

(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2007-130278

(P2007-130278A)

(43) 公開日 平成19年5月31日(2007.5.31)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 G	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	
	A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2005-326946 (P2005-326946)
 (22) 出願日 平成17年11月11日(2005.11.11)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100085187
 弁理士 井島 藤治
 (74) 代理人 100090424
 弁理士 鮫島 信重

最終頁に続く

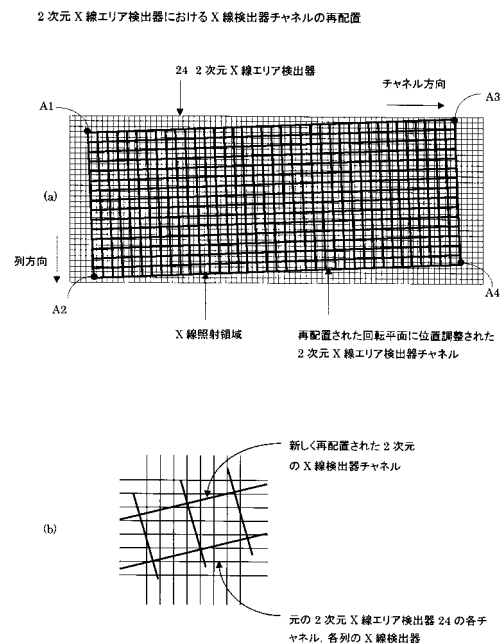
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】多列X線検出器または、フラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置のコンベンショナルスキャン(アキシナルスキャン)またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンの被曝を低減、画質改善を実現する。

【解決手段】多列X線検出器または、フラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置において、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段を持ち、X線管、X線コリメータ、2次元X線エリア検出器からなるデータ収集系の位置合わせ調整を行わなくても、コンベンショナルスキャン(アキシナルスキャン)またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンの被曝低減、および画質の最適化が実現できるようにした。

【選択図】 図3 0



【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、

そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、

画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、

断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、

とからなるX線CT装置において、

2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段

を持つことを特徴とするX線CT装置。

10

【請求項2】

X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、

そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、

画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、

断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、

とからなるX線CT装置において、

X線コリメータの中心線と回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段

を持つことを特徴とするX線CT装置。

20

【請求項3】

X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、

そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、

画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、

断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、

とからなるX線CT装置において、

X線コリメータで絞られて照射されるX線の位置、回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段

を持つことを特徴とするX線CT装置。

30

【請求項4】

X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、

そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、

画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、

断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、

とからなるX線CT装置において、

2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれ、X線コリメータで絞られて照射されるX線の位置、回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段

を持つことを特徴とするX線CT装置。

40

50

【請求項5】

請求項1から請求項4までのいずれかのX線CT装置において、
3次元画像再構成を用いる画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項6】

請求項1から請求項5までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器は、x軸に非対称に配置されたX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項7】

請求項1から請求項6までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器はz軸に非対称に配置されたX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

10

【請求項8】

請求項1から請求項7までのいずれかのX線CT装置において、
画像再構成される断層像を回転平面に平行に画像再構成する画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項9】

請求項1から請求項8までのいずれかのX線CT装置において、
画像再構成される断層像をテーブル進行方向に垂直に画像再構成する画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

20

【請求項10】

請求項1から請求項9までのいずれかのX線CT装置において、
画像再構成される断層像を所定の平面に平行に画像再構成する画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項11】

請求項1から請求項10までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねてX線
データ収集を行うX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項12】

請求項1から請求項11までのいずれかのX線CT装置において、
撮影条件に依存して2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねる束ね方が変わってX線データ収集を行うX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

30

【請求項13】

請求項1から請求項12までのいずれかのX線CT装置において、
スキャン速度に依存して2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねる束ね方がスキャン中にも動的に変わってX線データ収集を行うX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

40

【請求項14】

請求項1から請求項13までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器の上にデータ収集系の回転平面に対して、位置調整された2次元X線
エリア検出器の座標系を仮想して画像再構成を行う画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項15】

請求項14のX線CT装置において、
仮想される座標系は2次元の格子座標系である画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項16】

50

請求項1から請求項15までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線線量比較検出器として束ねるX線
データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項17】

請求項1から請求項16までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのコリメータ制御用X線検出器として束
ねるX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項18】

請求項1から請求項17までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線線量比較検出器障害物検出器とし
て束ねるX線データ収集手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

10

【請求項19】

請求項1から請求項18までのいずれかのX線CT装置において、
束ね処理を行われたX線投影データに対し、画像再構成される断層像の画素を走査して画
像再構成を進める画像再構成手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

【請求項20】

請求項1から請求項19までのいずれかのX線CT装置において、
2次元X線エリア検出器の各X線検出器チャンネルを走査して画像再構成を進める画像再構成
手段
を持つことを特徴とするX線CT装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用X線CT装置、または産業用X線CT装置において、X線CT(Computed Tomography)撮影方法、およびX線CT装置に関し、コンベンショナルスキャン(アキシヤルスキャン)またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンの被曝低減、画質改善に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来は多列X線検出器X線CT装置またはフラットパネルに代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器によるX線CT装置においては、図15のように、X線焦点、コリメータ中心線、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線が1つの平面に乗り、この平面が回転平面に平行であるように調整されていたが(例えば、特許文献1参照)、各々の重量がかなりある場合は、各々の位置調整する手間は大変で製造上の観点からは問題であった。

【0003】

また、フラットパネルX線CTやX線イメージインテンシファイア(I.I.: Image Intensifier)CTになると、X線検出器の1チャンネルの大きさが通常の多列X線検出器よりも格段に小さくなる。このように、1チャンネルが細かい2次元X線エリア検出器のチャンネル方向に正確に回転平面方向を合わせたり、コリメータの中心線またはコリメータの端の辺を合わせたりするのは困難であったり、調整工数がかかってしまうという製造上の観点からも問題であった。

40

【0004】

しかし、多列X線検出器X線CT装置またはフラットパネルに代表される2次元X線エリア検出器によるX線CT装置において、X線コーンビームのコーン角が大きくなるにつれ、2次元X線エリア検出器のz方向の幅も大きくなり、2次元X線エリア検出器が大型化するのにつれ、X線データ収集系の位置合わせ調整(アライメント)がより困難な方向へ向かっている

50

。【特許文献1】特開2003-135445公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

そこで、本発明の目的は、多列X線検出器または、フラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置のX線データ収集系の位置合わせ調整を必要最小限にし、コンベンショナルスキャン（アキシヤルスキャン）またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンの適正な断層像の画像再構成を実現するX線CT装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置のX線データ収集系の位置合わせ調整が最小限しか行われていなくても、X線照射をコリメータにより制御し、必要最小限のX線を必要最小限な領域に照射し、適正な断層像を得ることを特徴とするX線CT装置を提供することで上記課題を解決する。

【0007】

または、本発明は、多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器、X線コリメータ、X線焦点位置をあるがまま、もしくは粗調整の位置合わせで使用し、較正により回転平面とテーブルまたはクレードル進行方向のz軸方向に対する2次元X線エリア検出器のズレ、または位置を測定し、またX線コリメータのズレまたは位置を測定し、またはX線焦点位置を測定する。これらの位置関係を知った上で3次元画像再構成して、所望の平面に沿った断層像を画像再構成することができることを特徴とするX線CT装置を提供することで上記課題を解決する。

20

【0008】

第1の観点では、本発明は、X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、とからなるX線CT装置において、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

30

【0009】

上記第1の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれを計算に入れて、2次元X線エリア検出器のX線投影データを回転平面に平行な断層像として画像再構成することができる。

【0010】

第2の観点では、本発明は、X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、とからなるX線CT装置において、X線コリメータの中心線と回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

40

【0011】

上記第2の観点におけるX線CT装置では、X線コリメータの中心線と回転平面のずれを計算に入れて、2次元X線エリア検出器に必要最小限なX線を照射することができる。

50

第3の観点では、本発明は、X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、とからなるX線CT装置において、X線コリメータで絞られて照射されるX線の位置、回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0012】

上記第3の観点におけるX線CT装置では、X線コリメータのさえぎるX線の位置、回転平面とのずれを計算に入れて、2次元X線エリア検出器に必要最小限なX線を照射することができる。

10

【0013】

第4の観点では、本発明は、X線発生装置と、相対してX線を検出する多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、その間にある回転中心のまわりに回転運動をさせながら、その間にある被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段、そのX線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段、画像再構成された断層像を表示する画像表示手段、断層像撮影の各種撮影条件を設定する撮影条件設定手段、とからなるX線CT装置において、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれ、X線コリメータで絞られて照射されるX線の位置、回転平面とのずれを計算に入れて画像再構成する画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

20

【0014】

上記第4の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心線と回転平面とのずれ、X線コリメータのさえぎるX線の位置、回転平面とのずれを計算に入れて、断層像を適正な平面上に画像再構成をすることができる。

【0015】

第5の観点では、本発明は、第1から第4までのいずれかの観点のX線CT装置において、3次元画像再構成を用いる画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第5の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器のX線投影データを3次元画像再構成することができる。

30

【0016】

第6の観点では、本発明は、第1から第5までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器は、x軸に非対称に配置されたX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0017】

上記第6の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器はx軸に非対称に配置されているが、3次元逆投影または2次元逆投影時に、その非対称なデータ収集幾何学系を考慮して画像再構成を行えるので、正しい断層像を得ることが可能である。

【0018】

第7の観点では、本発明は、第1から第6までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器はz軸に非対称に配置されたX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

40

【0019】

上記第7の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器はz軸に非対称に配置されているが、3次元逆投影または2次元逆投影時に、その非対称なデータ収集幾何学系を考慮して画像再構成を行えるので、正しい断層像を得ることが可能である。

【0020】

第8の観点では、本発明は、第1から第7までのいずれかの観点のX線CT装置において、画像再構成される断層像を回転平面に平行に画像再構成する画像再構成手段を持つことを特

50

徴とするX線CT装置を提供する。

【0021】

上記第8の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器のX線投影データを3次元画像再構成しているため、画像再構成される断層像を回転平面に平行に画像再構成することができる。

【0022】

第9の観点では、本発明は、第1から第8までのいずれかの観点のX線CT装置において、画像再構成される断層像をテーブル進行方向に垂直に画像再構成する画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0023】

上記第9の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器のX線投影データを3次元画像再構成しているため、画像再構成される断層像をテーブル進行方向に垂直に画像再構成することができる。

【0024】

第10の観点では、本発明は、第1から第9までのいずれかの観点のX線CT装置において、画像再構成される断層像を所定の平面に平行に画像再構成する画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0025】

上記第10の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器のX線投影データを3次元画像再構成しているため、画像再構成される断層像を所定の平面に平行に画像再構成することができる。

【0026】

第11の観点では、本発明は、第1から第10までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねてX線データ収集を行うX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0027】

上記第11の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねることにより、2次元X線エリア検出器チャンネルが画像再構成される断層像の画素より十分に小さい場合は、ノイズ改善が行える。また、適正チャンネルサイズにすることによるデータ収集時間の短縮が行える。

【0028】

第12の観点では、本発明は、第1から第11までのいずれかの観点のX線CT装置において、撮影条件に依存して2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねる束ね方が変わってX線データ収集を行うX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0029】

上記第12の観点におけるX線CT装置では、撮影条件で求められる2次元X線エリア検出器の検出器構成に応じて、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねることにより、2次元X線エリア検出器チャンネルが画像再構成される断層像の画素より十分に小さい場合は、ノイズ改善が行える。また、適正チャンネルサイズにすることによるデータ収集時間の短縮が行える。

【0030】

第13の観点では、本発明は、第1から第12までのいずれかの観点のX線CT装置において、スキャン速度に依存して2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねる束ね方がスキャン中にも動的に変わってX線データ収集を行うX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0031】

上記第13の観点におけるX線CT装置では、撮影条件で求められるスキャン速度に依存してスキャン中のX線データ収集系の歪みなどを考慮して、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線検出器チャンネルとして束ねることにより、2次元X線エリア検出器

10

20

30

40

50

チャンネルが画像再構成される断層像の画素より十分に小さい場合は、ノイズ改善が行える。また、適正チャンネルサイズにすることによるデータ収集時間の短縮が行える。

【0032】

第14の観点では、本発明は、第1から第13までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器の上にデータ収集系の回転平面に対して、位置調整された2次元X線エリア検出器の座標系を仮想して画像再構成を行う画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0033】

上記第14の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の上に位置調整（アライメント）された2次元X線エリア検出器を仮想して画像再構成することにより、位置調整（アライメント）されたX線投影データからの画像再構成が行え、画質の良い断層像が画像再構成される。

10

【0034】

第15の観点では、本発明は、第14の観点のX線CT装置において、仮想される座標系は2次元の格子座標系である画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第15の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の上に仮想される座標系は2次元格子座標系であるため、画像再構成平面への3次元逆投影または2次元逆投影が行いやすく、画質の良い断層像が画像再構成される。

