

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4424709号
(P4424709)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F I

A 6 1 B 6/03 3 3 1

A 6 1 B 6/03 3 4 0 A

請求項の数 10 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2000-64268 (P2000-64268)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成12年3月9日 (2000.3.9)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2000-271112 (P2000-271112A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成12年10月3日 (2000.10.3)		MPANY
審査請求日	平成19年3月6日 (2007.3.6)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	09/272708		クタデイ、リバーロード、1番
(32) 優先日	平成11年3月19日 (1999.3.19)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	ジャン・ヘシエー
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
			ケシャー、エリン・レーン、1736番
		審査官	井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 物体の像を形成する方法及びイメージング・システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線検出器アレイと投影角度に沿って前記検出器アレイに向かってX線ビームを投射する回転式X線源とを含む、物体の像を形成するためのイメージング・システムであって、複数の投影角度を通じて前記X線源を回転させ、複数の投影データのサンプルを収集し、各々の投影データのサンプルの間の角度間隔を前記投影角度の関数として変更するように構成されているイメージング・システム。

【請求項 2】

前記投影データを用いて前記物体全体の立体断層像を形成するように更に構成されている請求項 1 に記載のイメージング・システム。

10

【請求項 3】

各々の投影データのサンプルの間の角度間隔を前記投影角度の関数として変更するために、前記X線源の回転速度を変更するように構成されている請求項 1 に記載のイメージング・システム。

【請求項 4】

各々の投影データのサンプルの間の角度間隔を前記投影角度の関数として変更するために、前記検出器アレイのサンプリング周波数を変更するように構成されている請求項 1 に記載のイメージング・システム。

【請求項 5】

各々の投影データのサンプルの間の角度間隔を前記投影角度の関数として変更するため

20

に、第 1 の投影角度範囲を設定し、第 2 の投影角度範囲を設定するように構成されている請求項 1 に記載のイメージング・システム。

【請求項 6】

各々の投影データのサンプルの間の角度間隔を変更するために、前記第 1 の投影角度範囲では第 1 の速度で前記 X 線源を回転させ、前記第 2 の投影角度範囲では第 2 の速度で前記 X 線源を回転させるように更に構成されている請求項 5 に記載のイメージング・システム。

【請求項 7】

前記物体は、鋭い構造を有する少なくとも 1 つの高密度要素を含んでおり、前記システムは、第 1 の投影角度領域を設定するために、鋭い構造の軸を決定し、該鋭い構造の軸に沿って近似的に整列するように前記第 1 の投影角度範囲の中心を選択するように構成されている請求項 5 に記載のイメージング・システム。

10

【請求項 8】

前記鋭い構造の軸は患者の y 軸に整列しており、前記システムは、前記鋭い構造の軸に沿って近似的に整列するように前記第 1 の投影角度範囲の中心を選択するために、前記患者の y 軸に近似的に整列するように前記第 1 の投影角度範囲の中心を選択するように構成されている請求項 7 に記載のイメージング・システム。

【請求項 9】

第 2 の投影角度範囲を設定するために、 $C_{SPAR} = 180^\circ + C_{FPAR}$ に従って第 2 の投影角度領域の中心を設定するように構成されており、ここで、 C_{SPAR} = 前記第 2 の投影角度領域の中心であり、 C_{FPAR} = 第 1 の投影角度領域の中心である請求項 5 に記載のイメージング・システム。

20

【請求項 10】

前記投影データに対して重み付け関数を適用するために、前記第 1 の投影角度範囲から収集された前記投影データに対して第 1 の重みを適用し、前記第 2 の投影角度範囲から収集された前記投影データに対して第 2 の重みを適用するように構成されている請求項 5 に記載のイメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

30

本発明は一般的には、イメージング・システムに関し、より具体的には、物体の立体像を形成するための可変式の角度サンプリングによるアーティファクト補償に関する。

【0002】

【従来の技術】

少なくとも 1 つの公知のイメージング・システム構成においては、X 線源がファン（扇形）形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系の XY 平面であって、一般に「イメージング平面」と呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。X 線ビームは、患者等のイメージングされている物体を通過する。ビームは、物体によって減弱された後に、放射線検出器の配列（アレイ）に入射する。検出器アレイの所で受け取られる減弱したビーム放射線の強度は、物体による X 線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子は、検出器の位置におけるビーム減弱の測定値である個別の電気信号を発生する。

