

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4201686号
(P4201686)

(45) 発行日 平成20年12月24日(2008.12.24)

(24) 登録日 平成20年10月17日(2008.10.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 2 1 N

A 6 1 B 6/03 3 5 0 F

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-373892 (P2003-373892)
 (22) 出願日 平成15年11月4日(2003.11.4)
 (65) 公開番号 特開2005-137392 (P2005-137392A)
 (43) 公開日 平成17年6月2日(2005.6.2)
 審査請求日 平成16年11月5日(2004.11.5)

(73) 特許権者 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
 ユー・ブールバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100095511
 弁理士 有近 紳志郎
 (72) 発明者 萩原 明
 東京都日野市旭ヶ丘4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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線管と、マルチ検出器と、前記X線管及びマルチ検出器の少なくとも一方を被検体の周りに相対回転させると共に被検体に対して相対直線移動させながら投影データを収集するヘリカルスキャン手段と、
 再構成面上の同一の画素を通るX線ビームによる所定のビューとその対向ビューの投影データを含む2以上の投影データを合成して前記ビューの再構成用投影データを作成する再構成用投影データ作成手段と、
 前記再構成用投影データを基にCT画像を再構成する画像再構成手段と
 を具備したX線CT装置であって、

前記再構成用投影データ作成手段は、再構成面の複数画素間隔をあけた複数のラインを想定し、前記複数のライン中の一つのラインに対応し、所定のビューとその対向ビューの投影データを含む2以上の投影データを抽出し、合成して、再構成用投影データを得る処理を前記複数のラインの全ラインに対して処理し、

前記画像再構成手段は、前記再構成用投影データを投影面上に展開し、コーンビーム再構成荷重を乗算し、フィルタ処理を施し、ライン方向に補間した後、そのデータを用いて再構成平面上にライン上及びライン間の逆投影データを得て、当該逆投影データを画素対応に加算する処理を、必要な全ビューに対して行うことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

請求項1に記載のX線CT装置において、前記再構成用投影データ作成手段は、前記2以

10

20

上の投影データを加重加算して前記再構成用投影データを作成することを特徴とするX線CT装置。

【請求項3】

請求項1又は請求項2に記載のX線CT装置において、前記再構成用投影データのz座標位置を、前記2以上の投影データに対応する前記マルチ検出器の各検出器列と再構成面の距離が最も近い投影データのz座標位置とすることを特徴とするX線CT装置。

【請求項4】

請求項2に記載のX線CT装置において、前記再構成用投影データ作成手段は、前記2以上の投影データの各々に対応する検出器列と前記再構成面の距離が小さいほど重みを大きくして加重加算することを特徴とするX線CT装置。

10

【請求項5】

請求項2又は請求項4に記載のX線CT装置において、前記加重加算の重みを操作者が設定するための設定操作手段を具備したことを特徴とするX線CT装置。

【請求項6】

請求項1から請求項5のいずれかに記載のX線CT装置において、前記2以上の投影データの数Nを操作者が設定するための設定操作手段を具備したことを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、X線CT（Computed Tomography）画像生成方法およびX線CT装置に関し、更に詳しくは、X線透過経路は異なるが同一再構成面上の同一画素を同一ビューまたは対向ビューで通るX線ビームによる複数の投影データを活用して画像再構成を行うX線CT画像生成方法およびX線CT装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線管及びマルチ検出器を被検体の周りに回転させると共に被検体を乗せたテーブルを直線移動させながら投影データを収集し、再構成面上の画素を通るX線ビームによる投影データを抽出して再構成面のCT画像を再構成するためのデータセットを作成し、そのデータセットを基にCT画像を再構成するX線CT装置が知られている（例えば、特許文献1参照。）。

30

【特許文献1】特開2003-159244号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

マルチ検出器を用いたヘリカルスキャン（helical scan）の場合、X線透過経路は異なるが、同一再構成面上の同一画素を同一ビューで通るX線ビームによる投影データが複数収集されている。

しかし、従来のX線CT装置では、これら複数の投影データを活用せず、あるビューの投影データとして1つの投影データだけを抽出し画像再構成に用いている。

40

そこで、本発明の目的は、X線透過経路は異なるが同一再構成面上の同一画素を同一ビューまたは対向ビューで通るX線ビームによる複数の投影データを活用して画像再構成を行うX線CT画像生成方法およびX線CT装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0004】

第1の観点では、本発明は、X線管及びマルチ検出器の少なくとも一方を被検体の周りに相対回転させると共に被検体に対して相対直線移動させながら投影データを収集し、再構成面上の同一画素を同一ビューまたは対向ビューで且つ異なるX線透過経路で通るX線ビームによる2以上の投影データを合成して前記ビューの再構成用投影データを作成し、前記再構成用投影データを基にCT画像を再構成することを特徴とするX線CT画像生成

50

方法を提供する。

上記第1の観点によるX線CT画像生成方法では、マルチ検出器を用いたヘリカルスキャンにより収集した投影データ中より、再構成面上の画素を同一ビューまたは対向ビューで且つ異なるX線透過経路を通るX線ビームによる複数の投影データを抽出しそれら投影データを合成して再構成用投影データを作成し、CT画像を再構成するために必要な全ビューについての再構成用投影データのデータセットを基にCT画像を再構成する。この結果、一つのビューに2以上のX線透過経路による情報が反映されるため、被検体の形状を正確に再現できる。また、形状再現における矛盾が少なくなるため、アーチファクトを低減できる。さらに、情報量が多くなるため、信号対雑音比を向上できる。

【0005】

10

第2の観点では、本発明は、上記構成のX線CT画像生成方法において、前記2以上の投影データを加重加算して前記再構成用投影データを作成することを特徴とするX線CT画像生成方法を提供する。

上記第2の観点によるX線CT画像生成方法では、2以上の投影データを加重加算により合成して、1つの再構成用投影データを作成する。加重加算の重みを変えることによりCT画像の画質を調整することが出来る。

【0006】

第3の観点では、本発明は、上記構成のX線CT画像生成方法において、前記2以上の投影データの各々に対応する検出器列と前記再構成面の距離が小さいほど重みを大きくして加重加算することを特徴とするX線CT画像生成方法を提供する。

