

(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2004-356  
(P2004-356A)

(43) 公開日 平成16年1月8日(2004.1.8)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup> <b>A 6 1 B 6/03</b>	F I A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q A 6 1 B 6/03 3 2 0 C A 6 1 B 6/03 3 2 1 P A 6 1 B 6/03 3 7 0 B	テーマコード (参考) 4 C 0 9 3
--	---	--------------------------

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2002-160940 (P2002-160940) 平成14年6月3日 (2002.6.3)	(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 (74) 代理人 100075753 弁理士 和泉 良彦 (74) 代理人 100081341 弁理士 小林 茂 (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 (72) 発明者 後藤 大雅 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

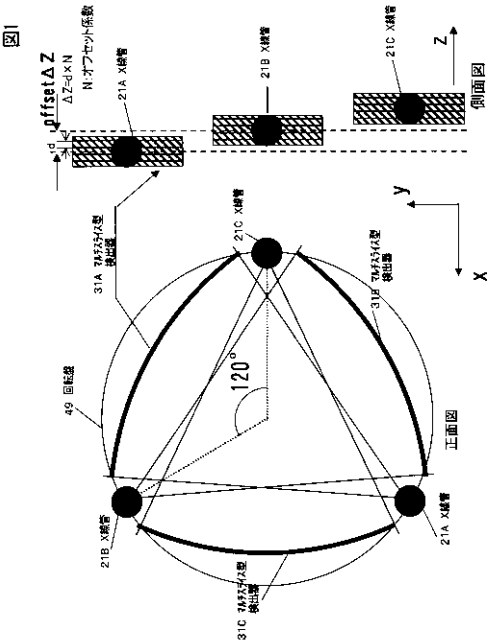
(54) 【発明の名称】 マルチスライスX線CT装置および方法

(57) 【要約】

【課題】高い時間分解能で、モーションアーチファクトが少なく、かつ、高い空間分解能で、高画質の断層撮影像を提供する。

【解決手段】スキャナ部12に設置した回転盤49に、3対のX線管21A～21Cとマルチスライス型検出器31A～31Cを、120°の回転位相差を持って搭載し、3対のセットを、被検体16の周回軸方向に、ずらし量(offset)Zを、マルチスライス型検出器31A～31Cの列(スライス)の厚さdおよび、オフセット係数Nに対して、 $Z = d \times N$ として設定する。また、3対のX線管21A～21Cにスライスコリメータ48A～48Cを配置し、さらに、被検体テーブル13上の被検体16に対して相対的に周回させることによって、被検体16の関心領域の三次元断層撮影像を作成する事ができる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光を含む透過性を有する放射線を照射可能な放射線源および、前記放射線を検出するために、対向位置に配置されたマルチスライス型検出器のセットを複数、配置し、被検体テーブル上の被検体を、周回軸に対して相対的に平行移動させ、または、静止させ、前記複数の放射線源にスライスコリメータを配置することを特徴とするマルチスライス X 線 CT 装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置において、回転盤に X 線管と前記マルチスライス型検出器を 3 対搭載し、前記 3 対の前記 X 線管と前記マルチスライス型検出器は 120° の回転位相差を有し、撮影幾何学系の相対位置関係を保持したまま、同時に回転可能とすることを特徴とするマルチスライス X 線 CT 装置。 10

## 【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置において、心電計を具備し、前記心電計によって得られた前記被検体の心拍数と、測定時に設定されたスキャン周期と、測定時に用いられる前記マルチスライス型検出器の列数から、任意の投影角度範囲の前記投影データを算出し、心時相の等しい分割投影データを収集する前処理部を具備し、任意のスライス位置の心臓断層像を作成する画像処理装置を具備し、任意の時間間隔の前記心時相における、前記心臓断層像を複数作成し、任意の時間間隔の前記心時相における心臓全体の三次元断層撮影像を作成し、得られた前記心時相の順番に、四次元断層撮影像を得ることを特徴とするマルチスライス X 線 CT 装置。 20

## 【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載のマルチスライス X 線 CT 装置を使用したマルチスライス X 線 CT 方法において、前記マルチスライス型検出器の周回軸方向のスライス数の調整および、前記複数の放射線源と、前記複数のマルチスライス型検出器を周回軸方向に調整することを特徴とするマルチスライス X 線 CT 方法。

## 【請求項 5】

請求項 4 に記載のマルチスライス X 線 CT 方法において、前記複数の X 線管と前記複数のマルチスライス型検出器の計測パラメータの設定と、周回軸方向にずらす手順と、らせん走査撮影と、高分解能生成処理と、重み付けらせん補正処理と、フィルタ補正逆投影処理の手順を具備することを特徴とするマルチスライス X 線 CT 方法。 30

## 【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載のマルチスライス X 線 CT 方法において、幅の異なる X 線ビームを配置した三次元断層撮影装置は、撮影により得られた投影データから、前記マルチスライス型検出器の異なる複数の厚さの列の投影データを得ることを特徴とするマルチスライス X 線 CT 方法。

## 【請求項 7】

請求項 3 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置を使用したマルチスライス X 線 CT 方法において、前記前処理部は、前記被検体の前記心拍数と、前記マルチスライス X 線 CT 装置のスキャン周期と、前記マルチスライス型検出器の列数から、前記心時相の等しい前記分割投影データを複数、収集する手順を具備することを特徴とするマルチスライス X 線 CT 方法。 40

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の断層像画像を取得する X 線 CT (Computed Tomography) 装置に関するものである。

## 【0002】

## 【従来の技術】

X 線 CT 装置が開発されて以来、近年まで検査時間の短縮が一貫して試みられてきた。 50

## 1. 従来の X 線 CT 装置

図 26 に X 線 CT 装置の構成図を示す。X 線 CT 装置は、システム全体を統括制御するホストコンピュータ 11、X 線管、検出器および、回転盤を搭載した回転走査機構を有するスキャナ 12 および、X 線管の電源である高電圧発生装置 15 を有する。また、被検体 16 の位置決め時および、らせん走査時に被検体 16 を搬送するための、被検体テーブル 13、前処理、再構成処理をはじめとした各種画像処理を実施する画像処理装置 14 および、被検体 16 の断層像を表示する表示装置 17 を有する。