【0035】

第16の観点では、本発明は、第1から第15までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線線量比較検出器として束ねるX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

20

【0036】

上記第16の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線線量比較検出器として束ねて得るため、十分なS/Nを持ったX線線量比較検出器信号が得られ、十分な精度のX線線量補正を行うことができる。

【0037】

第17の観点では、本発明は、第1から第16までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのコリメータ制御用X線検出器として束ねるX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

30

【0038】

上記第17の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのコリメータ制御用X線検出器として束ねて得るため、十分なS/Nを持ったコリメータ制御用X線検出器信号が得られ、十分な精度のコリメータ制御を行うことができる。

【0039】

第18の観点では、本発明は、第1から第17までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線線量比較検出器障害物検出器として束ねるX線データ収集手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0040】

上記第18の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の複数チャンネルの出力を1つのX線線量比較検出器障害物検出器として束ねて得るため、十分なS/Nを持ったX線線量比較検出器障害物検出器信号が得られ、十分な精度のX線線量比較検出器障害制御を行うことができる。

40

【0041】

第19の観点では、本発明は、第1から第18までのいずれかの観点のX線CT装置において、束ね処理を行われたX線投影データに対し、画像再構成される断層像の画素を走査して画像再構成を進める画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0042】

上記第19の観点におけるX線CT装置では、画像再構成される断層像の画素を走査して束ね処理を行われたX線投影データを用いて、いわゆる“ピクセル・ドリブン”と呼ばれる

50

画像再構成を行うので、十分な精度、S/Nの断層像を得ることができる。

【0043】

第20の観点では、本発明は、第1から第19までのいずれかの観点のX線CT装置において、2次元X線エリア検出器の各X線検出器チャンネルを走査して画像再構成を進める画像再構成手段を持つことを特徴とするX線CT装置を提供する。

【0044】

上記第20の観点におけるX線CT装置では、2次元X線エリア検出器の各X線検出器チャンネルを走査して、いわゆる“レイ・ドリブン”と呼ばれる画像再構成を行うので、十分な精度、S/Nの断層像を得ることができる。

【発明の効果】

10

【0045】

本発明のX線CT装置によれば、多列X線検出器または、フラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置のX線データ収集系の位置合わせ調整を必要最小限にし、コンベンショナルスキャン(アキシヤルスキャン)またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンの適正な断層像の画像再構成を実現するX線CT装置を実現できる効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0046】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

20

図1は、本発明の一実施形態にかかるX線CT装置の構成ブロック図である。このX線CT装置100は、操作コンソール1と、撮影テーブル10と、走査ガントリ20とを具備している。

【0047】

操作コンソール1は、操作者の入力を受け付ける入力装置2と、前処理、画像再構成処理、後処理などを実行する中央処理装置3と、走査ガントリ20で収集したX線検出器データを収集するデータ収集バッファ5と、X線検出器データを前処理して求められた投影データから画像再構成した断層像を表示するモニタ6と、プログラムやX線検出器データや投影データやX線断層像を記憶する記憶装置7とを具備している。

【0048】

撮影条件の入力はこの入力装置2から入力され、記憶装置7に記憶される。図14に撮影条件入力画面の例を示す。

30

撮影テーブル10は、被検体を乗せて走査ガントリ20の開口部に入れ出しするクレードル12を具備している。クレードル12は撮影テーブル10に内蔵するモータで昇降およびテーブル直線移動される。

【0049】

走査ガントリ20は、X線管21と、X線コントローラ22と、コリメータ23と、X線ビーム形成フィルタ28と、多列X線検出器24と、DAS(Data Acquisition System)25と、被検体の体軸の回りに回転しているX線管21などを制御する回転部コントローラ26と、制御信号などを前記操作コンソール1や撮影テーブル10とやり取りする制御コントローラ29とを具備している。X線ビーム形成フィルタ28は撮影中心である回転中心に向かうX線の方向にはフィルタの厚さが最も薄く、周辺部に行くに従いフィルタの厚さが増し、X線をより吸収できるようになっているX線フィルタである。このため、円形または楕円形に近い断面形状の被検体の体表面の被曝を少なくできるようになっている。また、走査ガントリ傾斜コントローラ27により、走査ガントリ20はz方向の前方および後方に±約30度ほど傾斜できる。

40

【0050】

X線管21と多列X線検出器24は、回転中心ICの回りを回転する。鉛直方向をy方向とし、水平方向をx方向とし、これらに垂直なテーブルおよびクレードル進行方向をz方向とするとき、X線管21および多列X線検出器24の回転平面は、xy平面である。また、クレードル12の移動方向は、z方向である。

50

【 0 0 5 1 】

図2および図3は、X線管21と多列X線検出器24の幾何学的配置をxy平面またはyz平面から見た説明図である。

X線管21は、コーンビームCBと呼ばれるX線ビームを発生する。コーンビームCBの中心軸方向がy方向に平行なときを、ビュー角度0度とする。

【 0 0 5 2 】

多列X線検出器24は、z方向に例えば256列のX線検出器列を有する。また、各X線検出器列はチャンネル方向に例えば1024チャンネルのX線検出器チャンネルを有する。

図2では、X線管21のX線焦点を出たX線ビームがX線ビーム形成フィルタ28により、再構成領域Pの中心ではより多くのX線が、再構成領域Pの周辺部ではより少ないX線が照射されるようにX線線量を空間的に制御した後に、再構成領域Pの内部に存在する被検体にX線が吸収され、透過したX線が多列X線検出器24でX線検出器データとして収集される。

【 0 0 5 3 】

図3では、X線管21のX線焦点を出たX線ビームはX線コリメータ23により断層像のスライス厚方向に制御されて、つまり、回転中心軸ICにおいてX線ビーム幅がDとなるように制御されて、回転中心軸IC近辺に存在する被検体にX線が吸収され、透過したX線は多列X線検出器24でX線検出器データとして収集される。

【 0 0 5 4 】

X線が照射されて、収集された投影データは、多列X線検出器24からDAS25でA/D変換され、スリッピング30を經由してデータ収集バッファ5に入力される。データ収集バッファ5に入力されたデータは、記憶装置7のプログラムにより中央処理装置3で処理され、断層像に画像再構成されてモニタ6に表示される。

【 0 0 5 5 】

このようなX線CT装置において、通常は図16のように2次元X線エリア検出器24のz方向の端の辺にコリメータ23の端が一致するように位置調整(アライメント)され、2次元X線エリア検出器24のチャンネル方向中心線は回転平面に平行になるように位置調整(アライメント)を行うのが、従来の多列X線検出器24を用いたX線CT装置のデータ収集系の位置合わせ方法であった。

【 0 0 5 6 】

この時は、多列X線検出器24の1チャンネルごとの出力を見て、X線検出器のチャンネル方向中心線が回転平面と一致するか、コリメータ23のチャンネル方向中心線が回転平面に対して一致するか、X線検出器のz方向の端の列がコリメータ23の端の辺と一致するか、X線検出器のチャンネル方向の中心線がコリメータ23のチャンネル方向の中心線と一致するか、X線焦点とX線検出器のチャンネル方向の中心線およびコリメータ23のチャンネル方向の中心線が回転平面に平行な1つの平面に入っているかなどのチェックを行う。

【 0 0 5 7 】

図19にはコリメータが回転平面に対してずれている場合の例を示す。

図19の横軸は、2次元X線エリア検出器のチャンネル方向を示し、縦軸方向は列方向を示している。また、縦軸方向はz方向とも言われる。この場合、理想的には回転平面は2次元X線エリア検出器24のチャンネル方向に存在し、2次元X線エリア検出器24の列方向の中心点を通るのが好ましい。また、コリメータ23はチャンネル方向の中心線が回転平面に平行になり、2次元X線エリア検出器のz方向の両端の列の端を通るように位置合わせされるのが好ましい。また、所定のスライス厚に合わせてz方向の開口幅が制御される。

【 0 0 5 8 】

図20には2次元X線エリア検出器が回転平面に対してずれている場合の例を示す。

図21にはコリメータと2次元X線エリア検出器が回転平面に対してずれている場合の例を示す。

【 0 0 5 9 】

図17に従来のX線CT装置のX線データ収集系の位置調整(アライメント)方法の1例を示す。なお、この場合はX線データ収集系の回転平面内にすでにコリメータ23のチャンネル方

向中心線は入っており、コリメータ23のz方向の両側の遮蔽体（板状または棒状の遮蔽体）も回転平面に平行になっているものとしている。

【0060】

ステップA1では、X線焦点を2次元X線エリア検出器24の中心を含む回転平面に入るようにX線焦点位置にあるかを判断し、YESであればステップA3へ、NOであればステップA2へ行く。

【0061】

ステップA2では、X線管のz方向の位置調整を行う。

ステップA3では、2次元X線エリア検出器24のチャンネル方向の端部にあるチャンネルにおけるz方向の両端の列にある4チャンネルのX線検出器にX線が入るかを判断し、YESであれば終了し、NOであればステップA4へ行く。

【0062】

ステップA4では、2次元X線エリア検出器24のz方向の傾きを調整する。

このような位置調整が行える前提には、以下の条件がある。

1. 2次元X線エリア検出器24の1チャンネルに十分な大きさがある。

【0063】

2. コリメータ23のX線の影を2次元X線エリア検出器24のz方向の端の列に合わせることができる。

しかし、X線CT装置の画素の微小化（マイクロボクセル化）に伴い、2次元X線エリア検出器24のX線検出器チャンネルの微小化（マイクロチャンネル化）が進み、上記の1の条件は難しくなっている。

【0064】

また、図18(a)に示すように、複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器24を持つX線CT装置では、コリメータ23のX線遮蔽体のX線の影を2次元X線エリア検出器24のz方向の端の列に合わせることは形状的に不可能である。

【0065】

複数の平面型X線検出器を組合わせた場合のコリメータ23によるX線の影は、図18(b)のようになる。

この場合は、従来の方法のように、コリメータ23のX線遮蔽体のX線の影を2次元X線エリア検出器24のz方向の端の列に合わせることは形状的に不可能である。

【0066】

このため、本実施例では、多列X線検出器またはフラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器、X線コリメータ、X線焦点位置をあるがまま、もしくは粗調整の位置合わせで使用し、較正により回転平面とテーブルまたはクレードル進行方向のz軸方向に対する2次元X線エリア検出器のズレ、または位置を測定し、またX線コリメータのズレまたは位置を測定し、またはX線焦点位置を測定する。これらの位置関係を知った上で3次元画像再構成して、所望の平面に沿った断層像を画像再構成する。以下にその実施例を示す。

【実施例1】

【0067】

例えば、図22に示すようなコリメータを使用する。図22のコリメータは、スライス厚方向には、撮影条件設定手段により定められたX線検出器開口幅に合わせてz方向のコリメータ開口を制御する。また、x方向のチャンネル方向には固定でもよいし、撮影条件設定手段で定められる撮影視野の大きさに依存してチャンネル方向のX線照射視野の大きさを制御してもよい。

【0068】

このX線コリメータにより制御されたX線コーンビームが2次元X線エリア検出器24に当たったX線照射視野を図23に示す。

図23では、2次元X線エリア検出器24は1枚の平面型X線検出器より構成されている場合を示す。

10

20

30

40

50

【0069】

X線管21のX線焦点を出たX線は、図22に示したコリメータ23により絞られてX線コーンビームとして2次元X線エリア検出器24の検出器表面にX線照射領域A1, A2, A4, A3として照射される。この辺A1, A3, 辺A2, A4の傾きより、コリメータ23と2次元X線エリア検出器24の位置関係、方向のズレがわかる。

【0070】

また、z方向を知るには図24のように、X線データ収集を例えば0度方向に固定しておいて、クレードル12を走査ガントリ20の中に進入させながらX線データ収集を行う。この場合は図25に示すように、時刻 t_1 , t_2 , t_3 のように時系列でX線データ収集が行え、各時刻 t_1 , t_2 , t_3 におけるクレードル13の特徴点の位置を求め、その特徴点の位置の変化を知る。これにより、クレードル13の特徴点の軌跡が求められる。図25においては、クレードル13の角の点を特徴点として、その軌跡を求めている。この軌跡がクレードル進入方向(z' 方向とする)となる。これにより、クレードル進入方向(z' 方向)と2次元X線エリア検出器24の位置関係、方向のズレがわかる。

10

【0071】

また、図26においては、2次元X線エリア検出器24を用いたデータ収集系において、データ収集系を回転させながら回転中心より少し下にずれたピンのX線の影を360度方向よりデータ収集した場合を示している。この時に得られるX線投影データは例えば、1A列におけるピンのX線の影の軌跡は図27のように横軸にチャンネル方向を、縦軸にビュー方向を取ると、ピンのX線の影の軌跡は図27のように正弦曲線となる。この時に2次元X線エリア検出器24上におけるピンのX線の影の動きを見ると、図28のように2次元X線エリア検出器24が回転面に対してずれておらず、ピンの先端が2次元X線エリア検出器24のz方向の中心にある場合は、0度 90度 180度 270度 360度(0度)とデータ収集系が回転した場合、2次元X線エリア検出器上のピンの影の回転中心からの変位(ズレ)の量は正弦曲線で変化し、ピンの先端のz方向の変位(ズレ)はない。