20

上記第3の観点によるX線CT画像生成方法では、投影データを得た検出器列が再構成面に近い場合はその投影データの重みを大きくし、遠い場合はその投影データの重みを小さくする。これにより、CT画像の画質を従来より大きく変えないで改善することが出来る。

【0007】

第4の観点では、本発明は、上記構成のX線CT画像生成方法において、前記加重加算の重みを操作者が設定できることを特徴とするX線CT画像生成方法を提供する。

上記第4の観点によるX線CT画像生成方法では、操作者が加重加算の重みを変えることにより、CT画像の画質を調整することが出来る。

【0008】

30

第5の観点では、本発明は、上記構成のX線CT画像生成方法において、前記2以上の投影データの数Nを操作者が設定できることを特徴とするX線CT画像生成方法を提供する。

上記第5の観点によるX線CT画像生成方法では、操作者が2以上の投影データの数Nを変えることにより、CT画像の画質を調整することが出来る。

【0009】

第6の観点では、本発明は、X線管及びマルチ検出器の少なくとも一方を被検体の周りに相対回転させると共に被検体に対して相対直線移動させながら投影データを収集し、再構成面のCT画像を再構成するための2以上のデータセットを作成し、前記2以上のデータセットを基に2以上のCT画像をそれぞれ再構成し、各CT画像を合成して合成CT画像を作成することを特徴とするX線CT画像生成方法を提供する。

40

上記第6の観点によるX線CT装置では、マルチ検出器を用いたヘリカルスキャンにより収集した投影データ中より、再構成面上の画素を同一ビューまたは対向ビューで且つ異なるX線透過経路を通るX線ビームによる複数の投影データを抽出し、それらの投影データの各々を含むデータセットをそれぞれ作成する。そして、各データセットを基に各CT画像をそれぞれ再構成し、各CT画像を合成して合成CT画像を作成する。この結果、一つのビューに2以上のX線透過経路による情報が反映されるため、被検体の形状を正確に再現できる。また、形状再現における矛盾が少なくなるため、アーチファクトを低減できる。さらに、情報量が多くなるため、信号対雑音比を向上できる。

【0010】

50

第 7 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 画像生成方法において、前記 2 以上の CT 画像を加重加算して前記合成 CT 画像を作成することを特徴とする X 線 CT 画像生成方法を提供する。

上記第 7 の観点による X 線 CT 画像生成方法では、2 以上の CT 画像を加重加算により合成して、新たな CT 画像を作成する。加重加算の重みを変えることにより新たな CT 画像の画質を調整することが出来る。

【 0 0 1 1 】

第 8 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 画像生成方法において、前記データセットの各々に対応する検出器列と前記再構成面の距離が小さいほど重みを大きくして加重加算することを特徴とする X 線 CT 画像生成方法を提供する。

10

上記第 8 の観点による X 線 CT 画像生成方法では、データセットを得た検出器列（複数の検出器列に跨る場合は複数の検出器列の中央の検出器列）が再構成面に近い場合はその投影データの重みを大きくし、遠い場合はその投影データの重みを小さくする。これにより、CT 画像の画質を従来より大きく変えないで改善することが出来る。

【 0 0 1 2 】

第 9 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 画像生成方法において、前記加重加算の重みを操作者が設定できることを特徴とする X 線 CT 画像生成方法を提供する。

上記第 9 の観点による X 線 CT 画像生成方法では、操作者が加重加算の重みを変えることにより、CT 画像の画質を調整することが出来る。

【 0 0 1 3 】

20

第 10 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 画像生成方法において、前記 2 以上のデータセットの数 N を操作者が設定できることを特徴とする X 線 CT 画像生成方法を提供する。

上記第 10 の観点による X 線 CT 画像生成方法では、操作者が 2 以上のデータセットの数 N を変えることにより、CT 画像の画質を調整することが出来る。

【 0 0 1 4 】

第 11 の観点では、本発明は、X 線管と、マルチ検出器と、前記 X 線管及びマルチ検出器の少なくとも一方を被検体の周りに相対回転させると共に被検体に対して相対直線移動させながら投影データを収集するヘリカルスキャン手段と、再構成面上の同一画素を同一ビューまたは対向ビューで且つ異なる X 線透過経路で通る X 線ビームによる 2 以上の投影データを合成して前記ビューの再構成用投影データを作成する再構成用投影データ作成手段と、前記再構成用投影データを基に CT 画像を再構成する画像再構成手段とを具備したことを特徴とする X 線 CT 装置を提供する。

30

上記第 11 の観点による X 線 CT 装置では、前記第 1 の観点による X 線 CT 画像生成方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 5 】

第 12 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 装置において、前記再構成用投影データ作成手段は、前記 2 以上の投影データを加重加算して前記再構成用投影データを作成することを特徴とする X 線 CT 装置を提供する。

上記第 12 の観点による X 線 CT 装置では、前記第 2 の観点による X 線 CT 画像生成方法を好適に実施できる。

40

【 0 0 1 6 】

第 13 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 装置において、前記再構成用投影データ作成手段は、前記 2 以上の投影データの各々に対応する検出器列と前記再構成面の距離が小さいほど重みを大きくして加重加算することを特徴とする X 線 CT 装置を提供する。

上記第 13 の観点による X 線 CT 装置では、前記第 3 の観点による X 線 CT 画像生成方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 7 】

第 14 の観点では、本発明は、上記構成の X 線 CT 装置において、前記加重加算の重み

50

を操作者が設定するための設定操作手段を具備したことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第14の観点によるX線CT装置では、前記第4の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【0018】

第15の観点では、本発明は、上記構成のX線CT装置において、前記2以上の投影データの数Nを操作者が設定するための設定操作手段を具備したことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第15の観点によるX線CT装置では、前記第5の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【0019】

第16の観点では、本発明は、X線管と、マルチ検出器と、前記X線管及びマルチ検出器の少なくとも一方を被検体の周りに相対回転させると共に被検体に対して相対直線移動させながら投影データを収集するヘリカルスキャン手段と、再構成面のCT画像を再構成するための2以上のデータセットを作成するデータセット作成手段と、前記2以上のデータセットを基に2以上のCT画像をそれぞれ再構成する画像再構成手段と、各CT画像を合成して合成CT画像を作成する画像合成手段とを具備したことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第16の観点によるX線CT装置では、前記第6の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【0020】