40

【0003】

計算機式断層撮影（CT）システムとして広く知られている少なくとも 1 つの公知の形式のイメージング・システムにおいて、検出器アレイからの一群の X 線減弱測定値（即ち、投影データ）は「ビュー」と呼ばれる。物体の「走査（スキャン）」は、X 線源及び検出器が少なくとも 1 回転する間に様々な投影角度（即ち、ビュー角度）において形成される 1 組のビューで構成されている。アキシアル・スキャン（軸方向走査）においては、投影データを処理して、物体を通過して得られる 2 次元スライスに対応する像を構成する。典型的には、各々のスライスは、患者の軸又は z 軸における患者の約 2 cm 未満の撮像範囲

50

に相当し、ガントリの１回転中の９８４のビューから収集されるデータから形成される。

１組の投影データから像を再構成する１つの方法は、当業界でフィルタ補正逆投影（filtered back projection）法と呼ばれている。この手法は、走査からの減弱測定値を「ＣＴ数」又は「ハンスフィールド(Hounsfield)単位」と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて、陰極線管表示器上の対応するピクセルの輝度を制御するものである。

【０００４】

【発明が解決しようとする課題】

少なくとも１つの公知のＣＴシステムは、行及び列を成して配列した複数のピクセルを有する大型のフラット・パネル型デジタルＸ線機器（即ち、検出器）を用いてデータを収集する。しかしながら、このようなフラット・パネルは、読み出し時間が遅く、従って、像を形成するのに必要な時間が増大する。少なくとも１つの公知のＣＴシステムでは、大型のフラット・パネルは、１秒当たり３３のビューを収集する能力しかない。１０秒の走査を用いると、３３０のビューしか収集されず、結果として、他の公知のイメージング・システムに対してガントリの１回転あたりに収集されるビューの数は大幅に減少する。当業界で公知のように、このようなビューのアンダ・サンプリング（サンプリング不足）は、エイリアシング（aliasing）アーティファクトを生ずる。エイリアシング・アーティファクトは、患者の上体の周辺部で最も著しく、脊椎のような高密度要素の鋭い構造に大部分起因して生じている。加えて、脊椎の配向の結果として、最も深刻なストリーク・アーティファクトが患者のｙ軸に平行となっており、Ｘ線源が患者のｙ軸に実質的に整列しているときに最も著しいアンダーサンプリングが生ずることを示している。

【０００５】

ガントリの単一の回転から収集されるデータを利用して、患者の体内の完全な物体の立体像を形成するイメージング・システムを提供することが望ましい。又、エイリアシング・アーティファクトが減少し、走査が妥当な時間内に完了するように、投影角度の関数としてビュー収集速度を変更する上述のようなシステムを提供することが望ましい。

【０００６】

【課題を解決するための手段】

これらの目的及びその他の目的は、本発明の一形態では、像のエイリアシング・アーティファクトが減少するように、投影データのサンプル間の角度間隔を変更するデジタル式イメージング・システムによって達せられ得る。具体的に述べると、一実施態様では、このイメージング・システムは回転可能なガントリを含んでおり、ガントリは、デジタル式検出器アレイに向かってＸ線ビームを投射するＸ線源を備えている。デジタル式検出器アレイは、行及び列を成して配列した複数のピクセルを有するパネル構成として作製されている。デジタル式検出器アレイは、１回の完全な回転までガントリを回転させることにより患者の体内の物体全体の立体像を形成するように構成されている。

【０００７】

動作時には、患者の走査を行う前に、少なくとも２つの投影角度領域が物体に関して設定される。ガントリが複数の投影角度を通じて回転するにつれて、各々の領域から投影データを収集する角度間隔が変更される。より詳しく述べると、走査を完了するのに要求される時間が最短となり、且つエイリアシング・アーティファクトが減少するように、各々の領域でのビュー・サンプリング速度を変更する。代替的には、ビュー・サンプリング速度を増大させてエイリアシング・アーティファクトを減少させるように、Ｘ線源の回転速度が高密度物体の鋭い構造を含んでいる区域では低下される。これらのような鋭い構造を含んでいない区域では、ビュー・サンプリング速度が低下するように、ガントリの回転速度が増大される。