20

【0072】

もし、2次元X線エリア検出器が回転面に対してずれている場合は、0度方向でピンの先端を2次元X線エリア検出器のz方向の中心に合わせても、0度 90度 180度 270度 360度(0度)とデータ収集系が回転した場合、2次元X線エリア検出器上のピンの影の回転中心からの変位(ズレ)の量は正弦曲線で変化し、ピンの先端のz方向の変位は回転中心からの変位(ズレ)に比例した量だけズレて、図29のように各ビュー角度におけるピンの先端の軌跡は直線になり、この直線の傾きが2次元X線エリア検出器と回転平面のズレに相当する。

30

【0073】

以上により、回転平面と2次元X線エリア検出器24の位置関係、コリメータ23と2次元X線エリア検出器24の位置関係、クレードル12進行方向 z' 方向と2次元X線エリア検出器24の位置関係が求められる。

【0074】

これらの位置関係を用いて3次元逆投影時に画像再構成される断層像の各画素が、どの検出器チャンネルに対応するかがより正しくわかる。これにより、より画質のよい画像再構成が行える。

40

【0075】

このようにして、2次元X線エリア検出器24のデータ収集系における位置関係が明らかになることで、回転平面に平行な方向にチャンネル方向を回転平面に垂直な方向に列方向を持たせた新たな再配置されたX線検出器チャンネルを図30のように設定することができる。全体図を図30(a)に示し、部分的拡大図を図30(b)に示す。

【0076】

これにより、アライメントしなくても回転平面に対して正しくアライメントされた2次元のX線投影データが得られる。

以上には1枚の平面型X線検出器による2次元X線エリア検出器のコリメータとの位置関係

50

、クレードル進行方向と2次元X線エリア検出器との位置関係、回転平面と2次元X線エリア検出器との位置関係を求めたが、図31(a)のように、複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器の場合も同様に行える。例えば、図31(a)においては、コリメータのX線照射領域と複数の平面型X線検出器の関係を示している。

【0077】

左翼の平面型X線検出器1では、四角形A1, A2, A6, A5より、平面型X線検出器1とコリメータ23の位置関係を知る。

中央の平面型X線検出器2では、四角形A2, A3, A7, A6より、平面型X線検出器2とコリメータ23の位置関係を知る。

【0078】

右翼の平面型X線検出器3では、四角形A3, A4, A8, A7より、平面型X線検出器3とコリメータ23の位置関係を知る。

各々の四角形A1, A2, A6, A5、四角形A2, A3, A7, A6、四角形A3, A4, A8, A7をチャンネル方向、列方向に適切な大きさのX線検出器チャンネルに分け、元の2次元X線エリア検出器24の各チャンネルを束ねて適切な大きさのX線検出器チャンネルにすると、図31(b)のようになる。これにより、コリメータ23と各平面型X線検出器の位置関係が定まる。

【0079】

同様にクレードル23の進行方向z'方向と各々1枚ずつの平面型X線検出器の位置関係が定まる。

また同様に、回転平面と各々1枚ずつの平面型X線検出器の位置関係も定められる。

【0080】

これにより、複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器23上に正しく位置調整(アライメント)された2次元のX線投影データが得られる。

3次元逆投影処理において、ある断層像上の画素Pを画像再構成する場合は、図32に示すようにX線管21のX線焦点を通り、断層像上の画素Pを通るX線ビームが対応する2次元X線エリア検出器24の対応するX線検出器チャンネルのデータで後述するような前処理されて、画像再構成関数を重畳されたX線投影データを断層像上の画素Pに3次元逆投影する処理が行われる。この処理を考慮すると、例えば、図33に示すように、細かなX線検出器チャンネルからデータ抽出して3次元逆投影する場合、ある断層像のある画素Qを通るX線ビームが、細かなX線検出器チャンネルからなる2次元X線エリア検出器24のあるX線検出器チャンネルd1のデータを抽出して、3次元逆投影する場合は、X線検出器チャンネルd1の面積をs1とすると、s1の面積のX線投影データの画像ノイズを逆投影することになる。

【0081】

また、図34に示すように、適切なX線検出器チャンネルに束ねた後にデータ抽出して3次元逆投影する場合を考えると、ある断層像のある画素Qを通るX線ビームが適切な大きさのX線検出器チャンネルに束ねた後のあるX線検出器チャンネルd2のデータを抽出して3次元逆投影する場合は、X線検出器チャンネルd2の面積s2とすると、s2の面積のX線投影データの画像ノイズを逆投影することになる。

【0082】

この場合、明らかに $s_2 > s_1$ なので、s2の画像ノイズの方が少ない。このため、後者の適切なX線検出器チャンネルに束ねた後にデータ抽出して3次元逆投影する場合の方が画像ノイズが良くなる。

【0083】

図4は本実施例のX線CT装置の動作の概要を示すフロー図である。

ステップP1では、被検体をクレードル12に乗せ、位置合わせを行う。クレードル12の上に乗せられた被検体は各部位の基準点に走査ガントリ20のスライズライト中心位置を合わせる。

【0084】

ステップP2では、スカウト像収集を行う。スカウト像は通常0度、90度で撮影するが部位によっては例えば頭部のように、90度スカウト像のみの場合もある。スカウト像撮影の

10

20

30

40

50

詳細については後述する。

【0085】

ステップP3では、撮影条件設定を行う。通常撮影条件はスカウト像上に撮影する断層像の位置、大きさを表示しながら撮影を行う。この場合に、ヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンまたはコンベンショナルスキャン（アキシャルスキャン）またはシネスキャン1回分の全体としてのX線線量情報の表示とともに、スカウト像上で関心領域を設定し、その関心領域のX線線量情報を表示する。また、シネスキャンにおいては、回転数または時間を入れるとその関心領域における入力された回転数分、または入力された時間分のX線線量情報が表示される。

【0086】

ステップP4では、断層像撮影を行う。断層像撮影の詳細については後述する。

図5は、本発明のX線CT装置100の断層像撮影およびスカウト像撮影の動作の概略を示すフロー図である。

【0087】

ステップS1では、ヘリカルスキャンでは、X線管21と多列X線検出器24とを被検体の回りに回転させ、かつ撮影テーブル10上のクレードル12をテーブルを直線移動させながらX線検出器データのデータ収集動作を行ない、ビュー角度viewと、検出器列番号jと、チャンネル番号iとで表わされるX線検出器データD0 (view, j, i) にテーブル直線移動z方向位置Ztable (view) を付加させて、X線検出器データを収集する。また、可変ピッチヘリカルスキャンにおいては、ヘリカルスキャンにおいて一定速度の範囲のデータ収集のみならず、加速時、減速時においてもデータ収集を行うものとする。

【0088】

また、コンベンショナルスキャン（アキシャルスキャン）またはシネスキャンでは撮影テーブル10上のクレードル12をあるz方向位置に固定させたまま、データ収集系を1回転または複数回転させてX線検出器データのデータ収集を行う。必要に応じて、次のz方向位置に移動した後に、再度データ収集系を1回転または複数回転させてX線検出器データのデータ収集を行う。

【0089】

また、スカウト像撮影では、X線管21と多列X線検出器24とを固定させ、撮影テーブル10上のクレードル12を直線移動させながらX線検出器データのデータ収集動作を行うものとする。

【0090】

なお、コンベンショナルスキャン（アキシャルスキャン）またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンまたは可変ピッチヘリカルスキャンのように、3次元逆投影または2次元逆投影を行って画像再構成を行う場合は、図34に示すような適切なX線検出器チャンネルに束ねる処理をこのデータ収集時に行うことが以下の前処理、再構成関数重畳処理のデータ処理量を減らす観点からは有効である。この適切なX線検出器チャンネルに束ねる処理は、データ収集装置（DAS）25上で行ってもよいし、データ収集バッファ5の上で行ってもよいし、データ収集後に中央処理装置3の上のソフトウェアの処理で行ってもよい。

【0091】

この束ねる処理としては、束ねた後の2次元X線エリア検出器上の座標 (X, Y) は、束ねる前の2次元X線エリア検出器上の座標 (x, y) より以下のようにアフィン変換で求められる。ただし、a, b, c, d, e, fは実数の定数とする。

【0092】

【数1】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c \\ d \end{pmatrix}$$

【0093】

10

20

30

40

50

通常、平面型の2次元X線エリア検出器では、(X, Y)座標系も(x, y)座標系も歪んでいないとすると、以下のように角度 回転のアフィン変換で求められる。

【0094】

【数2】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} + k \begin{pmatrix} c' \\ d' \end{pmatrix}$$

【0095】

k > 1の場合は、束ねた後の2次元X線エリア検出器のチャンネル数、列数が小さくなることを意味する。この場合は、あらかじめ以下のようにX線検出器データを束ね処理した後に回転のアフィン変換を行うとよい。

【0096】

元のX線投影データをd(x, y)、束ねた後のX線投影データをd(X, Y)、途中結果のX線投影データをd'(x', y')とすると、

【0097】

【数3】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix}$$

20

【0098】

とまず、d(x, y)をd'(x', y')にx方向、y方向に1/kに圧縮する。もし、k = 2であれば、

【0099】

【数4】

$$d'(1,1) = d(1,1) + d(2,1) + d(1,2) + d(2,2)$$

$$d'(x', y') = d(2x'-1, 2y'-1) + d(2x', 2y'-1) + d(2x'-1, 2y') + d(2x', 2y')$$

30

【0100】

となる。これによりデータは束ねられ、データのノイズ, S/Nは改善される。

この後に、以下の回転のアフィン変換を行えばよい。

【0101】

【数5】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c' \\ d' \end{pmatrix}$$

40

【0102】

ステップS2では、X線検出器データD0(view, j, i)に対して前処理を行い、投影データに変換する。前処理はのようステップS21オフセット補正, ステップS22対数変換, ステップS23X線線量補正, ステップS24感度補正からなる。

【0103】

スカウト像撮影の場合は、前処理されたX線検出器データをチャンネル方向の画素サイズおよびクレードル直線移動方向であるz方向の画素サイズをモニタ6の表示画素サイズに合わせて表示すればスカウト像として完成である。

【0104】

50

ステップS3では、前処理された投影データD1 (view, j, i)に対して、ビームハードニング補正を行なう。ビームハードニング補正S3では前処理S2の感度補正S24が行なわれた投影データをD1(view, j, i)とし、ビームハードニング補正S3の後のデータをD11(view, j, i)とすると、ビームハードニング補正S3は以下のように、例えば多項式形式で表わされる。

【 0 1 0 5 】

【数 6】

$$D11(\text{view}, j, i) =$$

$$D1(\text{view}, j, i) \cdot (B_0(j, i) + B_1(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i) + B_2(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i)^2)$$

10

【 0 1 0 6 】

この時、検出器の各j列ごとに独立したビームハードニング補正を行なえるため、撮影条件で各データ収集系の管電圧が異なっていれば、各列ごとの検出器のX線エネルギー特性の違いを補正できる。

【 0 1 0 7 】

ステップS4では、ビームハードニング補正された投影データD11(view, j, i)に対して、z方向(列方向)のフィルタをかけるzフィルタ重畳処理を行なう。

すなわち、各ビュー角度、各データ収集系における前処理後、ビームハードニング補正された多列X線検出器D11(view, j, i) (i = 1~CH, j = 1~ROW)の投影データに対し、列方向に例えば下記のような列方向フィルタサイズが5列のフィルタをかける。

20

【 0 1 0 8 】

$$(w_1(i), w_2(i), w_3(i), w_4(i), w_5(i)),$$

【 0 1 0 9 】

【数 7】

$$\text{ただし、} \sum_{k=1}^5 w_k(i) = 1 \text{ とする。}$$

30

【 0 1 1 0 】

補正された検出器データD12(view, j, i)は以下のようになる。

【 0 1 1 1 】

【数 8】

$$D12(\text{view}, j, i) = \sum_{k=1}^5 (D11(\text{view}, j+k-3, i) \cdot w_k(j))$$

【 0 1 1 2 】

となる。なお、チャンネルの最大値はCH, 列の最大値はROWとすると、

【 0 1 1 3 】

40

【数 9】

$$D11(\text{view}, -1, i) = D11(\text{view}, 0, i) = D11(\text{view}, 1, i)$$

$$D11(\text{view}, \text{ROW}, i) = D11(\text{view}, \text{ROW} + 1, i) = D11(\text{view}, \text{ROW} + 2, i)$$