第17の観点では、本発明は、上記構成のX線CT装置において、前記画像合成手段は、前記2以上のCT画像を加加重算して前記合成CT画像を作成することを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第17の観点によるX線CT装置では、前記第7の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【0021】

第18の観点では、本発明は、上記構成のX線CT装置において、前記画像合成手段は、前記データセットの各々に対応する検出器列と前記再構成面の距離が小さいほど重みを大きくして加加重算することを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第18の観点によるX線CT装置では、前記第8の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【0022】

第19の観点では、本発明は、上記構成のX線CT装置において、前記加加重算の重みを操作者が設定するための設定操作手段を具備したことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第19の観点によるX線CT装置では、前記第9の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【0023】

第20の観点では、本発明は、上記構成のX線CT装置において、前記2以上のデータセットの数Nを操作者が設定するための設定操作手段を具備したことを特徴とするX線CT装置を提供する。

上記第20の観点によるX線CT装置では、前記第10の観点によるX線CT画像生成方法を好適に実施できる。

【発明の効果】

【0024】

本発明のX線CT画像生成方法およびX線CT装置によれば、被検体の形状を正確に再現でき、アーチファクトを低減することが出来る。また、信号対雑音比を向上することが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 5 】

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。

【実施例 1】

【 0 0 2 6 】

図 1 は、実施例 1 に係る X 線 C T 装置を示す構成ブロック図である。

この X 線 C T 装置 1 0 0 は、操作コンソール 1 と、寝台装置 1 0 と、走査ガントリ 2 0 とを具備している。

【 0 0 2 7 】

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、画像再構成処理などを実行する中央処理装置 3 と、走査ガントリ 2 0 で取得した投影データを収集するデータ収集バッファ 5 と、投影データを基に再構成した C T 画像を表示する C R T 6 と、プログラムやデータや X 線 C T 画像を記憶する記憶装置 7 とを具備している。

10

【 0 0 2 8 】

寝台装置 1 0 は、被検体を乗せて走査ガントリ 2 0 のボア（空洞部）に入れ出しするテーブル 1 2 を具備している。テーブル 1 2 は、寝台装置 1 0 に内蔵するモータで昇降および直線移動される。

【 0 0 2 9 】

走査ガントリ 2 0 は、X 線管 2 1 と、X 線コントローラ 2 2 と、コリメータ 2 3 と、マルチ検出器 2 4 と、D A S（Data Acquisition System）2 5 と、X 線コントローラ 2 2 , コリメータ 2 3 , D A S 2 5 の制御を行う回転側コントローラ 2 6 と、制御信号などを前記操作コンソール 1 や寝台装置 1 0 とやり取りする制御コントローラ 2 9 と、スリッピング 3 0 とを具備している。

20

【 0 0 3 0 】

図 2 および図 3 は、X 線管 2 1 とマルチ検出器 2 4 の説明図である。

X 線管 2 1 とマルチ検出器 2 4 は、回転中心 I C の回りを回転する。テーブル 1 2 の直線移動方向を z 軸方向とし、テーブル 1 2 の上面に垂直な方向を y 軸方向とし、z 軸方向および y 軸方向に直交する方向を x 軸方向とすると、X 線管 2 1 およびマルチ検出器 2 4 の回転平面は、x y 面である。

X 線管 2 1 は、コーンビームと呼ばれる X 線ビーム C B を発生する。X 線ビーム C B の中心軸方向が y 軸方向に平行なときを、ビュー角度 $view = 0^\circ$ とする。

30

マルチ検出器 2 4 は、例えば 2 5 6 列の検出器列を有する。また、各検出器列は、例えば 1 0 2 4 チャンネルのチャンネルを有する。

【 0 0 3 1 】

図 4 は、X 線 C T 装置 1 0 0 の動作を示すフロー図である。

ステップ S 1 では、X 線管 2 1 とマルチ検出器 2 4 とを被検体の周りに回転させ且つテーブル 1 2 を直線移動させながら、直線移動位置 z とビュー角度 view と検出器列番号 j とチャンネル番号 i とで表わされる投影データ $D_0(z, view, j, i)$ を収集する。直線移動位置 z は、エンコーダにより z 軸方向位置パルスがカウントされ、制御コントローラ 2 9 にて z 軸座標に変換され、スリッピング 3 0 を経由して、D A S 2 5 の投影データに z 軸座標情報として付加される。

40

図 5 に、z 軸座標情報を付加した、あるビュー角度 view の投影データのフォーマットを示す。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 2 では、投影データ $D_0(z, view, j, i)$ に対して、前処理（オフセット補正，対数補正，X 線線量補正，感度補正）を行う。

ステップ S 3 では、前処理した投影データ $D_0(z, view, j, i)$ を基に画像生成処理を行い、C T 画像を生成する。この画像生成処理については後で詳述する。

ステップ S 4 では、生成した C T 画像に対し表示に適するように後処理を行う。

【 0 0 3 3 】

50

図 6 は、画像生成処理（ステップ S 3）を示すフロー図である。

ステップ W 1 では、画像再構成に必要なビュー範囲（例えば「180° + ファンビーム角度」）中の一つのビューに着目する。

【0034】

ステップ W 2 では、再構成面上の一つの画素に着目する。

ステップ W 3 では、ヘリカルスキャンで収集した投影データ中より、着目画素を着目ビューまたは対向ビューで且つ異なる X 線透過経路で通る X 線ビームによる N（2）個の投影データを抽出し、抽出した N 個の投影データを合成して、再構成用投影データを作成する。

