

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4091008号
(P4091008)

(45) 発行日 平成20年5月28日(2008.5.28)

(24) 登録日 平成20年3月7日(2008.3.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 5 O R
 A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-65003 (P2004-65003)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年3月9日(2004.3.9)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2005-253485 (P2005-253485A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成17年9月22日(2005.9.22)		エルシー
審査請求日	平成16年12月14日(2004.12.14)		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	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】 CT画像生成方法およびX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体軸方向に並ぶ複数の再構成領域の投影データを基に、一つのCT画像を生成可能なX線CT装置であって、

X線管と、マルチ検出器と、撮影対象の体軸方向の第1の位置でX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに撮影対象に対して相対的に回転させて第1のアキシャルスキャン・データを収集する第1のアキシャルスキャン手段と、

前記複数の再構成領域上の複数本の平行なラインに対応する投影データを前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出する第1の投影データ抽出手段と、

前記第1のアキシャルスキャン・データに、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域における投影データの不足があるか否かを前記複数の再構成領域の体軸方向の位置から判定する第1の判定手段と、

前記第1のアキシャルスキャン・データに不足がある場合に、前記第1の位置よりも前記マルチ検出器の端の方へ前記X線管およびマルチ検出器を撮影対象に対して相対的に直線移動した第2の位置でX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに撮影対象に対して相対回転させて、第2のアキシャルスキャン・データを収集する第2のアキシャルスキャン手段と、

前記第1の投影データ抽出手段において抽出された前記複数本の平行なラインに対応する投影データにおいて、不足する投影データの有無を判定する第2の判定手段と、

前記第1の投影データ抽出手段において抽出された前記複数本の平行なラインに対応す

10

20

る投影データにおいて不足する投影データが有る場合、当該不足する投影データを、前記第2のアキシアルスキャン・データから抽出する第2の投影データ抽出手段と、

前記抽出した各再構成領域上の複数本の平行なラインに対応する投影データを基に、前記一つのC T画像を生成するC T画像生成手段と
を具備したことを特徴とするX線C T装置。

【請求項2】

請求項1に記載のX線C T装置において、前記第2の位置は、回転中心でのコーンビーム幅だけ前記第1の位置より離れた位置であることを特徴とするX線C T装置。

【請求項3】

請求項1または請求項2に記載のX線C T装置において、前記C T画像生成手段は、前記抽出した各再構成領域の複数本の平行なラインに対応する投影データを加重加算して複数本の平行なラインに対応する合成投影データを求め、その合成投影データから前記一つのC T画像を生成することを特徴とするX線C T装置。

10

【請求項4】

請求項3に記載のX線C T装置において、前記投影データを加重加算する重みを、各再構成領域の相互の位置関係と所定の重み関数とから決定することを特徴とするX線C T装置。

【請求項5】

請求項1または請求項2に記載のX線C T装置において、前記C T画像生成手段は、前記抽出した各再構成領域の複数本の平行なラインに対応する投影データからそれぞれC T画像を生成し、それらC T画像を加重加算して前記一つのC T画像を生成することを特徴とするX線C T装置。

20

【請求項6】

請求項5に記載のX線C T装置において、前記C T画像を加重加算する重みを、各再構成領域の相互の位置関係と所定の重み関数とから決定することを特徴とするX線C T装置。

【請求項7】

請求項3または請求項4に記載のX線C T装置において、前記C T画像生成手段は、前記複数本の平行なラインに対応する投影データにコーンビーム再構成荷重を乗算して投影ライン・データを作成し、前記各再構成領域上の対応するラインの投影ライン・データを加重加算して合成投影ライン・データを求め、前記合成投影ライン・データにフィルタ処理を施して画像各位置ライン・データを作成し、前記画像各位置ライン・データを基に画像面上の各画素の逆投影画素データを求め、画像再構成に用いる全ビューの逆投影画素データを画素対応に加算して逆投影データを求めることにより、前記一つのC T画像を生成することを特徴とするX線C T装置。

30

【請求項8】

請求項5または請求項6に記載のX線C T装置において、前記C T画像生成手段は、前記複数本の平行なラインに対応する投影データにコーンビーム再構成荷重を乗算して投影ライン・データを作成し、前記投影ライン・データにフィルタ処理を施して画像各位置ライン・データを作成し、前記画像各位置ライン・データを基に画像面上の各画素の逆投影画素データを求め、画像再構成に用いる全ビューの逆投影画素データを画素対応に加算して逆投影データを求め、前記各再構成領域の対応する逆投影データを加重加算して、前記一つのC T画像を生成することを特徴とするX線C T装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、C T (Computed Tomography) 画像生成方法およびX線C T装置に関し、さらに詳しくは、マルチ検出器 (multi detector) を用いて収集したアキシアルスキャン・データ (axial scan data) に対してZフィルタリング (Z- filtering) を行ってC T画像を生成するC T画像生成方法およびX線C T装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来、マルチ検出器を用いて収集したヘリカルスキャン・データ (helical scan data) に対してZフィルタリングを行ってCT画像を生成する技術が知られている (例えば、非特許文献1参照。)。

【0003】

【非特許文献1】山下泰之編著「極めるマルチスライスCT」中外医学社、2001年4月15日 (p.23-24)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

しかし、マルチ検出器を用いて収集したアキシャルスキャン・データに対してZフィルタリングを行ってCT画像を生成する技術は知られていない。

そこで、本発明の目的は、マルチ検出器を用いて収集したアキシャルスキャン・データに対してZフィルタリングを行ってCT画像を生成する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】

【0005】

第1の観点では、本発明は、撮影対象の体軸方向の第1の位置でX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに撮影対象に対して相対的に回転させて第1のアキシャルスキャン・データを収集し、撮影対象の体軸方向に並ぶ複数の再構成領域に対応する投影データを前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出し、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域における投影データの一部を前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出できない場合、前記第1の位置よりも前記マルチ検出器の端の方へ前記X線管およびマルチ検出器を撮影対象に対して相対的に直線移動した第2の位置でX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに撮影対象に対して相対的に回転させて第2のアキシャルスキャン・データを収集し、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域において前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出できなかった投影データを前記第2のアキシャルスキャン・データから抽出し、前記抽出した各再構成領域の投影データを基に一つのCT画像を生成することを特徴とするCT画像生成方法を提供する。

20

30

図7に示すように、マルチ検出器24を用いた場合、X線ビームCBがコーンビーム形状になるため、マルチ検出器24の端に近い再構成領域P3では、中央部分a2に対応する投影データを第1の位置Z1でのアキシャルスキャン・データから抽出できないことがある。

そこで、上記第1の観点によるCT画像生成方法では、図10に示すように、第1の位置Z1よりもマルチ検出器24の端の方へX線管21およびマルチ検出器24を撮影対象に対して相対的に直線移動した第2の位置Z2で第2のアキシャルスキャン・データを収集し、マルチ検出器24の端に近い再構成領域P3の中央部分a2に対応する投影データを第2のアキシャルスキャン・データから抽出するようにした。そして、各再構成領域P1, P2, P3の投影データを基にZフィルタリングを行って一つのCT画像を生成するので、投影データの欠落がなくなり、画質を向上することが出来る。

40

【0006】

なお、上記構成において「相対的に回転」とは、X線管とマルチ検出器の中間に撮影対象を置いた状態で、撮影対象を回転させないでX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに回転させる場合、X線管およびマルチ検出器を回転させないで撮影対象を軸回転させる場合、撮影対象を軸回転させ且つX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに回転させる場合などを含む意味である。

また、上記構成において「相対的に直線移動」とは、X線管とマルチ検出器の中間に撮影対象を置いた状態で、X線管およびマルチ検出器を直線移動させないで撮影対象 (が乗ったテーブル) を直線移動させる場合、撮影対象 (が乗ったテーブル) を直線移動させな

50

いでX線管およびマルチ検出器を直線移動させる場合、撮影対象（が乗ったテーブル）を直線移動させ且つX線管及びマルチ検出器を直線移動させる場合などを含む意味である。

【0007】

第2の観点では、本発明は、上記構成のCT画像生成方法において、前記第2の位置は、回転中心でのコーンビーム幅だけ前記第1の位置より離れた位置であることを特徴とするCT画像生成方法を提供する。