### 【0003】

単一列の検出器を用いた単一列検出器型 X 線コンピュータ断層撮影装置（第 3 世代方式）では、X 線を被検体に照射する前に、スライスコリメータにより任意幅にコリメート（制限）することで、断層撮影像のスライス厚を決定する。 10

### 【0004】

また、1 スライス画像の撮影時間（時間分解能）は、機械走査式でも 1 秒を切り、0.5 ~ 0.8 秒程度のいわゆるサブセコンドスキャナが実現されている。この撮影時間は、特に心臓などの動きの速い臓器の検査にとっては、できるだけ短いほうが望ましく、一般的には 0.1 秒以下が要求されている。

### 【0005】

そして、時間分解能に関しては、電子ビーム走査型 X 線 CT 装置が、唯一、最短で 0.05 秒を実現している。市販されている電子ビーム走査型 X 線 CT 装置は、X 線の発生源となる円弧状の固定ターゲット（金属板）を備え、偏向コイルによって電子ビームを走査することで、高速なスキャンを可能としている。ターゲットに対向する位置には同様に、円弧状の検出器が固定して配置され、これらのターゲットおよび、マルチスライス型検出器は、X 線 CT 装置による撮影に最低限必要な、 $180^{\circ}$  + ファンビーム角度分で走査可能になっている。 20

## 2. 従来のマルチスライス X 線 CT 装置

一方、周回軸方向に複数の検出器列を配置した多列検出器型 X 線コンピュータ断層撮影装置（MDCT: Multi Detector CT）では、検出器の周回軸方向の素子幅によってスライス厚は決定される。

### 【0006】

MDCT において生成される周回軸分解能、および空間分解能を向上させるための 1 つの方法としては、検出器の周回軸方向、およびチャンネル方向の素子サイズを小さくする方法がある。しかし、素子サイズを小さくするためには、相応の加工精度が必要であり、1 mm 程度が限界である。 30

### 【0007】

これまでに、MDCT において生成される断層撮影像の、空間分解能を向上させるために、検出器をチャンネル方向に、1/4 チャンネルだけシフトさせ、対向データとのビームの経路をずらし、サンプリング密度を 2 倍にする、クウォーター・オフセット（オフセットが 1/4）といった技術が一般化されている。

### 【0008】

そして、広範囲のスライス撮影においては、被検体テーブルを移動しながら撮影する、らせん走査型 X 線 CT 装置の出現によって、大幅な検査時間の短縮がなされた。さらには、一度に複数スライス位置の投影データを計測できるマルチスライス型の、らせん走査 X 線 CT 装置によって、薄いスライスでの検査時間が短縮され、周回軸方向とスライス断面内の分解能がほぼ等しい「等方分解能」が、実用的なレベルに近づいてきた。 40

### 【0009】

また、マルチスライス X 線 CT 装置における同時計測のスライス数（X 線照射による被検体の断層数）は、今後増加し、周回軸方向の分解能も完全な「等方分解能」を実現する方向に向かっている。

### 【0010】

さらに、機械走査式の X 線 CT 装置で更なる高速化を実現する手段として、複数の X 線管 50

(多管球)を利用するものがある。中でも、3つのX線管を用いた3管球方式X線CT装置は、第3世代方式の発明(特開昭54-152489号公報参照)、第4世代方式の発明(特開平02-241439号公報参照)などが出願されている。また、各X線管のヘリカル(らせん)軌跡が同一となるように走査し、ヘリカルダイナミックスキャンや複数撮影条件での走査を実施する等の方式がある(特開平06-038957号公報参照)。

### 3. 心電図同期X線CT装置

それ以外にも、心電図と同期することで、実効的な時間分解能を向上させる試みもなされている。これは、断層像の作成がマルチスライス化された事で実現したもので、らせんスキャン時に、同一のスライス位置の同一の心拍周期(心時相)例えば、心臓の拡張期を、各検出器列で複数回計測することで、理論上の時間分解能を数分の一にすることができる。理論上の時間分解能は、4列のマルチスライスでは、最高でハーフスキャンの4分の1まで可能で、再構成に必要なビュー範囲(ハーフスキャンの場合で $180^\circ$  + ファン角)を4セグメントに分割し、それぞれのセグメントを異なる列で計測できるように、被検体テーブルの移動および、スキャン時間などの条件を設定する。

10

#### 【0011】

一般に心臓のCT検査では、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)を低減するため、スキャンデータに心電波形を付加して投影データを収集し、複数のスキャンデータから、画像再構成に必要な投影角度分の、同一心時相の投影データを収集することによって、画像の再構成を行う。また、被検体の心拍数によって、スキャン周期および、被検体テーブルの移動量を調整し、さらに、スキャナーの回転周期と心拍周期との同期を図ることによって、効率的に投影データ収集が行われる。

20

#### 【0012】

そして、心臓の拍動の様子を観察するため、1心拍を幾つかの心時相に分割し、分割された心時相が等しい分割投影データを、組合わせることによって得られた投影データを画像再構成し、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断層撮影像を、心時相の順番に、連続的に表示するという手段がとられる。

#### 【0013】

現在のスキャンスピードが約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、心時相が同じで、かつ、投影角度が異なる投影データを1スキャン分、計測する。そして、この計測データを用いて、画像の再構成を行っており、一般的には心電図ゲート機能あるいは、ECG( ECG: E l e c t r o C a r d i o G r a p h )トリガー、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、心時相が同一の投影データを組合わせて、画像を再構成する方法も提案されている。この方法は、一般的にはECGゲート撮影と呼ばれている。

30

#### 【0014】

図27に、心電図ゲート機能によるゲートスキャンを、らせんスキャン(スキャン中に被検体テーブルが動く)に適用した場合を示す。図27に示すように、縦軸は周回軸方向の距離、横軸は投影角度を示している。また、図27の検出器列1~4列の軌跡は、スキャン周期は1秒、心拍周期は0.75秒の場合を示す。