例えば、図 7 の（a）（b）（c）（d）に示すように、ヘリカルスキャンの 1 回転目、2 回転目、3 回転目、4 回転目のビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ （ $= 360^\circ = 720^\circ = 1080^\circ$ ）で且つ再構成面 P 上の画素 Q を異なる X 線透過経路で通る X 線ビーム L 1, L 2, L 3, L 4 による投影データは、検出器列 4 A, 2 A, 2 B, 4 B で得られる。そこで、これら検出器列 4 A, 2 A, 2 B, 4 B で得られた 4（ $= N$ ）個の投影データを、 $\text{view} = 0^\circ$ の投影データとして抽出する。次に、抽出した投影データに対応する検出器列 4 A, 2 A, 2 B, 4 B と再構成面 P の距離 d_1, d_2, d_3, d_4 に応じた重み w_1, w_2, w_3, w_4 を掛けて加算し、再構成用投影データとする。

例えば、重み w_1, w_2, w_3, w_4 は、

$$w_k = (1 / d_k) / (1 / d_1 + 1 / d_2 + 1 / d_3 + 1 / d_4)$$

$$k = 1, 2, 3, 4$$

とする。

また、再構成用投影データの z 座標位置は、複数の投影データに対応する各検出器列と再構成面 P の距離が最も近い投影データの z 座標位置とする。

なお、操作者は、合成する投影データの数 N や、N 個の投影データを加重加算する重みを、入力装置 2 を操作して設定変更可能になっている。

【0035】

ステップ W 4 では、再構成面上の全ての画素についてステップ W 2 ~ W 3 を繰り返す。

【0036】

ステップ W 5 では、画像再構成に必要な全てのビューについてステップ W 1 ~ W 4 を繰り返す。

【0037】

ステップ W 6 では、画像再構成に必要な全ビューの再構成用投影データが揃ったデータセットを基に CT 画像を再構成する。このときに用いる画像再構成方法は、2 次元画像再構成方法でもよいし、フェルドkamp（Feldkamp）法もしくは重み付きフェルドkamp 法などの 3 次元画像再構成方法でもよい。

【0038】

実施例 1 の X 線 CT 装置 100 によれば、一つのビューに 2 以上の X 線透過経路による情報が反映されるため、被検体の形状を正確に再現できる。また、形状再現における矛盾が少なくなるため、アーチファクトを低減できる。さらに、情報量が多くなるため、信号対雑音比を向上できる。

【実施例 2】

【0039】

図 4 のステップ S 3 として、図 8 に示す画像生成処理を用いてもよい。

図 8 に示す画像生成処理を、3 次元逆投影処理と呼ぶ。

【0040】

ステップ R 1 では、画像再構成に必要なビュー範囲中の一つのビューに着目する。

【0041】

ステップ R 2 では、再構成面 P 上の複数画素間隔あけた複数の平行なラインの一つに着目する。

図 9 に再構成面 P 上の複数の平行なライン L 0 ~ L 8 を例示する。

10

20

30

40

50

ライン数は、ラインに直交する方向の再構成面 P の最大画素数の $1/64 \sim 1/2$ とする。例えば、再構成面 P の画素数が 512×512 であるとき、ライン数は 9 本とする。

また、 $-45^\circ \leq \text{view} < 45^\circ$ (もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲) および $135^\circ \leq \text{view} < 225^\circ$ (もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲) では、x 方向をライン方向とする。また、 $45^\circ \leq \text{view} < 135^\circ$ (もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲) および $225^\circ \leq \text{view} < 315^\circ$ (もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲) では、y 軸方向をライン方向とする。

なお、図 9 の X 線管 21 の位置は、図 7 の (d) に示した位置を想定している。

また、回転中心 IC を通り、ライン L0 ~ L8 に平行な投影面 pp を想定する。

【0042】

ステップ R3 では、着目した一つのラインに対応し且つ着目ビューにおいて X 線透過経路が異なる N ライン分の投影データを抽出し、抽出した N ライン分の投影データを合成して、着目したラインに対応する 1 ライン分の再構成用投影データを作成する。

図 10 は、図 7 の (d) の X 線管 21 の位置において再構成面 P 上のライン L0 を X 線透過方向に検出器面 dp に投影したライン T0 を示している。

X 線透過方向は、X 線管 21 とマルチ検出器 24 とライン L0 の幾何学的位置によって決まる。図 7 の (d) の他に、図 7 の (a) (b) (c) の X 線管 21 の位置でも、それぞれに対応して検出器面 dp に投影したライン T0 が決まり、各ライン T0 に対応する検出器列およびチャネルからそれぞれ着目ビューの投影データを抽出できる。つまり、N ライン分の投影データを抽出できる。そして、N ライン分の投影データの同一チャネルの投影データを実施例 1 と同様に加重加算して、着目ビューの 1 ライン分の再構成用投影データを作成する。再構成用投影データの検出器面 dp 上のライン位置は、複数の投影データに対応するライン T0 のうちで再構成面 P に最も近いライン位置を用いる。

なお、操作者は、合成する投影データの数 N や、N 個の投影データを加重加算する重みを、入力装置 2 を操作して設定変更可能になっている。

【0043】

図 8 に戻り、ステップ R4 では、全てのラインについてステップ R2 ~ R3 を繰り返す。

図 11 は、ライン L0 ~ L8 に対応して作成された再構成用投影データの検出器面 dp 上のライン T0 ~ T8 を表している。

【0044】

ステップ R5 では、図 12 に示すように、再構成用投影データの検出器面 dp 上のライン T0 ~ T8 を X 線透過方向に投影面 pp 上に投影したライン L0' ~ L8' に再構成用投影データを展開し、再構成用投影データ Dr とする。

【0045】

ステップ R6 では、投影面 pp 上の各ライン L0' ~ L8' の再構成用投影データ Dr にコーンビーム再構成荷重を乗算し、図 13 に示す如き投影面 pp 上の投影ライン・データ Dp を作成する。

ここで、コーンビーム再構成荷重は、X 線管 21 の焦点から再構成用投影データ Dr に対応するマルチ検出器 24 の検出器列 j, チャネル i までの距離を r0 とし、X 線管 21 の焦点から再構成用投影データ Dr に対応する再構成面 P 上の点までの距離を r1 とするとき、 $(r1/r0)^2$ である。

【0046】

ステップ R7 では、投影面 pp 上の投影ライン・データ Dp に対して、フィルタ処理を行う。すなわち、投影面 pp 上の投影ライン・データ Dp に FFT を施し、フィルタ関数 (再構成関数) を掛け、逆 FFT を施して、図 14 に示す如き投影面 pp 上の逆投影ライン・データ Df とする。

