

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4010802号

(P4010802)

(45) 発行日 平成19年11月21日(2007.11.21)

(24) 登録日 平成19年9月14日(2007.9.14)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B
	A 6 1 B 6/03 3 2 0 Y
	A 6 1 B 6/03 3 5 0 U

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2001-366017 (P2001-366017)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成13年11月30日(2001.11.30)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2002-330961 (P2002-330961A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成14年11月19日(2002.11.19)	(74) 代理人	100093872
審査請求日	平成16年11月29日(2004.11.29)		弁理士 高崎 芳紘
(31) 優先権主張番号	特願2001-67153 (P2001-67153)	(72) 発明者	園分 博人
(32) 優先日	平成13年3月9日(2001.3.9)		東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	中澤 哲夫
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	宮崎 靖
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内

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】

心臓用ECGゲート機能を備えたX線CT装置において、被検体の心拍数とCTスキャナーのスキャンスピードから、心拍周期とスキャン周期の同期信号を求める同期ユニットと、この同期ユニットからの同期信号をもとに投影データの先頭投影角度と前記投影データのデータ数とデータ幅との少なくとも1つを調整することによって、任意の心拍時相に等しく、かつ、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する投影データ算出ユニットと、を具備したことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

上記投影データ算出ユニットは、螺旋スキャン時に、各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集する際、心拍とスキャン周期によって生じるベッド方向の不連続領域を対向データで補う補間手段を有し、この補間によりベッド方向に不連続な投影データを算出することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

上記投影データ算出ユニットは、螺旋スキャン時に、各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集する際、心拍とスキャン周期によって生じるベッド方向の不連続領域を近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間で補う補間手段を有し、この補正によりベッド方向に不連続な投影データを算出することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項4】

10

20

上記投影データ算出ユニットは、さらに、収集した心拍時相の合う投影データから、任意のスライス位置の心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得て表示することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 5】

上記投影データ算出ユニットは、さらに、収集した心拍時相の合う投影データから、任意の心拍時相の心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得て表示することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 6】

上記投影データ算出ユニットは、さらに、得られた任意の心拍時相の心臓断層像を各々の心拍時相ごとに体軸方向に複数集合することによって心臓の三次元画像を得て表示することを特徴とする請求項 4 に記載の X 線 CT 装置。

10

【請求項 7】

上記投影データ算出ユニットは、さらに、得られた三次元画像を心拍時相の順番に表示することにより心臓の三次元像の動画を得ることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X 線 CT (Computed Tomography) 装置に関し、特に心臓用 ECG ゲート撮影に好適な X 線 CT 装置に関する。

20

【0002】

【従来の技術】

一般に、人体の心臓はその拍動のため X 線 CT 装置を用いて撮影を行うとモーションアーチファクトが断層画像に表れ、診断上好ましく無い画像となる。モーションアーチファクトを発生させないためには、スキャンスピードを高速にすることで解決することができる。

【0003】

現在のスキャンスピードが 1 秒程度の X 線 CT 装置においては、被検体の心電情報をもとに、X 線曝射を間欠的に行うことで、心拍時相が同じで異なる投影角度における投影データを 1 スキャン分、計測して、このデータを用いて画像の再構成を行っており、一般的には ECG トリガー、プロスペクティブなどと呼ばれている。また、心臓周期に同期させずに投影データを得て (撮影して)、投影データを得たあとに心拍時相が同一の投影データを組み合わせる方法も提案されている。これは ECG ゲート撮影、レトロスペクティブと一般的には呼ばれている。

30

【0004】

なお、上記に説明した心臓撮影方式は主として、テーブルを停止させて撮影を行うもの (ノーマルスキャンと称する) である。

【0005】

また、一般に、心臓の拍動の様子を観察するためには、上記のようにして得られた心臓断層像、あるいは、複数の心臓断層像から得られる三次元画像を、心時相の順番に、連続的に表示して心臓断層の動画とするという手段がとられており、スキャンタイムを微調整することによって心拍周期との同期を図るといった手段が採られていた。

40

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記に説明した心臓撮影方法は、テーブルを停止させての撮影 (ノーマルスキャン) を前提とすることから、テーブルを移動して撮影する螺旋スキャンの場合には、投影データの不連続性が発生し、臨床上好ましくない画像を得ることになる。

【0007】

また、心臓断層の動画を得る場合には、上述のように、スキャンタイムを微調整することによって心拍周期との同期を図る手段が採られているが、しかしながら、その機械的な要

50

素から、微調整できるスキャンタイムの範囲には限界があり、また、上記の従来技術では、1心拍を分割し、それぞれの心時相における画像を並べた動画であったので、スムーズな動画を作成することができなかった。

【0008】

そこで本発明の目的は、まず、螺旋スキャンを用いても、モーションアーチファクトが低減された広範囲な心臓断層像を得ることができるX線CT装置を提供することにある。

【0009】

さらに、本発明では、心拍数とスキャンタイムの設定値との間にズレが生じた場合でも、心臓の拍動による動きアーチファクト(モーションアーチファクト)の少ない心臓断層像を得ることが出来、かつ、従来に比較してもよりスムーズな心臓断層動画を得ることの出来るX線CT装置を提供することを目的とする。

10

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明は、心臓用ECGゲート機能を備えたX線CT装置において、被検体の心拍数とCTスキャナーのスキャンスピードから、心拍周期とスキャン周期の同期信号を求める同期ユニットと、この同期ユニットからの同期信号をもとに投影データの先頭投影角度と前記投影データのデータ数とデータ幅との少なくとも1つを調整することによって、任意の心拍時相に等しく、かつ、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する投影データ算出ユニットと、を具備したことを特徴とするX線CT装置を開示する。

更に本発明は、上記投影データ算出ユニットは、螺旋スキャン時に、各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集する際、心拍とスキャン周期によって生じるベッド方向の不連続領域を対向データで補う補間手段を有し、この補間によりベッド方向に不連続な投影データを算出することを特徴とするX線CT装置を開示する。

20

更に本発明は、上記投影データ算出ユニットは、螺旋スキャン時に、各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集する際、心拍とスキャン周期によって生じるベッド方向の不連続領域を近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間で補う補間手段を有し、この補正によりベッド方向に不連続な投影データを算出することを特徴とするX線CT装置を開示する。

【0011】

更に本発明は、上記投影データ算出ユニットは、さらに、収集した心拍時相の合う投影データから、任意のスライス位置の心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得て表示することを特徴とするX線CT装置を開示する。