【 0 1 1 4 】

とする。

また、列方向フィルタ係数を各チャンネルごとに变化させると画像再構成中心からの距離に応じてスライス厚を制御できる。一般的に断層像では再構成中心に比べ周辺部の方がス

50

ライス厚が厚くなるので、列方向フィルタ係数を中心部と周辺部で変化させて、列方向フィルタ係数を中心部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅を広く変化させると、周辺部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅をせまく変化させると、スライス厚は周辺部でも画像再構成中心部でも一様に近くすることもできる。

【0115】

このように、多列X線検出器24の中心部チャンネルと周辺部チャンネルの列方向フィルタ係数を制御してやることにより、スライス厚も中心部と周辺部で制御できる。列方向フィルタでスライス厚を弱干厚くすると、アーチファクト、ノイズともに大幅に改善される。これによりアーチファクト改善具合、ノイズ改善具合も制御できる。つまり、3次元画像再構成された断層像つまり、xy平面内の画質が制御できる。また、その他の実施例として列方向(z方向)フィルタ係数を逆重畳(デコンボリューション)フィルタにすることにより、薄いスライス厚の断層像を実現することもできる。

10

【0116】

ステップS5では、再構成関数重畳処理を行う。すなわち、フーリエ変換し、再構成関数を掛け、逆フーリエ変換する。再構成関数重畳処理S5では、zフィルタ重畳処理後のデータをD12とし、再構成関数重畳処理後のデータをD13、重畳する再構成関数をKernel(j)とすると、再構成関数重畳処理は以下のように表わされる。

【0117】

【数10】

$$D13(\text{view}, j, i) = D12(\text{view}, j, i) * \text{Kernel}(j)$$

20

【0118】

つまり、再構成関数kernel(j)は検出器の各j列ごとに独立した再構成関数重畳処理を行なえるため、各列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

ステップS6では、再構成関数重畳処理した投影データD13(view, j, i)に対して、3次元逆投影処理を行い、逆投影データD3(x, y, z)を求める。画像再構成される画像はz軸に垂直な面、xy平面に3次元画像再構成される。以下の再構成領域Pはxy平面に平行なものとする。この3次元逆投影処理については、図5を参照して後述する。

【0119】

30

ステップS7では、逆投影データD3(x, y, z)に対して画像フィルタ重畳、CT値変換などの後処理を行い、断層像D31(x, y)を得る。

後処理の画像フィルタ重畳処理では、3次元逆投影後の断層像をD31(x, y, z)とし、画像フィルタ重畳後のデータをD32(x, y, z)、画像フィルタをFilter(z)とすると、

【0120】

【数11】

$$D32(x, y, z) = D31(x, y, z) * \text{Filter}(z)$$

【0121】

40

つまり、検出器の各j列ごとに独立した画像フィルタ重畳処理を行なえるため、各列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

得られた断層像はモニタ6に表示される。

【0122】

図7は、3次元逆投影処理(図6のステップS6)の詳細を示すフロー図である。

本実施例では、画像再構成される画像はz軸に垂直な面、xy平面に3次元画像再構成される。以下の再構成領域Pはxy平面に平行なものとする。

【0123】

ステップS61では、断層像の画像再構成に必要な全ビュー(すなわち、360度分のビュー又は「180度分+ファン角度分」のビュー)中の一つのビューに着目し、再構成領域Pの各

50

画素に対応する投影データDrを抽出する。

【 0 1 2 4 】

図8(a), 図8(b)に示すように、xy平面に平行な512×512画素の正方形の領域を再構成領域Pとし、y=0のx軸に平行な画素列L0, y=63の画素列L63, y=127の画素列L127, y=191の画素列L191, y=255の画素列L255, y=319の画素列L319, y=383の画素列L383, y=447の画素列L447, y=511の画素列L511を列にとると、これらの画素列L0~L511をX線透過方向に多列X線検出器24の面に投影した図9に示す如きラインT0~T511上の投影データを抽出すれば、それらが画素列L0~L511の投影データDr(view, x, y)となる。ただし、x, yは断層像の各画素(x, y)に対応する。

【 0 1 2 5 】

X線透過方向は、X線管21のX線焦点と各画素と多列X線検出器24との幾何学的位置によって決まるが、X線検出器データD0(view, j, i)のz座標z(view)がテーブル直線移動z方向位置Ztable(view)としてX線検出器データに添付されて判っているため、加速・減速中のX線検出器データD0(view, j, i)でもX線焦点、多列X線検出器のデータ収集幾何学系の中において、X線透過方向を正確に求めることができる。

【 0 1 2 6 】

なお、例えば画素列L0をX線透過方向に多列X線検出器24の面に投影したラインT0のように、ラインの一部が多列X線検出器24のチャンネル方向の外に出た場合は、対応する投影データDr(view, x, y)を「0」にする。また、z方向の外に出た場合は投影データDr(view, x, y)を補外して求める。

【 0 1 2 7 】

このように、図10に示すように、再構成領域Pの各画素に対応する投影データDr(view, x, y)を抽出できる。

図7に戻り、ステップS62では、投影データDr(view, x, y)にコーンビーム再構成加重係数を乗算し、図11に示す如き投影データD2(view, x, y)を作成する。

【 0 1 2 8 】

ここで、コーンビーム再構成加重係数w(i, j)は以下の通りである。ファンビーム画像再構成の場合は、一般に、view = aでX線管21の焦点と再構成領域P上(xy平面上)の画素g(x, y)とを結ぶ直線がX線ビームの中心軸Bcに対してなす角度をαとし、その対向ビューをview = bとするとき、

【 0 1 2 9 】

【数 1 2】

$$\beta_b = \beta_a + 180^\circ - 2\gamma$$

【 0 1 3 0 】

である。

再構成領域P上の画素g(x, y)を通るX線ビームとその対向X線ビームが再構成平面Pとなす角度をα, βとすると、これらに依存したコーンビーム再構成加重係数w_a, w_bを掛けて加算し、逆投影画素データD2(0, x, y)を求める。

【 0 1 3 1 】

【数 1 3】

$$D2(0, x, y) = \omega_a \cdot D2(0, x, y)_a + \omega_b \cdot D2(0, x, y)_b$$

ただし、D2(0, x, y)_a はビューβ_aの投影データ、D2(0, x, y)_b はビューβ_bの投影データとする。

【 0 1 3 2 】

なお、コーンビーム再構成加重係数の対向ビーム同士の和は、

10

20

30

40

50

【 0 1 3 3 】

【 数 1 4 】

$$\omega a + \omega b = 1$$

【 0 1 3 4 】

である。

コーンビーム再構成加重係数 a , b を掛けて加算することにより、コーン角アーチファクトを低減することができる。

【 0 1 3 5 】

例えば、コーンビーム再構成加重係数 a , b は、次式により求めたものを用いることができる。なお、 ga はビュー a の加重係数、 gb はビュー b の加重係数である。

ファンビーム角の $1/2$ を γ_{max} とするとき、

【 0 1 3 6 】

【 数 1 5 】

$$\begin{aligned} ga &= f(\gamma_{max}, \alpha a, \beta a) \\ gb &= f(\gamma_{max}, \alpha b, \beta b) \\ xa &= 2 \cdot ga^q / (ga^q + gb^q) \\ xb &= 2 \cdot gb^q / (ga^q + gb^q) \\ wa &= xa^2 \cdot (3 - 2xa) \\ wb &= xb^2 \cdot (3 - 2xb) \end{aligned}$$

【 0 1 3 7 】

(例えば、 $q = 1$ とする)

例えば、 ga , gb の1例として、 $\max[]$ を値の大きい方を取る関数とすると、

【 0 1 3 8 】

【 数 1 6 】

$$\begin{aligned} ga &= \max\left[0, \left\{(\pi/2 + \gamma_{max}) - |\beta a|\right\} \cdot |\tan(\alpha a)|\right] \\ gb &= \max\left[0, \left\{(\pi/2 + \gamma_{max}) - |\beta b|\right\} \cdot |\tan(\alpha b)|\right] \end{aligned}$$

【 0 1 3 9 】

また、ファンビーム画像再構成の場合は、更に距離係数を再構成領域 P 上の各画素に乗算する。距離係数はX線管21の焦点から投影データ D_r に対応する多列X線検出器24の検出器列 j , チャネル i までの距離を r_0 とし、X線管21の焦点から投影データ D_r に対応する再構成領域 P 上の画素までの距離を r_1 とするとき、 $(r_1 / r_0)^2$ である。

【 0 1 4 0 】

また、平行ビーム画像再構成の場合は、再構成領域 P 上の各画素にコーンビーム再構成加重係数 $w(i, j)$ のみを乗算すればよい。

ステップS63では、図12に示すように、予めクリアしておいた逆投影データ $D_3(x, y)$ に、投影データ $D_2(\text{view}, x, y)$ を画素対応に加算する。

【 0 1 4 1 】

ステップS64では、断層像の画像再構成に必要な全ビュー(すなわち、360度分のビュー又は「180度分+ファン角度分」のビュー)について、ステップS61~S63を繰り返し、図12に示すように、逆投影データ $D_3(x, y)$ を得る。

【 0 1 4 2 】

なお、図13(a) , 図13(b) に示すように、再構成領域 P を 512×512 画素の正方形の領

10

20

30

40

50

域とせずに、直径512画素の円形の領域としてもよい。

【実施例2】

【0143】

実施例1では、ステップS1のデータ収集時に2次元X線エリア検出器24から得られたX線投影データの束ね処理を行ったが、X線投影データは束ねられることにより分解能が落ちてしまう。このため、ステップS6の再構成関数重量処理まで行った後に、実施例1で行ったX線投影データの束ね処理と同様の処理を行うことで、特に再構成関数を高周波なものにした時の分解能を維持することはできる。

【0144】

図40に再構成関数重畳処理におけるX線投影データの束ね処理を行った時のフロー図を示す。

10

このフロー図による処理では、ステップS5の再構成関数重畳処理を行った後に、図30に示すX線検出器チャンネルの再配置、つまり2次元のX線検出器チャンネル24の各チャンネル、各列の格子にX線投影データを束ねる処理を行う。

【0145】

ステップS1データ収集からステップS5再構成関数重畳処理までを、2次元X線エリア検出器24の全チャンネル数列数分行うので、データ処理はそれだけかかるが、撮影条件の変更に伴う図30に示す2次元のX線検出器24に再配置したX線検出器の各チャンネル、各列の格子にX線投影データを束ねる処理の変更は、ステップS5再構成関数重畳処理以後のみを行えばよいので、撮影条件の変更については対応しやすい。

20

【実施例3】

【0146】

実施例1, 2では、いずれもX線投影データの束ね処理で束ねられたX線投影データ、または束ねられた前処理されたX線投影データ、または束ねられた再構成関数重畳処理されたX線投影データから3次元画像再構成を行っていたが、3次元逆投影時にX線装置データを束ねたのと同様の処理を行うことができる。それを以下に示す。

【0147】

図41に3次元逆投影処理におけるX線投影データの束ね処理を行った時のフロー図を示す。

ステップS1データ収集から、ステップS6の3次元逆投影処理までを2次元X線エリア検出器24の全チャンネル数、列数分行うのでデータ処理はそれだけかかる。

30

【0148】

3次元逆投影処理においてX線投影データの束ね処理を行うには、以下の2つの方法がある。

1つ目の方法としては、ステップS6の3次元逆投影処理を行う際に、図35に示すように断層像上のすべての画素を走査しながら2次元X線エリア検出器24上のX線投影データを抽出して行く、いわゆるピクセル・ドリブンと呼ばれる逆投影方法で、この方法により3次元逆投影処理を行うが、この場合に図36に示すように、断層像上で走査しているある画素Pに対応する2次元X線エリア検出器24のX線投影データをすべてデータ抽出して断層像上に3次元逆投影を行う。例えば、図37に示すように、断層像上の1画素が複数のX線投影データにまたがるとした場合、その再構成関数重畳処理後のX線投影データをすべて断層像のある画素Qに3次元逆投影する。例えば、図36において、d0の60%、d1の100%、d2の100%、d3の100%、d4の40%が断層像上の1画素Pに対応する再構成関数重畳処理後のX線投影データだとすると、

40

【0149】

【数17】

$$P=0.6 \cdot d0 + d1 + d2 + d3 + 0.4 \cdot d4$$

【0150】

50

が1画素Pに3次元逆投影される。

このように、断層像上の各画素に対応するすべてのX線投影データを3次元逆投影処理を行うことで、断層像の各画素は良いS/Nで少ない画像ノイズの良い画質が得られる。

【0151】

また、もう1つの3次元逆投影の方法には、ステップS6の3次元逆投影処理を行う際に、図38に示すように2次元X線エリア検出器24上の再構成関数重畳処理後のX線投影データの全データを各チャンネル、各列ごとに走査し、画像再構成する断層像に3次元逆投影処理を行う。これは、いわゆるレイ・ドリブンと呼ばれる逆投影処理方法で、この方法により3次元逆投影を行う。

【0152】

この場合には、図39に示すように、ある1列のX線投影データのある1つのX線検出器チャンネルのデータd0を断層像に3次元逆投影または逆投影する場合、X線検出器チャンネルのデータd0を逆投影方向に逆投影処理した場合、断層像のある画素p00においてはその画素の中心をd0の逆投影線が通ったとすると、p00にはd0を逆投影して加算もしくは加重加算を行う。

