表示する。

【 0 0 1 1 】

本発明は、前述した従来技術に比して再構成プロセスの効率を高め、また再構成を簡易化することを可能にする。

【 0 0 1 2 】

以下に、添付図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

【 実施の形態 】

図1に示すCTスキャナ10は、検査領域14を限定している静止ガントリ12を含んでいる。回転ガントリ16が、検査領域14の周囲を回転するように静止ガントリ12上に

10

20

30

40

50

取付られている。X線管のような透過放射の源20が、回転ガントリ16上に配列され、それと共に回転する。透過放射の源20は、コーン状放射ビーム22を発生し、この放射ビーム22は回転ガントリ16が回転するにつれて検査領域14を通過する。コリメータ・シャッタアセンブリ24は放射ビーム22を形成し、ビーム22をオン及びオフに選択的にゲートする。代替として、放射ビーム22は源20において電子的にオン及びオフにゲートされる。

【0014】

寝台等のような患者支持具30が、検査またはイメージされる患者を少なくとも部分的に検査領域14内に懸架その他によって保持する。更に、回転ガントリ16が回転するにつれて、支持具30、従ってその上の患者は検査領域14の中心水平軸に沿って並進運動する。これにより、源20は患者に対してヘリカル経路を辿る。オプションとして、代替の実施の形態においては、支持具30が静止したままであり、「静止ガントリ」12が患者に対して並進運動その他の運動をして、源20が患者に対してヘリカル経路を辿るようにする。

【0015】

図示した第4世代CTスキャナにおいては、放射検出器40の複数のリングが静止ガントリ12上の検査領域14の周縁に取付られている。代替として、好ましい実施の形態においては、第3世代CTスキャナを使用し、検査領域14を中にして源20とは反対側の回転ガントリ16上に放射検出器40を取付け、コーン形放射ビーム22によって限定される領域をそれらがスパンするようにしている。構成がどのようであれ、放射検出器40は、それらの二次元アレイが源20から放出された放射を、それが検査領域14を横切った後に受信するように配列されている。

【0016】

源コーンジオメトリにおいては、源20が検査領域14の向かい側を回転するにつれて、源20から放出される放射22をスパンしている検出器のアレイが短い時間間隔で同時にサンプルされて源ビューが生成される。検出器ジオメトリにおいては、源20が検査領域14の向かい側を回転するにつれて、検出器が複数回サンプルされて検出器ビューが生成される。源20と各放射検出器40との間の経路を射線という。

【0017】

放射検出器40は、検出された放射を電子データに変換する。換言すれば、各放射検出器は、受信した放射の強度に比例する出力信号を発生する。オプションとして、検査領域14を横切らなかった放射を、参照検出器によって検出することができる。参照検出器によって受信された放射の大きさと、各活動放射検出器40によって受信された放射の大きさとの差が、対応する射線に沿うサンプルされた放射の減衰量の指示を与える。

【0018】

源ビュージオメトリにおいては、各ビュー、即ちデータの二次元アレイは、検出器の同時サンプリングによって収集された、源20に頂点を有する射線のコーンを表している。

【0019】

ガントリ取得メモリ基板42は、放射検出器40からサンプルされたデータを受信する。オプションとして、ガントリ取得メモリ基板42は放射源20を検出器に接合する射線に沿って走査された患者の線積分に比例する量の推定を遂行し、またデータをイメージプロセッサ50に引渡す前にリップル濾波動作を遂行する。イメージプロセッサ50はガントリ取得メモリ基板42からのビューデータを処理し、それをイメージメモリ60内へ三次元的にバックプロジェクトする。

【0020】

イメージプロセッサ50は、ビューフォーマットのための適切なフィルタまたは畳み込み関数を用いて数学的処理を遂行し、ビューを畳み込む。詳述すれば、再ピンプロセッサ52がデータを再ピンする。好ましい実施の形態においては、再ピンに先だって予備重み付けは行わない。次いでコンボルバ54が一次元畳み込みを遂行する。データプロセッサ56が畳み込まれたデータに重み付けした後に、バックプロジェクタ58がデータをイメー

10

20

30

40

50

ジメモリ 60 内にバックプロジェクトする。モニタのような、人が見ることができるディスプレイ 62 がイメージメモリ 60 にアクセスし、走査された患者の再構成されたイメージを選択的に表示する。