図9に示すように、第1の位置Z1でのX線ビームCB1が通らない空間を第2の位置Z2でのX線ビームCB2がカバーするためには、第1の位置Z1と第2の位置Z2の距離Lが、X線回転中心ICでのコーンビーム幅Wと等しければよい。

そこで、上記第2の観点によるCT画像生成方法では、回転中心ICでのコーンビーム幅Wだけ第1の位置Z1より離れた位置を第2の位置Z2とする。なお、データの一部重複を許すなら第1の位置Z1と第2の位置Z2の距離LをX線回転中心ICでのコーンビーム幅Wより小さくしてもよいし、データの一部欠落を許すなら第1の位置Z1と第2の位置Z2の距離LをX線回転中心ICでのコーンビーム幅Wより大きくしてもよい。

【0008】

第3の観点では、本発明は、上記構成のCT画像生成方法において、前記抽出した各再構成領域の投影データを加重加算して合成投影データを求め、その合成投影データから一つのCT画像を生成することを特徴とするCT画像生成方法を提供する。

上記第3の観点によるCT画像生成方法では、投影データの段階で加重加算（Zフィルタリング）を行ってしまうため、演算量を少なくすることが出来る。

【0009】

第4の観点では、本発明は、上記構成のCT画像生成方法において、前記投影データを加重加算する重みを、各再構成領域の相互の位置関係と所定の重み関数とから決定することを特徴とするCT画像生成方法を提供する。

上記第4の観点によるCT画像生成方法では、CT画像の厚さ方向のプリファイルを重み関数の選択によって制御することが出来る。

【0010】

第5の観点では、本発明は、上記構成のCT画像生成方法において、前記抽出した各再構成領域の投影データからそれぞれCT画像を生成し、それらCT画像を加重加算して一つのCT画像を生成することを特徴とするCT画像生成方法を提供する。

上記第5の観点によるCT画像生成方法では、各再構成領域のCT画像を求めた後で加重加算（Zフィルタリング）するため、各再構成領域のCT画像とそれらを合成した一つのCT画像とを同時に得ることが出来る。

【0011】

第6の観点では、本発明は、上記構成のCT画像生成方法において、前記CT画像を加重加算する重みを、各再構成領域の相互の位置関係と所定の重み関数とから決定することを特徴とするCT画像生成方法を提供する。

上記第6の観点によるCT画像生成方法では、CT画像の厚さ方向のプリファイルを重み関数の選択によって制御することが出来る。

【0012】

第7の観点では、本発明は、上記構成のCT画像生成方法において、前記各再構成領域上の1本のラインまたは複数画素間隔あけた複数本の平行なラインに対応する投影データを前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出し、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域における投影データの一部を前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出できない場合は前記第2のアキシャルスキャン・データから抽出し、前記投影データにコーンビーム再構成荷重を乗算して投影ライン・データを作成し、前記各再構成領域上の対応するラインの投影ライン・データを加重加算して合成投影ライン・データを求め、前記合成投影ライン・データにフィルタ処理を施して画像各位置ライン・データを作成し、前記画像各位置ライン・データを基に画像面上の各画素の逆投影画素データを求め、画像再構成に用いる全ビューの逆投影画素データを画素対応に加算して逆投影データを求め、これに

10

20

30

40

50

より一つのC T画像を生成することを特徴とするC T画像生成方法を提供する。

上記第7の観点によるC T画像生成方法では、ラインに対応する投影データを処理するため、演算量を少なくすることが出来る。また、投影ライン・データの段階で加重加算（Zフィルタリング）を行ってしまうため、演算量を少なくすることが出来る。

【0013】

第8の観点では、本発明は、上記構成のC T画像生成方法において、前記各再構成領域上の1本のラインまたは複数画素間隔あけた複数本の平行なラインに対応する投影データを前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出し、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域における投影データの一部を前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出できない場合は前記第2のアキシャルスキャン・データから抽出し、前記投影データにコーンビーム再構成荷重を乗算して投影ライン・データを作成し、前記投影ライン・データにフィルタ処理を施して画像各位置ライン・データを作成し、前記画像各位置ライン・データを基に画像面上の逆投影画素データを求め、画像再構成に用いる全ビューの逆投影画素データを画素対応に加算して逆投影データを求め、前記各再構成領域の対応する逆投影データを加重加算して、一つのC T画像を生成することを特徴とするC T画像生成方法を提供する。

10

上記第8の観点によるC T画像生成方法では、ラインに対応する投影データを処理するため、演算量を少なくすることが出来る。また、各再構成領域の逆投影データを求めた後で加重加算（Zフィルタリング）するため、各再構成領域のC T画像とそれらを合成した一つのC T画像とを同時に得ることが出来る。

20

【0014】

第9の観点では、本発明は、X線管と、マルチ検出器と、撮影対象の体軸方向の第1の位置でX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに撮影対象に対して相対的に回転させて第1のアキシャルスキャン・データを収集する第1のアキシャルスキャン手段と、撮影対象の体軸方向に並ぶ複数の再構成領域に対応する投影データを前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出する第1の投影データ抽出手段と、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域における投影データの一部を前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出できない場合には前記第1の位置よりも前記マルチ検出器の端の方へ前記X線管およびマルチ検出器を撮影対象に対して相対的に直線移動した第2の位置でX線管およびマルチ検出器の少なくとも一方を撮影対象の周りに撮影対象に対して相対的に回転させて第2のアキシャルスキャン・データを収集する第2のアキシャルスキャン手段と、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域において前記第1のアキシャルスキャン・データから抽出できなかった投影データを前記第2のアキシャルスキャン・データから抽出する第2の投影データ抽出手段と、前記抽出した各再構成領域の投影データを基に一つのC T画像を生成するC T画像生成手段とを具備したことを特徴とするX線C T装置を提供する。

30

上記第9の観点によるX線C T装置では、前記第1の観点によるC T画像生成方法を好適に実施できる。

【0015】

第10の観点では、本発明は、上記構成のX線C T装置において、前記第2の位置は、回転中心でのコーンビーム幅だけ前記第1の位置より離れた位置であることを特徴とするX線C T装置を提供する。

40

上記第10の観点によるX線C T装置では、前記第2の観点によるC T画像生成方法を好適に実施できる。

【0016】

第11の観点では、本発明は、上記構成のX線C T装置において、前記C T画像生成手段は、前記抽出した各再構成領域の投影データを加重加算して合成投影データを求め、その合成投影データから一つのC T画像を生成することを特徴とするX線C T装置を提供する。

上記第11の観点によるX線C T装置では、前記第3の観点によるC T画像生成方法を

50

好適に実施できる。

【0017】

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、前記投影データを加重加算する重みを、各再構成領域の相互の位置関係と所定の重み関数とから決定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4の観点によるCT画像生成方法を好適に実施できる。

【0018】

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CT画像生成手段は、前記抽出した各再構成領域の投影データからそれぞれCT画像を生成し、それらCT画像を加重加算して一つのCT画像を生成することを特徴とするX線CT装置を提供する。

10

上記第13の観点によるX線CT装置では、前記第5の観点によるCT画像生成方法を好適に実施できる。

【0019】

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CT画像を加重加算する重みを、各再構成領域の相互の位置関係と所定の重み関数とから決定することを特徴とする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6の観点によるCT画像生成方法を好適に実施できる。

20

【0020】

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、前記第1の投影データ抽出手段は、前記各再構成領域上の1本のラインまたは複数画素間隔あけた複数本の平行なラインに対応する投影データを前記第1のアキシラルスキャン・データから抽出し、前記第2の投影データ抽出手段は、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域において前記第1のアキシラルスキャン・データから抽出できなかった投影データを前記第2のアキシラルスキャン・データから抽出し、前記CT画像生成手段は、前記投影データにコーンビーム再構成荷重を乗算して投影ライン・データを作成し、前記各再構成領域上の対応するラインの投影ライン・データを加重加算して合成投影ライン・データを求め、前記合成投影ライン・データにフィルタ処理を施して画像各位置ライン・データを作成し、前記画像各位置ライン・データを基に画像面上の各画素の逆投影画素データを求め、画像再構成に用いる全ビューの逆投影画素データを画素対応に加算して逆投影データを求めることを特徴とするX線CT装置を提供する。