30

更に本発明は、上記投影データ算出ユニットは、さらに、収集した心拍時相の合う投影データから、任意の心拍時相の心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得て表示することを特徴とするX線CT装置を開示する。

更に本発明は、上記投影データ算出ユニットは、さらに、得られた任意の心拍時相の心臓断層像を各々の心拍時相ごとに体軸方向に複数集合することによって心臓の三次元画像を得て表示することを特徴とするX線CT装置を開示する。

更に本発明は、上記投影データ算出ユニットは、さらに、得られた三次元画像を心拍時相の順番に表示することにより心臓の三次元像の動画を得ることを特徴とするX線CT装置を開示する。

40

【0012】

【発明の実施の形態】

図1は本発明の基本構成であって、X線CT装置スキャナ10と各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集する投影データ算出ユニット11および被検体12の断層像などを表示する患者モニター13を示した。

【0013】

図2には今後の実施例の中で説明に用いる心電図の波形名称を示した。心電図の中でもっとも値の高いものをR波、その前後をQ、S波と呼ばれている。詳細については医学系の専門書を参照されたい。

50

【 0 0 1 4 】

図3ではレトロスペクティブECGゲート撮影方法を説明する。図3はスキャン中にベツトは動かない場合でかつX線検出器は1列の場合である。図3のようにスキャン周期が1秒、被検体の心拍周期(R-R時間)が0.75秒の場合、3スキャン後(心拍で記述すれば4心拍後)に、スキャン時相と心拍時相が同じになる。3スキャン周期の中で心臓は4回心拍を繰り返すため、心拍時相が同じ投影データが3スキャンの中に4回存在することになる。レトロスペクティブECGゲートでは、心拍時相が同じで投影角度が異なるデータを1スキャン周期分収集すればよい。今4心拍周期から1スキャン周期分の投影データを収集するので、1心拍周期あたりに収集される投影データは投影角度で表現すれば1/2冗分ずつ収集すれば良いことになる。

10

【 0 0 1 5 】

すなわち、第1周期では心電波形R1, R2が発生し、第2周期でR3, 第3周期でR4, R5がそれぞれ発生する。心臓の動きはそれが拡張したときに静止に近い状態になり、これは、心電波形のR1~R5発生時である。この時点をそれぞれスタート点として、投影角度で1/2ずつの投影データを作成し、これらを投影角度順につなぎ合せると、一枚の心臓のほぼ静止した投影データが得られる。図3のa, b, c, dの投影データは、それぞれ、R1, R2, R3, R4を始点として投影角度1/2ずつ撮影したときの部分投影データを示す。これを実行すると図4(a)のような投影データを作ることになる。このデータはR波後1/2ずつ各心拍周期から収集されており、投影角度はすべて異なっている。つまり1/2の投影角度をスキャンする時間で、360度をスキャンした

20

【 0 0 1 6 】

すなわち、図4(a)は、図3の部分投影データa, b, c, dを投影角度0~270の順に並べて一つの投影データを作成したものである。従って心電波形R1, R4, R3, R2, R5の順に部分投影データa, d, c, bが並ぶことになる。図4(b)は部分投影データa, b, c, dを収集して一枚の心臓の投影データを構成した例を示すもので、投影角度0~270に対して、最初の1/4、すなわち、0~1/2は部分投影データaになり、次いで、1/2~3/2は部分投影データd、そして、cおよびdは、それぞれ、3/2~270に位置する部分投影データであり、これで、一枚分の

30

【 0 0 1 7 】

このレトロスペクティブECGゲートは(図3の例では)1/2の投影角度をスキャンする時間で、360度をスキャンしたことになるため、理論的なスキャン時間は0.25秒で撮影したことになり、1スキャン1秒程度の現在の第3世代CTでも心臓の撮影が高速に行える。また、スキャン時間と心拍の時間によってはより高速なスキャンも行える。

【 0 0 1 8 】

図5は心臓撮影を行う際の大まかな流れを示す。まずステップ1でスキャン時間と被検体の心拍数に基づいて、ステップ3で必要になるスキャン周期を求めておく。すなわち、ステップ1において、図3に示したスキャン時間1秒と、被検体心拍数0.75秒とから、必要スキャン数としてスキャンと心拍とが同期するスキャン数=3と、投影データ分割数=1/4分割〔図4(a), (b)〕を決定する。ステップ2では、ステップ1で求めたスキャン数に基づき撮影を行う。ステップ3で投影データ算出ユニット11は被検体12から得られた心電情報(図3のR1~R5)を基に、各種スキャン周期から心拍時相の合う投影データ(図3のa~d)を収集する。ステップ4ではステップ3で得られた投影データをもとに各種処理装置で再構成処理され画像となる。この画像は心臓があたかも止って見えるような断層像となる。

40

【 0 0 1 9 】

図3のレトロスペクティブECGゲートスキャンを、スキャン中にテーブルが動く螺旋

50

スキャンに適用した場合を図6に示す。また、図6では検出器が4列検出器を用いて説明する。図6でもスキャン周期は1秒、心拍周期は0.75秒を用いている。図縦軸はベット方向、横軸は投影角度を示している。検出器の軌跡は各検出器の中心を描いている。螺旋スキャンピッチは、1スキャンが終了すると、1検出器分テーブルが移動するピッチ1を用いている。つまり第3スキャンが終了したときの1列検出器の位置が第1スキャン(投影角度はゼロの時)の4列検出器の位置と同じになる。図6ではベットが固定され、X線源やX線検出器が動くとは仮定して(実際にはX線源やX線検出器が動かず、ベットが移動する)説明しているため、X線検出器の軌跡は傾きを待った直線として表現できる。

【0020】

図6でも図3と同じように心拍時相が同じ投影データを収集すると、図6の斜線で示す領域が該当する。 10

【0021】

図6の場合も3スキャン周期の中で心拍周期は4回行われるのであるから、1/2分投影データを収集すれば1スキャン分の投影データを得ることが可能である。図6の場合4列検出器を用いているため、収集する投影データは検出器分の幅を待つことになり、これを図では斜線の長方形で示している。つまり長方形内であれば、任意のスライス位置で投影データを近傍の検出器で得られた投影データ間の補間によって算出可能となる。すなわち、スキャンは1周期1秒で、投影角度は0~2°である。このスキャンが3周期行われて、心電波形R1~R4ごとに投影データa, b, c, dを得るようにする。