【0153】

しかし、断層像上にある画素p10、p11については、d0の逆投影線が画素p10、p00の間でk1、k2の比率の点の所を通るとすると、 $(k2 / (k1 + k2)) \cdot d0$ をp10に逆投影して加算または加重加算を行い、 $(k1 / (k1 + k2)) \cdot d0$ をp11に逆投影して加算または加重加算を行う。これを断層像内のd0の逆投影線がよぎる全画素について行い、1ビューの全チャンネル、全列のX線投影データについてこれを繰り返し、更に全ビューのX線投影データについてこれを繰り返す。これにより、1断層像分のレイ・ドリブンの逆投影処理が行われる。通常は、断層像の画素の分解能よりもX線投影データの分解能の方が高く、細かいので、このレイ・ドリブンの方法によれば、すべてのX線投影データを断層像上に3次元逆投影することができ、断層像の各画素は良いS/Nで少ない画像ノイズの良い画質が得られる。

【実施例4】

【0154】

実施例1では、画像再構成平面をxy平面にしていたが、クレードル進行方向(z'方向)に垂直な平面に平行に断層像を作ることにもできる。これは3次元画像再構成の場合は、画像再構成平面を自由に設定できるため、クレードル進行方向(z'方向)に垂直な平面に画像再構成平面を設定すれば、クレードル進行方向に垂直な断層像が得られる。被検体は通常、クレードル12の上に平行に寝かせられるので、これにより被検体の体軸に垂直な断層像が得られる。

【0155】

また、走査ガントリ20を傾斜(チルト)させている場合においても、被検体の体軸に垂直な断層像が得たいのであれば、このように画像再構成を行うことで被検体の体軸に垂直な断層像が得られる。

【実施例5】

【0156】

実施例1では、図30に示すような2次元X線エリア検出器24上に再配置された仮想の位置調整(アライメント)された2次元のX線検出器の各チャンネル、各列の格子を設定して、そのようにX線投影データを束ねて前処理を行うようにしているが、撮影条件に応じて以下のように仮想の2次元X線エリア検出器24の各チャンネル、各列の格子の位置を都度変更してもよい。これにより、最適な画像再構成処理が行える。

【0157】

- 1、スライス厚が厚く列数の少ない場合は列数を減らす。
- 2、低周波な再構成関数の場合はチャンネル数を減らす。
- 3、高周波な再構成関数の場合はチャンネル数を増やす。

【0158】

- 4、撮影視野が小さい場合はチャンネル方向の範囲を減らす。

10

20

30

40

50

5、コンベンショナルスキャン（アキシャルスキャン）またはシネスキャンにおいて、z方向の撮影視野の幅が小さい場合は列方向の範囲を減らす。この場合は、コリメータ23も絞りX線照射領域を減らす。

【実施例6】

【0159】

実施例1は、撮影時間に依存せず、図30に示すような2次元X線エリア検出器24上に再配置された仮想の位置調整（アライメント）された2次元のX線検出器の各チャネル，各列の格子を設定して、そのようにX線投影データを束ねて前処理を行うようにしているが、撮影条件、特にスキャン時間に依りて走査ガントリ20の回転方向のたわみ方が変化するため、スキャン時間に依りて仮想の位置調整（アライメント）された2次元のX線検出器の各チャネル，各列の格子をスキャン時間に対応させて設定しなおしてもよい。

10

【0160】

また、スキャン時間およびビュー角度に依存して仮想の位置調整（アライメント）された2次元のX線検出器の各チャネル，各列の格子を設定しなおしてもよい。これにより、スキャン時間またはビュー角度に依存した走査ガントリ20のたわみ、平面型X線検出器全体のたわみ、または1枚ずつのたわみ、データ収集系支持機構のたわみなどによる2次元X線エリア検出器24の上におけるX線照射領域の位置補正、図30に示すX線検出器チャネルの再配置位置の補正が行え、アーチファクトのない適正な画質の断層像が得られる。

【実施例7】

【0161】

実施例1から実施例6までは、2次元X線エリア検出器24があまりずれていない例を示したが、図42のようにz方向におよそ1列または数列ほどずれた場合、図43のようにz方向およびx方向にも1列または数列ずれた場合でも、本特許により図30に示すX線検出器チャネルの再配置位置の補正が行え、アーチファクトのない適正な画質の断層像が得られる。

20

【実施例8】

【0162】

実施例1において、データ収集時に図30に示すようなX線検出器チャネルの再配置を行った場合に、以下のようなことが必要になってくる。また、撮影条件によりX線検出器チャネルの再配置の具合を変化させるのであれば、更に撮影条件ごとに以下が必要になってくる。

30

【0163】

1. 補正データ（オフセット補正、感度補正）

補正データは例えば、図6に示す前処理においては補正データとしてはオフセット補正、感度補正で補正データが必要である。

【0164】

また、X線線量補正も補正データが必要であるが、少し異なるため、これは別途後述する。

オフセット補正では、あらかじめ2次元X線エリア検出器24で収集した各撮影条件ごとのオフセット補正データに対し、図30に示すようなX線検出器チャネルの再配置に伴い、オフセット補正データも再配置された各々のX線検出器チャネルに合わせてデータを変換する。

40

【0165】

この時のオフセット補正のデータ変換については、X線検出器チャネルの再配置の際のデータ変換と同様に（数式1）～（数式5）に従って行えばよい。この時のポイントとしては、（数式2）におけるkについて $k > 1$ の場合は再配置して、束ねた後の各々のX線検出器チャネルのチャネル数，列数が少なくなることを意味するため、あらかじめ（数式3），（数式4）に示すX線投影データつまり、この場合のオフセット補正データ $d(x, y)$ の束ね処理が必要となる。つまり、元のオフセット補正データを $d'(x', y')$ とすると、

【0166】

【数 1 8】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix}$$

【0 1 6 7】

とまず、 $d(x, y)$ を $d'(x', y')$ に x 方向、 y 方向に $1/k$ に圧縮する。もし、 $k=2$ であれば、

【0 1 6 8】

【数 1 9】

$$d'(1,1) = d(1,1) + d(2,1) + d(1,2) + d(2,2)$$

$$d'(x', y') = d(2x'-1, 2y'-1) + d(2x', 2y'-1) + d(2x'-1, 2y') + d(2x', 2y')$$

【0 1 6 9】

となる。このように、X線検出器チャンネルの再配置時にチャンネル方向または列方向に圧縮される場合は、(数式4)のようなデータの束ね処理が必要になる。これをオフセット補正データも、オフセット補正されるX線検出器データについても同様に行わないと、正しいオフセット補正がされずにノイズが残ってしまい、最終的な断層像のS/Nが劣化してしまう。

【0 1 7 0】

また、感度補正データについても同様に以下のことが言える。

あらかじめ2次元X線エリアセンサ24で収集した各撮影条件ごとの感度補正データに対し、図30に示すようなX線検出器チャンネルの再配置に伴い、感度補正データも再配置された各々のX線検出器チャンネルに合わせてデータ変換を行う。

【0 1 7 1】

この時の感度補正データのデータ変換については、X線検出器チャンネルの再配置、オフセット補正データの再配置のデータ変換と同様に、(数式1)～(数式5)に従って行う。また、(数式2)における k について $k > 1$ の場合の再配置の際の感度補正データの束ね処理についてもオフセット補正データの場合と同様に、(数式3)、(数式4)の束ね処理が必要である。

【0 1 7 2】

この束ね処理を感度補正データも感度補正されるX線検出器データについても同様に行わないと、正しい感度補正が行われずにノイズが残存してしまい、最終的な断層像のS/Nが劣化したり、CT値の均一性が劣化して、カップング(cupping)現象、またはキャッピング(capping)現象が起きてしまう。

【0 1 7 3】

2. X線線量補正

図6におけるX線線量補正では、図30に示すようなX線検出器チャンネルの再配置に伴い、再配置された各チャンネル、各列のX線検出器チャンネルデータに対してX線線量補正を行う。図44には、各撮影条件に依存して再配置されたX線検出器チャンネルに対し、各列のX線線量検出器 $r(1)$ 、 $r(2)$ 、... $r(N)$ を較正させて持たせている。図44では、再配置されたX線検出器のチャンネル方向の片側にしかX線線量検出器を持たせていないが、両側にX線線量検出器を持たせてもよい。

【0 1 7 4】

また、X線線量補正を各列ごとに $r(1)$ 、 $r(2)$ 、... $r(N)$ のX線線量検出器データを用いて独立に行ってもよいし、以下のように全列のX線線量検出器を加算したX線線量検出器データ R を求めて、各々の列をこの R でX線線量補正をしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 7 5 】

【 数 2 0 】

$$R = \sum_{i=1}^N r(i)$$

【 0 1 7 6 】

また、X線線量補正に関して言えば、上記のように再配置されたX線検出器に合わせてX線線量補正チャンネルを配置させることは必ずしも必要ではない。元の2次元X線エリア検出器24のX線が必ず当たっているどこかのX線検出器チャンネルを用いて、各撮影条件に見合った十分なX線検出器チャンネル開口があれば、それを用いてもよい。 10

【 0 1 7 7 】

3. コリメータ制御検出器

本実施例において、コリメータ23は各々の撮影条件に応じてz方向の開口幅を制御する。この場合に、図45に示すように、2次元X線エリア検出器24より再配置されたX線検出器チャンネルにおいて、各列のコリメータ制御検出器 $z(1)$ 、 $z(2)$ 、... $z(N)$ を配置させている。コリメータの開口幅を $z(1)$ 、 $z(2)$ 、... $z(N)$ の出力に応じて制御することができる。

【 0 1 7 8 】

4. X線線量補正検出器障害検出器

本実施例において、X線線量補正検出器障害検出器に応じてX線線量補正検出器が被検体などの障害物によって隠されていないかをチェックする。 20

【 0 1 7 9 】

本実施例において、に示すように2次元X線エリア検出器24より再配置されたX線検出器チャンネルにおいて、各列のX線線量補正検出器障害検出器 $b(1)$ 、 $b(2)$ 、... $b(N)$ の出力に応じてX線線量補正検出器の障害物を検知する。

【 0 1 8 0 】

例えば、X線管電圧信号が充分出ている時に、X線線量補正検出器障害検出器が充分な信号を出していれば正常とみなすが、例えば、X線管電圧信号が充分出ている時に、X線線量補正検出器障害検出器が充分な信号を出していなければ異常というように判断できる。 30

【 0 1 8 1 】

以上のように本実施例8においては、2次元X線エリア検出器24の上に再配置されたX線検出器チャンネルより、以下のことが行えることを示した。

1. オフセット補正、空気補正を行う。

【 0 1 8 2 】

2. X線線量補正検出器を設けてX線線量補正を行う。

3. コリメータ制御検出器を設けてコリメータ制御を行う。

4. X線線量補正検出器障害検出器を設けてX線線量補正異常検出を行う。

【 0 1 8 3 】

以上のX線CT装置100において、本発明のX線CT装置、またはX線CT撮影方法によれば、多列X線検出器または、フラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置のコンベンショナルスキャン(アキシシャルスキャン)またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンの開始時と終了時に存在していたz方向に広がるX線コーンビームにおいて、コンベンショナルスキャン(アキシシャルスキャン)またはシネスキャンまたはヘリカルスキャンの被曝低減を実現する効果がある。 40

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 8 4 】

なお、本実施例における画像再構成法は、従来公知のフェルドkamp法による3次元画像再構成法でもよい。さらに、他の3次元画像再構成方法でもよい。または2次元画像再構成でも良い。

【0185】

また、本実施例では、フラットパネルX線検出器に代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器を持ったX線CT装置について書かれているが、多列X線検出器のX線CT装置においても同様の効果を出せる。

【0186】

また、本実施例では、各列ごとに係数の異なった列方向(z方向)フィルタを重畳することにより、画質のばらつきを調整し、各列において均一なスライス厚、アーチファクト、ノイズの画質を実現しているが、これには様々なz方向フィルタ係数が考えられるが、いずれも同様の効果を出すことができる。

【0187】

本実施例では、医用X線CT装置を元にならされているが、産業用X線CT装置または他の装置と組合わせたX線CT - PET装置、X線CT - SPECT装置などで利用できる。

本実施例では、2次元X線エリア検出器24とコリメータ23の位置関係、方向のズレ、クレードル進入方向(z'方向)と2次元X線エリア検出器24の位置関係、方向のズレ、2次元X線エリア検出器24と回転平面の位置関係、方向のズレ、これらの測定に対してクレードルやピンの治具を本実施例では示しているが、別の治具などを用いても同様の効果を出せる。

【0188】

本実施例では、図37の断層像上の1画素に3次元逆投影を行う再構成関数重畳処理後のX線投影データを線形加重加算または線形補間で行ったが、2次以上の加重加算または補間を用いても同様の効果を出せる。