【0021】

引続き図 1 を参照しながら、図 2 乃至 4 をも参照して再構成技術の数学的解析を試みる。部分的コーンビームの頂点（即ち、源 20）が簡単な曲線（即ち、らせん）を描き、ビームは、根元的なジオメトリの射線が一方向においてだけ平行であり、直交方向においてはビームが発散する性質は残るように再ピンされるという事実を銘記されたい。これにより、ビームはウェッジ形状になる。以下に、このようなビームのより厳密な定義を与える。更に、このウェッジビームジオメトリに関して正確な再構成数式を求める。厳密な数学的導出を使用し、極めて実際的な再構成手順を導出する。最終的には、重み付けされた 1D 畳み込みされたデータの 3D バックプロジェクションを遂行することによって、走査された対象の再構成が行われる。より技術的な詳細に関して以下に説明する。

10

【0022】

上述した正確な反転公式を厳密に数学的に導出するための用語及び表記法は以下の通りである。再構成される患者は R^3 から R まで関数 f によって表され、有限の広がり、即ちコンパクトなサポートである。 R^3 内の単位球は S で表され、従って $S = \{ x \in R^3 \mid |x| = 1 \}$ である。 R^3 内の 2 つの点 x 及び y の内積は $\langle x, y \rangle$ によって表される。

【0023】

以下の説明では、円柱座標系が屢々使用される。以下の円柱座標 (r, α, s) を有する R^3 内の点 x は、デカルト座標 $x = r \cos \alpha$, $y = r \sin \alpha$ 及び $z = s$ を有する点である。便宜上、 R^3 内のこの点 x をその極角度 α によって表すことがある。

20

【0024】

【外 1】

関数 h のフーリエ変換を $\hat{h}$ によって表す。フーリエ変換は、

【数 1】

$$\hat{f}(\xi) = \int_{R^3} f(x) e^{-2i\pi \langle x, \xi \rangle} dx \quad (1);$$

30

によって与えられ、式 (1) を円柱座標系で表すと、

【数 2】

$$\hat{f}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{\Pi} |r| f(r \cos(\alpha), r \sin(\alpha), s) e^{-2i\pi \langle \xi, \alpha \rangle} ds dr d\alpha \quad (2).$$

になる。

40

【0025】

このデータは、走査された患者 f の線積分の形状である。数学的に言えば、点 V から発し、方向 α に伸びる正の半線 $\alpha \in S$ は、セット $\{ V + r\alpha \mid r \in [0, \infty) \}$ であるので、この半線に沿う f の積分は、

【数 3】

$$p_V(\alpha) = \int_0^{\infty} f(V + r\alpha) dr \quad (3).$$

として表される。

50

【 0 0 2 6 】

この観点から、セット $\{ p_v(\alpha) | \alpha \in S \}$ は、 V を頂点とするコーン内の f の線積分のセットを表す。関数 f が有限の広がりであるので、頂点 V が関数 f のサポートの外側であるものとして、もし α が C の外側にあれば、 $p_v(\alpha) = 0$ であるような S のサブセット C によって限定されるコーンが存在する。

【 0 0 2 7 】

以下の説明では、 R^3 内の微分可能な曲線 φ は、間隔 Λ から R^3 内への微分可能な関数である。らせんは、このような曲線の例である。曲線の各点 $\varphi(\lambda)$ 毎に、 $\varphi(\lambda)$ を原点とするローカル直交座標系が限定される（図2参照）。 $\varphi(\lambda) = (R \cos \lambda, R \sin \lambda, \sigma \lambda)$ によって定義されるらせんの場合には、このようなローカル座標系の例は、以下の3つの単位正規直交ベクトルによって定義される系である。

10

【 数 4 】

$$\tau = (\cos \lambda, \sin \lambda, 0) \quad (4),$$

【 数 5 】

$$\mu = (-\sigma \sin \lambda, \sigma \cos \lambda, -R) / \sqrt{R^2 + \sigma^2} \quad (5),$$

及び、

20

【 数 6 】

$$\nu = (-R \sin \lambda, R \cos \lambda, \sigma) / \sqrt{R^2 + \sigma^2} \quad (6).$$

【 0 0 2 8 】

ベクトル ν は $\varphi(\lambda)$ においてらせんに正接する方向のベクトルである。 T_λ は、変換 $\varphi(\lambda) + T_\lambda$ が、元のデカルト座標系をローカル座標系に整列せしめるような回転を表している。各点 $\varphi(\lambda)$ において、関数 f のウェッジビーム変換が、以下の式によって R^3 内に限定された関数 g_λ であると定義される。