【0022】

20

図7では、図6の各スキャン周期で得られる投影データを1スキャン分で描けるように、長方形を第1スキャン内に平行移動させて表現してある。すなわち、投影角度0~2°の間に、投影データがa, d, c, bの順に並んだ状態になる。図7では各周期より収集された投影データが、階段状に描かれているが、これは螺旋スキャンをおこなっているため収集したデータはベット方向にずれているからである。例えば、図7で示すスライス位置SPでの投影データは、いずれの投影角度であっても、斜線で示す長方形内に含まれているため、算出が可能となる。補間の方法は図8で示すように単純な距離に応じた重みを使った線形補間などを用いれば実現することができる。

【0023】

図8では説明のため図7の1/2~3/2の部分の投影データを抜きだしているが、この場合3列および4列検出器より所望するスライス位置の投影データを算出している。すなわち、図8(a)は3列目の検出器80と4列目の検出器81とにより、公知の一般的な線形補間方法により、スライス位置83を算出したものである。また、図8(b)はスライス位置83'を算出する例を示すもので、検出器の軌跡80'と81'の間を例えば1.0に設置し、スライス位置83'と軌跡80'との間の重みを例えばw=0.6、スライス位置83'と軌跡81'との間の重みを例えばw=0.4に設定して、スライス位置を算出する方法を示したものである。図7のスライス位置70はこのようにして算出したものである。 30

【0024】

図6, 7では第3スキャンまでを表現しているが、図9ではさらにスキャンした場合において収集できる投影データを第1スキャン内に平行移動して表現した。スキャンを続けて行けば図9に示すように様々なスライス位置で心拍時相が同一で投影角度が異なる投影データが算出可能となる。すなわち、投影データa, b, c, dは、それぞれ、第1周期~第3周期に相当する投影データであり、e, f, g, hは第4~第6周期に相当する投影データを示すものである。この場合、スライス位置90~93は、いずれかの投影データにまたがっているため、任意のスライス位置で画像データを作成することができる。 40

【0025】

次に、心拍などが異なる場合を説明する。スキャン周期1秒、心拍周期0.8秒、螺旋スキャンピッチが1の例ではスキャン4周期、心拍周期では5周期で同期することになる。この場合は収集される投影データはそれぞれ2/5ずつになる。本発明では収集する投 50

影データの幅などは投影データ算出ユニットでなされる。

【0026】

図6, 7, 8で説明したように上記の例を図であらわすと図10のようになる。図10スライス位置SPの投影データを算出しようとする、 $2/5 \sim 4/5$ の区間において、長方形の中にスライス位置が含まれておらず投影データが算出できない、投影データの不連続領域100が発生している。この場合投影データの算出は不可能である。図9の例でも不連続な領域は発生しているが、図10の例に比べてその区間はきわめて狭いので、様々なスライス位置で投影データを算出可能となる。図10では、不連続な区間の幅が広い、算出不可能なスライス位置が非常に増えることになる。図11ではその極端な例を示したもので、スキャン周期1秒、心拍周期0.9秒の場合を想定した。図11の場合 10
 収集される投影データの幅は $1/5$ となり、必要となる投影データ9周期となる。9周期行って漸く1スキャン分の投影データを収集できるわけであるが、この9スキャン周期の間に螺旋スキャンの場合、ベットがどんどん移動していくため、図11に示すように投影データの不連続領域110は著しく大きくなる。このため所望するスライス位置で投影データの算出が不可能になってしまう。

【0027】

本発明では以下のように上記の不具合を解決した。図12(a)には1秒スキャン、心拍周期が0.8秒で繰り返される場合におけるレトロスペクティブECGゲートスキャン法を示している。図12(a)でも明らかなように例えばスライス位置SP1では $4/5 \sim 6/5$ (不連続領域A)の区間において投影データの不連続が発生している。また 20
 スライス位置SP2では $8/5 \sim 2$ (不連続領域B)の区間において投影データの不連続領域が発生している。投影データの不連続があると所望するスライス位置の投影データを算出することができないため、このまま再構成処理を行い画像を求めるとアーチファクトまたは著しく劣化した画像を得ることになる。

【0028】

図12(a)で示すように $4/5 \sim 6/5$ と $8/5 \sim 2$ は180度対向関係にある。対向関係とは同じ領域を透過するX線パスであって、そのX線の入射が互いに180度ずれている関係を言う。つまり180度対向データはベットが静止しているスキャンでは理論的にはまったく同じになることになる。

【0029】

図12(a)での対向関係では、螺旋スキャンを用いているため対向関係であっても、そのベット方向が異なるため同一にはならない。しかしながら、不連続領域を180度対向する投影データで置き換えることによって、不連続領域をなくすることは非常に有効な補正方法である。なぜならばレトロスペクティブECGゲート撮影では、心臓のモーションアーチファクトをできるだけ抑制するため、心拍時相が同一の投影データを収集することを前提としている。このため図12(a)で示す不連続領域Aになんらかの投影データを置き換える場合、180度対向位置関係であって、かつ、心拍時相が同一である投影データを用いなければならない。図12(a)で示す四角の斜線領域はすべて心拍時相が同一のデータとなっているので、これらから対向関係にある投影データを用いれば、180度対向位置関係であって、かつ、心拍時相が同一である投影データを用いることになる。 40

【0030】

上記の対向関係にあって、かつ心拍時相が同一の投影データを不連続領域に埋め込んだ例が図12(b)である。図12(b)では不連続領域が埋め込み処理によって消滅しており、スライス位置SP1で投影データの算出が可能となっている。また逆に不連続領域Bでは $8/5 \sim 2$ の区間が不連続であるが、これも180度対向関係にある、 $4/5 \sim 6/5$ のデータを埋め込むことで解決し、スライス位置SP2の投影データを算出可能としている。

【0031】

上記は対向関係にある投影データを用いているが、スライス位置SP1の不連続領域の投影データを、四角斜線領域CとDから線形補間によって算出しても投影データの算出は可 50

能である。前記180度対向データを用いる方法より信頼性は低いものの、心拍時相が同一のデータを用いることになり、心臓撮影には適していると言える。

【0032】

なお、上記の説明では、180度対向関係にあって心拍時相が同一のデータを用いる方法、隣接する投影データを用いて線形補間などによって求める方法を採用しているが、どちらも心拍時相は同一のデータを用いているため、得られる心臓断層像は心臓のモーションアーチファクトが少ない画像を得ることができる。

【0033】

続いて、本発明の他の実施の形態になる心臓用ECGゲート機能を備えたX線CT装置であって、上記に説明した本発明によって得られる連続領域の投影データ、すなわち、各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集して心臓断層像を得ることにより、よりスムーズな心臓断層動画を得ることが可能となるX線CT装置について説明する。