30

上記第15の観点によるX線CT装置では、前記第7の観点によるCT画像生成方法を好適に実施できる。

【0021】

第16の観点では、本発明は、上記構成のX線CT装置において、前記第1の投影データ抽出手段は、前記各再構成領域上の1本のラインまたは複数画素間隔あけた複数本の平行なラインに対応する投影データを前記第1のアキシラルスキャン・データから抽出し、前記第2の投影データ抽出手段は、前記マルチ検出器の端に近い再構成領域において前記第1のアキシラルスキャン・データから抽出できなかった投影データを前記第2のアキシラルスキャン・データから抽出し、前記CT画像生成手段は、前記投影データにコーンビーム再構成荷重を乗算して投影ライン・データを作成し、前記投影ライン・データにフィルタ処理を施して画像各位置ライン・データを作成し、前記画像各位置ライン・データを基に画像面上の各画素の逆投影画素データを求め、画像再構成に用いる全ビューの逆投影画素データを画素対応に加算して逆投影データを求め、前記各再構成領域の対応する逆投影データを加重加算して、一つのCT画像を生成することを特徴とするX線CT装置を提供する。

40

上記第16の観点によるX線CT装置では、前記第8の観点によるCT画像生成方法を好適に実施できる。

50

【発明の効果】

【0022】

本発明のCT画像生成方法およびX線CT装置によれば、撮像領域の周縁部であっても得られたデータにZフィルタリングを施すことが出来るので、スライス厚を任意にコントロールし、アーチファクトおよびノイズを低減することが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、図に示す実施例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】

【0024】

図1は、実施例1に係るX線CT装置100を示す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、寝台装置10と、走査ガントリ20とを具備している。

【0025】

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、スキャン制御処理や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20で取得したデータを収集するデータ収集バッファ5と、生成したCT画像を表示するCRT6と、プログラムやデータやCT画像を記憶する記憶装置7とを具備している。

【0026】

寝台装置10は、撮影対象を乗せて走査ガントリ20のボア（空洞部）に入れ出しするテーブル12を具備している。テーブル12は、寝台装置10に内蔵するモータで昇降および直線移動される。

【0027】

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、マルチ検出器24と、DAS（Data Acquisition System）25と、X線コントローラ22、コリメータ23、DAS25の制御を行う回転側コントローラ26と、制御信号などを操作コンソール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、スリップリング30とを具備している。

【0028】

図2および図3は、X線管21とマルチ検出器24の説明図である。

X線管21とマルチ検出器24は、回転中心ICの回りを回転する。テーブル12の直線移動方向をz軸方向とし、テーブル12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軸方向とするとき、X線管21およびマルチ検出器24の回転平面は、xy面である。

X線管21は、コーンビームと呼ばれるX線ビームCBを発生する。X線ビームCB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°とする。

マルチ検出器24は、J（例えばJ=256）列の検出器列を有する。また、各検出器列は、I（例えばI=1024）チャンネルのチャンネルを有する。

【0029】

図4は、データ収集処理を示すフロー図である。

ステップS1では、図5に示すように、X線管21およびマルチ検出器24を第1の位置Z1に移動する（実際には、テーブル12を直線移動する）。

ステップS2では、図5に示すように、回転中心ICの周りにX線管21およびマルチ検出器24を回転させながら第1のアキシャルスキャン・データD0(Z1,view,j,i)を収集する。図6に、収集したアキシャルスキャン・データの記憶形式を示す。

【0030】

ステップS3では、第1のアキシャルスキャン・データD0(Z1,view,j,i)でデータが不足するか否かを再構成領域の位置から判定し、不足する場合はステップS4へ進み、不足しない場合はステップS6へ進む。

10

20

30

40

50

例えば、図7に示すように再構成領域P1, P2, P3が設定されているとき、再構成領域P1, P2のデータは第1のアキシャルスキャン・データD0(Z1,view,j,i)で不足がないが、再構成領域P3のデータは第1のアキシャルスキャン・データD0(Z1,view,j,i)では周縁部分a1しかカバーできず、中央部分a2のデータが不足する。

【0031】

ステップS4では、図8に示すように、X線管21およびマルチ検出器24を第2の位置Z2に移動する（実際には、テーブル12を直線移動する）。

ステップS5では、図8に示すように、回転中心ICの周りにX線管21およびマルチ検出器24を回転させながら第2のアキシャルスキャン・データD0(Z2,view,j,i)を収集する。そして、ステップS6へ進む。

10

【0032】

図9に示すように、第1の位置Z1でのX線ビームCB1が通らない空間を第2の位置Z2でのX線ビームCB2がカバーするためには、第1の位置Z1と第2の位置Z2の距離Lが、X線回転中心ICでのコーンビーム幅Wと等しければよい。

このとき、図10に示すように、再構成領域P3の中央部分a2のデータは、第2のアキシャルスキャン・データD0(Z2,view,j,i)から得ることが出来る。

【0033】

ステップS6では、データD0(Z1,view,j,i), データD0(Z2,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S7では、前処理したデータD0(Z1,view,j,i), D0(Z2,view,j,i)に対して、3次元逆投影処理（図11を参照して後述する）を行い、逆投影データD3(x,y)を求める。

20

ステップS8では、逆投影データD3(x,y)に対して後処理を行い、CT画像を得る。

【0034】

図11は、3次元逆投影処理（図4のステップS7）の詳細を示すフロー図である。

ステップR1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。ビュー範囲は、例えば「180°+ファン角度」あるいは「360°」である。

【0035】

ステップR2では、着目ビューの第1のアキシャルスキャン・データD0(z1,view,j,i)の中から再構成領域Pn (n=1, 2, ...) 上の複数画素間隔あけた複数の平行なラインに対応する投影データD_{rn}を抽出する。

30

なお、以下では、図10に示す再構成領域P1, P2, P3が設定されているものとする。

【0036】

図12に再構成領域P1上の複数の平行なラインL0~L8を例示する。

ライン数は、ラインに直交する方向の再構成領域の最大画素数の1/64~1/2とする。例えば、再構成領域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。

40

【0037】

図13は、再構成領域P1上の複数の平行なラインL0~L8をX線透過方向に検出器面dpに投影したラインT0~T8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~L8の幾何学的位置によって決まる。

検出器面dpに投影したラインT0~T8に対応する検出器列jおよびチャンネルiのデータを抽出すれば、それらがラインL0~L8に対応する投影データD_rである。

50

そして、図 1 5 に示すように、第 1 のアキシャルスキャン・データ $D 0(z1, view, j, i)$ 中のライン $T 0 \sim T 8$ に対応するデータを抽出し、再構成領域 $P 1$ 上のライン $L 0 \sim L 8$ にデータ $Dr1$ として展開する。

【0038】

再構成領域 $P 2$ についても上記と同様にデータ $Dr2$ を抽出する。

しかし、図 1 4 に示すように、再構成領域 $P 3$ については、周辺部分 $a 1$ のライン $L 0, L 1, L 2, L 6, L 7, L 8$ では上記と同様にデータ $Dr3$ を抽出できるが、中央部分 $a 2$ のライン $L 3, L 4, L 5$ では第 1 のアキシャルスキャン・データ $D 0(z1, view, j, i)$ からはデータ $Dr3$ を抽出できない。

【0039】

図 1 1 に戻り、ステップ $R 3$ では、不足する投影データがあればステップ $R 4$ へ進み、不足する投影データがなければステップ $R 5$ へ進む。

【0040】

ステップ $R 4$ では、図 1 4 に示すように、再構成領域 $P 3$ の中央部分 $a 2$ のライン $L 3, L 4, L 5$ のデータ $Dr3$ を、第 2 のアキシャルスキャン・データ $D 0(z2, view, j, i)$ から抽出する。