【図面の簡単な説明】

【0189】

【図1】本発明の一実施形態にかかるX線CT装置を示すブロック図である。

【図2】X線発生装置(X線管)および多列X線検出器をxy平面で見た説明図である。

【図3】X線発生装置(X線管)および多列X線検出器をyz平面で見た説明図である。

【図4】被検体撮影の流れを示すフロー図である。

【図5】本発明の一実施形態に係るX線CT装置の概略動作を示すフロー図である。

【図6】前処理の詳細を示すフロー図である。

【図7】3次元画像再構成処理の詳細を示すフロー図である。

【図8】再構成領域上のラインをX線透過方向へ投影する状態を示す概念図である。

【図9】検出器面に投影したラインを示す概念図である。

【図10】投影データ $D_r(\text{view}, x, y)$ を再構成領域上に投影した状態を示す概念図である。

【図11】再構成領域上の各画素の逆投影画素データ D_2 を示す概念図である。

【図12】逆投影画素データ D_2 を画素対応に全ビュー加算して逆投影データ D_3 を得る状態を示す説明図である。

【図13】円形の再構成領域上のラインをX線透過方向へ投影する状態を示す概念図である。

【図14】X線CT装置の撮影条件入力画面を示す図である。

【図15】従来のX線CT装置の位置合わせ調整(アライメント)を示す図である。

【図16】コリメータが2次元X線エリア検出器の端に合わせられ、回転中心が2次元X線エリア検出器のチャンネル方向中心に合わせられている場合を示す図である。

【図17】従来のX線CT装置のデータ収集系の位置調整(アライメント)方法の1例を示す図である。

【図18】(a)は複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器を持つX線CT装置を示す図である。

【0190】

(b)は複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器上のコリメータによるX線の照射領域を示す図である。

【図19】コリメータが回転平面に対してずれている場合を示す図である。

10

20

30

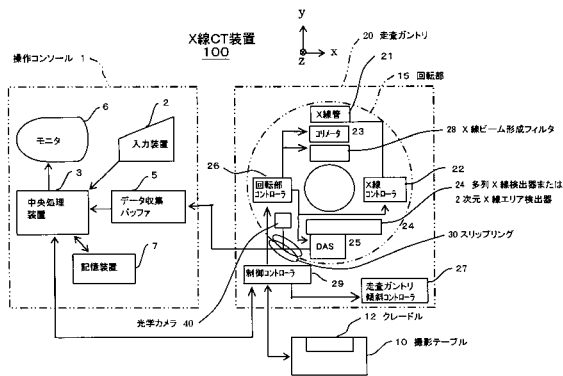
40

50

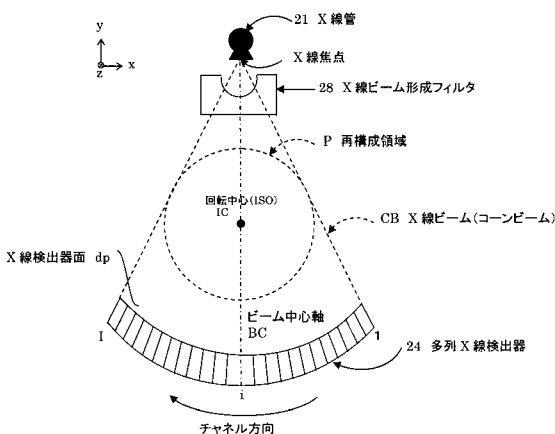
- 【図 2 0】2次元X線エリア検出器が回転平面に対してずれている場合を示す図である。
- 【図 2 1】コリメータと2次元X線エリア検出器が回転平面に対してずれている場合を示す図である。
- 【図 2 2】本実施例のコリメータを示す図である。
- 【図 2 3】2次元X線エリア検出器におけるX線照射領域を示す図である。
- 【図 2 4】クレードルの軌跡よりz方向を求めるデータ収集を示す図である。
- 【図 2 5】クレードルの軌跡よりz'方向を求め方を示す図である。
- 【図 2 6】2次元X線エリア検出器の傾きの求め方を示す図である。
- 【図 2 7】1A列におけるピンのX線の影の軌跡を示す図である。
- 【図 2 8】2次元X線エリア検出器が回転面に対してずれていない場合を示す図である。 10
- 【図 2 9】2次元X線エリア検出器が回転面に対してずれている場合を示す図である。
- 【図 3 0】2次元X線エリア検出器におけるX線検出器チャンネルの再配置を示す図である。
- 【図 3 1】(a)は複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器上のコリメータによるX線の照射領域より各平面型X線検出器の位置を決定する概念図を示す図である。
- 【0 1 9 1】
- (b)は複数の平面型X線検出器を組合わせた2次元X線エリア検出器上において適切なX線検出器チャンネル各チャンネル, 各列に束ねる概念図を示す図である。
- 【図 3 2】3次元逆投影処理の概念図を示す図である。
- 【図 3 3】細かなX線検出器チャンネルからなる2次元X線エリア検出器データ抽出して3次元逆投影する場合を示す図である。 20
- 【図 3 4】適切なX線検出器チャンネルに束ねた後にデータ抽出して3次元逆投影する場合を示す図である。
- 【図 3 5】ピクセル・ドリブンの3次元逆投影を示す図である。
- 【図 3 6】断層像上のある画素に3次元逆投影される複数のX線投影データを示す図である。
- 【図 3 7】断層像上の1画素が複数のX線投影データにまたがる場合を示す図である。
- 【図 3 8】レイ・ドリブンの3次元逆投影を示す図である。
- 【図 3 9】X線投影データが断層像上の複数の画素にまたがる場合を示す図である。
- 【図 4 0】再構成関数重畳処理におけるX線投影データの束ね処理を行ったときのフロー図である。 30
- 【図 4 1】3次元逆投影処理におけるX線投影データの束ね処理を行った時のフロー図である。
- 【図 4 2】z方向に2次元X線エリア検出器がずれた場合を示す図である。
- 【図 4 3】z方向、x方向に2次元X線エリア検出器がずれた場合を示す図である。
- 【図 4 4】X線線量検出器を持った2次元X線エリア検出器上の再配置されたX線検出器チャンネルを示す図である。
- 【図 4 5】コリメータ制御チャンネルを持った2次元X線エリア検出器上の再配置されたX線検出器チャンネルを示す図である。
- 【図 4 6】X線線量検出器障害物検出器を持った2次元X線エリア検出器上の再配置されたX線検出器チャンネルを示す図である。 40
- 【符号の説明】
- 【0 1 9 2】
- | | |
|-----|-----------|
| 1 | 操作コンソール |
| 2 | 入力装置 |
| 3 | 中央処理装置 |
| 5 | データ収集バッファ |
| 6 | モニタ |
| 7 | 記憶装置 |
| 1 0 | 撮影テーブル |

1 2	クレードル	
1 5	回転部	
2 0	走査ガントリ	
2 1	X線管	
2 2	X線コントローラ	
2 3	コリメータ	
2 4	多列X線検出器または2次元X線エリア検出器	
2 5	DAS (データ収集装置)	
2 6	回転部コントローラ	
2 7	走査ガントリ傾斜コントローラ	10
2 8	X線ビーム形成フィルタ	
2 9	制御コントローラ	
3 0	スリッピング	
d P	X線検出器面	
P	再構成領域	
P P	投影面	
IC	回転中心 (ISO)	
CB	X線ビーム	
BC	ビーム中心軸	
D	回転中心軸上での多列X線検出器幅	20

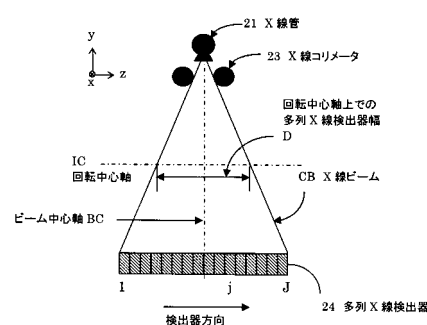
【図1】



【図2】

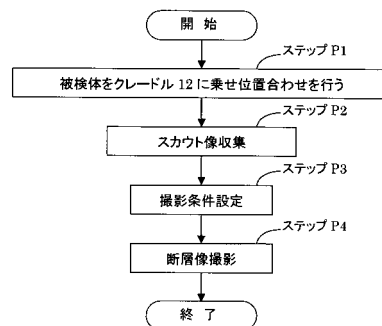


【図3】

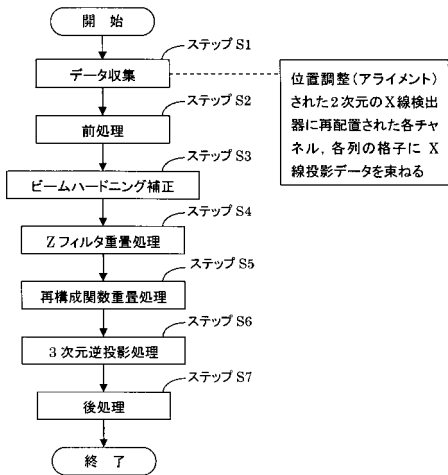


【図4】

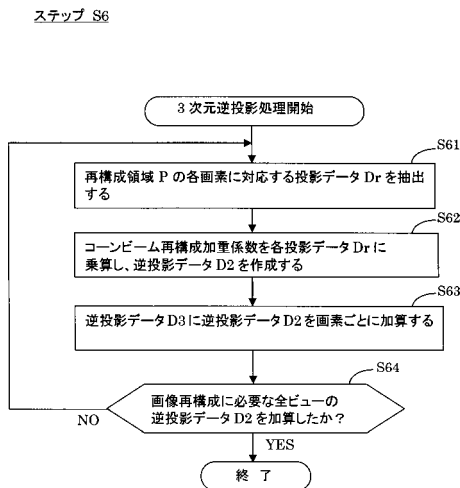
被検体撮影の流れ



【 図 5 】

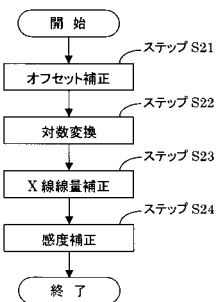


【 図 7 】

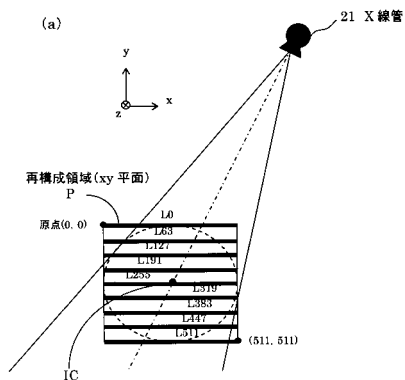


【 図 6 】

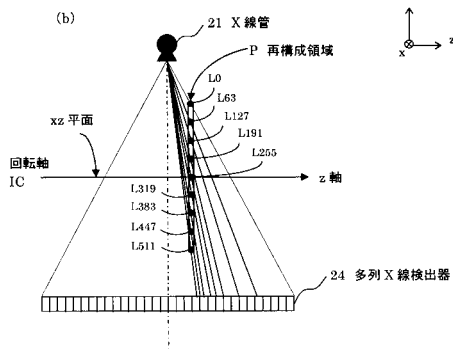
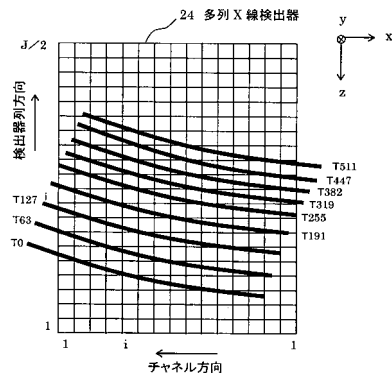
ステップ S2



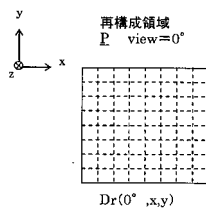
【 図 8 】



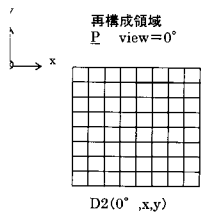
【 図 9 】



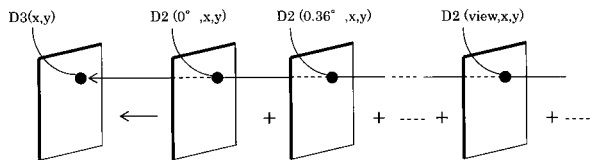
【 図 10 】



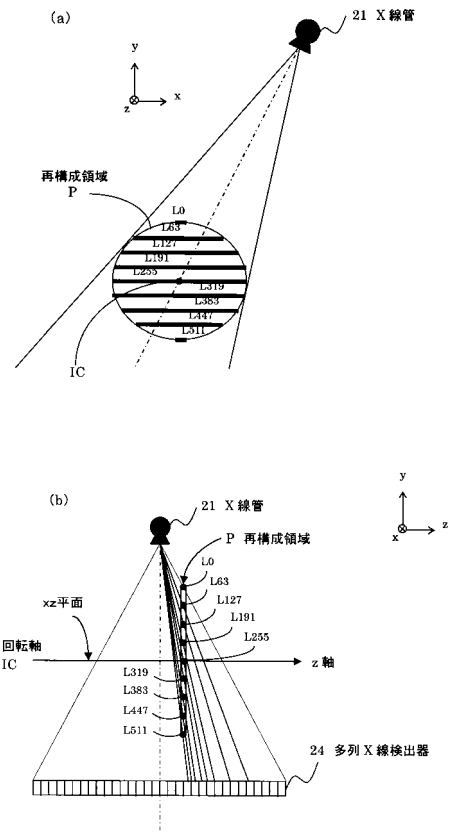
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