10

【0034】

まず、図13を用いて、この装置は、図示のように、X線照射および検出を行うスキャナガントリ部202と、このスキャナガントリ部202で検出された計測データから投影データを作成する投影データ形成装置207と、作成された投影データをCT画像信号に処理する画像処理装置208、並びに、CT画像を出力する表示装置205とを備えている。

【0035】

すなわち、このスキャナガントリ部202は、回転円盤209と、この回転円盤209に搭載されたX線管201と、このX線管201に取り付けられてX線束の方向を制御するためのコリメータ210と、そして、やはり上記回転円盤209に搭載されたX線検出器204とを備えている。なお、このX線検出器204は、検出素子を被検体の体軸方向に複数列並べることにより、同時に複数位置の投影データが取得可能なマルチスライス検出器である。また、この回転円盤209は回転駆動装置11によって回転されており、この回転駆動装置211は測定制御装置212によって制御されている。

20

【0036】

また、上記X線管201から発生するX線強度は、測定制御装置212によって制御されており、この測定制御装置212はコンピュータ213によって操作・制御されている。さらに、上記の投影データ形成装置207は、患者の心電波形を取得するために心電計206に接続されている。

30

【0037】

以上にその概略構成を説明した本発明になるX線CT装置では、患者テーブルに患者を寝かせた状態で、X線管201からX線が照射される。このX線はコリメータ210により指向性を得てX線検出器204によって検出されるが、その際、上記の回転円盤209を患者の周りに回転させることにより、X線を照射する方向を変えながら（スキャンしながら）、X線検出器204を用いてX線を検出する。この検出された計測データは、投影データ形成装置207に転送され、ここでは心電計206により計測される患者の心電情報（上記図2やそれに関する記載を参照）と、測定制御装置212から得られる撮影条件から、上記一の実施の形態により説明した方法によって、モーションアーチファクトの少ない投影データを形成する。また、このようにして得られた投影データは、さらに、画像処理装置208によってCT画像に再構成され、表示装置205上に3次元の動画画像として出力される。

40

【0038】

次に、図14を用いて、スキャン周期と心周期とが完全に同期する1例を説明する。なお、この図14(A)には、X線CT装置の投影データ形成装置207における分割投影データ収集のタイミングが示されている。また、図14(B)には、上記図14(A)に示す「180度+ファン角 240度」の期間における分割投影データ収集タイミングの拡大図が示されている。

【0039】

50

この図14(A)の横軸は時間(t)であり、また、その縦軸は患者テーブル(図13における符号3を参照)の直線移動方向(Z軸)の位置である。また、この横軸下方には心電計206からのECG信号を図示し、時間方向(t)での心拍動の位置を示している。なお、この時の撮影条件は、螺旋ピッチ1、4列の検出器とし、スキャン周期と心周期の比が6:7の場合を想定した。ここで螺旋ピッチはZ軸方向の検出素子配列ピッチに対する比として定義される。

【0040】

この図14(A)の縦軸には、4本の斜め線が螺旋スキャンを行った場合の回転中心における4個の検出素子の軌跡を示している。また、検出素子の中心軌跡上の太線は、上記の実施の形態でも説明した、心時相の等しい分割投影データを示しており、ここでは、それぞれ10の分割投影データをa1, a2, a3, a4とした。また、ここでは、分割投影データの収集方法が理解しやすいように、第1スキャン目に収集後の投影データを示し、図14(B)の下方の4つに区切られた方形は、収集後の投影データの拡大図であり、区切られたそれぞれの部分は収集された各々の分割投影データを示し、かつ、図中には、それぞれの分割投影データの検出器データ、スキャン開始からのスキャン数、そして、投影角範囲を明示している。

【0041】

このようにスキャン周期と心周期の比が6:7の場合、第1列検出器の第1スキャン投影角0~60度の分割投影データa1、第2列検出器の第2スキャン投影角60~120度の分割投影データa2、第3列検出器の第3スキャン投影角120~180度の分割投影データa3、そして、第4列検出器の第4スキャン投影角180~240度の分割投影データa4は、それぞれがECG信号において同範囲の分割投影データであって、同じデータ幅を持った4個の分割投影データから画像再構成に必要となる180度にX線源のファン角を加えた投影角度(約240度)分の投影データの収集に成功していることが明らかであろう。

【0042】

以上のアルゴリズムを用いて収集した投影データを画像再構成することにより、時間分解能がスキャンタイムの6分の1、且つモーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることが可能である。なお、上記図14の撮影条件では、本来、モーションアーチファクトが少ない投影データを形成することが可能であるので、この撮影条件を、ここでは理想30の条件とする。

【0043】

しかし、上記図14で説明した投影データ収集法を適用できる条件は、スキャン周期と心周期の比が6:7の場合に限られており、この比とは異なる条件下で上記図14の投影データ収集法を適用した場合、心時相の等しい分割投影データを収集することができず、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることは不可能である。

【0044】

上記の問題点に対する対策として、例えば、スキャンタイムを機械的に変更して、理想的な条件に近づけることも可能であるが、しかしながら、機械的変更により微調整できるスキャンタイムの範囲には限界があり、そのため、心時相の等しい分割投影データを収集することはできず、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることは不可能である。

【0045】

そこで、本発明では、分割投影データの分割数および分割投影データ幅を患者の心周期によって調整することによって、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得る投影データ収集法を提案するものであり、その詳細について、以下に図15を用いて説明する。

【0046】

この図15に示される内容は、上記図14と同様である。但し、撮影条件は螺旋ピッチ1、4列検出器とし、スキャン周期と心周期の比が36:43の場合を想定している。この

10

20

30

40

50

比は、上記に説明した理想の条件と比べて、X線源が10度移動するのに要する時間だけスキャンタイムよりも心周期が長い場合の比である。また、収集する分割投影データをそれぞれb1, b2, b3, b4とした。

【0047】

スキャン周期と心周期の比が36:43の場合、第1列検出器の第1スキャン投影角0~70度の分割投影データb1、第2列検出器の第2スキャン投影角70~140度の分割投影データb2、第3列検出器の第3スキャン投影角140~210度の分割投影データb3、そして、第4列検出器の第4スキャン投影角210~240度の分割投影データb4とを組み合わせ、画像再構成に必要となる180度にX線源のファン角を加えた投影角度(約240度)分の投影データを収集している(図15(B)の拡大図参照)。