40

#### 【0015】

そして、検出器列1~4の軌跡は、各検出器列1~4の中心部分を示す。また、らせんスキャンピッチとしては、1回のスキャンが終了すると、被検体テーブル13が、1台の検出器分の移動するピッチを1として使用する。すなわち、第3スキャンが終了したときの、列1の検出器の位置が、第1スキャン(投影角度はゼロの時)の列4の検出器と同じ位置になる。

#### 【0016】

図27では、被検体テーブルが固定され、X線管や検出器が動くと仮定して(実際にはX線管や検出器が動かず、被検体テーブルが移動する)説明しているため、検出器の軌跡は、傾きを待った直線として表現できる。また、心時相が同じ投影データを収集すると、図

50

27に示す範囲A1～A4で示す領域が該当する。

【0017】

図27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、角度(1/2)分の、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27の場合、4列の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持つことになり、これを図27では長方形で示している。すなわち、投影データが長方形内であれば、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。

10

【0018】

図28に、投影データを1スキャン分で描く方法を示す。図28に示すように、図27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する。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28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、らせんスキャンを行なっているため、収集した投影データは、周回軸方向にずれているからである。例えば、図28で示すスライス位置66での投影データは、いずれの投影角度であっても、a～dで示す長方形内に含まれているため、算出が可能となる。

【0019】

20

図29に、図28に示した投影データを抜き出す方法を示す。図29に示すように、説明のため、図28における、角度～(3/2)の部分の投影データを抜きだしている。この場合、3列および4列の検出器より、所望するスライス位置66の投影データを算出している。すなわち、図29(a)は3列目の検出器の投影軌跡90と4列目の検出器の投影軌跡91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66を算出したものである。

【0020】

また、図29(b)は、スライス位置66を算出する例を示すもので、検出器の投影軌跡90と91の間を、例えば、1.0に設置し、スライス位置66と投影軌跡90との間の重みを、例えばw=0.6、スライス位置66と投影軌跡91との間の重みを、例えばw=0.4に設定して、スライス位置66における投影データを算出する方法を示したものである。図28のスライス位置66における投影データは、このようにして算出したものである。

30

【0021】

補間の方法は、図29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。

【0022】

図30に、従来のX線CT装置と、ECGゲートスキャンの組合わせを示す。図30に示すように、縦軸は周回軸方向の距離、横軸は投影角度および、時間を示している。また、横軸下方にECG信号を図示し、回転角度方向の心拍動の位置を示した。撮影条件は、らせんピッチが1、検出器列を4列とし、スキャン周期が0.6secで、心拍周期が0.7secの場合を想定した。ここで、らせんピッチは、周回軸Z方向の検出器素子の配列ピッチに対する比として定義する。

40

【0023】

そして、図30(a)の長方形は、らせんスキャンを行った場合の、回転中心における検出器列1～4の投影データを示しており、心時相が等しい投影データを示している。また、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(周期)目に収集後の投影データを示す。

【0024】

次に、図30(b)の4つに区切られた長方形は、収集後の投影データの拡大図であり、

50

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 1 ~ 4 を示し、それぞれの分割投影データの検出器データと、スキャン開始からのスキャン数および、投影角度の範囲を表している。このように、スキャン数が異なり、心時相が等しい投影データを収集し（図 30 の場合は、ハーフ再構成を行っているので  $180^\circ + \text{ファンビーム角度分}$ 、約  $240^\circ$  の投影データを収集している）、画像再構成を行っている。

#### 【0025】

$180^\circ$  再構成法では、任意のスライス位置の再構成画像を得るために、約  $2/3$  スキャン分（ $180^\circ + \text{ファン角度}$ ）の投影データが必要となる。

#### 【0026】

図 30 では、 $180^\circ$  再構成に必要な、回転角度、約  $240^\circ$  における投影データを、スライス 4 列の検出器それぞれから得られる分割投影データを連結して作成する。すなわち、1 列の検出器あたりの、分割投影データの投影角度は、 $(240^\circ / 360^\circ) \times (1 \text{ 列} / 4 \text{ 列})$  スキャンで回転する角度となる。従って、図 30 の条件では、スキャン周期の  $1/6$  の時間分解能を得ている。

#### 【0027】

また、計測と心拍を同期させるために、スキャン周期、分割投影データ幅および、分割投影データ数を調整する（特願 2001-366017 号、〔0045~0056〕参照）。また、スキャン周期が  $S [\text{sec}]$ 、検出器の列数が  $L$  列で撮影する場合の時間分解能は、 $S \times (2/3) \times (1/L)$  の式で算出する。

#### 【0028】

#### 【発明が解決しようとする課題】

##### 1. 従来の X 線 CT 装置

しかしながら、機械走査式では、回転陽極型 X 線管の耐振動性能を考慮すると、1 回転の回転時間は、0.3 ~ 0.4 秒程度が限界と考えられている。また、最大許容負荷は、X 線管の管電流 500 mA 程度が限界と考えられ、0.3 秒スキャンの場合、X 線管の管電流は、 $0.3 \times 500 = 150 \text{ mA s}$  となり、X 線の線量が十分取れないなどの問題がある。この回転陽極型 X 線管の X 線 CT 装置では最大の管電流は 700 mA まで流せるが、それでも 0.1 秒スキャンの撮影時には、管電流は 70 mA s と、線量不足の問題は依然として残り、腹部などの X 線の減衰が大きい部位の撮影においては、X 線のゆらぎに起因するノイズが多く画質的に劣っているため、電子ビーム走査型 X 線 CT 装置は心臓専用の高速 X 線 CT 装置として扱われている。

##### 2. 従来のマルチスライス X 線 CT 装置

また、列数を増加させ、周回軸方向に検出器面積を広げることは、コーン角（周回軸方向の X 線ビーム広がり角度）が広がることによる画質低下が生じるので、3 次元再構成アルゴリズム（Practical Cone-Beam algorithm: L. A. Feldkamp et al., J. Opt. Soc. Am. Vol. 1 No. 6 p 612-619 (June 1984) 参照）を採用することが必要となり、演算時間が大幅に増加する。また、検出器の面積を広げることは、検出器の部品であるフォトダイオードを、大量に使用することによる、歩留まり低下などの課題があり、価格の増大につながる。