【0041】

ステップ $R 5$ では、投影データ $D rn$ にコーンビーム再構成荷重を乗算し、図 1 6 に示す如き投影ライン・データ $D pn$ を作成する。

ここで、コーンビーム再構成荷重は、X線管 2 1 の焦点から投影データ $D rn$ に対応するマルチ検出器 2 4 の検出器列 j 、チャンネル i までの距離を $r 0$ とし、X線管 2 1 の焦点から投影データ $D rn$ に対応する再構成領域 $P n$ 上の点までの距離を $r 1$ とするとき、 $(r 1 / r 0)^2$ である。

【0042】

ステップ $R 6$ では、投影ライン・データ $D p1, D p2, D p3$ を加重加算し、図 1 7 に示す如き合成投影ライン・データ $D p$ を得る。この処理が Z フィルタリングに相当する。

なお、加重加算の重みは、図 4 1 に示すように、再構成領域 $P n$ の相互の位置関係と適当な重い関数 W とから決定する。

【0043】

ステップ $R 7$ では、合成投影ライン・データ $D p$ に対して、フィルタ処理を行う。すなわち、合成投影ライン・データ $D p$ 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 1 8 に示す如き画像各位置ライン・データ $D f$ とする。

【0044】

ステップ $R 8$ では、画像各位置ライン・データ $D f$ 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 1 9 に示すように、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。

【0045】

ステップ $R 9$ では、画像各位置ライン・データ $D f$ をサンプリングし且つ補間・補外処理して、図 2 0 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。

【0046】

なお、図 1 5 ～図 2 0 は、 $-45^\circ \leq view < 45^\circ$ （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 $135^\circ \leq view < 225^\circ$ （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、 $45^\circ \leq view < 135^\circ$ （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 $225^\circ \leq view < 315^\circ$ （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 2 1 ～図 2 6 に示すようになる。

【0047】

図 1 1 に戻り、ステップ $R 10$ では、図 2 7 に示すように、図 2 0 または図 2 6 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 $R 11$ では、画像再構成に必要な全ビューについて、ステップ $R 1 \sim R 10$ を

10

20

30

40

50

繰り返し、逆投影データ $D_3(x,y)$ を得る。そして、処理を終了する。

【0048】

実施例1のX線CT装置100によれば、第1の位置Z1で第1のアキシャルスキャン・データを収集し、第2の位置Z2で第2のアキシャルスキャン・データを収集し、第1のアキシャルスキャン・データでは不足するデータを第2のアキシャルスキャン・データで補って各再構成領域P1, P2, P3の投影データを作成し、それら投影データに対してZフィルタリングを行って一つのCT画像を生成するので、投影データの欠落がなくなり、画質を向上することが出来る。また、投影データの段階でZフィルタリングを行うため、演算量を少なくすることが出来る。

【実施例2】

【0049】

図27は、実施例2に係る3次元逆投影処理（図4のステップS7）の詳細を示すフロー図である。

【0050】

ステップH1では、再構成領域Pn ($n = 1, 2, \dots$) 中の一つの再構成領域に着目する。

【0051】

ステップH2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。ビュー範囲は、例えば「 180° + ファン角度」あるいは「 360° 」である。

【0052】

ステップH3では、着目ビューの第1のアキシャルスキャン・データ $D_0(z1, view, j, i)$ の中から着目再構成領域Pn上の複数画素間隔あけた複数の平行なラインに対応する投影データ D_{rn} を抽出する。図29に、投影データ D_{rn} を示す。

【0053】

ステップH4では、不足する投影データがあればステップH5へ進み、不足する投影データがなければステップH6へ進む。

実施例1で説明したように、再構成領域P1, P2については不足する投影データはないが、再構成領域P3については中央部分a2のラインL3, L4, L5では第1のアキシャルスキャン・データ $D_0(z1, view, j, i)$ からはデータ D_{r3} を抽出できず、投影データが不足する。

【0054】

ステップH5では、図14に示すように、再構成領域P3の中央部分a2のラインL3, L4, L5のデータ D_{r3} を、第2のアキシャルスキャン・データ $D_0(z2, view, j, i)$ から抽出する。

【0055】

ステップH6では、投影データ D_{rn} にコーンビーム再構成荷重を乗算し、図30に示す如き投影ライン・データ D_{pn} を作成する。

【0056】

ステップH7では、投影ライン・データ D_{pn} に対して、フィルタ処理を行う。すなわち、投影ライン・データ D_{pn} 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31に示す如き画像各位置ライン・データ D_{fn} とする。

【0057】

ステップH8では、画像各位置ライン・データ D_{fn} 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32に示すように、ラインL0～L8上の画素の逆投影画素データ D_2 を得る。

【0058】

ステップH9では、画像各位置ライン・データ D_{fn} をサンプリングし且つ補間・補外処理して、図33に示すように、ラインL0～L8間の画素の逆投影画素データ D_2 を得る。

【0059】

10

20

30

40

50

なお、図 2 9～図 3 3 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 3 4～図 3 8 に示すようになる。

【0060】

図 2 8 に戻り、ステップ H 1 0 では、図 3 9 に示すように、図 3 3 または図 3 8 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 H 1 1 では、画像再構成に必要な全ビューについて、ステップ H 2～H 1 0 を繰り返し、逆投影データ $D3n(x,y)$ を得る。着目再構成領域 P_n について逆投影データ $D3n(x,y)$ を得たらステップ H 1 2 へ進む。

10

【0061】

ステップ H 1 2 では、再構成領域 P_n ($n = 1, 2, \dots$) の全てについて逆投影データ $D3n(x,y)$ を得るまでステップ H 1～H 1 1 を繰り返し、全ての再構成領域 P_n について逆投影データ $D3n(x,y)$ を得たらステップ H 1 3 へ進む。

【0062】

ステップ H 1 3 では、図 4 0 に示すように、全ての再構成領域 P_n の逆投影データ $D3n(x,y)$ を画素対応に加重加算する。この処理が Z フィルタリングに相当する。そして、処理を終了する。

なお、加重加算の重み w_n は、図 4 1 に示すように、再構成領域 P_n の相互の位置関係と適当な重い関数 W とから決定する。

20

【0063】

実施例 2 の X 線 CT 装置によれば、第 1 の位置 Z 1 で第 1 のアキシアルスキャン・データを収集し、第 2 の位置 Z 2 で第 2 のアキシアルスキャン・データを収集し、第 1 のアキシアルスキャン・データでは不足するデータを第 2 のアキシアルスキャン・データで補って各再構成領域 P_1, P_2, P_3 の投影データを作成し、それら投影データから各再構成領域 P_1, P_2, P_3 の CT 画像を生成し、それら各再構成領域 P_1, P_2, P_3 の CT 画像に対して Z フィルタリングを行って一つの CT 画像を生成するので、投影データの欠落がなくなり、画質を向上することが出来る。また、各再構成領域 P_1, P_2, P_3 の CT 画像とそれらを Z フィルタリングにより合成した CT 画像とを同時に得ることが出来る。

30

【実施例 3】

【0064】

画像再構成法として、公知のフェルドkamp法による 3 次元画像再構成法を用いてもよい。さらに、特願 2 0 0 2－1 4 7 0 6 1 号、特願 2 0 0 2－1 4 7 2 3 1 号、特願 2 0 0 2－2 3 5 5 6 1 号、特願 2 0 0 2－2 6 7 8 3 3 号、特願 2 0 0 2－3 2 2 7 5 6 号および特願 2 0 0 2－3 3 8 9 4 7 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。さらに、2 次元画像再構成法を用いてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0065】

40

本発明の CT 画像生成方法および X 線 CT 装置は、CT 画像の画質を向上するのに利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図 1】実施例 1 に係る X 線 CT 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】CT 画像生成処理を示すフロー図である。