10

【0048】

この図15の分割投影データ収集法は、上記図14の場合と比べて、分割投影データb1、b2、b3のデータ幅をそれぞれ10度ずつ増加させ、一方、b4のデータ幅をb1、b2、b3のデータ幅の増加角度の合計である30度だけ減少させ、30度としたのが特徴である。またb2、b3、b4の分割投影データ開始角度をそれぞれ、10度、20度、30度ずつ増加させ、これにより、b1、b2、b3、b4はそれぞれ心時相の等しい分割投影データとなっている(図15(A)最下段のECG信号(心拍信号)を参照)。

【0049】

この図15に示すように、分割投影データのデータ幅を調整する分割投影データ収集法を用いて収集した投影データを画像再構成することによれば、時間分解能がスキャンタイムの36分の7、且つ、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることが可能となる。

20

【0050】

このように、上記図15では、スキャンタイムと心周期の比が36:43の場合(理想の条件と比べて、X線源が10度移動するのに要する時間だけスキャンタイムよりも心周期が長い場合の比)の分割投影データ収集法を示したが、さらにスキャンタイムと心周期の差が大きい場合でも、同様に、収集する分割投影データの数を変更することによって、心時相の等しい投影データを収集することが可能である。

【0051】

図16には、スキャンタイムと心周期の比が18:23の場合(理想の条件と比べて、X線源が20度移動するのに要する時間だけスキャンタイムよりも心周期が長い場合の比)の分割投影データ収集法を示した。なお、ここでは、説明の重複を避けるため、拡大図のみを図示し、分割投影データをそれぞれc1、c2、c3とした。そして、これら分割投影データc1、c2、c3のデータ幅をそれぞれ20度ずつ増加させ、収集する分割投影データを3個に減少させることによって、やはり上記と同様に、モーションアーチファクトが少ない投影データを得ることが可能となる。

30

【0052】

この図16の分割投影データのデータ幅を調整する分割投影データ収集法を用いて収集した投影データを画像再構成することにより、時間分解能がスキャンタイムの9分の2、且つ、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることが可能である。

40

【0053】

また、以上に述べた図14~図16で説明した以外のスキャン周期と心周期の比の場合でも、上記と同様に、患者の心周期に合わせて分割投影データの幅と分割投影データ数を調整し、心時相の等しい分割投影データを収集することによって、モーションアーチファクトの少ない投影データを形成することが可能である。

【0054】

しかし、あまりに理想の条件(即ち、スキャン周期と心周期の比が6:7)から外れた条件の場合、本発明を利用すると、得られる分割投影データ数が少なくなり、且つ、分割投影データ幅も大きくなり、得られる再構成画像のモーションアーチファクトは多くなる。そのため、よりモーションアーチファクトが少ない再構成画像を得るためには、測定時の

50

スキャンタイムを予め理想の条件に近くなるように設定しておき、本発明を利用することが望ましい。

【0055】

また、分割投影データ収集を行うと、分割投影データの境界部分では心時相が急激に変化するため、心臓断層像を作成した際にモーションアーチファクトが発生する。この現象を解決するには、それぞれの分割投影データのデータ幅を広めに設定し、それぞれの分割投影データの境界付近のデータに重み付け処理を行い、隣り合う分割投影データの境界部分を足し合わせて重ねあわせるなどの手段が考えられる。

【0056】

また、不整脈など患者の心拍動が不規則になった場合でも、心電計から得られる心拍動の情報（即ち、上記のECG信号）を用いて分割投影データのデータ幅、収集してくるデータ数を調整することにより、本発明を利用することが可能である。

【0057】

続いて、上記のようにして得られた投影データ作成後の画像再構成方法について、図17, 18, 19, 20を用いて説明する。すなわち、任意のスライス位置の心臓断層像を得るには、作成した投影データに幾つかの処理を施す必要がある。まず、図17には、心臓断層を得るまでの処理の流れを示した。前述の様に患者の心拍数、撮影条件から分割投影データの分割数、データ幅を求め（step 11）、分割投影データを収集することによって投影データを作成する（step 12）。なお、上記に説明した図14, 15, 16においては、一つの投影データの収集方法についての例を示したが、しかしながら実際には、スライス位置の異なる複数の投影データの収集も可能である。そこで、この複数の投影データの作成について、以下に、図18を用いて説明する。

【0058】

まず、図18には、上記図14で示した理想の条件における投影データの作成方法例を示した。4列の検出器のデータからスライス範囲の異なる3個の投影データを作成している。得られる投影データをR1, R2, R3とし、収集してきた分割投影データそれぞれについて、用いた検出器データ、スキャン開始からのスキャン数、投影角範囲を示した。また、第1スキャンを基準として、それ以前のスキャンをマイナスで示している。この3個の投影データからあるスライス位置における心臓断層像を得るための2種類の方法を説明する。

【0059】

1つ目の方法について、上記図17と共に図19を用いて説明する。この図19の縦軸はスライス方向位置を示しており、点線で示されたスライス位置の心臓断層像を求めることとする。そのため、まず、3個の投影データR1, R2, R3それぞれに対してZ軸方向の重み付け処理を行い（上記図17のstep 13）、これにより、あるスライス位置の投影データを作成する。次に、処理後の投影データR1', R2', R3'のそれぞれに対して画像再構成を行い（step 14）、スライス位置の異なる3個の心臓断層像を得る。そして、最終的に得られた3個の心臓断層像img1, img2, img3から、内挿、または外挿の補間処理（Z軸方向補間処理）を用いて（step 15）、任意のスライス位置の心臓断層像imgを得ることができる。

【0060】

次に、2つ目の方法について、図20を用いて説明する。この方法では作成した3個の投影データR1, R2, R3から、内挿、または外挿を用いたスライス方向の補間を行い、任意のスライス位置の投影データR'を得る（Z軸方向補間処理）ものである（上記図17のstep 16）。その次に、投影データR'に対して画像再構成を行う（step 17）ことにより、任意のスライス位置の心臓断層像imgを得ることができる。

【0061】

更に、図21を用いて、操作者が指示した任意の心時相における、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する手法について説明する。この図21は、上記図14と同様の条件における、各心時相の分割投影データの収集方法を示しており、すなわち、撮

10

20

30

40

50

影条件は螺旋ピッチ1、4列検出器とし、スキャン周期と心周期の比が6:7の場合を想定したものである。前述した通り、この理想の条件下では、心時相が等しく、データ幅の等しい4個の分割投影データを用いてモーションアーチファクトの少ない再構成画像を得ることが可能である。