【 数 7 】

30

$$g_\lambda(\alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\varphi(\lambda) + T_\lambda(tr \cos(\alpha), tr \sin(\alpha), s)) dt \quad (7),$$

ここに、 α は R^3 内の点である。各角度 α 毎に、 $L_{\lambda, \alpha}$ は、ローカル座標系の最初の2つの軸（ $\varphi(\lambda)$ を通り、第1の軸と角 α をなす）によって限定される面内の線を表している（図3参照）。もし $r = 1$ であれば、 $g_\lambda(\alpha)$ はローカル座標系の第3の軸上の点を通る線（ $\varphi(\lambda)$ から距離 s にあり、線 $L_{\lambda, \alpha}$ に平行）に沿う関数 f の積分である。従って、もし角度 α が一定であり、 s が $-\infty$ から ∞ まで変化すれば、 $g_\lambda(\alpha)$ は線 $L_{\lambda, \alpha}$ に平行な1組の線に沿う f の積分である。これらの線は、ローカル座標系の第3の軸を含み、第1及び第3の軸によって限定される面と角 α をなしている面 $P(\lambda, \alpha)$ 内にある（図3参照）。 T_λ の反転である回転は θ_λ によって表される。

40

【 0 0 2 9 】

表記法を簡略化するために、 R^3 とスカラーとの円柱掛け算と呼ぶ演算を導入する。この演算においては、 R^3 内のある点の最初の2つの成分にスカラーを乗じ、第3の成分は不変のままとする。この演算は、座標系依存である。元の座標系に対するこの演算のために記号を使用し、この記号は元の座標系から T_λ だけ回転した座標系のために使用される。定義から、式(8)は次のようになる。

【 数 8 】

$$\rho \diamond_{\lambda} \alpha = \rho \diamond T_{\lambda}(\alpha) \quad (8).$$

この演算を使用すると、以下が導出される。

【数 9】

$$g_{\lambda}(\alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\varphi(\lambda) + t \diamond T_{\lambda}(\alpha)) dt \quad (9),$$

または、

10

【数 10】

$$g_{\lambda}(\alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\varphi(\lambda) + t \diamond_{\lambda} \alpha) dt \quad (10).$$

【0030】

以下の説明においては、上に定義された g_{λ} を $W_{\lambda}(f)$ としても表す。この観点からは、 W_{λ} は R^3 内の関数のセットに作用する演算子または変換と考えられる。 $\lambda \rightarrow \infty$ の場合、演算子 W_{λ} のファミリー $\{W_{\lambda}\}$ をウェッジビーム変換と呼ぶ。ファミリー $\{W_{\lambda} f\}$ を、 f のウェッジビームデータと称する。

20

【0031】

部分コーンビームデータ $\{p_{\varphi(\lambda)}\}$ は、補間プロセスを使用してウェッジビームデータ $\{W_{\lambda} f\}$ のセットを発生するために再ビンされる。コーンビームジオメトリのための標準的な十分条件の下では、ウェッジビームデータから関数 f を再構成することができる。そのウェッジビーム変換から f を回復するために、以下の補助定理（レンマ）を使用する。

【0032】

3D関数として、 f のフーリエ変換、及びそのウェッジビーム変換のフーリエ変換は、以下の式を満足する。

【数 11】

30

$$\hat{g}_{\lambda}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\rho \diamond_{\lambda} \xi) e^{2i\pi \langle \varphi(\lambda), \rho \diamond_{\lambda} \xi \rangle} d\rho \quad (11).$$

従って、

【数 12】

$$\hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda} \xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\rho \diamond \xi) e^{2i\pi \langle \varphi(\lambda), \rho \diamond \xi \rangle} d\rho \quad (12).$$

40

フーリエ変換の定義から、以下が得られる。

【数 13】

$$\hat{g}_{\lambda}(\xi) = \int_{R^3} g_{\lambda}(\alpha) e^{-2i\pi \langle \alpha, \xi \rangle} d\alpha \quad (13).$$

従って、

【数 14】

$$\hat{g}_{\lambda}(\xi) = \int_{R^3} \int_{-\infty}^{\infty} f(\varphi(\lambda) + t \diamond_{\lambda} \alpha) e^{-2i\pi \langle \alpha, \xi \rangle} dt d\alpha \quad (14).$$

$x = \varphi(\lambda) + t \diamond_{\lambda} \alpha$ 、及び $\rho = 1/t$ によって定義される変数を変化させ、変換のヤコビアンが 1 であることを実現すれば、以下が導出される。