【図 5】第 1 の位置でのアキシアルスキャンを示す概念図である。

【図 6】収集したデータの格納フォーマットを示す説明図である。

50

【図 7】第 1 のアキシアルスキャン・データで不足するデータの説明図である。

【図 8】第 2 の位置でのアキシアルスキャンを示す概念図である。

【図 9】第 1 の位置と第 2 の位置の距離を示す説明図である。

【図 10】第 1 のアキシアルスキャン・データで不足するデータを、第 2 のアキシアルスキャン・データで補う様子を示す概念図である。

【図 11】実施例 1 に係る 3 次元逆投影処理の詳細を示すフロー図である。

【図 12】再構成領域 P 1 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 13】再構成領域 P 1 上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 14】再構成領域 P 3 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

10

。

【図 15】ビュー角 $\text{view} = 0^\circ$ における検出器面上の各ラインのデータを再構成領域 P n 上に投影した投影データ D rn を示す概念図である。

【図 16】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における投影データ D rn 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 pn を示す概念図である。

【図 17】各再構成領域のビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における投影データ D rn を加重加算した投影ライン・データ D p を示す概念図である。

【図 18】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における投影ライン・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 19】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における逆投影ライン・データ D f から得たライン上の逆投影画素データ D 2 を示す概念図である。

20

【図 20】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における逆投影ライン・データ D f から得たライン間の逆投影画素データ D 2 を示す概念図である。

【図 21】ビュー角 $\text{view} = 90^\circ$ における検出器面上の各ラインのデータを再構成領域 P n 上に投影した投影データ D rn を示す概念図である。

【図 22】ビュー角度 $\text{view} = 90^\circ$ における投影データ D rn 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 pn を示す概念図である。

【図 23】各再構成領域のビュー角度 $\text{view} = 90^\circ$ における投影データ D rn を加重加算した投影ライン・データ D p を示す概念図である。

【図 24】ビュー角度 $\text{view} = 90^\circ$ における投影ライン・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。

30

【図 25】ビュー角度 $\text{view} = 90^\circ$ における逆投影ライン・データ D f から得たライン上の逆投影画素データ D 2 を示す概念図である。

【図 26】ビュー角度 $\text{view} = 90^\circ$ における逆投影ライン・データ D f から得たライン間の逆投影画素データ D 2 を示す概念図である。

【図 27】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 28】実施例 2 に係る 3 次元逆投影処理の詳細を示すフロー図である。

【図 29】ビュー角 $\text{view} = 0^\circ$ における検出器面上の各ラインのデータを再構成領域 P n 上に投影した投影データ D rn を示す概念図である。

40

【図 30】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における投影データ D rn 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 pn を示す概念図である。

【図 31】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における投影ライン・データ D pn にフィルタ処理を施した逆投影ライン・データ D fn を示す概念図である。

【図 32】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における逆投影ライン・データ D fn から得たライン上の逆投影画素データ D 2n を示す概念図である。

【図 33】ビュー角度 $\text{view} = 0^\circ$ における逆投影ライン・データ D f から得たライン間の逆投影画素データ D 2 を示す概念図である。

【図 34】ビュー角 $\text{view} = 90^\circ$ における検出器面上の各ラインのデータを再構成領域 P n 上に投影した投影データ D rn を示す概念図である。

50

【図 3 5】ビュー角度view=90°における投影データD_{rn}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_{pn}を示す概念図である。

【図 3 6】ビュー角度view=90°における投影ライン・データD_{pn}にフィルタ処理を施した逆投影ライン・データD_{fn}を示す概念図である。

【図 3 7】ビュー角度view=90°における逆投影ライン・データD_{fn}から得たライン上の逆投影画素データD_{2n}を示す概念図である。

【図 3 8】ビュー角度view=90°における逆投影ライン・データD_{fn}から得たライン間の逆投影画素データD_{2n}を示す概念図である。

【図 3 9】逆投影画素データD_{2n}を画素対応に全ビュー加算して逆投影データD_{3n}を得る状態を示す説明図である。

10

【図 4 0】全再構成領域の逆投影データD_{3n}を画素対応に加重加算して逆投影データD₃を得る状態を示す説明図である。

【図 4 1】加重加算の重みを示す説明図である。

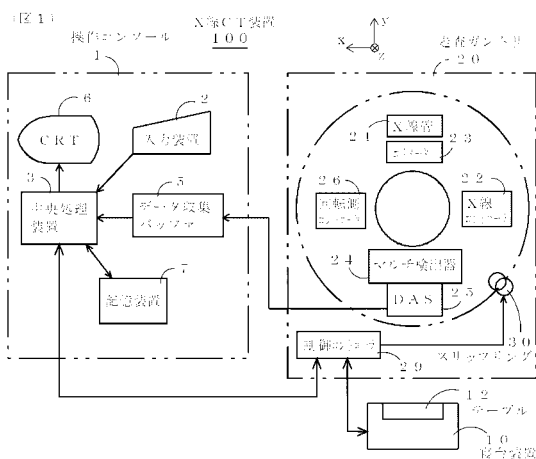
【符号の説明】

【0067】

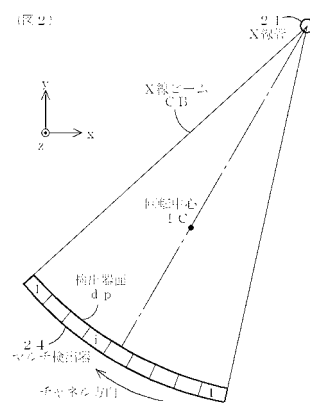
- | | |
|-----|-----------|
| 1 | 操作コンソール |
| 3 | 中央処理装置 |
| 20 | 走査ガントリ |
| 21 | X線管 |
| 24 | マルチ検出器 |
| 26 | 回転側コントローラ |
| 100 | X線CT装置 |

20

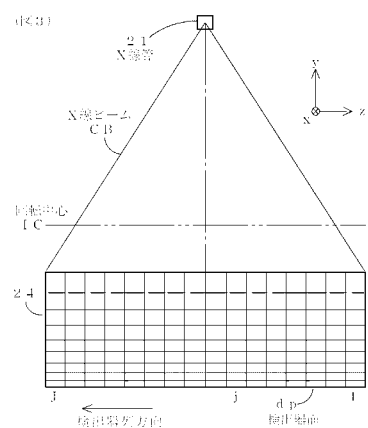
【図 1】



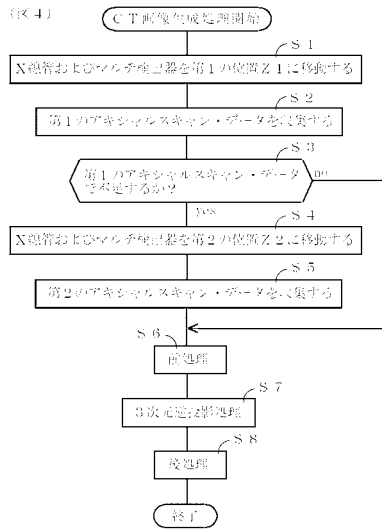
【図 2】



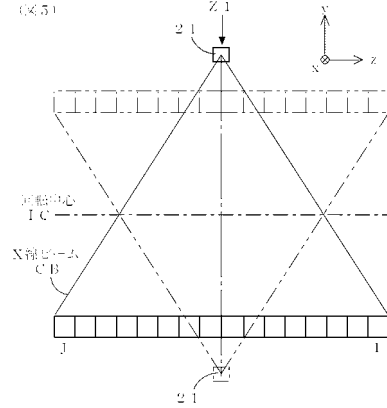
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