【0062】

図において、最も上方には心電波形（ECG信号）を示し、その下方には、1心拍を7個の心時相に分割した場合のそれぞれの心時相を、AからGの英字で表した。その下方には、4個の検出器それぞれの投影データを帯状の方形で図示しており、1スキャンを分割投影データの投影角度幅で区切り、各分割投影データを投影角度の小さい順番に1から6の数字で表している。また、分割投影データ収集方法が分かり易いように、第2列検出器の投影データは第2スキャンから、第3列検出器の投影データは第3スキャンから、第4列検出器の投影データは第4スキャンから収集されている様子を図示している。また、この図からは、スキャン周期と心周期との比が6:7の条件下であるので、スキャンが進むに連れて、各検出器の分割投影データ1~6の心時相が1心時相ずれることが分かるであろう。また、図の最も下方には、分割投影データ収集後の投影データを図示した。例えば、Aの心時相の投影データを形成する場合、縦に直列に並ぶ4個の分割投影データ（二重線で囲まれた部分）を収集し、画像再構成に必要な投影データを得ることが可能である。また、同様にB、Gの心時相についても投影データ形成の例が図示されている。

10

【0063】

次に、任意の心時相の投影データを形成する一例として、心時相Aと心時相Bのちょうど中間の心時相をもった投影データを形成することを考える。この場合、まず、それぞれの検出器の投影データにおける分割投影データの先頭投影角度を、分割投影データの投影角度範囲の半分の角度（30度）だけX線源の進行方向へ移動させる。各々の検出器における先頭投影角度変更後の投影データを、変更前の投影データ列の下方に示し、各分割投影データを1.5、2.5、... 6.5とした。

20

【0064】

この場合にも、上記した心時相Aの投影データを形成した場合と同様に、分割投影データの先頭投影角度の移動後の分割投影データを収集することで、心時相Aと心時相Bの中間の心時相における投影データを形成することができる。収集後の投影データをこの図21下方に、心時相A~Bの投影データとして図示した。また、同様の収集方法で、心時相Bと心時相Cの中間の心時相の投影データなど、各心時相の中間の心時相の投影データを収集することが可能である。

30

【0065】

このように、分割投影データの先頭投影角度を移動させることにより、各心時相の中間の心時相の投影データを収集する方法を説明したが、これによれば、分割投影データの先頭投影角度の移動量を変更することにより、任意の心時相の投影データを形成することが可能であることがわかる。

【0066】

また、分割投影データの先頭投影角度の移動量が任意の投影角度だけ異なる投影データを複数作成し、それぞれを画像再構成することによって、任意の時間間隔の心時相における心臓断層像を複数枚作成することが可能であることもわかる。

40

【0067】

また、同様の方法で体軸方向（スライス方向）の異なる複数箇所の位置においても、任意の時間間隔の心時相における再構成画像を作成し、同じ心時相を持った再構成画像を体軸方向に集合することによって、任意の時間間隔の心時相における心臓全体の断層画像、即ち、三次元画像を作成することが可能であることもわかるであろう。

【0068】

また、上記のようにして得られた三次元画像を、心時相の順番に表示装置（図13の符号206を参照）上に表示することにより、途切れなくスムーズに拍動する心臓の三次元動画、即ち、四次元画像を得ることが可能であることがわかる。

50

【 0 0 6 9 】

【 発明の効果 】

以上に詳細に説明したように、本発明になる X 線 C T 装置によれば、特に螺旋スキャン時における投影データの不連続性を解消し、特に、これにより得られる心臓断層像は、心臓のモーションアーチファクトが少ない良好な断層画像を得ることが可能となる。

【 0 0 7 0 】

また、上記本発明になる X 線 C T 装置により得られる連続性の分割投影データを利用して、任意のスライス位置及び心時相の投影データを形成することが可能であり、これらを適宜組み合わせ、あるいは、集合することにより、任意の時間間隔の心時相における心臓全体の断層画像、その三次元画像、さらには、心臓の三次元動画などを、モーションアーチ

10

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施例の基本構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 心電波形の説明図である。