【数 1 5】

$$\hat{g}_{\lambda}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{R^3} f(x) e^{-2i\pi \langle \rho \diamond_{\lambda} (x - \varphi(\lambda)), \xi \rangle} dx d\rho \quad (15). \quad 10$$

または、

【数 1 6】

$$\hat{g}_{\lambda}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{R^3} f(x) e^{-2i\pi \langle x - \varphi(\lambda), \rho \diamond_{\lambda} \xi \rangle} dx d\rho \quad (16).$$

従って、補助定理が得られる。

【0 0 3 3】

この補助定理から、次が導出される。

20

【数 1 7】

$$\hat{g}_{\lambda}(r \diamond_{\lambda} \xi) = \frac{1}{|r|} \hat{g}_{\lambda}(\xi) \quad (17),$$

何故ならば、

【数 1 8】

$$\rho \diamond_{\lambda}(r \diamond_{\lambda} \xi) = (\rho r) \diamond_{\lambda} \xi \quad (18).$$

だからである。更に、 $\langle \varphi(\lambda), \rho \diamond_{\lambda} \xi \rangle = r \rho$ と書くことによって、次式が得られる。

30

【数 1 9】

$$\langle \varphi'(\lambda), \rho \diamond_{\lambda} \xi \rangle d\lambda = \rho dr \quad (19),$$

また、上記補助定理から、

【数 2 0】

$$\hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda} \xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\rho \diamond_{\lambda} \xi) e^{-2i\pi r \rho} d\rho \quad (20).$$

40

従って、

【数 2 1】

$$\hat{f}(\rho \diamond_{\lambda} \xi) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda} \xi) e^{-2i\pi r \rho} dr \quad (21).$$

従って、

【数 2 2】

$$\hat{f}(\rho \diamond \xi) = \frac{1}{|\rho|} \int_{\Lambda} |\langle \varphi'(\lambda), \rho \diamond \xi \rangle| M_{\lambda}(\rho \diamond \xi) \hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda} \xi) e^{-2i\pi \langle \varphi(\lambda), \rho \diamond \xi \rangle} d\lambda \quad (22),$$

ここでは、収集されたデータ内の冗長度を斟酌するために多重度関数 M_{λ} が導入されている。好ましい実施の形態においては、多重度関数 M_{λ} を使用して積分を正規化し、次式を満足させる。

【数 2 3】

10

$$\int_{\Lambda} |\langle \varphi'(\lambda), \xi \rangle| M_{\lambda}(\xi) \delta(\langle \varphi(s) - \varphi(\lambda), \xi \rangle) d\lambda = 1 \quad (23).$$

この結果を書き直すと、

【数 2 4】

$$\hat{f}(\rho \diamond \xi) = \int_{\Lambda} |\langle \varphi'(\lambda), \rho \diamond \xi \rangle| M_{\lambda}(\rho \diamond \xi) \hat{g}_{\lambda}(\rho \diamond \vartheta_{\lambda}(\xi)) e^{-2i\pi \langle \varphi(\lambda), \rho \diamond \xi \rangle} d\lambda \quad (24).$$

20

特に、 $\rho = 1$ とすれば、

【数 2 5】

$$\hat{f}(\xi) = \int_{\Lambda} |\langle \varphi'(\lambda), \xi \rangle| M_{\lambda}(\xi) \hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda}(\xi)) e^{-2i\pi \langle \varphi(\lambda), \xi \rangle} d\lambda \quad (25).$$

【0 0 3 4】

関数 f は、3D 畳み込みされたデータを三次元的にバックプロジェクトすることによって、そのウェッジビーム変換から再構成される。詳述すれば、 R^3 内の何れの点 x についても、

30

【数 2 6】

$$f(x) = \int_{\Lambda_x} (T_{\lambda}(W_{\lambda}(f)) * q_{\lambda} * I_{\lambda})(x - \varphi(\lambda)) d\lambda \quad (26),$$

但し、 $\varphi(\Lambda_x)$ は x を通る何れかの面が少なくとの 1 つの点において部分曲線（サブカーブ）を切るような $\varphi(\Lambda)$ の部分曲線であり、 q_{λ} は関数 $\xi \rightarrow |\langle \xi, \varphi'(\lambda) \rangle|$ の 3D 逆フーリエ変換であり、 I_{λ} は次式を満足する多重度関数 M_{λ} の 3D 逆フーリエ変換である。