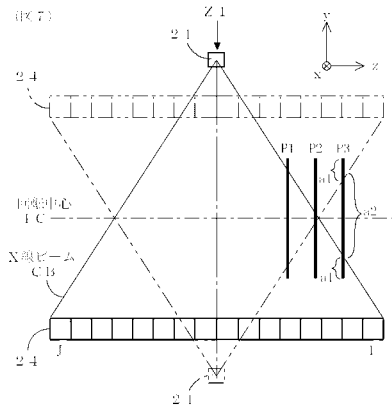
(図 6) チャンネル番号

	1 ch	2 ch	...	1 ch
1 号	16bit	16bit		
2 号	16bit			
...				
J 号				

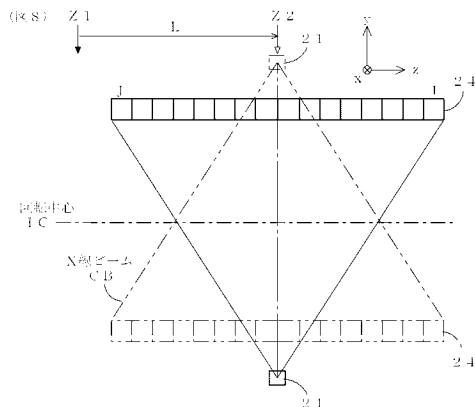
検出器列番号

z 座標情報
view 種類

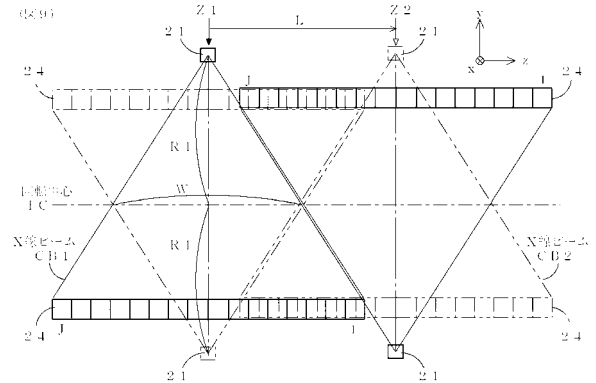
【図 7】



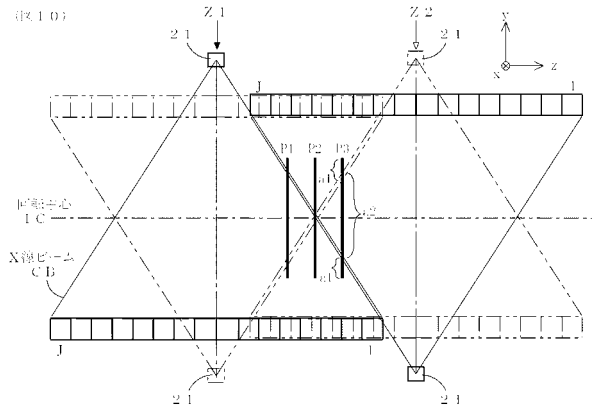
【図 8】



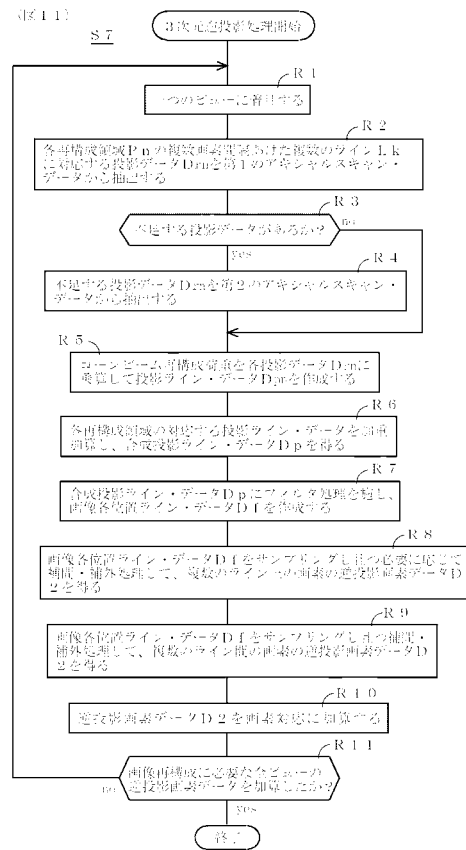
【図 9】



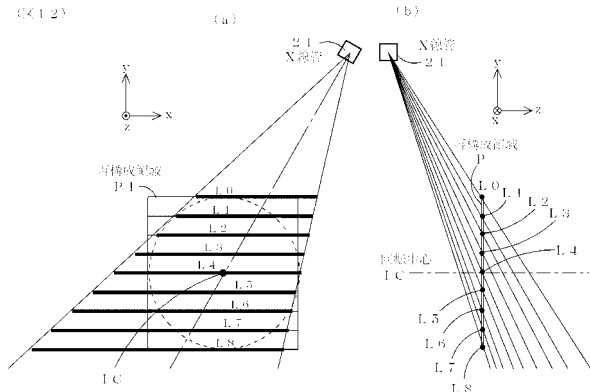
【図 10】



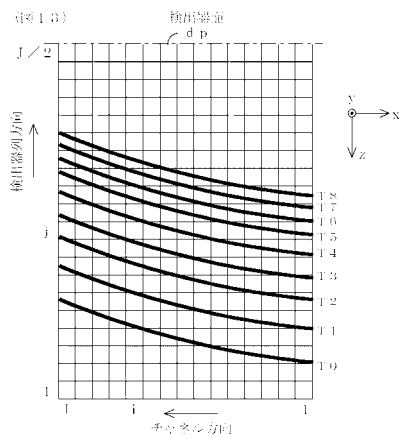
【図 1 1】



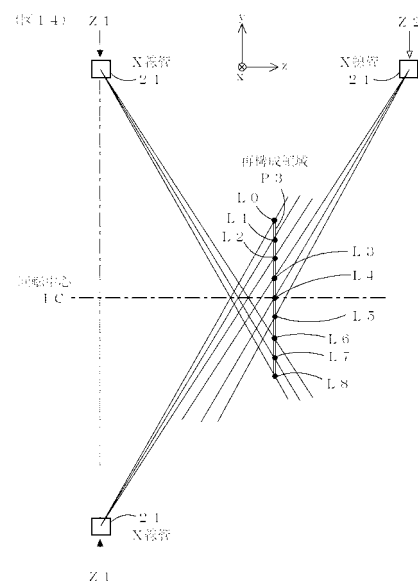
【図 1 2】



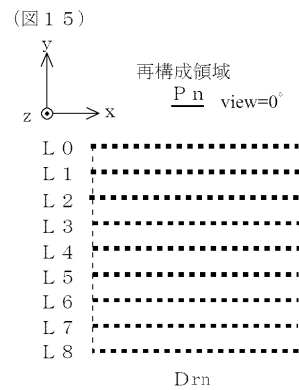
【図 1 3】



【図 1 4】

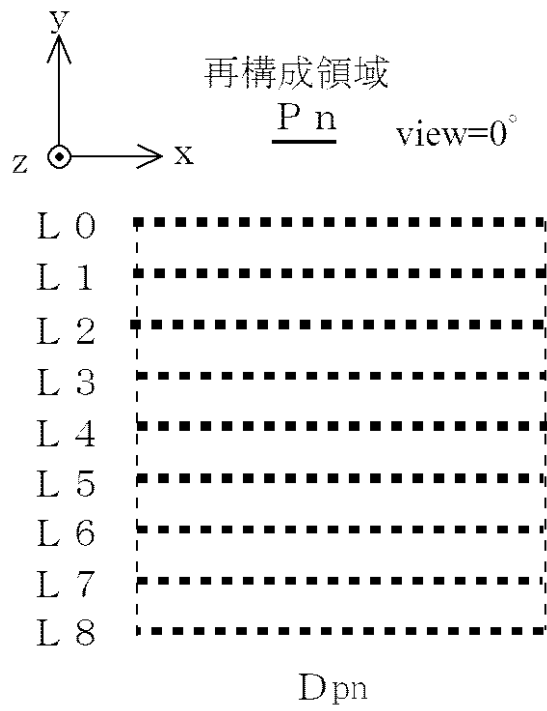


【図 1 5】



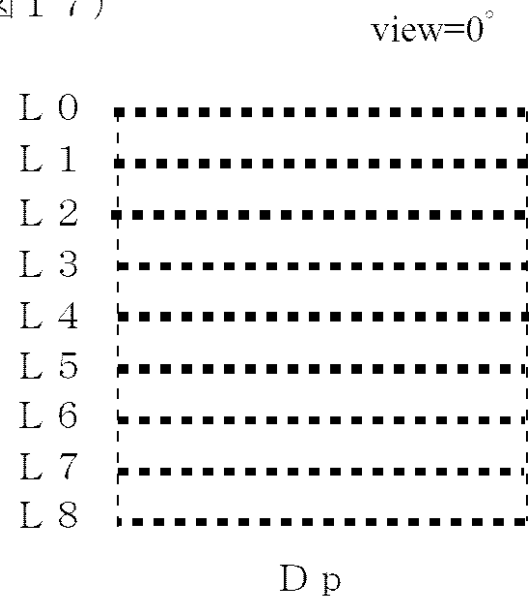
【図 1 6】

(図 1 6)