【 図 3 】 レトロスペクティブ E C G ゲートの説明図である。

【 図 4 】 レトロスペクティブ E C G ゲートの説明図である。

【 図 5 】 本発明の流れを示す図である。

【 図 6 】 複数列検出器におけるレトロスペクティブ E C G ゲートの説明図である。

【 図 7 】 複数列検出器におけるレトロスペクティブ E C G ゲートの説明図である。

【 図 8 】 補間方法の説明図である。

20

【 図 9 】 複数列検出器におけるレトロスペクティブ E C G ゲートの説明図である。

【 図 1 0 】 不連続投影データの説明図である。

【 図 1 1 】 不連続投影データの説明図である。

【 図 1 2 】 不連続領域の補間説明図である。

【 図 1 3 】 本発明の一実施の形態になるマルチスライス X 線 C T 装置の構成の概略を示す図である。

【 図 1 4 】 上記本発明の X 線 C T 装置における投影データ形成装置の分割投影データ収集の一例を示す図である。

【 図 1 5 】 上記本発明の X 線 C T 装置における投影データ形成装置の分割投影データ収集の他の一例を示す図である。

30

【 図 1 6 】 やはり、上記本発明の X 線 C T 装置における投影データ形成装置の分割投影データ収集のさらに他の一例を示す図である。

【 図 1 7 】 上記本発明の X 線 C T 装置における投影データ形成装置と画像処理装置が行う処理の流れを示す図である。

【 図 1 8 】 上記図 1 7 で示される処理の詳細を説明する図である。

【 図 1 9 】 やはり、上記図 1 7 で示される処理の詳細を説明する図である。

【 図 2 0 】 やはり、上記図 1 7 で示される処理の詳細を説明する図である。

【 図 2 1 】 本発明の X 線 C T 装置における投影データ形成装置での、任意の心時相をもった分割投影データ収集の一例を示す図である。

【 符号の説明 】

40

1 0 X 線 C T 装置

1 1 算出ユニット

1 2 被検体

1 3 処理装置

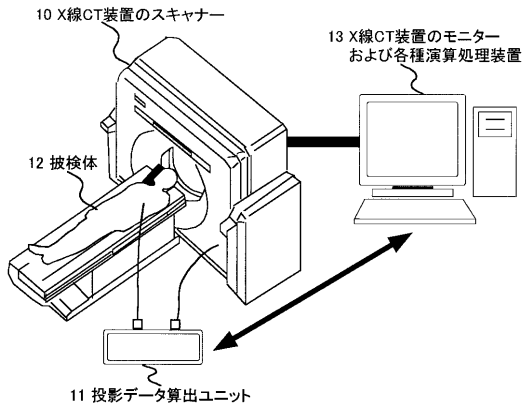
8 0 , 8 1 検出器の軌跡

2 0 2 スキャナガントリー部

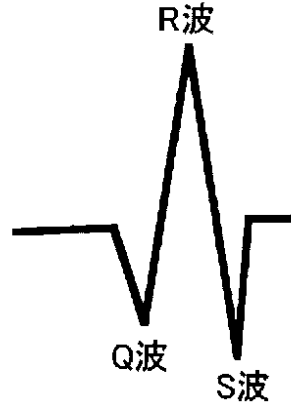
2 0 6 心電計

2 0 7 投影データ形成装置

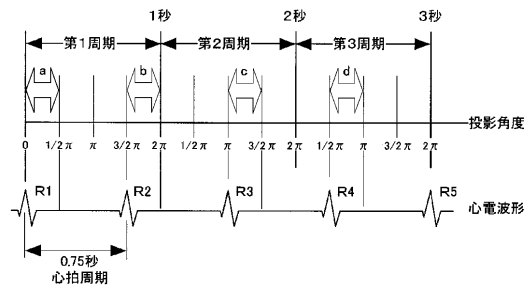
【 図 1 】