#### 【0029】

また、素子サイズを小さくするためには、素子を分割するセパレータが必要となる。そして、このセパレータの使用により入射線量が低下し、照射 X 線の使用効率低下を引き起こす。また、線量不足によるノイズが増加し、断層像の画質が低下する。

#### 【0030】

さらに、クォーター・オフセットを用いることで、クォーター・オフセット無しの場合より薄いスライス厚の画像を得ることができる。しかし、使用する投影データの分解能は検出器素子サイズに依存しており、得られるスライス厚はわずかに薄い程度である。また、クォーター・オフセットは対向データを用いて高分解能化するために、対向データを使用しないハーフ再構成（ $180^\circ$  位相分の投影データでの再構成）などでは効果を得

10

20

30

40

50

ることはできない。また、らせん走査撮影を行った場合には、対向位置が周回軸に移動するために効果は低減する。同様に、周回軸分解能に対してクウォーター・オフセットと同等の効果をもたらすために、らせんピッチを調整する手法も提案されているが、クウォーター・オフセットと同様な問題を有している。

### 3. 心電図同期 X 線 CT 装置

また、心電図同期 X 線 CT 装置では、検出器の列数が増加すれば、さらに分解能は高められるが、異なる心拍周期の投影データを用いることになるため、心拍の変動などを考慮すると、心臓断層撮影像の画質が低下する。さらに、被検体 16 の心拍数が高い場合および、心拍数が変動する場合は、検出器のセグメント（チャンネル）数を減らすことになり、十分な分解能が得られず画質は低下する。また、被検体の X 線被曝量の減少させるには、時間分解能を向上させるほうが望ましい。そして、実用上の問題点としては、心拍数に応じて被検体テーブルの移動および、スキャン時間などの条件の変更が必要となる。

#### 【0031】

また、これまでの技術では 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。

#### 【0032】

現状では、スキャン周期を微調整することによって、心拍周期と同期を図る手段が採られているが、機械的な要素から微調整できるスキャン周期の範囲には限界がある。

#### 【0033】

以上、説明したように、本発明で解決しようとする課題は、多管球 MDCCT において、X 線の使用効率を低下させることなく、高速で、高密度、高分解能な投影データを取得するマルチスライス X 線 CT 装置および方法を提供することを目的とする。

#### 【0034】

また、広いコーン角（周回軸方向の X 線ビーム広がり角度）による計測を行わずに、らせんスキャンの時間分解能を向上することで、高画質化を達成する。そして、心臓の拍動によるモーションアーチファクトの少ない心臓の四次元断層像を得るマルチスライス X 線 CT 装置および方法を提供することを目的とする。

#### 【0035】

#### 【課題を解決するための手段】

前記の目的を実現するために、本発明においては、特許請求の範囲に記載するように構成している。すなわち、本発明は、請求項 1 に記載のように、

光を含む透過性を有する放射線を照射可能な放射線源および、前記放射線を検出するために、対向位置に配置されたマルチスライス型検出器のセットを複数、配置し、被検体テーブル上の被検体を、周回軸に対して相対的に平行移動させ、または、静止させ、前記複数の放射線源にスライスコリメータを配置することを特徴とするマルチスライス X 線 CT 装置を構成する。

#### 【0036】

また、本発明は、請求項 2 に記載のように、請求項 1 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置において、回転盤に X 線管と前記マルチスライス型検出器を 3 対搭載し、前記 3 対の前記 X 線管と前記マルチスライス型検出器は 120° の回転位相差を有し、撮影幾何学系の相対位置関係を保持したまま、同時に回転可能とすることを特徴とするマルチスライス X 線 CT 装置を構成する。

#### 【0037】

また、本発明は、請求項 3 に記載のように、請求項 1 または 2 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置において、心電計を具備し、前記心電計によって得られた前記被検体の心拍数と、測定時に設定されたスキャン周期と、測定時に用いられる前記マルチスライス型検出器の列数から、任意の投影角度範囲の前記投影データを算出し、心時相の等しい分割投影データを収集する前処理部を具備し、任意のスライス位置の心臓断層像を作成する画像処理装置を具備し、任意の時間間隔の前記心時相における、前記心臓断層像を複数作成し、任意の時間間隔の前記心時相における心臓全

10

20

30

40

50

体の三次元断層撮影像を作成し、得られた前記心時相の順番に、四次元断層撮影像を得ることを特徴とするマルチスライスX線CT装置を構成する。

【0038】

また、本発明は、請求項4に記載のように、

請求項1～3のいずれかに記載のマルチスライスX線CT装置を使用したマルチスライスX線CT方法において、前記マルチスライス型検出器の周回軸方向のスライス数の調整および、前記複数の放射線源と、前記複数のマルチスライス型検出器を周回軸方向に調整することを特徴とするマルチスライスX線CT方法を構成する。

【0039】

また、本発明は、請求項5に記載のように、

請求項4に記載のマルチスライスX線CT方法において、前記複数のX線管と前記複数のマルチスライス型検出器の計測パラメータの設定と、周回軸方向にずらす手順と、らせん走査撮影と、高分解能生成処理と、重み付けらせん補正処理と、フィルタ補正逆投影処理の手順を具備することを特徴とするマルチスライスX線CT方法を構成する。

10

【0040】

また、本発明は、請求項6に記載のように、

請求項4または5に記載のマルチスライスX線CT方法において、幅の異なるX線ビームを配置した三次元断層撮影装置は、撮影により得られた投影データから、前記マルチスライス型検出器の異なる複数の厚さの列の投影データを得ることを特徴とするマルチスライスX線CT方法を構成する。

20

【0041】

また、本発明は、請求項7に記載のように、

請求項3に記載のマルチスライスX線CT装置を使用したマルチスライスX線CT方法において、前記前処理部は、前記被検体の前記心拍数と、前記マルチスライスX線CT装置のスキャン周期と、前記マルチスライス型検出器の列数から、前記心時相の等しい前記分割投影データを複数、収集する手順を具備することを特徴とするマルチスライスX線CT方法を構成する。