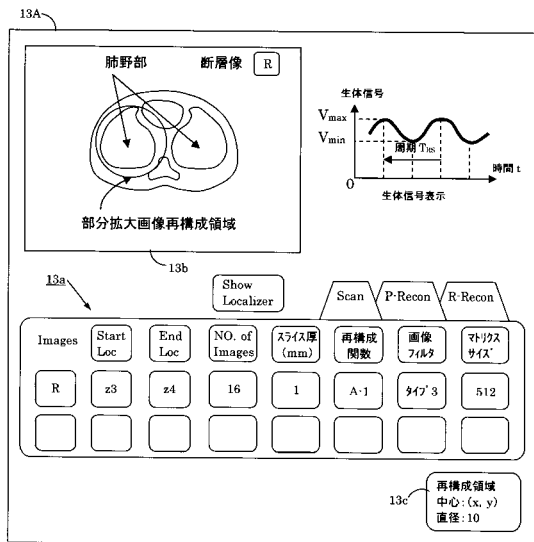


【 図 1 3 】



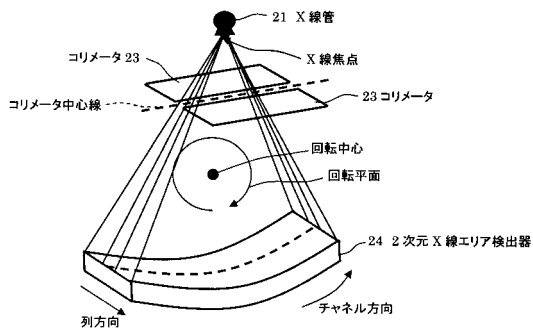
【 図 1 4 】

X線 CT装置の撮影条件入力画面



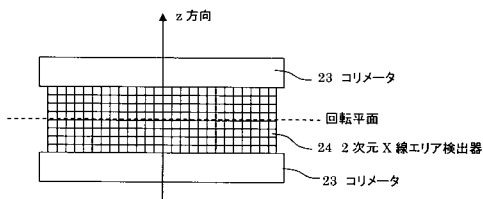
【 図 1 5 】

従来の X線 CT装置の位置合わせ調整(アライメント)



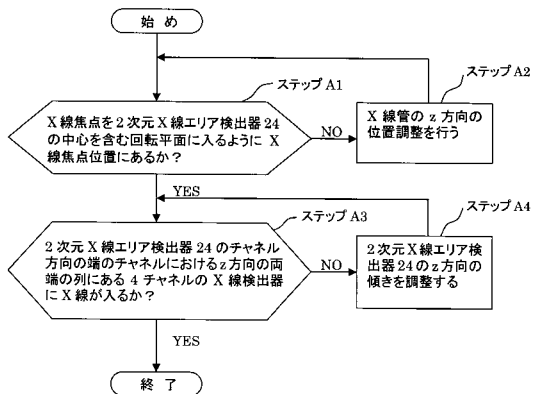
【 図 1 6 】

コリメータが 2次元 X線エリア検出器の端に合わせられ、回転中心が 2次元 X線エリア検出器のチャンネル方向中心に合わせられている場合

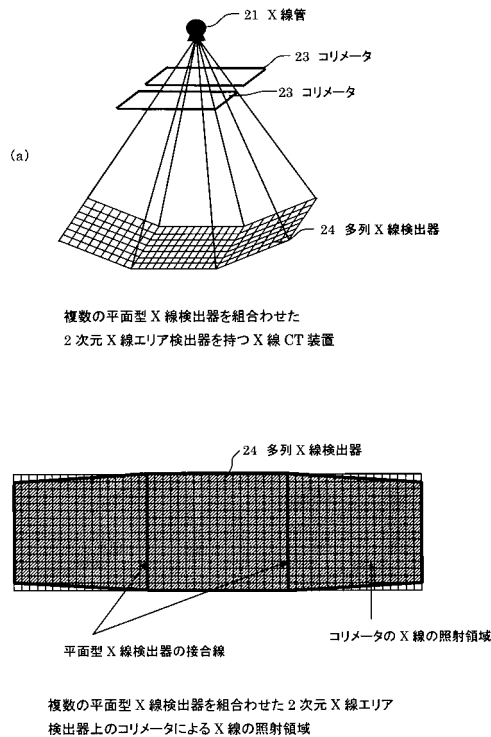


【 図 1 7 】

従来の X 線 CT 装置のデータ収集系の位置調整 (アライメント) 方法の 1 例

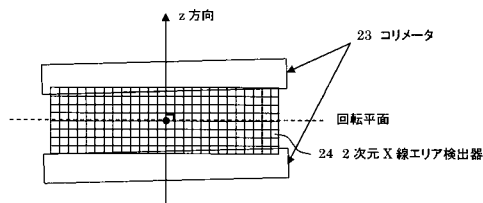


【 図 1 8 】



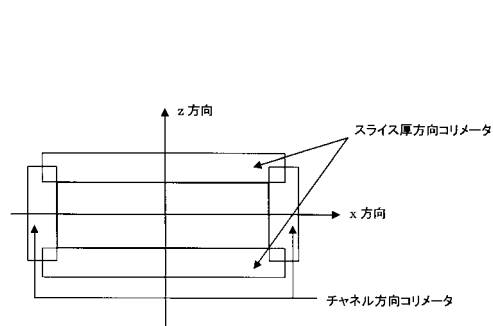
【 図 1 9 】

コリメータが回転平面に対してずれている場合



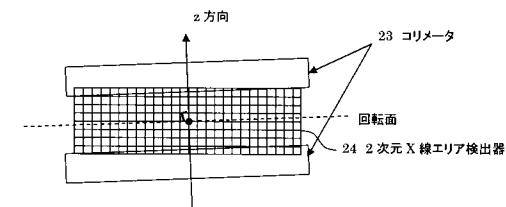
【 図 2 2 】

本実施例のコリメータ



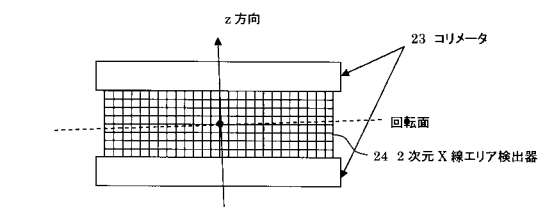
【 図 2 0 】

2次元 X 線エリア検出器が回転平面に対してずれている場合



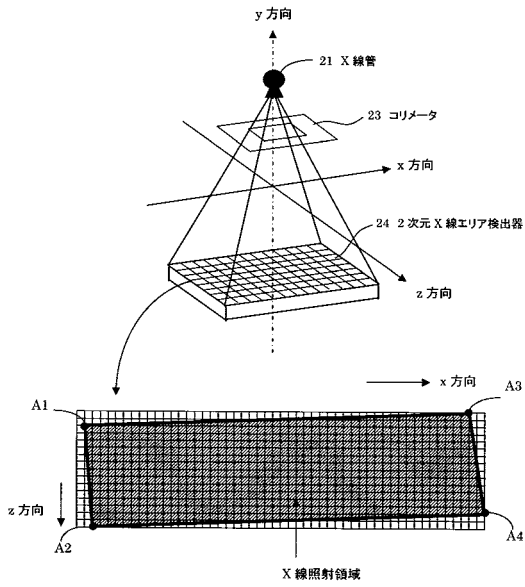
【 図 2 1 】

コリメータと 2次元 X 線エリア検出器が回転平面に対してずれている場合



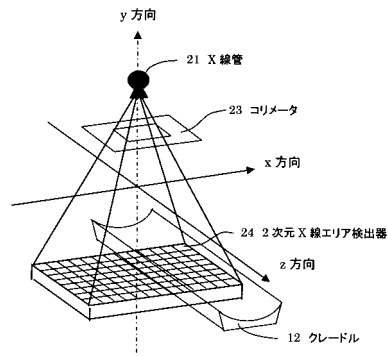
【 図 2 3 】

2次元 X線エアラ検出器における X線照射領域



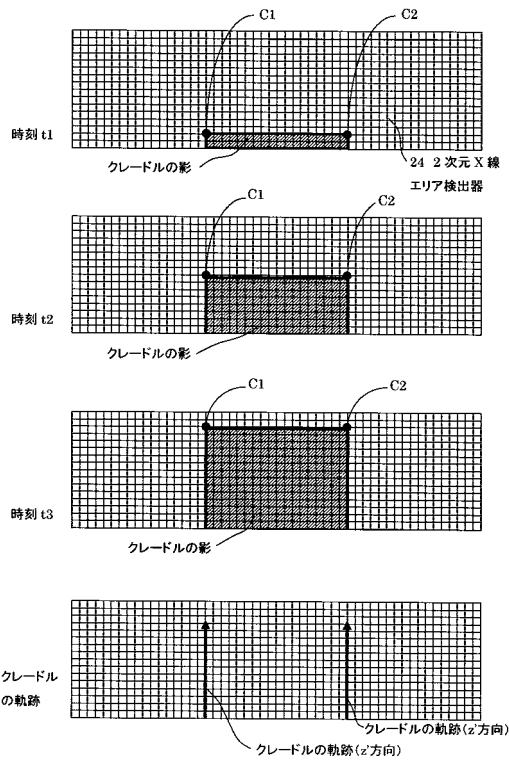
【 図 2 4 】

クレードルの軌跡より z方向を求めるデータ収集



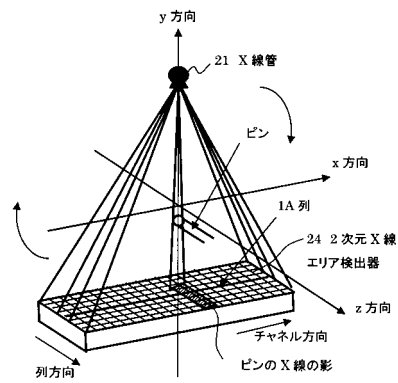
【 図 2 5 】

クレードルの軌跡より z方向を求め方



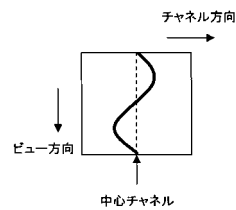
【 図 2 6 】

2次元 X線エアラ検出器の傾きの求め方



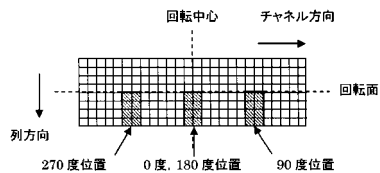
【 図 2 7 】

1A列におけるピンの X線の影の軌跡



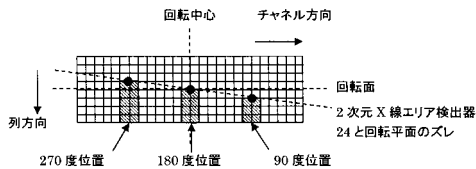
【 図 28 】

2次元 X線エリア検出器が回転面に対してずれていない場合



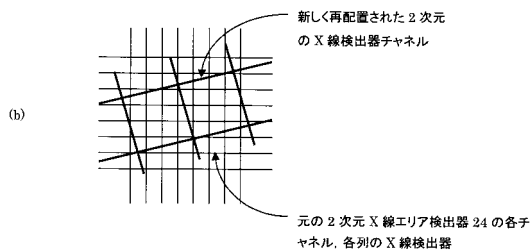
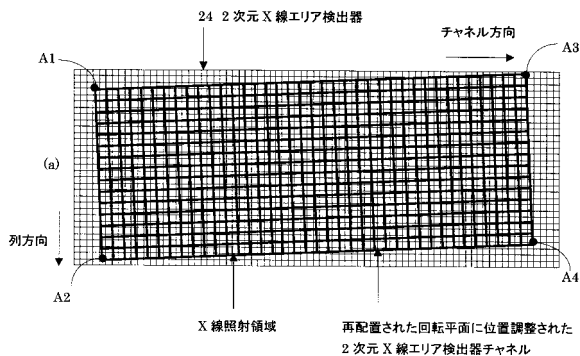
【 図 29 】