【０００８】

異なるビュー・サンプリング速度を利用してデータを収集した後に、収集されたビューを表わす投影データを補間して、追加の数のビューを形成する。次いで、これらのビューは、公知の再構成アルゴリズムによって再構成されて、立体像を形成する。

【０００９】

以上に述べたシステムは、ガントリの単一の回転から収集されるデータを用いて、患者の体内の完全な物体の立体断層像を形成する。加えて、投影角度の関数としてビュー・サンプリング速度を変更することにより、エイリアシング・アーティファクトを減少する。具体的には、ある領域ではより高速でビューを収集し、他の領域ではより低速でビューを収集することにより、走査時間を短縮し、エイリアシング・アーティファクトを減少させる。

【 0 0 1 0 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 及び図 2 について説明する。同図には、計算機式断層撮影 (CT) イメージング・システム 10 が、「第 3 世代」CT スキャナにおいて典型的な回転可能なガントリ 12 を含んでいるものとして示されている。一実施例では、X 線源 14 が、ガントリ 12 に結合されており、ガントリ 12 の反対側に設けられているデジタル式検出器アレイ 18 に向かって X 線ビーム 16 を投射する。一実施例では、検出器アレイ 18 は、行及び列を成して配列した複数のピクセル (図示されていない) を有するパネル構成として作製されている。各々のピクセルは、フォトダイオードのような光センサを含んでおり、光センサは、スイッチング・トランジスタを介して 2 つの別個のアドレス線、1 つの走査線及び 1 つのデータ線に結合されている。シンチレータ材料 (図示されていない) 及びピクセル光センサに入射した放射線は、フォトダイオードに跨がる電荷の変化によって、X 線とシンチレータとの相互作用によって発生される光の量として測定される。結果として、各々のピクセルは、患者 22 による減弱の後の入射 X 線ビーム 16 の強度を表すデジタル電気信号を発生する。検出器アレイ 18 は、患者 22 の体内の物体 (即ち器官、例えば心臓 (図示されていない)) の全体についての立体像を形成するような寸法を有する。様々な実施例において、検出器アレイ 18 は、幅 (x 軸) 約 40 cm、高さ (z 軸) 約 20 cm ~ 40 cm であり、1 秒当たり 40 フレームまでの速度で投影データを形成するように構成されている。言うまでもなく、他の実施例では、特定のシステム要請に合わせて検出器アレイ 18 の寸法を変更してよい。

【 0 0 1 1 】

ガントリ 12 の回転及び X 線源 14 の動作は、CT システム 10 の制御機構 26 によって制御される。制御機構 26 は X 線制御装置 28 とガントリ・モータ制御装置 30 とを含んでおり、X 線制御装置 28 は X 線源 14 に対して電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御装置 30 はガントリ 12 の回転速度及び位置を制御する。制御機構 26 内に設けられているデータ取得システム (DAS) 32 が、検出器素子 20 からのアナログ・データをサンプリングし、後続の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。一実施例では、DAS 32 は複数のチャンネルを含んでおり、多チャンネル型 DAS と呼ばれる。

【 0 0 1 2 】

像再構成装置 34 が、サンプリングされたデジタル X 線投影データを DAS 32 から受け取って、高速の像再構成を実行する。再構成された像は、コンピュータ 36 への入力として印加され、コンピュータ 36 は、大容量記憶装置 38 に像を記憶させる。コンピュータ 36 は又、キーボードを有しているコンソール 40 を介して、操作者からコマンド (命令) 及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示器 42 によって、操作者は、再構成された像、及びコンピュータ 36 からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給したコマンド及びパラメータは、コンピュータ 36 によって用いられて、DAS 32、X 線制御装置 28 及びガントリ・モータ制御装置 30 に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ 36 は、モータ式テーブル 46 を制御するテーブル・モータ制御装置 44 を動作させて、患者 22 をガントリ 12 内で配置する。具体的には、テーブル 46 は、患者 22 の各部をガントリ開口 48 を通して移動させて、患者 22 を適正に配置する。