【0042】

【発明の実施の形態】

図1は、本実施の形態のマルチスライスX線CT装置の3対のX線管21A、21B、21Cとマルチスライス型検出器（二次元マルチスライス型検出器）31A、31B、31Cの構成（3管球方式）を示す図である。図1の正面図に示すように、スキャナ部12に設置した回転盤49に、3対のX線管21A～21Cとマルチスライス型検出器31A～31Cを120°の回転位相差を持って搭載する。

30

【0043】

そして、3対のセットは、X線管21A～21Cとマルチスライス型検出器31A～31C間の距離および、X線管21A～21Cと回転中心間の距離などの、撮影幾何学系（ジオメトリ）の相対位置関係を保持したまま、同時に回転させる。

【0044】

また、被検体テーブル13に被検体16を寝かせた状態で、X線管21AからX線を照射する。このX線は、スライスコリメータ48Aにより指向性を得て、マルチスライス型検出器31Aによって検出されるが、この時、回転盤49を被検体16の周囲に回転させることにより、X線を照射する角度を変えながら、マルチスライス型検出器31Aを用いて、被検体16のX線透過データを検出する。

40

【0045】

そして、1台のX線管21Aに流せる管電流は、X線の発生源となるターゲットの大きさ（焦点サイズ）や回転陽極の回転数などで決まる。従って、一般的にターゲット径を大きくすると軸受けの寿命や、回転ぶれなどの点から回転数を上げにくくなり、最大の管電流は限られてくる。

【0046】

50



しかし、本実施の形態の３管球方式のマルチスライスＸ線ＣＴ装置では、３台のＸ線管２１Ａ～２１ＣによるＸ線が、相互に干渉しないので、同時にＸ線を曝射できる。従って、例えば２ＭＨＵ（メガヒートユニット）程度の小型のＸ線管２１Ａを搭載し、３台のＸ線管２１Ａ～２１Ｃのそれぞれに、例えば管電流３５０ｍＡを流すことが可能となり、管電流１０００ｍＡ以上の照射線量を容易に得ることができる。

#### 【００４７】

また、図１の側面図に示すように、本実施の形態の１つの特徴として、３対のＸ線管２１Ａ～２１Ｃとマルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃを被検体１６の周回軸Ｚ方向にずらして配置することを可能にした。そして、周回軸Ｚ方向のずらし量（offset）Ｚは、マルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃの列（スライス）の厚さｄに対して、オフセット係数をＮとすると、 $Z = d \times N$ で表せる。 10

#### 【００４８】

この図１の構成により、３対のＸ線管２１Ａ～２１Ｃとマルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃのセットを、各々に周回軸方向にシフトさせ、さらに、被検体テーブル上の被検体に対して相対的に周回させることによって、被検体１６の関心領域の三次元断層撮影像を作成する事ができる。

#### 【００４９】

また、図２は、Ｘ線管２１Ａ～２１Ｃとマルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃおよび、スライスコリメータ４８Ａ～４８Ｃの構成を示す図である。図２（ａ）の平面図に示すように、それぞれのＸ線管２１Ａ～２１Ｃにはスライスコリメータ４８Ａ～４８Ｃを設置する。そして、図２（ｂ）の側面図に示すように、周回軸Ｚ方向の断面においては、例えば、Ｘ線管２１Ｂとマルチスライス型検出器３１Ｂのような関係が得られる。すなわち、Ｘ線管２１Ｂから曝射されるＸ線は、スライスコリメータ４８Ｂによって、スライス方向（周回軸Ｚ方向）に制限されて、Ｘ線管２１Ｂに対向するマルチスライス型検出器３１Ｂに入射する。そして、マルチスライス型検出器３１Ｂは、複数の断面（マルチスライス）の投影データを計測する。 20

#### 【００５０】

そして、検出器の幅（列数Ｌ）が、らせんスキャン時の周回軸方向のずらし量Ｚと一致する場合は、図２（ｃ）に示すように、 $3 \times L$ 列分の範囲（図中では $L = 4$ ，１２列）を同時計測できる。さらに、この場合の各投影データは周回軸Ｚ方向のＸ線ビームの広がり角度（コーン角）が $\theta_1$ と小さく、小さいコーン角 $\theta_1$ の投影データのみで、大きなコーン角 $\theta_2$ と同等の投影データが形成できる。これにより、らせんスキャンの時間分解能を向上することで、高画質化が実現する。 30

#### 【００５１】

さらに、３対のＸ線管２１Ａ～２１Ｃとマルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃのセットを、周回軸に対して相対的に平行に移動させ、または、静止させる。そして、３対のＸ線管２１Ａ～２１Ｃから、被検体１６に対して、三次元的に広がりをもつ円錐状、または角錐状のＸ線を照射し（ファンビーム）、被検体１６の関心領域に応じて、周回軸方向の放射線照射視野を、スライスコリメータ４８Ａ～４８Ｃを用いて限定し、被検体１６を透過したＸ線を、二次元的に配列したマルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃを用いて検出し、マルチスライス型検出器３１Ａ～３１Ｃから検出された投影データから、被検体１６の関心領域の三次元断層撮影像を作成する、多管球式三次元断層撮影装置が実現する。 40

#### 【００５２】

図３は、本実施の形態のシステムブロックを示す図である。図３に示すように、マルチスライスＸ線ＣＴ装置のシステムは、ホストコンピュータ１１、スキャナ１２、被検体テーブル１３および、画像処理装置１４を有する。

#### 【００５３】

そして、ホストコンピュータ１１に含まれるデータ入力部４１によって、オペレータが選択した撮影条件に従い、中央制御部４２は、計測制御部５１、被検体テーブル制御部６１、画像再構成部６４に指示を出す。計測制御部５１は中央制御部４２から送られてきたＸ 50

線条件を、高電圧発生器 5 2 に指示し、X 線管 2 1 A による X 線の曝射タイミングや計測回路 5 3 の計測開始指示、コリメータ制御部 5 4、回転制御部 5 5 への指示を行う。