2次元 X線エリア検出器が回転面に対してずれている場合

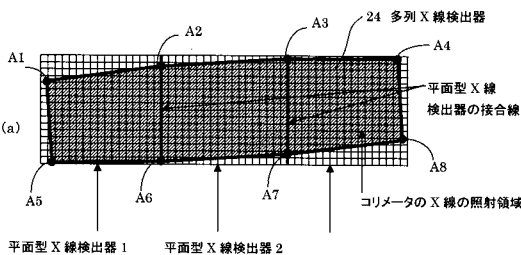


【 図 30 】

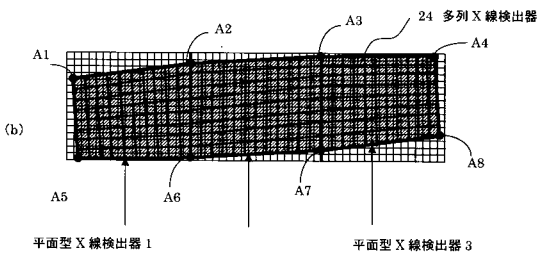
2次元 X線エリア検出器における X線検出器チャンネルの再配置



【 図 31 】



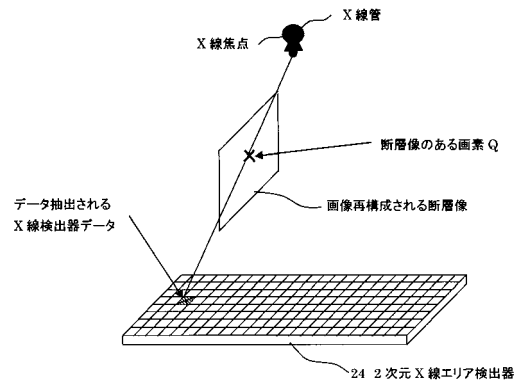
複数の平面型 X線検出器を組合わせた 2次元 X線エリア検出器上の コリメータによる X線の照射領域より各平面型 X線検出器の位置を決定する概念図



複数の平面型 X線検出器を組合わせた 2次元 X線エリア検出器上において適切な X線検出器チャンネル各チャンネル、各列に束ねる概念図

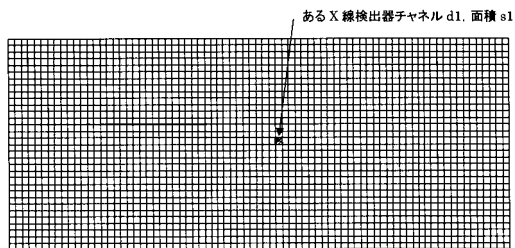
【 図 32 】

3次元逆投影処理の概念図



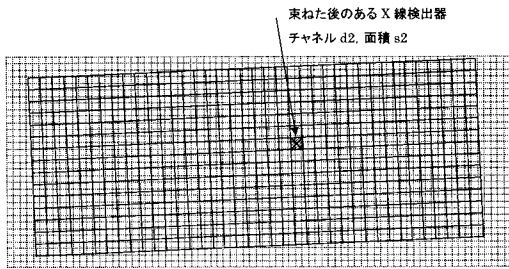
【 図 33 】

細かな X線検出器チャンネルからなる 2次元 X線エリア検出器 データ抽出して 3次元逆投影する場合



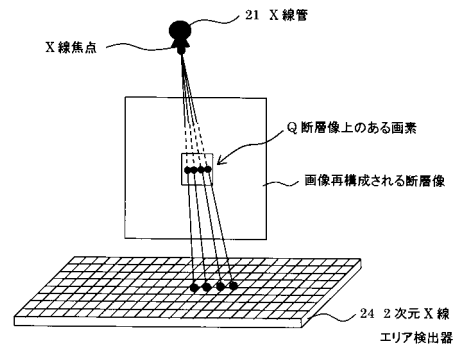
【図 3 4】

適切な X 線検出器チャンネルに束ねた後にデータ抽出して
3次元逆投影する場合



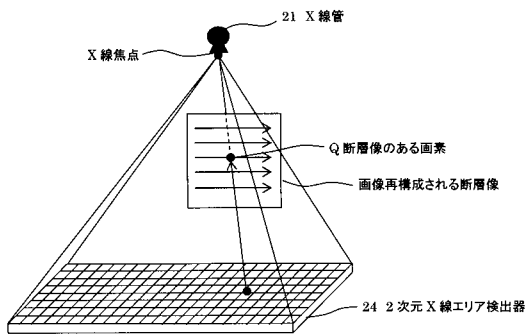
【図 3 6】

断層上のある画素に 3次元逆投影される複数の X 線データ



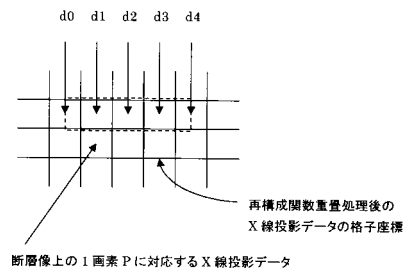
【図 3 5】

ピクセルドリプの 3次元逆投影



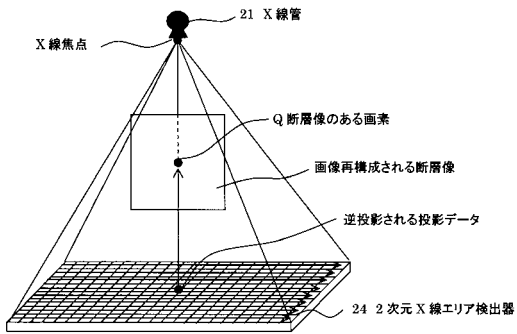
【図 3 7】

断層像上の 1画素が複数の X 線投影データにまたがる場合



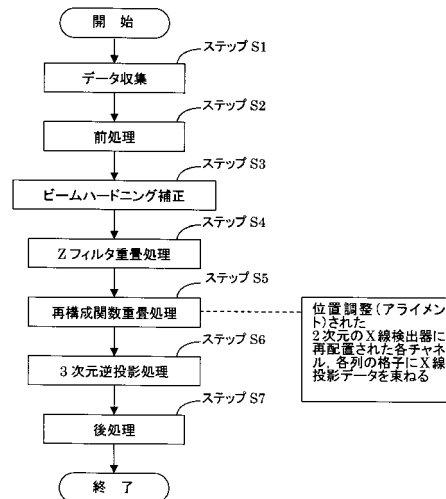
【図 3 8】

レイドリプの 3次元逆投影



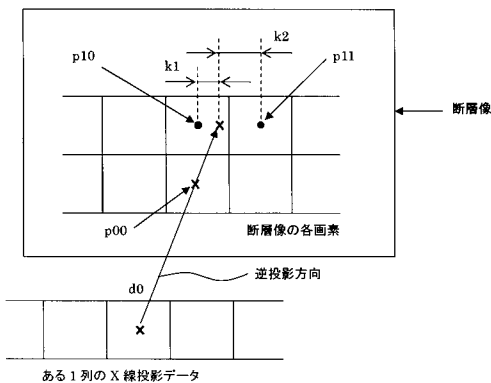
【図 4 0】

再構成関数重畳処理における X 線投影データの束ね処理を行ったときの
フロー図



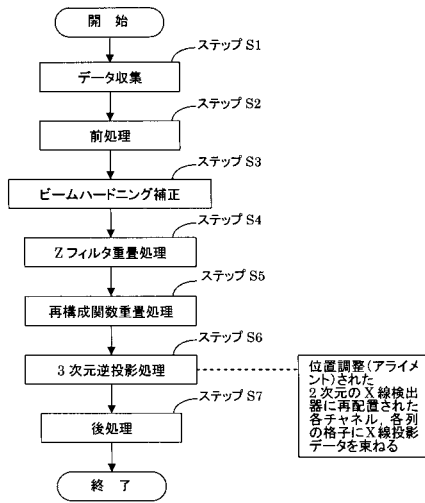
【図 3 9】

X 線投影データが断層像上の複数の画素にまたがる場合



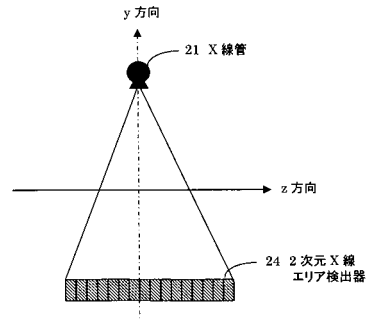
【 図 4 1 】

3次元逆投影処理におけるX線投影データの束ね処理を行った時のフロー図



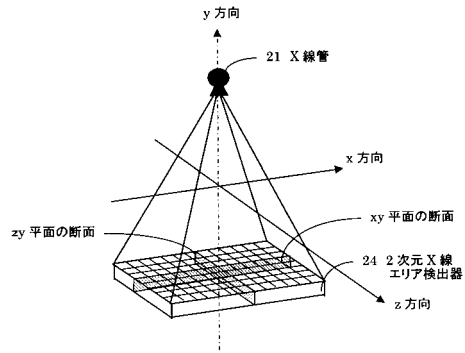
【 図 4 2 】

z方向に2次元X線エリア検出器がずれた場合



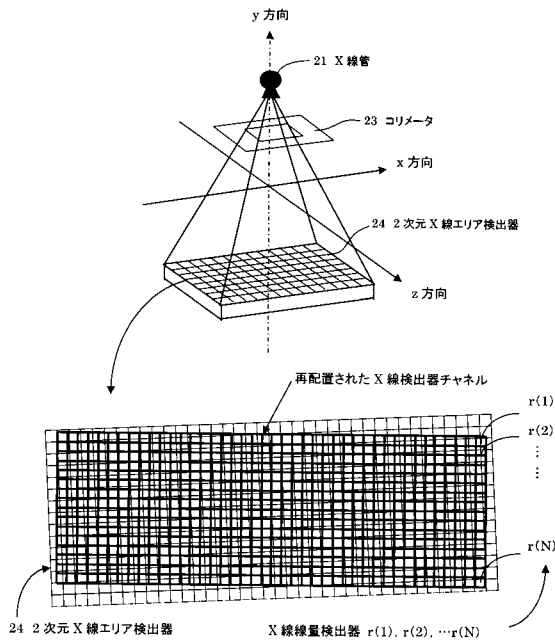
【 図 4 3 】

z方向、x方向に2次元X線エリア検出器がずれた場合



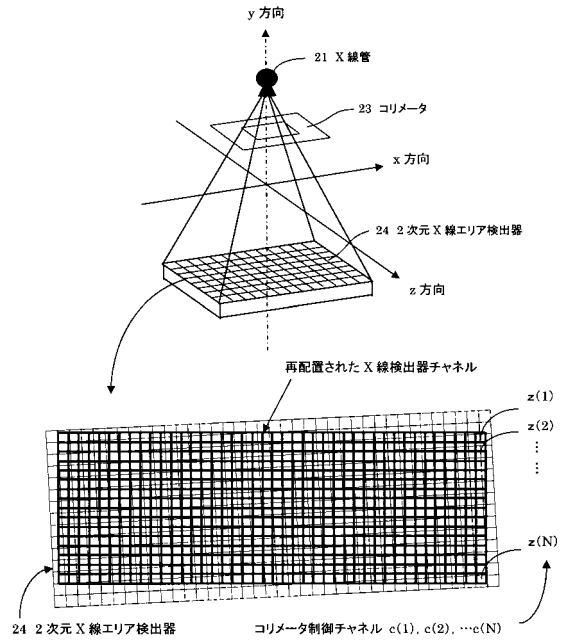
【 図 4 4 】

X線線量検出器を持った2次元X線エリア検出器上の再配置されたX線検出器チャンネル



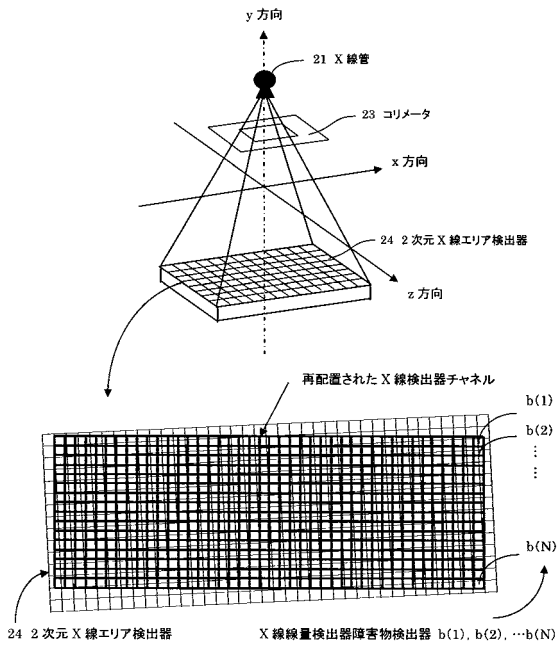
【 図 4 5 】

コリメータ制御チャンネルを持った2次元X線エリア検出器上の再配置されたX線検出器チャンネル



【 図 4 6 】

X線線量検出器障害物検出器を持った2次元X線エリア
検出器上の再配置されたX線検出器チャンネル



フロントページの続き

(72)発明者 西出 明彦

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C093 BA08 BA09 BA10 CA36 EA14 EB17 FC27 FC28 FF42