【数 2 7】

40

$$\int_{\Lambda_x} |\langle \varphi'(\lambda), \xi \rangle| M_{\lambda}(\theta) \delta(\varphi(s) - \langle \varphi(\lambda), \xi \rangle) ds = 1 \quad (27).$$

ここに $T_{\lambda} g$ は次式によって定義される。

【数 2 8】

$$T_{\lambda} g(\alpha) = g(T_{\lambda}(\alpha)) \quad (28).$$

フーリエ変換の反転から、次式が求められる。

50

【数 2 9】

$$f(x) = \int_{R^3} \hat{f}(\xi) e^{-2i\pi \langle x, \xi \rangle} d\xi \quad (29).$$

式 (25) から、次が得られる。

【数 3 0】

$$f(x) = \int_{R^3} \int_{\Lambda} |\langle \varphi'(\lambda), \xi \rangle| M_{\lambda}(\xi) \hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda} \xi) e^{2i\pi \langle \varphi(\lambda), \xi \rangle} e^{-2i\pi \langle x, \xi \rangle} d\lambda d\xi \quad (30).$$

10

または、

【数 3 1】

$$f(x) = \int_{\Lambda} \int_{R^3} |\langle \varphi'(\lambda), \xi \rangle| M_{\lambda}(\xi) \hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda} \xi) e^{2i\pi \langle x - \varphi(\lambda), \xi \rangle} d\xi d\lambda \quad (31).$$

この公式は、上式の内積分が $x - \varphi(\lambda)$ において評価される関数の逆フーリエ

【外 2】

20

変換であり、また α における $\hat{g}_{\lambda}(\vartheta_{\lambda}(\xi))$ の逆フーリエ変換が $g_{\lambda}(T_{\lambda}(\alpha))$ であ

ることを実現することによって得られる。f を計算するための最後の式が、 $\xi \in R^3$ について $\langle x - \varphi(\lambda), \xi \rangle = 0$ のような $\varphi(\lambda)$ の曲線、即ち上述した式 (26) の第 1 条件を満足する部分曲線 $\varphi(\Lambda_x)$ だけを使用する。

【0 0 3 5】

上記反転公式は、次のように書かれる。

【数 3 2】

$$f(x) = \int_{\Lambda_x} Q_{\lambda}(x - \varphi(\lambda)) d\lambda \quad (32),$$

30

ここに、

【数 3 3】

$$Q_{\lambda} = T_{\lambda}(W_{\lambda}(f)) * q_{\lambda} * I_{\lambda} \quad (33).$$

λ に関しての積分を 3D バックプロジェクションと呼び、 Q_{λ} はビュー $\varphi(\lambda)$ における畳み込まれたデータである。ウェッジビーム変換のための反転公式を記述するために同じ用語を使用して、部分コーンビームのための反転公式と比較すると、實際上、それらの間に重大な差が存在する。ここでも、第 1 コンボルバ q_{λ} が $|\langle \varphi'(\lambda), \xi \rangle|$ の反転 3D フーリエ変換であるということを利用し、軸の 1 つが $\varphi'(\lambda)$ に平行であるローカル座標系内のバックプロジェクションのための畳み込みを計算すると有利である。これが、前述したローカル座標系を選択した理由の 1 つである。

40

【0 0 3 6】

このローカル座標系 (t, u, v) においては、

【数 3 4】

$$q_{\lambda}(t, u, v) = -C \delta(t) \delta(u) \frac{1}{v^2} \quad (34),$$

ここに、第3の軸が $\varphi'(\lambda)$ に平行であるから C は定数である。従って、もし A がローカル座標系内に座標 (a, b, c) を有する3D空間内の点であるとすれば、

【数35】

$$T_{\lambda}(W_{\lambda}(f)) * q_{\lambda}(A) = -C \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h_{\lambda}(a-t, b-u, c-v) \delta(t) \delta(u) \frac{1}{v^2} dt du dv \quad (35),$$

ここに、

【数36】

$$h_{\lambda}(A) = T_{\lambda}(W_{\lambda}(f))(\vartheta_{\lambda}(A)) = W_{\lambda}f(A) \quad (36).$$

従って、

【数37】

$$T_{\lambda}(W_{\lambda}f) * q_{\lambda}(A) = -C \int_{-\infty}^{\infty} h_{\lambda}(a, b, c-v) \frac{1}{v^2} dv \quad (37).$$