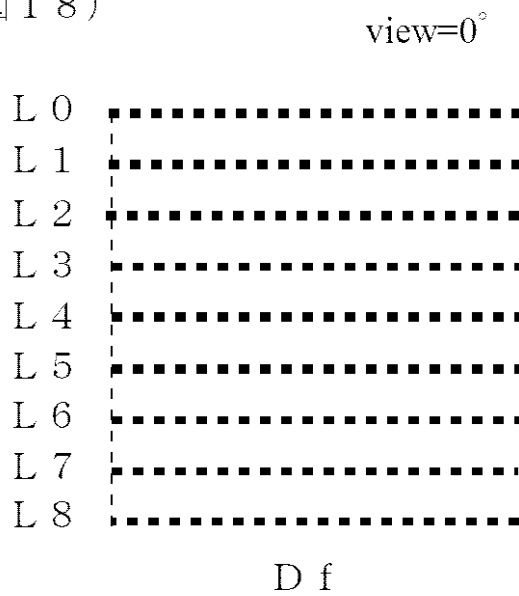
【図 1 7】

(図 1 7)



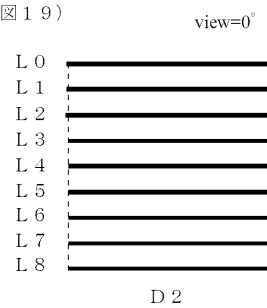
【図 1 8】

(図 1 8)



【図 1 9】

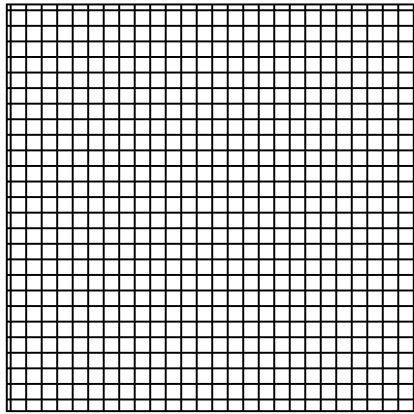
(図 1 9)



【図 2 0】

(図 2 0)

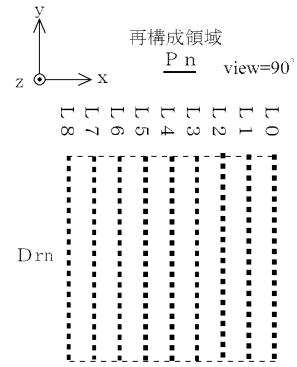
view=0°



D 2 (0° ,x,y)

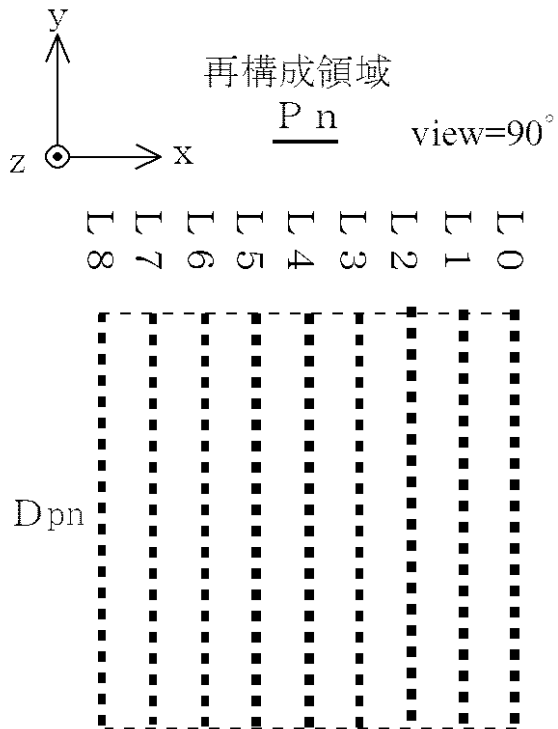
【図 2 1】

(図 2 1)



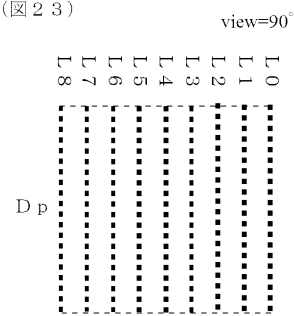
【図 2 2】

(図 2 2)



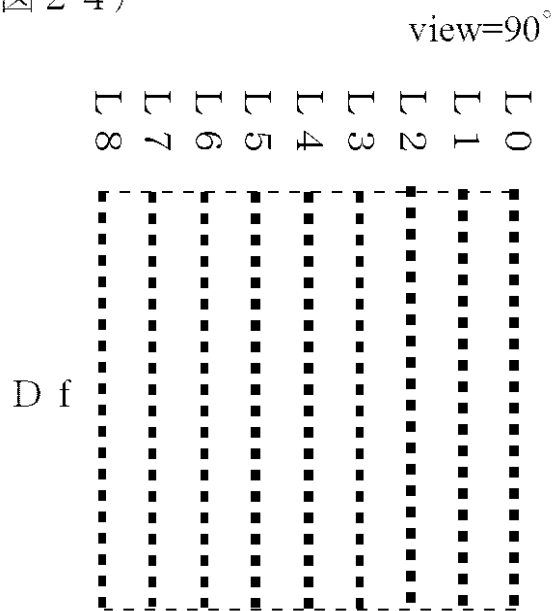
【図 2 3】

(図 2 3)



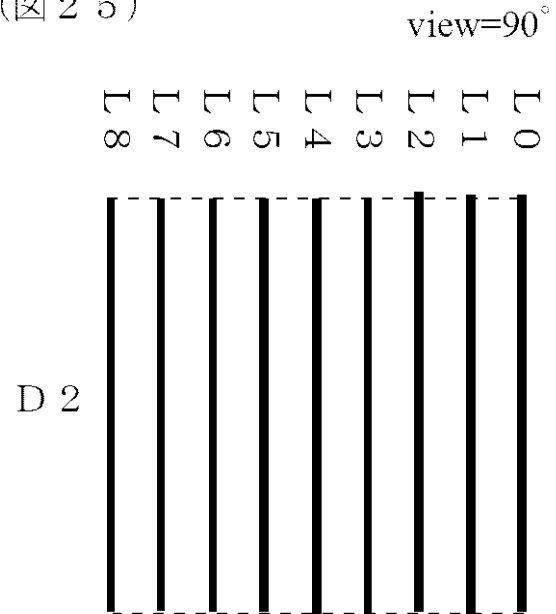
【図 2 4】

(図 2 4)



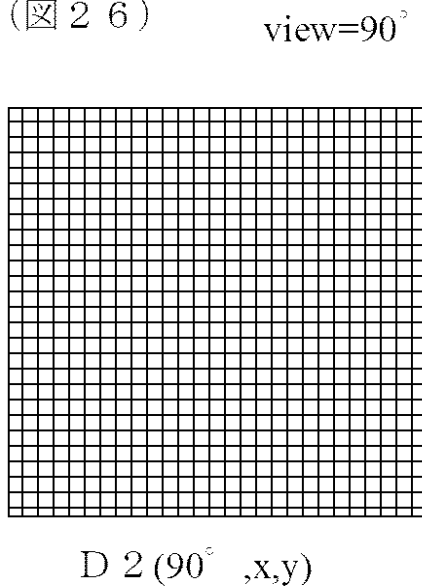
【図 2 5】

(図 2 5)