【0047】

ステップ R8 では、投影面 pp 上の逆投影ライン・データ Df に対してライン方向に補間処理を施し、図 15 に示す如き投影面 pp 上の高密度逆投影ライン・データ Dh を作成

10

20

30

40

50

する。

投影面 p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h のデータ密度は、ライン方向の再構成面 P の最大画素数の 8 倍～32 倍とする。例えば、16 倍として再構成面 P の画素数が 512×512 であるとき、データ密度は 8192 点/ラインとする。

【0048】

ステップ R_9 では、投影面 p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h をサンプリングし且つ必要に応じて補間・補外処理して、図 16 に示すように、再構成面 P 上のライン $L_0 \sim L_8$ 上の画素の逆投影画素データ D_2 を得る。

【0049】

ステップ R_7 では、投影面 p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h をサンプリングし且つ補間・補外処理して、図 17 に示すように、ライン $L_0 \sim L_8$ 間の画素の逆投影画素データ D_2 を得る。あるいは、再構成面 P 上で、ライン $L_0 \sim L_8$ 上の画素の逆投影画素データ D_2 を基に補間・補外処理して、ライン $L_0 \sim L_8$ 間の画素の逆投影画素データ D_2 を得る。

【0050】

なお、図 12～図 17 は、 $-45^\circ \leq \text{view} < 45^\circ$ （もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲）および $135^\circ \leq \text{view} < 225^\circ$ （もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲）を想定しているが、 $45^\circ \leq \text{view} < 135^\circ$ （もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲）および $225^\circ \leq \text{view} < 315^\circ$ （もしくはそれを主体とし周辺をも含むビュー角度範囲）では、図 18～図 23 に示すようにする。これにより、ラインと X 線透過方向の成す角度が約 45° より小さくならないため、精度の低下を抑制することが出来る（再構成面 P 上のラインを X 線透過方向に投影する場合、ラインと X 線透過方向の成す角度が 90° に近いほど精度が高くなり、 0° に近いほど精度が低くなる。）

【0051】

図 8 に戻り、ステップ R_{11} では、図 24 に示すように、図 17 または図 23 に示す逆投影画素データ D_2 を画素対応に加算する。

ステップ R_{12} では、画像再構成に必要な全ビューについて、ステップ $R_1 \sim R_{11}$ を繰り返し、逆投影データ $D_3(x, y)$ を得る。

【0052】

実施例 2 の X 線 CT 装置によれば、一つのビューに 2 以上の X 線透過経路による情報が反映されるため、被検体の形状を正確に再現できる。また、形状再現における矛盾が少なくなるため、アーチファクトを低減できる。また、情報量が多くなるため、信号対雑音比を向上できる。さらに、再構成面 P 上のライン $L_0 \sim L_8$ について煩雑な演算を行えばよい場合、演算量を大幅に減らすことが出来る。

【実施例 3】

【0053】

実施例 1, 2 では、同一ビューの投影データを合成して再構成用投影データを作成したが、対向ビューの投影データを合成して再構成用投影データを作成してもよい。

【実施例 4】

【0054】

実施例 1～3 では、投影データの段階で合成したが、CT 画像の段階で合成してもよい。

【0055】

図 25 は、実施例 4 に係る画像生成処理を示すフロー図である。

ステップ V_1 では、再構成面 P の CT 画像を再構成するためのデータセットであって一部または全部の X 線透過経路が異なる N 組のデータセットを作成する。

例えば、図 7 の (a) の $\text{view} = 0^\circ$ から図 7 の (b) の $\text{view} = 360^\circ$ までの投影データを基に第 1 のデータセットを作成し、図 7 の (b) の $\text{view} = 360^\circ$ から図 7 の (c) の $\text{view} = 720^\circ$ までの投影データを基に第 2 のデータセットを作成し、図 7 の (c) の

view = 720° から図 7 の (d) の view = 1080° までの投影データを基に第 3 のデータセットを作成する。

なお、操作者は、データセットの数 N を、入力装置 2 を操作して設定変更可能になっている。

【 0 0 5 6 】

ステップ V 2 では、あるデータセットに着目する。

ステップ V 3 では、着目したデータセットを基に C T 画像を再構成する。

ステップ V 4 では、全てのデータセットについてステップ V 2 , V 3 を繰り返す。

【 0 0 5 7 】

ステップ V 5 では、各データセットを基に再構成した C T 画像を加加重算して新たな C T 画像を生成する。

なお、操作者は、N 個の C T 画像を加加重算する重みを、入力装置 2 を操作して設定変更可能になっている。

【 0 0 5 8 】

実施例 4 の X 線 C T 装置によれば、一つのビューに 2 以上の X 線透過経路による情報が反映されるため、被検体の形状を正確に再現できる。また、形状再現における矛盾が少なくなるため、アーチファクトを低減できる。また、情報量が多くなるため、信号対雑音比を向上できる。さらに、同じ再構成面 P の複数の C T 画像を同時に得ることも出来る。

【実施例 5】

【 0 0 5 9 】

画像再構成方法は、特願 2002 - 066420 号、特願 2002 - 147061 号、特願 2002 - 147231 号、特願 2002 - 235561 号、特願 2002 - 235662 号、特願 2002 - 267833 号、特願 2002 - 322756 号および特願 2002 - 338947 号で提案されている 3 次元画像再構成法を用いてもよい。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 0 】

本発明の X 線 C T 画像生成方法および X 線 C T 装置は、高画質の X 線 C T 画像を得るのに利用できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 1 】

【図 1】実施例 1 にかかる X 線 C T 装置を示す構成ブロック図である。

【図 2】X 線管およびマルチ検出器の回転を示す説明図である。

【図 3】コーンビームを示す説明図である。

【図 4】実施例 1 に係る X 線 C T 装置の動作を示すフロー図である。

【図 5】データ構造を示す説明図である。

【図 6】実施例 1 に係る画像生成処理を示すフロー図である。

【図 7】再構成面上の一つの画素についてビュー角度 view = 0° に対応する複数の投影データを得る状態の説明図である。

【図 8】実施例 2 に係る画像生成処理を示すフロー図である。

【図 9】再構成面 P 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 10】再構成面 P 上の一つのラインを検出器面に投影したラインを示す概念図である。