【0054】

また、図 3 に示すように、X 線管 2 1 A ~ 2 1 C、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C および、計測回路 5 3 A ~ 5 3 C は、3 対で構成し、計測回路 5 3 A ~ 5 3 C の出力を、データ送信部 7 0 に送信する。そして、データ送信部 7 0 からの送信データは、データ受信部 7 4 に送信して、前処理部 7 6 および、画像再構成部 6 4 によって、被検体 1 6 の断層像を求める。そして、得られた断層像は、中央制御部 4 2 で処理し、画像表示部 4 3 に表示して、診断に使用する。また、処理結果はメモリ 4 4 に記録する。

【0055】

一方、X 線管 2 1 A の管電圧は、管電圧モニタ 5 6 により計測し、計測結果を、高電圧発生器 5 2 にフィードバックして、X 線管 2 1 A による X 線の線量を制御する。また、各駆動部は各制御部によって制御され、コリメータ駆動部 5 7 はコリメータ制御部 5 4 により制御され、回転駆動部 5 8 は回転制御部 5 5、被検体テーブル駆動部 5 9 は被検体テーブル制御部 6 1 によってそれぞれ制御される。

【0056】

図 4 は、本実施の形態の高電圧発生器 5 2 を含むシステム構成を示す図である。図 4 に示すように、被検体テーブル 1 3 上の被検体 1 6 を、周回軸方向に移動させる。そして、各 X 線管 2 1 A ~ 2 1 C には同一の高電圧発生器 5 2 から電力を供給する。また、本出願人が示したように（特願 2 0 0 1 - 2 8 0 4 8 9 号参照）、インバータ部 8 3、コンバータ部 8 4 および、冷却器 4 6 A ~ 4 6 C を分離することで、最適な重量バランスを実現し、回転盤 4 9 の負担が軽減できる。

【0057】

別の手段として、回転体の重量を低減するために、高電圧タンク 4 5 のみを搭載し、インバータ部 8 3 は静止系に配置してもよい。マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C に接続する計測回路 5 3（図 3）を一体化または、小型化することで省スペース化が達成できる。

【0058】

また、3 台のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C では、同時に被検体 1 6 の投影データを計測する。ビュー数は 3 の倍数が望ましいため、本実施の形態では 9 0 0 ビュー / 回転とした。1 台のマルチスライス型検出器あたりのデータレートは 0 . 6 秒回転では 1 5 0 0 ビュー / 秒となる。静止系へのデータ転送レートは同時に 3 つのデータセットが計測されるため、4 5 0 0 ビュー / 秒となる。1 0 2 4 チャンネル、1 6 スライス、1 6 ビット / データとすると、データ転送レートは約 1 . 1 G b p s となる。

【0059】

次に、図 5 は、本実施の形態の X 線管とマルチスライス型検出器の計測系を示す図である。図 5（a）に示すように、3 台のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C と計測回路 5 3 A ~ 5 3 C によって、計測した 3 つのデータセットは、データ送信部 7 0 で束ねられ、1 つのシリアルデータとして伝送路 7 2 に流される。

データ受信部 7 4 ではシリアルデータから各 3 対に対応する投影データごとに分離し、前処理部 7 6 に転送する。前処理部 7 6 ではオフセット、エアーキャリブレーション、ログ変換などを施す。エアーキャリブレーションは、各 X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C の組み合わせごとに実施する必要がある。画像再構成部 6 4 では、公知のマルチスライスらせん再構成アルゴリズムを用いて、所望スライスの断層像を計算する。そして、被検体 1 6 の断層像を画像表示部 4 3 に表示し、診断に使用する。

【0060】

もちろん、図 5（b）に示すように、3 台のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C と計測回路 5 3 A ~ 5 3 C のデータ送信を、3 つの独立したデータ送信器 7 1 A ~ 7 1 C と伝送路 7 3 A ~ 7 3 C を設け、別々にデータ受信器 7 5 A ~ 7 5 C で受信してもよい。その場合は別々に必要なビュー数分の画像再構成の処理を、別々の前処理部 7 7 A ~ 7 7 C お

10

20

30

40

50

よび、画像再構成部 65A ~ 65C で実施してから、画像合成部 79 によって画像加算してもよい。得られた画像は画像表示部 43 に表示され、診断に使用する。

#### 【0061】

次に、本実施の形態のマルチスライス X 線 CT 装置における撮影方法について説明する。

##### (1) ダイナミックスキャン

ダイナミックスキャンは同一断面を連続的に撮影して、典型的には造影剤の流れなどの動態観察を実現する撮影方法であり、高い時間分解能が要求される。本実施の形態の場合は、3 対の X 線管 21A ~ 21C とマルチスライス型検出器 31A ~ 31C を回転盤 49 に取り付けるときに、周回軸方向にずらして設置する。この、ずらし量 (offset) Z は、図 1 に示したように、マルチスライス型検出器 31A ~ 31C の列 (スライス) の厚さ d と、オフセット係数 N の積で設定する。

10

#### 【0062】

図 6 は、オフセット係数  $N = 0 \sim 3$  の例について示す図である。図 6 に示すように、オフセット係数  $N = 0$  の場合は、マルチスライス型検出器 31A ~ 31C のスライス 1 ~ 8 の 8 スライスが、すべて高い時間分解能で撮影可能となる。ただし、撮影範囲は、マルチスライス型検出器 31 が 1 台の場合と同じ範囲の撮影になる。

#### 【0063】

次に、オフセット係数  $N = 1$  とすると、中央のスライス 3 ~ 8 は、3 台のマルチスライス型検出器 31A ~ 31C での計測となり、6 スライス分、高い時間分解能の画像が得られる。そして、2 スライス分だけ広範囲の撮影 (10 スライス分) が可能となる。また、オフセット係数  $N = 1$  の場合は、オフセット係数  $N = 0$  の場合と比較して、両端のスライス 1 および 10 の列では 1 台のマルチスライス型検出器 31A の計測、さらにその内側のスライス 1 および 10 の列では、2 台のマルチスライス型検出器 31A および、31B の計測となるため、中央の 6 スライス分と比較して、時間分解能は低下する。ただし、撮影範囲は、スライス 1 ~ 10 に拡張する。