【 0 0 1 3 】

図 3 は、ガントリ 12、X 線源 14、検出器アレイ 18 及び患者 22 の概略図である。ガ

10

20

30

40

50

ントリ 12 及びガントリ 12 に装着された構成部品は、回転中心 50 の周りを回転する。X線源 14 は、線源 14 の焦点 52 から X線ビーム 16 を放出する。X線ビーム 16 は、プリ・ペイシェント・コリメータ（図示されていない）によってコリメートされ、コリメート後のビーム 54 が、ビーム 16 内部の中心に位置するファン・ビーム軸 56 に沿って検出器アレイ 18 に向かって投射される。図 3 に示すように、ファン・ビーム軸 56 は、患者 22 の Y 軸に関して投影角度 の位置にある。患者 22 の走査中に、ガントリ 12 が回転するにつれて、X線ビーム 16 は線源 14 から放出され、投影データが検出器アレイによって複数の投影角度 から収集される。一実施例では、物体の像を形成するために利用される投影データは、ガントリ 12 を完全に 1 回転させることに収集される、即ち、投影データは 0° から 360° までの の値について収集される。他の実施例では、投影データはガントリ 12 の多数の回転中に収集される。例えば、当業界で公知のように、投影データはヘリカル・スキャン中又はシネ（CINE）CT スキャン中に収集される。

10

【0014】

以上に述べたシステム 10 の構造は、限定された数の投影データのサンプル（即ち、ビュー）を収集することにより患者 22 の体内の物体（図示されていない）の全体についての立体像が形成されるようにシステム 10 を構成し得ることを含め、多くの重要な利点を提供する。サンプルの間の角度間隔を投影角度の関数として変更することにより、システム 10 は、走査時間を最短にすると同時に、検出器アレイ 18 の限定された応答時間に起因するエイリアシング・アーティファクトを減少させる。より詳しく述べると、ガントリ 12 が一連の投影角度を通じて回転するにつれて、各々のビューの間の投影角度の変化量

20

を修正することにより角度間隔が変更される。具体的に、一実施例では、投影データのサンプルを収集する際に、ガントリ・モータ制御装置 30 を用いてガントリ 12 の回転速度を変更（即ち、調節）することにより、各々のサンプルの間の角度間隔が変更される。ガントリ 12 が回転するにつれて、システム 10 の制御機構 26 は、ガントリ 12 の回転速度が投影角度の関数として変更されるように、ガントリ・モータ制御装置 30 へ供給される信号を変更する。一定の D A S サンプルング周波数を用いて検出器アレイ 18 によって供給された信号を測定すると、ガントリ 12 の回転速度の変更によって、ビューの間の

が変更される。より詳しく述べると、X線源 14 の回転速度を投影角度の関数として変更することにより、選択された領域（即ち、設定された領域）でのビューの間の は、他の選択された領域（即ち、他の設定された領域）でのビューの間の よりも大きくなるか又は小さくなる。

30

【0015】

一実施例では、第 1 の投影角度範囲（即ち、領域）と、少なくとも第 2 の投影角度範囲（即ち、領域）とが設定される。より詳しく述べると、一実施例では、脊椎等の高密度要素の鋭い構造の軸が患者 22 の Y 軸と実質的に平行であるものと決定された場合に、第 1 の投影角度領域の中心は、鋭い構造の軸（即ち、Y 軸）に沿って近似的に整列するものとして設定される。一実施例では、第 1 の投影角度範囲の中心 C_{FPAR} は 0° に等しく、第 2 の投影角度範囲の中心 C_{SPAR} も又、鋭い構造の軸に沿って整列しており 180° に等しく、即ち、 C_{SPAR} は $C_{\text{FPAR}} + 180^{\circ}$ に等しい。第 1 及び第 2 の投影角度領域を設定した後、第 1 の投影角度範囲及び第 2 の投影角度範囲の外側の区域として第 3 の投影角度範囲が設定される。他の実施例では、任意の数の領域を設定し、各々の領域（即ち、範囲）毎にビュー・サンプルング速度を変えてもよい。

40

【0016】

以上のように各領域、即ち鋭い構造の軸に沿って整列した第 1 及び第 2 の投影角度領域並びに第 3 の領域を設定した後、ガントリ 12 は一連の投影角度を通じて回転する。より詳しく述べると、一実施例では、ガントリ 12 が第 1 の投影角度領域及び第 2 の投影角度領域の範囲内を回転する際には、選択された数のビューが各々の領域から収集されるように、第 1 のガントリ回転速度が用いられる。ガントリ 12 が回転を続け、投影角度が第 1 及び第 2 の投影角度領域の範囲内に最早含まれなくなり、第 3 の投影角度領域に入ったら、ガントリ 12 の回転速度は、第 1 の回転速度に等しくない第 2 の回転速度に変更される