【図 11】検出器面に作成した再構成用投影データのラインを示す概念図である。

【図 12】ビュー角 view = 0° における検出器面上の再構成用投影データを投影面上に投影した再構成用投影データ D_r を示す概念図である。

【図 13】ビュー角度 view = 0° における投影面 p_p 上の再構成用投影データ D_r にコーンビーム再構成荷重を乗算した投影ライン・データ D_p を示す概念図である。

【図 14】ビュー角度 view = 0° における投影面 p_p 上の投影ライン・データ D_p にフィルタ処理を施した逆投影ライン・データ D_f を示す概念図である。

【図 15】ビュー角度 view = 0° における投影面 p_p 上の逆投影ライン・データ D_f に補

10

20

30

40

50

間処理を施した高密度逆投影ライン・データ D_h を示す概念図である。

【図 16】ビュー角度 $view = 0^\circ$ における投影面 p_p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h を再構成面上のラインに展開した逆投影画素データ D_2 を示す概念図である。

【図 17】ビュー角度 $view = 0^\circ$ における投影面 p_p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h を再構成面上のライン間に展開した逆投影画素データ D_2 を示す概念図である。

【図 18】ビュー角 $view = 90^\circ$ における検出器面上の各ラインの投影データ D_r を投影面上に投影した状態を示す概念図である。

【図 19】ビュー角度 $view = 90^\circ$ における投影面 p_p 上の投影データ D_r にコーンビーム再構成荷重を乗算した投影ライン・データ D_p を示す概念図である。

【図 20】ビュー角度 $view = 90^\circ$ における投影面 p_p 上の投影ライン・データ D_p にフ
ィルタ処理を施した逆投影ライン・データ D_f を示す概念図である。 10

【図 21】ビュー角度 $view = 90^\circ$ における投影面 p_p 上の逆投影ライン・データ D_f に保管処理を施した高密度逆投影ライン・データ D_h を示す概念図である。

【図 22】ビュー角度 $view = 90^\circ$ における投影面 p_p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h を再構成面上のラインに展開した逆投影画素データ D_2 を示す概念図である。

【図 23】ビュー角度 $view = 90^\circ$ における投影面 p_p 上の高密度逆投影ライン・データ D_h を再構成面上のライン間に展開した逆投影画素データ D_2 を示す概念図である。

【図 24】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。

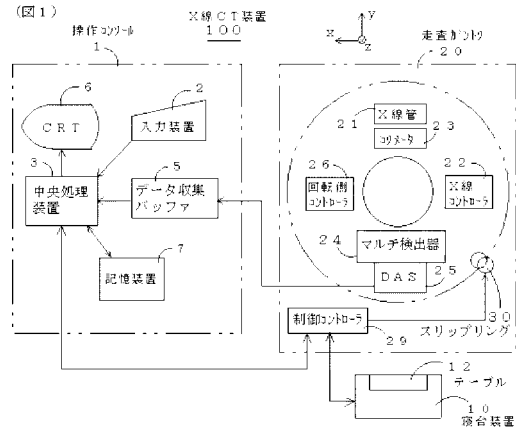
【図 25】実施例 4 にかかる画像生成処理を示すフロー図である。 20

【符号の説明】

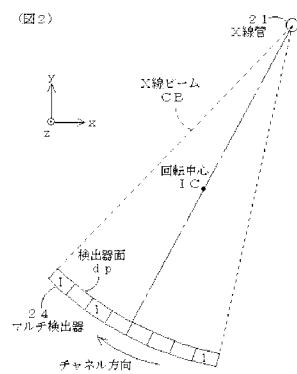
【0062】

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
7	記憶装置
10	寝台装置
12	テーブル
20	走査ガントリ
21	X線管
22	X線コントローラ
24	マルチ検出器
25	DAS
26	回転側コントローラ
29	制御コントローラ
100	X線CT装置
P	再構成面
Q	画素

【図 1】



【図 2】

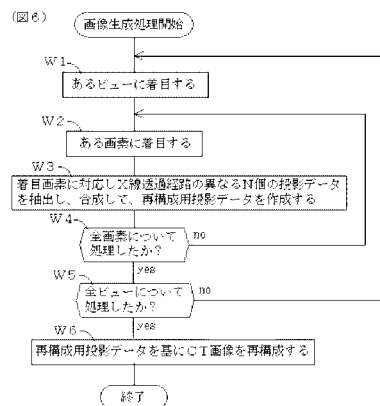


【図 5】

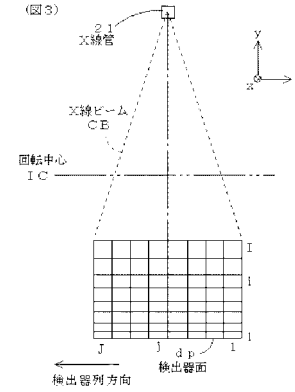
(図 5) チャンネル番号

	1 ch	2 ch	...	I ch
1 列	10bit	10bit		
2 列	10bit			
...				
J 列				
				z 座標情報
				view 情報