もし $P(\lambda, \alpha)$ が点 $(a, b, 0)$ 及び第3の軸によって限定される面を表し(図3参照)、 $w_{\lambda\alpha}(v)$ が面 $P(\lambda, \alpha)$ 内にあって点 $(0, 0, c)$ を通る線に沿う関数 f の積分を表し、従って $w_{\lambda\alpha}$ が面 $P(\lambda, \alpha)$ 内の平行ビームであれば、次式が得られる。

【数38】

$$T_{\lambda}g_{\lambda} * q_{\lambda}(A) = \frac{C}{\sqrt{a^2 + b^2}} w_{\lambda\alpha} * q(c) \quad (38).$$

【0037】

この最後の畳み込みは、標準的な2D再構成の核、即ち面 $P(\lambda, \alpha)$ 内に限定された傾斜関数を用いた平行ビームの標準的な畳み込みである。上式は次のように書き直される。

【数39】

$$W_{\lambda}(T_{\lambda}(f)) * q_{\lambda}(r \cos \alpha, r \sin \alpha, s) = \frac{C}{r} w_{\lambda\alpha} * q(s) \quad (39).$$

畳み込み $W_{\lambda}(T_{\lambda}(f)) * q_{\lambda}$ を k_{λ} で表せば、畳み込みデータは次のように円柱座標で書かれる。

【数40】

$$Q_{\lambda}(x - \varphi(\lambda)) = \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |r| k_{\lambda}(r, \alpha, s) I_{\lambda}(x - \varphi(\lambda) - (r, \alpha, s)) dr ds d\alpha \quad (40).$$

多重度核 I_{λ} は、多重度関数 M_{λ} の逆3Dフーリエ変換である。従って、

【数41】

10

20

30

40

50

$$Q_{\lambda}(x-\varphi(\lambda)) = \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |r| k_{\lambda}(r, \alpha, s) \int_{R^3} M_{\lambda}(\xi) e^{2i\pi \langle x-\varphi(\lambda) - (r, \alpha, s), \xi \rangle} d\xi dr ds d\alpha \quad (41).$$

(r_0, α_0, s_0) を $x - \varphi(\alpha)$ の円柱座標とし (図 4 参照)、もし $A = (r, \alpha, 0)$ 、及び $A_0 = (r_0, \alpha_0, 0)$ ならば、次式が得られる。

【数 4 2】

$$x - \varphi(\lambda) - (r, s, \alpha) = A_0 - A + (s_0 - s) v \quad (42).$$

10

M_{λ} の定義から、図 4 に示すように、ローカル座標系を第 3 の軸を中心として回転させて第 1 の軸を $\varphi(\lambda) A_0$ と整列させることにより、 M_{λ} の計算のための R^3 の座標系が選択される。この新しい座標系を使用し、

【数 4 3】

$$\xi = t\beta + uv \quad (43),$$

と書くと (但し、 $\beta = (t \cos \beta, t \sin \beta, 0)$)、次式が得られる。

20

【数 4 4】

$$\langle x - \varphi(\lambda) - (r, s, \alpha), \xi \rangle = \langle A_0 - A, \beta \rangle + (s_0 - s) u \quad (44).$$

【0 0 3 8】

座標系を選択することによって M_{λ} は角度 β のみに依存するようになり、従って角度 β の関数としてフーリエ級数で表される。級数の第 1 項 (その逆フーリエ変換である $m_{\lambda}(\alpha_0)$) によって表される) によって M_{λ} を近似すると、 I_{λ} は次式によって与えられる。

【数 4 5】

$$I_{\lambda}(X - \varphi(\lambda) - (r, \alpha, s)) = m_{\lambda}(\alpha_0) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{R^2} e^{-2i\pi (\langle A_0 - A, \beta \rangle + (s_0 - s) u)} d\beta du \quad (45).$$

30

従って、

【数 4 6】

$$I_{\lambda}(X - \varphi(\lambda) - (r, \alpha, s)) = m_{\lambda}(\alpha_0) \delta(s - s_0) \delta(A - A_0) \quad (46).$$

従って、式 (41) は次のように縮小される。

【数 4 7】

$$Q_{\lambda}(x - \varphi(\lambda)) = m_{\lambda}(\alpha_0) r_0 k_{\lambda}(r_0, \alpha_0, s_0) \quad (47).$$

40

または、式 (39) から、

【数 4 8】

$$Q_{\lambda}(x - \varphi(\lambda)) = m_{\lambda}(\alpha_0) w_{\lambda\alpha_0} * q(s_0) \quad (48).$$