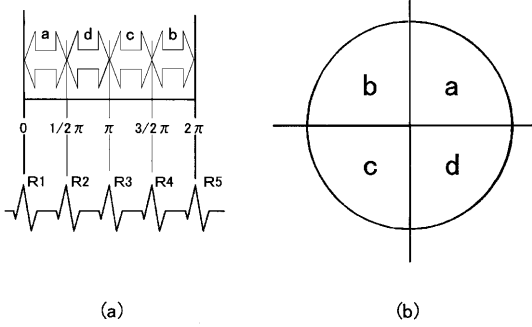
【 図 2 】



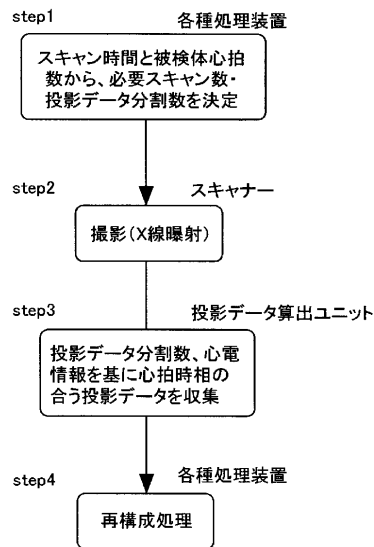
【 図 3 】



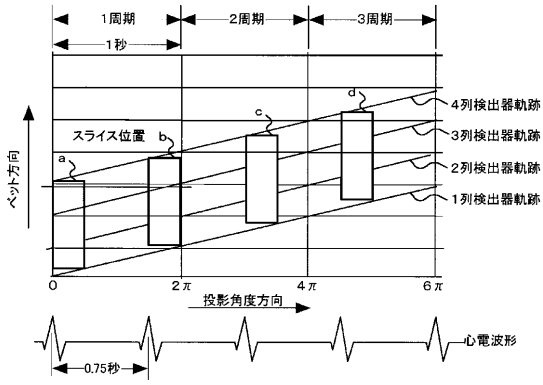
【 図 4 】



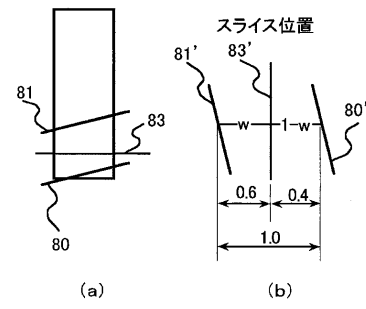
【 図 5 】



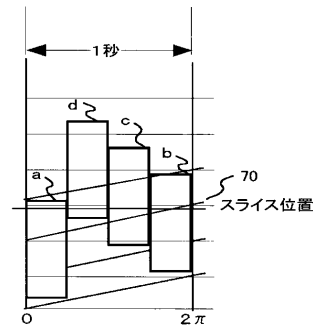
【 図 6 】



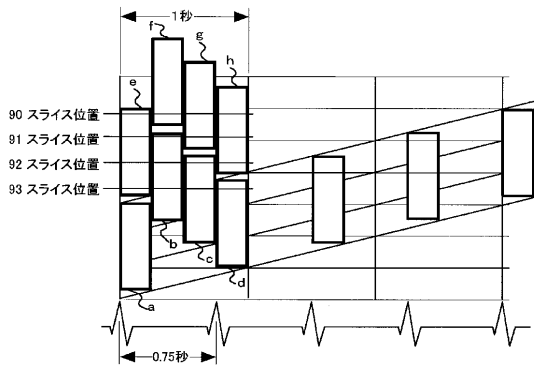
【 図 8 】



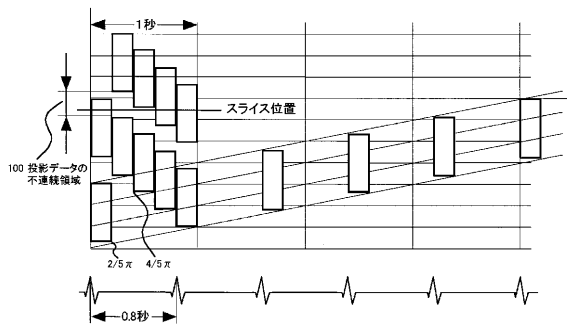
【 図 7 】



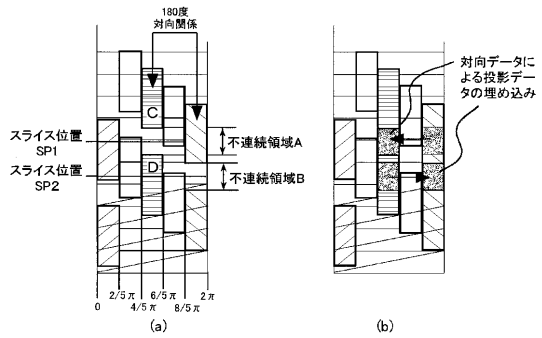
【 図 9 】



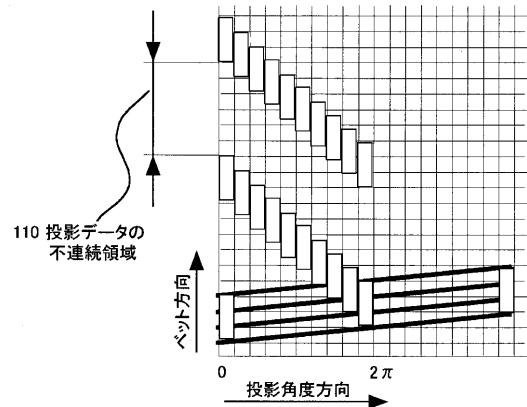
【 図 10 】



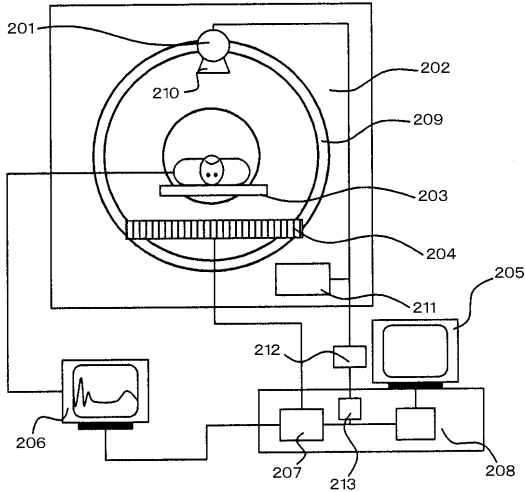
【 図 12 】



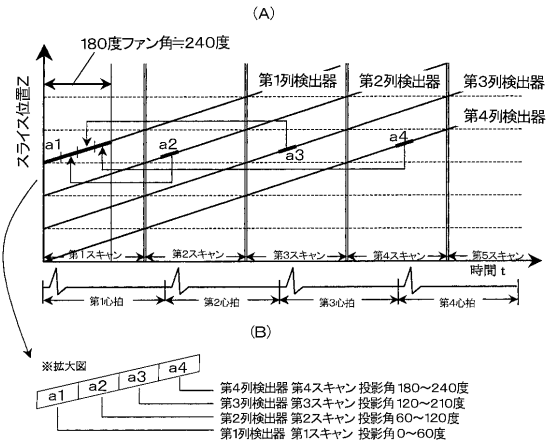
【 図 11 】



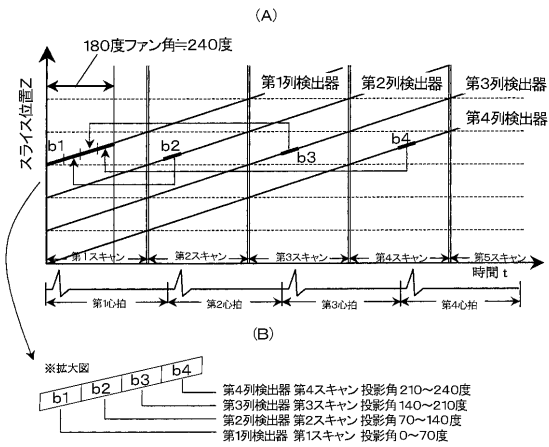
【 図 1 3 】



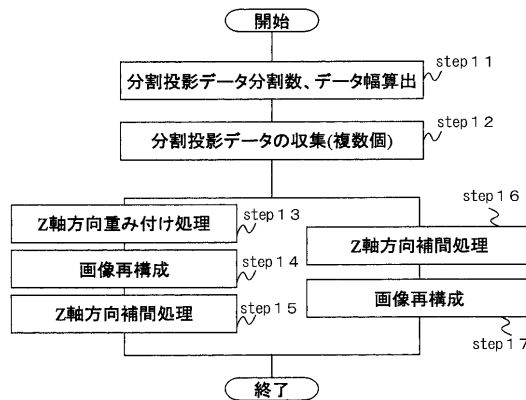
【 図 1 4 】



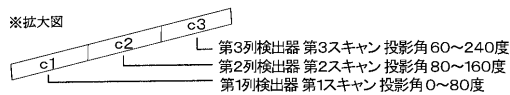
【 図 1 5 】



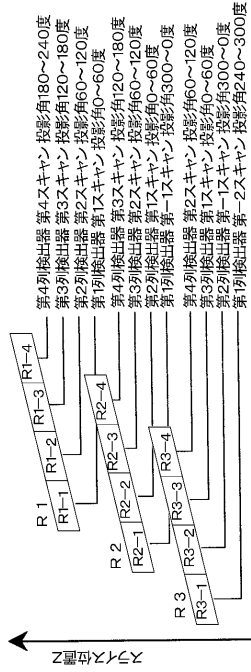
【 図 1 7 】



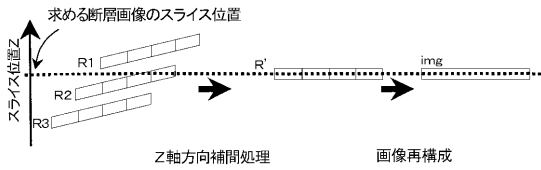
【 図 1 6 】



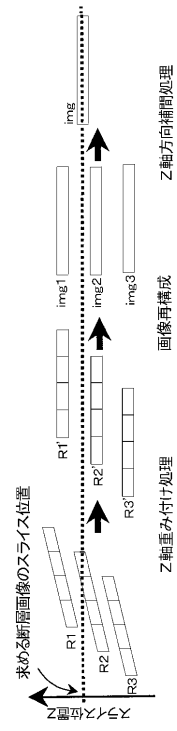
【 図 18 】



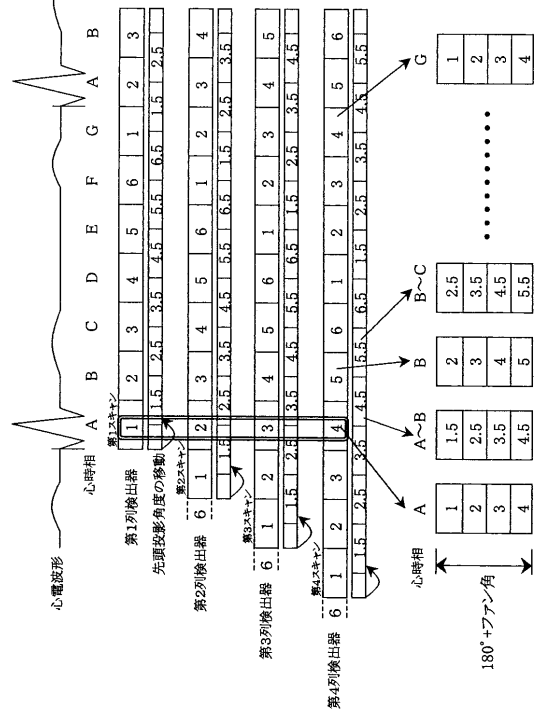
【 図 20 】



【 図 19 】



【 図 21 】



フロントページの続き

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2001-137232(JP,A)
特開2000-107174(JP,A)
特開2000-023969(JP,A)
特開2002-325758(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14