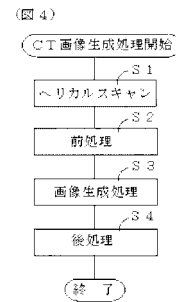
【図 6】



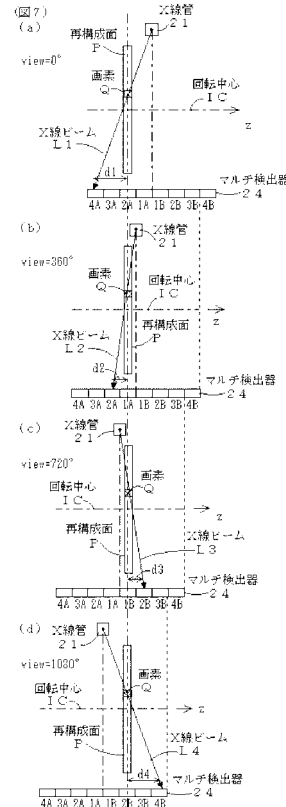
【図 3】



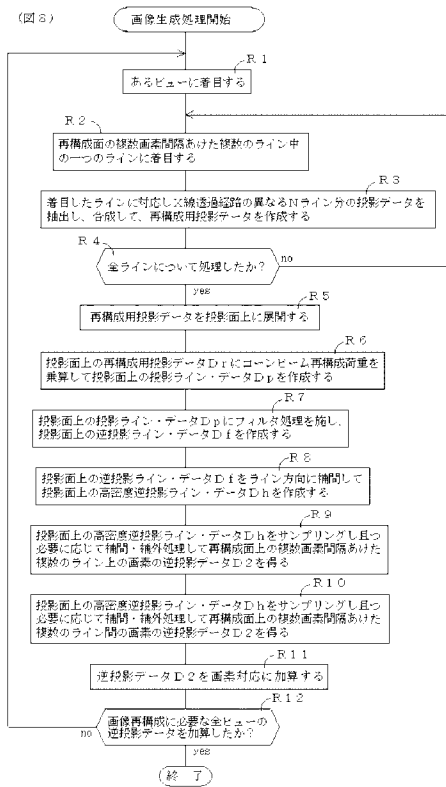
【図 4】



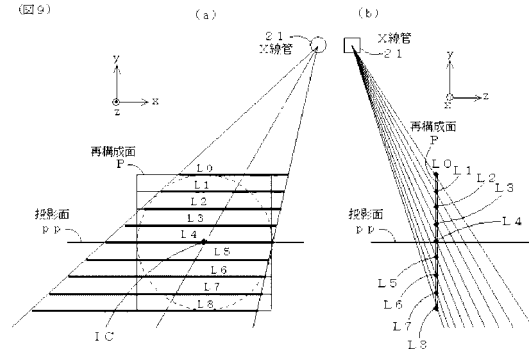
【図 7】



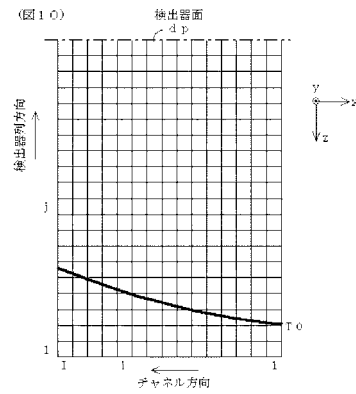
【図 8】



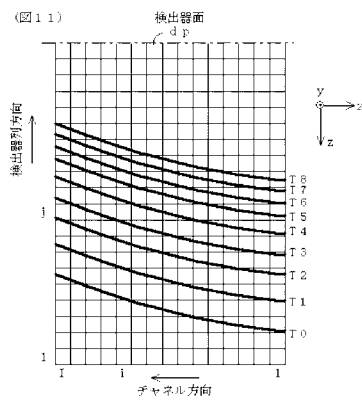
【図 9】



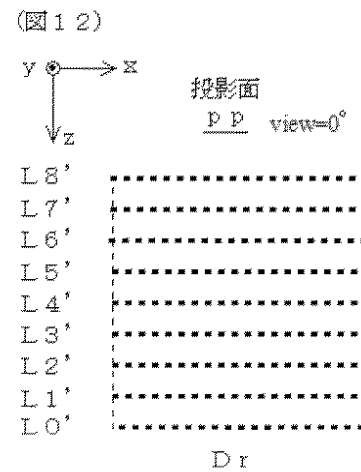
【図 10】



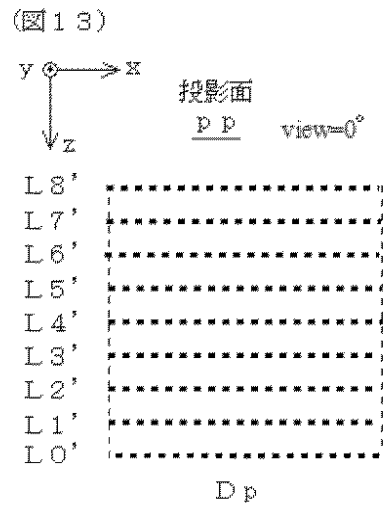
【図 11】



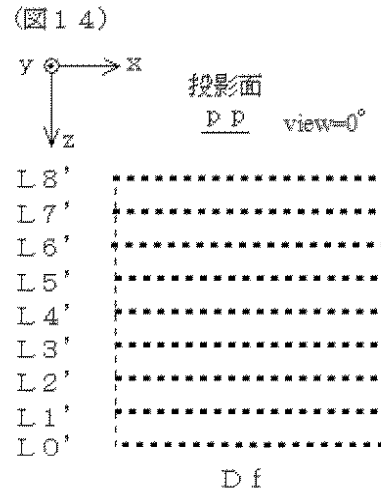
【図 12】



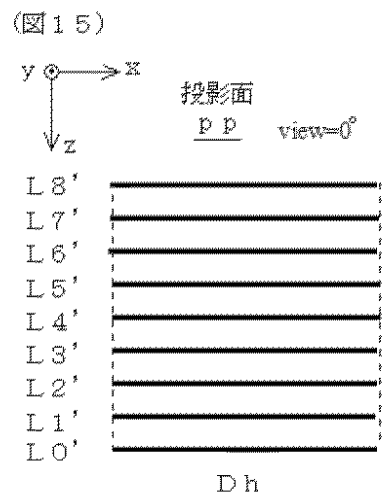
【図 13】



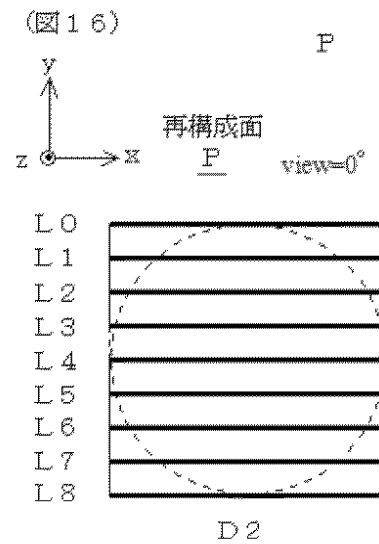
【図 14】



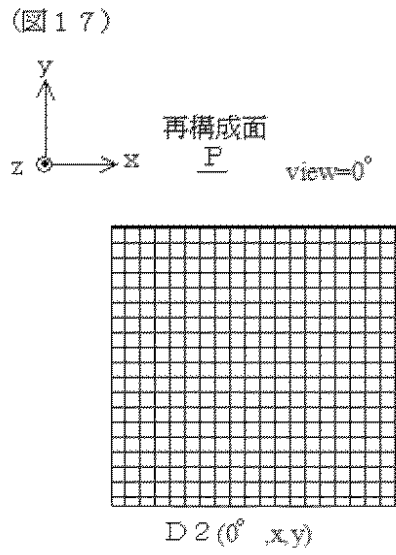
【図 15】