50

。3つの投影角度領域を有する一実施例では、第3の領域についての第2の回転速度は、各々のビューの間の が増大するように変更される。より詳しく述べると、システム10は、 が第1又は第2の投影角度領域内にあるときにはビュー・サンプリング速度を増大させることによりエイリアシング・アーティファクトを減少させ、第3の投影領域ではビュー・サンプリング速度を第2のビュー・サンプリング速度まで低下させる。

【0017】

もう1つの実施例では、ガントリ12の回転速度は、投影角度の関数として連続的に変えられる（即ち、変更される）。例えば、一実施例では、ガントリの回転速度は、回転速度が C_{FPAR} 及び C_{SPAR} の位置で最低となり、第3の領域の中心で最高の回転速度となるように、投影角度の関数として連続的に変更される。

10

【0018】

例えば、第1及び第2の投影角度範囲の中心がそれぞれ 0° 及び 180° に等しいと設定され、検出器アレイ18が1秒当たり33のビューを形成し、10秒の走査が用いられる場合には、ガントリ12の完全な1回転の間に330までのビューを形成することができる。第1及び第2の投影角度領域の中心の両側で 30° ずつの範囲を用いると、第1の範囲は -30° から $+30^\circ$ までに等しく、第2の範囲は 150° から 210° までに等しい。第3の投影角度範囲は、第1の領域及び第2の領域の外側に位置する区域、即ち、 30° 150° 及び 210° 330° として画定される。

【0019】

0° の走査開始角度を用いると、ガントリ12は、 が 30° に等しくなるまでは、第1 のビュー・サンプリング速度が1回転当たり328のビューとなるように回転する。 が第1の投影角度範囲を超えて 30° よりも大きくなると、ガントリ12の速度は、 30° を超え 150° に満たない投影角度範囲では1回転当たり247のビューという第3のビュー・サンプリング速度まで増大する。 $150^\circ \sim 210^\circ$ の第2の投影範囲では、ガントリ12の速度は、第2のビュー・サンプリング速度が1回転当たり328のビューとなるように低下する。 210° を超え 330° に満たない投影角度では、ガントリ12の速度は、1回転当たり247のビューという第3のビュー・サンプリング速度が用いられるように増大する。 が 330° に等しくなると、ガントリ12の回転速度は、投影データが1回転当たり328のビューという第1のビュー・サンプリング速度で収集されるように低下する。ガントリ12による回転の完了時には、274のビューの投影データが収集 されている。

20

30

【0020】

もう1つの実施例では、ビュー・サンプリング速度は、検出器アレイ18のサンプリング周波数を変更（即ち、調節）することにより、変更される。より詳しく述べると、ガントリ12が回転するにつれて、DAS32のサンプリング周波数が、投影角度の関数として変更される。DAS32のサンプリング周波数を変更する結果として、所定の領域でのビューの間の は、他の領域でのビューの間の よりも大きい又は小さくなる。具体的には、ビュー・サンプリング速度を増大させるためには、DASサンプリング周波数を増大させる。ビュー・サンプリング速度を低下させるためには、DASサンプリング周波数を減少させる。

40

【0021】

もう1つの実施例では、重み付け関数を用いて患者22の動きを最小化すると、像を形成するために収集される必要のあるビューの数を更に減少させることができる。重み付け関数は、一実施例では、走査の開始時及び終了時の近くで収集される投影データの寄与をゼロ近くまで減少させると共に、共役（conjugate）の投影データの寄与を増大させるという特性を有する。詳しく述べると、一実施例では、走査の開始時及び終了時から収集された投影データに適用される重みは約ゼロとし、走査の中間期に適用される重みは約2とし、残りの投影データに適用される重みは1に近似的に等しくする。他の実施例では、当業界で公知の方法に従って投影データに適用される重みを変更してもよい。

【0022】

50

最終像に対する開始時及び終了時の投影データの寄与が限定される結果として、エイリアシング・アーティファクトを増大させずに走査の開始時及び終了時でのビュー・サンプリング速度を低下させることができる。具体的には、第1の投影角度領域を走査の開始時及び終了時の近くであるものと設定し、第2の投影角度を残りの投影角度を含むものとして設定することにより、エイリアシング・アーティファクトを増大させずに第1の投影角度領域でのサンプリング速度を低下させることができる。従って、収集されるビューの数が一定のままであるならば、走査を完了するのに要求される時間を短縮することができる。代替的には、走査時間が一定のままであるならば、第2の投影角度領域でのビュー・サンプリング速度を増大させて、画質を向上させることもできる。