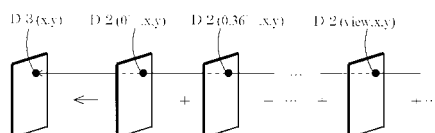
【図 2 6】

(図 2 6)



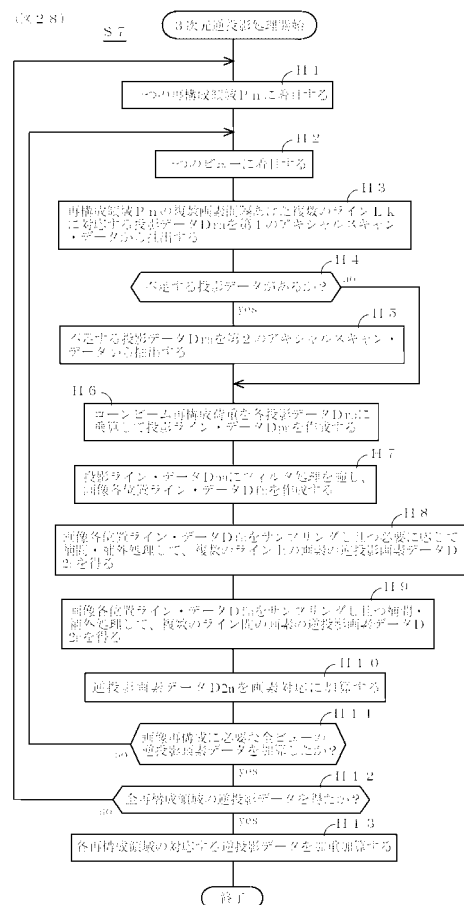
【図 2 7】

(図 2 7)



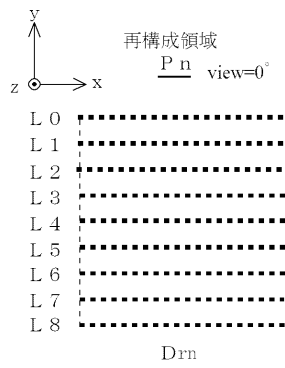
【図 2 8】

(図 2 8)



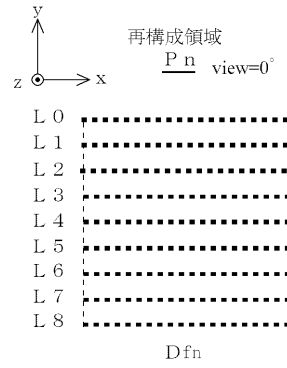
【図 2 9】

(図 2 9)



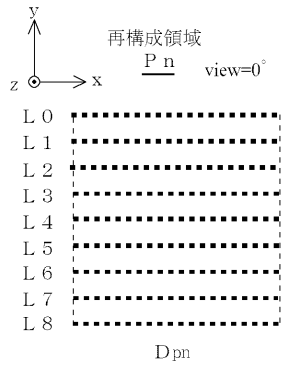
【図 3 1】

(図 3 1)



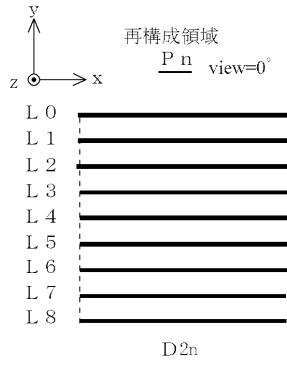
【図 3 0】

(図 3 0)



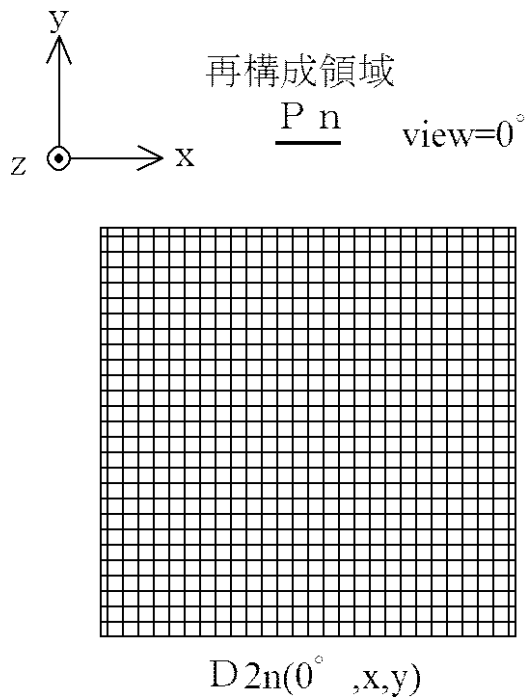
【図 3 2】

(図 3 2)



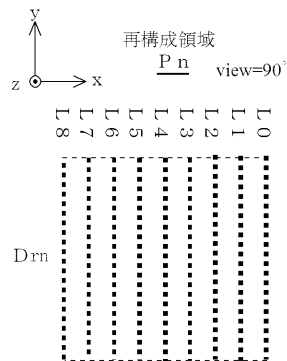
【図 3 3】

(図 3 3)



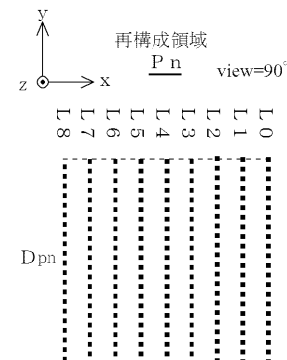
【図 3 4】

(図 3 4)



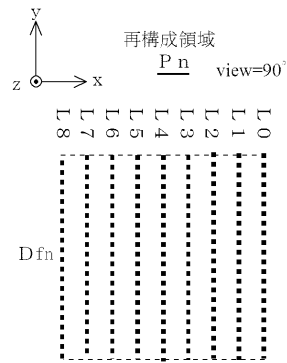
【図 3 5】

(図 3 5)



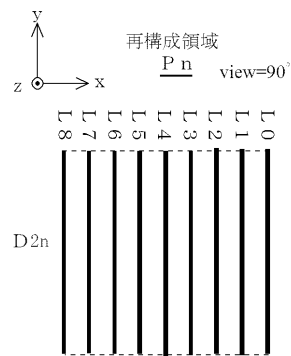
【図 3 6】

(図 3 6)



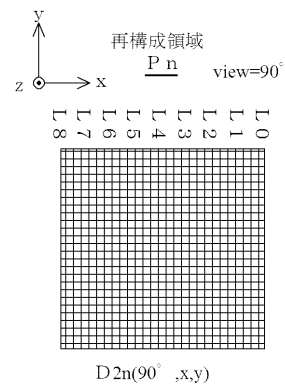
【図 3 7】

(図 3 7)



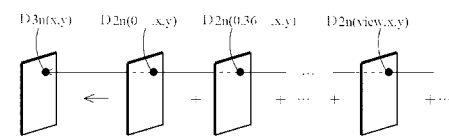
【図 3 8】

(図 3 8)



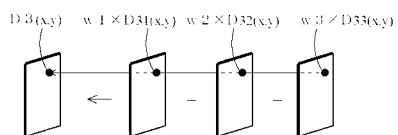
【図 3 9】

(図 3 9)



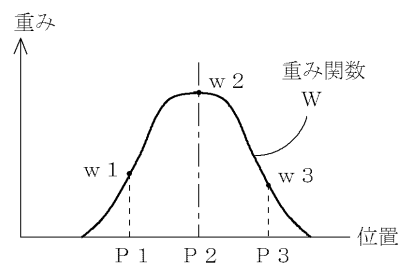
【図 4 0】

(図 4 0)



【図 4 1】

(図 4 1)



フロントページの続き

(72)発明者 森川 琴子

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

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開平05-130984 (JP, A)

特開平09-154838 (JP, A)

特開2004-041674 (JP, A)

国際公開第03/065894 (WO, A1)

特開平06-125888 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B6/00-6/14