20

#### 【0064】

同様に、図 6 に示すように、オフセット係数  $N = 2$  の場合は 4 スライスのみ、オフセット係数  $N = 3$  の場合は 2 スライスのみ高い時間分解能となるが、それぞれの撮影範囲は、12 スライスおよび、14 スライスとなり、広範囲の撮影が可能となる。従って、ずらし量 (offset) Z は、ダイナミック撮影したい範囲、あるいは高い時間分解能を得たい範囲に応じて選択する。

30

#### 【0065】

別の例では、3 対の X 線管 21A ~ 21C とマルチスライス型検出器 31A ~ 31C を 1 スライスの 1/3 ずつ、ずらして、周回軸方向の分解能を向上させたダイナミックスキャンも可能である。

##### (2) らせんスキャン

図 7 ~ 図 12、図 13 ~ 図 15 および、図 16 ~ 図 18 は、本実施の形態のマルチスライス X 線 CT 装置における、らせんスキャンの特徴を示す図である。

#### 【0066】

図 7 は、本実施の形態のマルチスライス X 線 CT 装置の高速撮影に好適な例を示す図である。図 7 は、縦軸がビュー (回転方向のサンプリング数) で、横軸は、周回軸方向の距離とした場合のマルチスライス型検出器 31A ~ 31C の、らせんスキャンの計測軌跡を示す。また、計測軌跡図の下部は、マルチスライス型検出器 31A ~ 31C の位置関係を示したもので、周回軸方向のスライス数 (マルチスライス型検出器 31A ~ 31C の列数に一致する断層数) M は、この実施の形態では  $M = 4$  である。

40

#### 【0067】

まず、マルチスライス型検出器 31A の計測軌跡 1a は、ビューが回転角度  $0^\circ$  から始まり、その数はスライス (断層数) の数 4 本である。また、他のマルチスライス型検出器 31B、31C の計測軌跡 1b、1c は、各、回転角度  $120^\circ$  および、 $240^\circ$  から始まる。

50

## 【 0 0 6 8 】

さらに、各計測軌跡 1 a、1 b および 1 c は、画像再構成に必要となる角度 1 8 0 ° に X 線管 2 1 A のファン角 ( 約 6 0 ° ) を加えた投影角度分 2 4 0 ° のスキャンで、断層像が得られるので、計測軌跡 1 a のスライス 4 が、0 ° から 2 4 0 ° まで回転した時に、マルチスライス型検出器 3 1 A の回転が 2 周目に入る。

## 【 0 0 6 9 】

図 7 に示す条件では、らせんピッチ ( 計測軌跡 1 周分の断層数 ) P は次式で求められる。

## 【 0 0 7 0 】

$$P = 3 \times ( N + M ) \quad ( 1 )$$

ここで

M : マルチスライス型検出器の周回軸方向のスライス数

N : ずらし量 ( O f f s e t ) Z のオフセット係数

そして、1 周目の周回軸方向のピッチ P は、図 7 に示すように、 $P = 1 2$  であり、式 ( 1 ) の計算値 ( $N = 0$ 、 $M = 4$ 、 $P = 1 2$ ) と一致する。従って、1 台の X 線管 2 1 A および、アレイ ( 列 ) 数が 4 列のマルチスライス型検出器 3 1 A の場合に得られるピッチは、 $P = 4$  であるから、本実施の形態の図 7 で得られるピッチ  $P = 1 2$  は、3 倍のピッチ数となる。従って、被検体テーブル 1 3 の移動速度を、1 管球式 4 列 M D C T と比較した速度比とすると、被検体テーブル 1 3 は、周回軸方向に 3 倍の移動速度で計測が可能となる。この結果、本実施の形態では、高速のマルチスライス X 線 C T 装置が実現する。

## 【 0 0 7 1 】

また、従来の 1 台の X 線管 2 1 A および、アレイ ( 列 ) 数が 4 列のマルチスライス型検出器 3 1 A で、図 7 と同様にピッチ  $P = 1 2$  を得ようとすれば、列数が 1 2 のマルチスライス型検出器 3 1 A が必要となる。列数を図 7 の 3 倍にすることは、図 2 で説明したように、3 倍のコーン角で計測することになる。すなわち、図 7 で示した実施の形態では、狭いコーン角で計測が可能となり、周回軸方向の空間分解能を低下することなく、高速のマルチスライス X 線 C T 装置が実現する。

## 【 0 0 7 2 】

次に、図 8 は、本実施の形態のマルチスライス X 線 C T 装置の高速撮影に好適な他の例を示す図である。図 8 は、式 ( 1 ) において、ずらし量 ( O f f s e t ) Z のオフセット係数  $N = 1$ 、マルチスライス型検出器 3 1 A の周回軸方向のスライス数  $M = 4$  の場合を示す。ここで、図 7 の場合と同様に、ピッチ P の状況を見ると、軌跡 2 a のスライス 4 が、0 ° から 2 4 0 ° まで回転した時に、マルチスライス型検出器 3 1 A の回転が 2 周目に入る。

## 【 0 0 7 3 】

ここで、ファンビームと平行ビームを説明する。図 9 は、ファンビームと平行ビームの関係を示す図である。図 9 に示すように、マルチスライス X 線 C T 装置では、X 線管 2 0 のターゲット ( 微小な焦点 ) から円錐状、又は角錐状に X 線は照射されるため、X 線管 2 0 の周回軸方向から観察すると X 線ビームは図 9 ( a ) のようなファン状 ( 扇状 ) のビームとみなすことができる。この周回軸方向から見てファン状の X 線ビームは、周回しながら 3 6 0 ° にわたり撮影される。このとき、周回軸方向から見て同一ベクトル方向に照射される X 線ビーム ( S 1 ~ S 2 ) を集めると、図 9 ( b ) に示すように仮想的に平行ビームを作成することができる。この処理を一般的には「並べ替え処理 ( r e b i n n i n g ) 」とよぶ。