【0023】

例えば、開始角度を90°とし、第1の投影角度範囲の中心を90°とし、第1の投影角度領域を60°として用いると、60°～120°の第1の投影角度領域についてのみ、より低速の第1のサンプリング速度が用いられる。結果として、投影データは、第1の投影角度領域ではガントリの1回転当たり328のビューというサンプリング速度で収集され得るが、第2の投影角度領域での投影データは、1回転当たり492というビュー・サンプリング速度で収集される。

【0024】

収集された投影データを用いて、システム10は、公知の再構成アルゴリズムを用いて像を形成する。より詳しく述べると、走査の完了時に、検出器アレイ18によって収集された投影データは、少なくとも2つの異なるビュー・サンプリング速度を有する所定の数の全ビューを含んでいる。一実施例では、ビューのこの総数を、得られる投影での角度増分が一樣となるように、公知の補間アルゴリズムによって増大させてもよい。例えば、1回転当たり328及び492のビューという角度間隔を有する投影データ・サンプルを補間して、1回転当たり984のビューとする。

【0025】

もう1つの実施例では、収集された投影データを補間して、ビューからビューへのより平滑な移行を保証する。より詳しく述べると、収集されたビューは移行点においては、次のビューとの補間によって決定される。他の実施例では、線形補間、より高次の補間、又は周波数領域でのゼロ充填を用いて、公知の再構成アルゴリズムが用いられ得るように所望の数までビューの数を増大させてもよい。

【0026】

もう1つの実施例では、ビュー・サンプリング速度又は角度間隔は、投影角度の関数として連続的に変更される(即ち、変えられる)。より詳しく述べると、ビュー・サンプリング速度は、収集されるビューの数を更に減少させ得るように、連続的に変更される。例えば、鋭い構造の軸が患者のY軸に実質的に平行であるような上述の実例を用いると、投影角度が360°に近付くにつれて、ビュー・サンプリング速度は、投影角度が360°に等しくなるときの最大値まで連続的に増大する。投影角度が360°(即ち、0°)よりも大きくなるにつれて、ビュー・サンプリング速度は、投影角度が90°に等しくなるまで連続的に低下する。詳しく述べると、一実施例では、0°～90°の範囲では、ガントリ12の速度は、最高速度が90°の所で生ずるように、連続的に増大する。一旦、投影角度が90°よりも大きくなれば、ガントリ12の速度は、投影角度が180°に等しいときの最低値まで連続的に低下する。ガントリ12が180°から270°まで回転するにつれて、ガントリ速度は、270°の所で生ずる最高速度まで増大する。270°から370°では、ガントリ速度は360°での最低速度まで低下する。

【0027】

もう1つの実施例では、ビュー・サンプリング速度を患者の大きさ又は関心領域(ROI)の寸法に基づいて調節してもよい。例えば、ROIが小さい場合には、ビュー・サンプリング速度を低下させることができる。加えて、角度サンプリングが減少する結果としての空間分解能の低下は、再構成アルゴリズムに用いられる畳み込みカーネルの周波数応答を修正することにより、少なくとも部分的に補償することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

以上に述べたシステムは、ガントリの単一の回転から収集されるデータを用いて、患者の体内の完全な物体の立体断層像を形成する。加えて、投影角度の関数としてビュー・サンプリング速度を変更することにより、エイリアシング・アーティファクトが減少する。具体的には、ある領域ではより高速のビューを収集し、他の領域ではより低速のビューを収集することにより、エイリアシング・アーティファクトが減少する。

【 0 0 2 9 】

本発明の様々な実施例に関する以上の記述から、発明の目的が達せられたことは明らかである。本発明を詳細に記述すると共に図解したが、これらは説明及び例示のみを意図したものであり、限定のためのものであると解釈してはならないことを明瞭に理解されたい。例えば、代替的な実施例では、イメージング・システム 1 0 は、回転式 X 線源及び固定式検出器アレイを有する「第 4 世代」システムとして構成されていてもよい。X 線源が複数の投影角度を通じて回転する速度を変更することにより、各サンプルの角度間隔が変更される。従って、本発明の要旨は、特許請求の範囲によって限定されるものとする。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 C T イメージング・システムの見取り図である。