以上の説明から、以下が求められる。

50

【数 4 9】

$$f(x) \approx \int_{\Lambda_x} m_\lambda(\alpha_0) w_{\lambda\alpha_0} * q(s_0) d\lambda \quad (49).$$

【0039】

換言すれば、関数 f の再構成は、ビームの中心 $\varphi(\lambda)$ が部分曲線 $\varphi(\Lambda_x)$ を描くにつれて、再構成の点 x を通るウェッジビームの全ての射線に沿う重み付けされ、畳み込まれたデータを合計することによって求められる。各位置 $\varphi(\lambda)$ 毎の面 $P(\lambda, \alpha_0)$ は点 x 及び $\varphi(\lambda)$ を通り接線 $\varphi'(\lambda)$ に平行な面を表す。この面内では、全ての射線は互いに平行であり、 $\varphi'(\lambda)$ に直角である。畳み込みは、標準的な再構成の核、即ち傾斜関数を用いるこの面内の平行射線の標準的畳み込みである。重み $m_\lambda(\alpha_0)$ は、線 $\varphi(\lambda) A_0$ に直交する全ての単位ベクトル ξ について、関数 $M_\lambda(\xi)$ の平均である。

10

【0040】

上述したように、イメージは、データをウェッジビームデータ内に先ず再ビンすることによって、ヘリカル部分コーンビームスキャナから再構成される。らせんの各点 $\varphi(\lambda)$ 毎に、ウェッジビームデータは平行射線のセットに沿って走査された患者の線積分からなる。全ての射線は、 $\varphi(\lambda)$ におけるらせんの接線 $\varphi'(\lambda)$ に直角である。 $\varphi(\lambda)$ に原点を有し、第3の軸が $\varphi'(\lambda)$ に平行なローカル座標系が定義される。ウェッジビームの射線は、ローカル座標系の第1及び第3の軸によって限定される面と角度 α をなすいろいろな面 $P(\lambda, \alpha)$ 内の射線のセットにグループ化される。これらの面は、第3の軸に沿って互いに交差する。各面 $P(\lambda, \alpha)$ 内の平行ビーム内のデータは、標準的な2D再構成核を用いて一次元的に畳み込まれる。3D空間内の各再構成点 x 毎に、その再構成のための完全データセットを得るために部分曲線 $\varphi(\Lambda_x)$ が選択される。この部分曲線の中心 $\varphi(\lambda_0)$ は曲線 $\varphi(\Lambda)$ と再構成点 x を通る水平面との交わりである。部分曲線の両端点（ウェッジビームフォーマットへの再ビンニングを支援するのに十分な）は、 $\varphi(\lambda_0 - \pi/2)$ 、及び $\varphi(\lambda_0 + \pi/2)$ に選択される。点 x において走査された患者 f の再構成は、 λ が Λ_x を描くにつれて点 x を通る全ての射線に沿って重み付けされ、畳み込まれたデータを合計することによって求められる。 Λ_x 内の各 λ 毎に畳み込まれたデータは、点 x を含む面 $P(\lambda, \alpha_0)$ 内の標準1D畳み込みされたデータである。畳み込まれたデータの重みはらせんのピッチに依存し、線 $\varphi(\lambda) A_0$ に（ここに A_0 はローカル座標系の第1及び第2の軸によって限定される面上への再構成点 x の正射影である）を通る全ての面に沿う多重度関数の合計に比例する。この特定の場合、我々は Λ 内の全ての λ に対して重み $C(\lambda)$ が1であるように、従って、 $M_\lambda(\xi)$ を部分曲線 $\varphi(\Lambda_x)$ と、 $\varphi(\lambda)$ を通りベクトル ξ に直角な面との交点の合計数の逆数に等しくするように選択することができる。

20

30

【0041】

再構成プロセスの効率及び簡易化の他に、上述したウェッジビーム変換を使用するヘリカル部分コーンビームスキャナのための3Dイメージ再構成の長所は、部分データセットから高品質のイメージ再構成が達成されることであり、即ち、データはイメージの品質を落とさずに少なくとも一方向において切り捨てることができることである。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】本発明によるCTスキャナの概要図である。