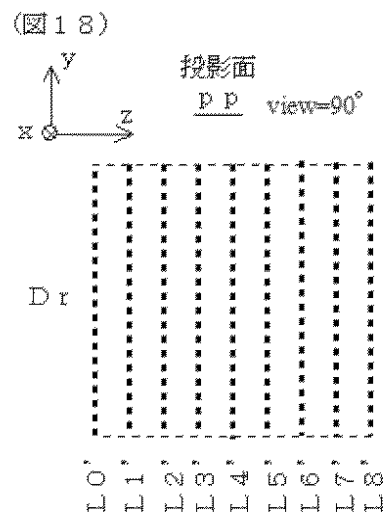
【図 16】



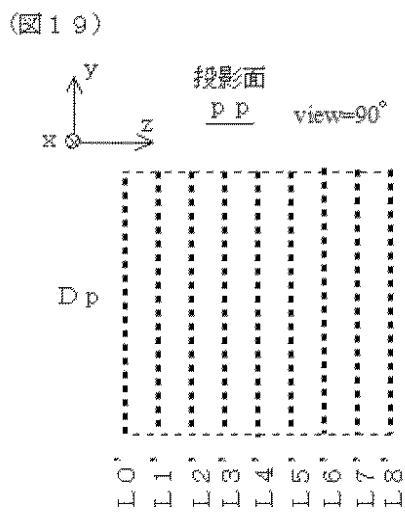
【图 17】



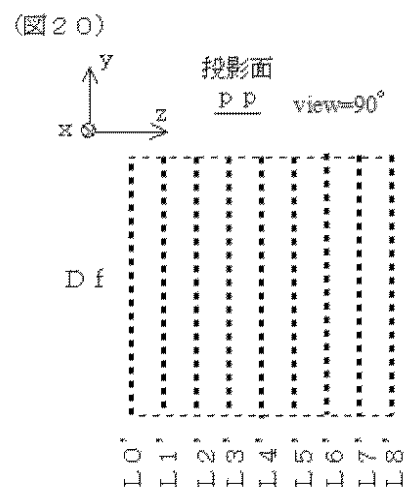
【图 18】



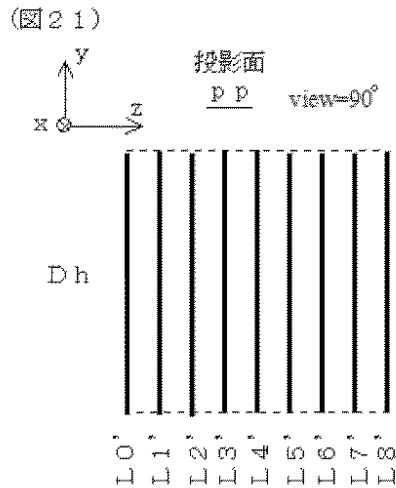
【图 19】



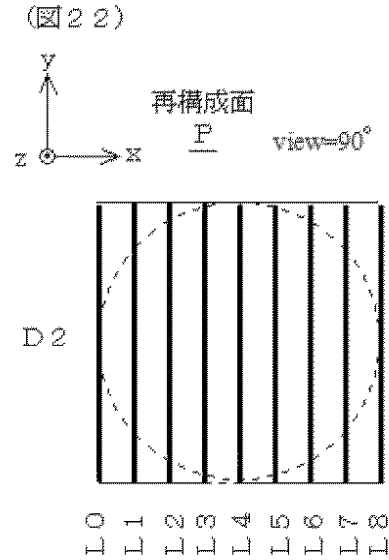
【图 20】



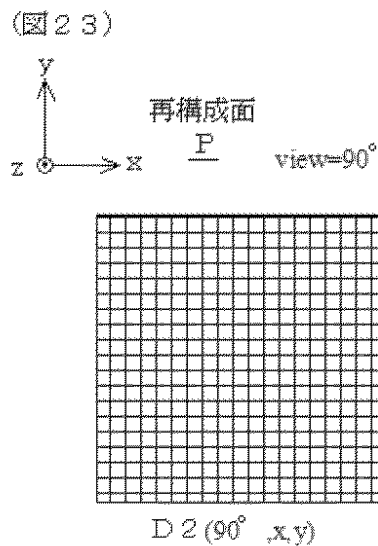
【図 2 1】



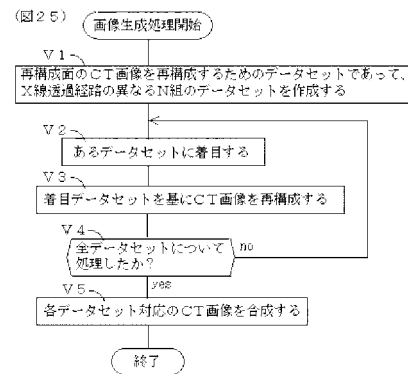
【図 2 2】



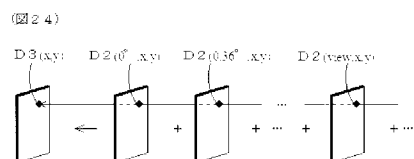
【図 2 3】



【図 2 5】



【図 2 4】



フロントページの続き

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開平09-019425(JP,A)
特開平09-313472(JP,A)
特開平09-154838(JP,A)

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