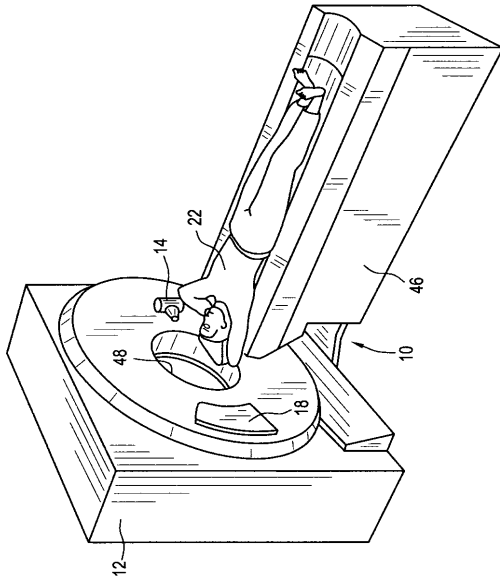
【 図 2 】 図 1 に示すシステムのブロック概略図である。

【 図 3 】 図 1 に示すシステムのガントリの概略図である。

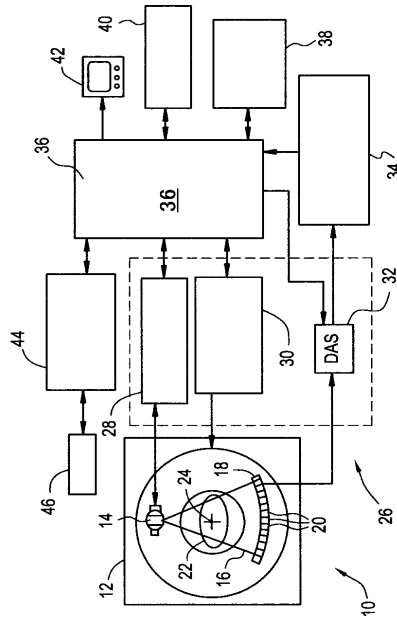
【 符号の説明 】

1 0	C T システム	20
1 2	ガントリ	
1 4	X 線源	
1 6	X 線ビーム	
1 8	検出器アレイ	
2 0	検出器素子	
2 2	患者	
2 4、5 0	回転中心	
2 6	制御機構	
2 8	X 線制御装置	
3 0	ガントリ・モータ制御装置	30
3 2	データ取得システム (D A S)	
3 4	像再構成装置	
3 6	コンピュータ	
3 8	大容量記憶装置	
4 0	コンソール	
4 2	陰極線管表示器	
4 4	テーブル・モータ制御装置	
4 6	モータ式テーブル	
4 8	ガントリ開口	
5 2	焦点	40
5 4	コリメート後の X 線ビーム	
5 6	ファン・ビーム軸	

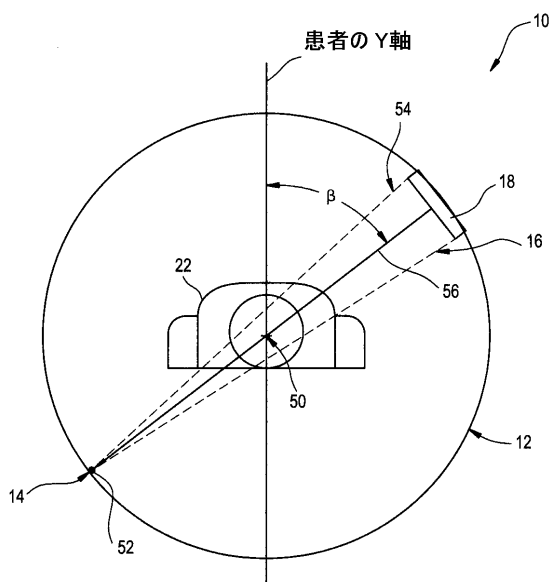
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭 6 0 - 0 0 5 1 2 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 3 3 5 2 5 (J P , A)
特開平 0 8 - 2 8 0 6 6 4 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 3 7 0 8 8 (J P , A)
特開昭 6 3 - 0 4 9 1 4 2 (J P , A)
特開昭 6 4 - 0 6 4 6 2 7 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/03