【図2】本発明による再構成プロセスの導出及び実施を説明する図である。

【図3】本発明による再構成プロセスの導出及び実施を説明する図である。

【図4】本発明による再構成プロセスの導出及び実施を説明する図である。

【符号の説明】

10 CTスキャナ

12 静止ガントリ

14 検査領域

16 回転ガントリ

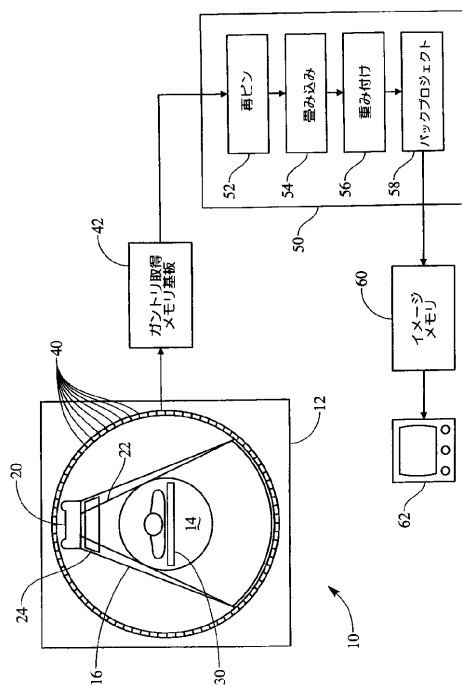
20 透過放射の源

50

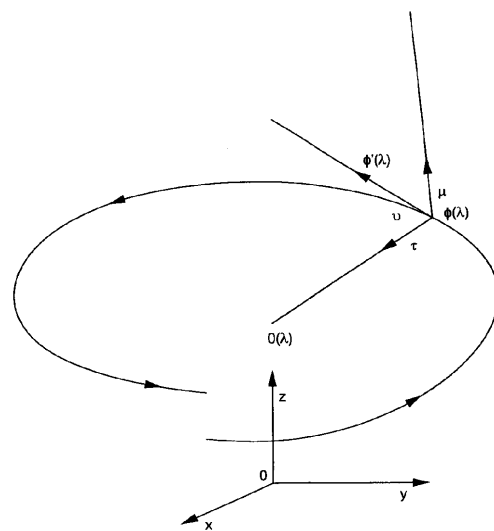
- 2 2 放射ビーム
- 2 4 コリメータ・シャッタアセンブリ
- 3 0 患者支持具
- 4 0 放射検出器
- 4 2 ガントリ取得メモリ基板
- 5 0 イメージプロセッサ
- 5 2 再ビンプロセッサ
- 5 4 コンボルーバ
- 5 6 データプロセッサ
- 5 8 バックプロジェクタ
- 6 0 イメージメモリ
- 6 2 ディスプレイ

10

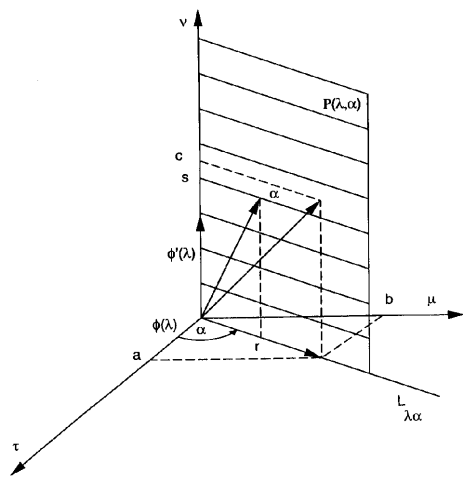
【図 1】



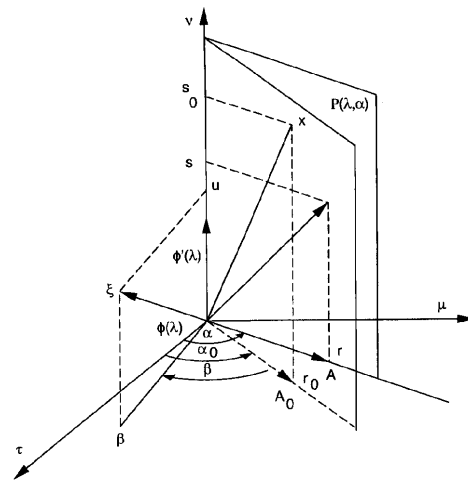
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100074228

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人 100084009

弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 ヒーアン ケイ テュイ

アメリカ合衆国 オハイオ州 44026 チェスターランド ディーアヘヴン ドライヴ 83
05

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 特開平9-10202(JP,A)

米国特許第5802134(US,A)

特開平6-214031(JP,A)

特開平5-324801(JP,A)

国際公開第98/24063(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14