## 【 0 0 7 4 】

画像再構成は一般には 3 6 0 ° 位相分の投影データで行われるが、向かい合う投影データ ( 対向データ ) との冗長性を利用して 1 8 0 ° 位相分の投影データで再構成する手法がある。これをハーフ再構成とよぶ。平行ビームでは、各位相の投影データが、回転軸を中心とした、対向位相にある平行ビームと一致することから、ちょうど 1 8 0 ° 位相分の平行ビームの投影データすべてにおいて、1 周期分の投影データとして再構成可能である。これに対し、ファンビームでは、図 9 ( a ) に示すように、S 1 から S 2 まで

10

20

30

40

50

の位相 ( $180^\circ + \text{ファン角}$ ) の X 線ビームが必要であり、この位相データ内 (ファンビーム投影データ群) には、周回軸方向からみて冗長な X 線ビームデータを含む。

#### 【0075】

このため、このファンビームデータ群のうち冗長度が一定となるように X 線ビームを選択するか、重み付け処理等により正規化を行う必要がある。

#### 【0076】

そこで、図 10 に、ファンビーム、及びパラレルビームのデータ位置を示す。図 10 に示すよう、ファンビーム、及びパラレルビームは、サイノグラム (投影データを横軸がチャンネル方向、縦軸が位相方向で表した図) においては、図 10 に示すようなデータ位置に表される。このことから、パラレルビームを用いたハーフスキャンでは図 10 (b) のようなデータ範囲を使用し、ファンビームのハーフスキャンでは図 10 (a) のようなデータ範囲を使用する。

10

#### 【0077】

このパラレルビームを用いたハーフスキャンによって、図 8 では、列が 7 ~ 9 番目の投影データを対向データとして、使用することにより、1 周目の周回軸方向のピッチ  $P$  は、図 8 に示すように、 $P = 15$  であり、式 (1) の計算値 ( $N = 1$ 、 $M = 4$ 、 $P = 15$ ) と一致する。従って、1 台の X 線管 21A とマルチスライス型検出器 31A の場合に得られるピッチ  $P = 4$  および、オフセット係数  $N = 0$  の場合のピッチ  $P = 12$  と比較すると、さらに、本実施の形態では、高速のマルチスライス X 線 CT 装置が実現する。

#### 【0078】

また、図 11 に、オフセット係数  $N = 2$  の場合を示す。図 11 に示すように、オフセット係数  $N = 2$  の場合では、ピッチ  $P = 18$  が得られ、高速のマルチスライス X 線 CT 装置が実現する。

20

#### 【0079】

以上、オフセット係数  $N$  と、ピッチ  $P$  が、図 7 は、( $N = 0$ 、 $P = 12$ )、図 8 は、( $N = 1$ 、 $P = 15$ )、図 11 は、( $N = 2$ 、 $P = 18$ ) の例であるが、いずれも 1 台の検出器 30 および、X 線管 20 で得られる最大ピッチ  $P = 8$  を上回る性能が、達成できることを示している。

#### 【0080】

そして、図 12 に、オフセット係数  $N = 4$  の場合を示す。図 12 に示すように、オフセット係数  $N = 4$  の場合で最大ピッチ  $P = 24$  まで可能となり、実効的に列数が 3 倍になったのと同等の性能である。これにより、マルチスライス型検出器 31A ~ 31C の小型化、低価格化が実現する。

30

#### 【0081】

図 13 ~ 図 15 は、周回軸方向の密度を向上させたい場合に好適な例を示す図である。

#### 【0082】

図 13 は、マルチスライス X 線 CT 装置による、高密度撮影の一例を示す。図 13 に示すように、3 台のマルチスライス型検出器 31A ~ 31C を、列方向に  $N = 1/3$  列ずらしで、配置することにより、投影軌跡 1 ~ 3 は、周回軸方向に、ずれた投影データが得られる。この結果、周回軸方向のデータサンプリングの密度は、1 台のマルチスライス型検出器の場合の 3 倍となり、高密度で、高画質の断層像撮影が可能となる。

40

#### 【0083】

また、らせんピッチ  $P$  は次式で求められる。

#### 【0084】

$$P = 3 \times N + 1 \quad (2)$$

ここで

$N$ : ずらし量 (offset)  $Z$  のオフセット係数

そして、図 14 は、3 台のマルチスライス型検出器 31A ~ 31C を、オフセット係数  $N = 1$  で配置する図を示す。図 14 に示すように、この場合、式 (2) から、ピッチ  $P = 4$  となり、高密度で、高画質の断層像撮影が可能となる。

50

## 【 0 0 8 5 】

さらに、図 1 5 は、3 台のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C を、オフセット係数  $N = 2$  で配置する図を示す。図 1 5 に示すように、この場合、式 ( 2 ) から、ピッチ  $P = 7$  となり、さらに、高密度で、高画質のマルチスライス X 線 CT 装置が実現する。

## 【 0 0 8 6 】

ここで、周回軸方向のサンプリング密度を、1 管球式に対する比とすると、図 1 3 ~ 図 1 5 いずれの場合においても、周回軸方向のサンプリング密度は、1 管球式に対して、3 倍となり精度が向上する。

## 【 0 0 8 7 】

図 1 6 ~ 図 1 7 は、時間分解能を向上させたい場合に好適な例を示す図である。

10

## 【 0 0 8 8 】

図 1 6 は、3 台のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C を、周回軸方向に位置を合わせて配置した場合を示す図である。図 1 6 に示すように、3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C の、オフセット係数  $N = 1$  で、らせんピッチ  $P = 3$  の時の計測図であり、各 3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C は、 $120^\circ$  間隔で周回方向に配置する。この計測では、各 3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C の軌跡が完全に一致する。

## 【 0 0 8 9 】

この各マルチスライス型検出器の軌跡が、完全に一致する時のらせんピッチ  $P$  は、次式で求まる。

20

## 【 0 0 9 0 】

$$P = 3 \times N \quad (3)$$

ここで

$N$  : ずらし量 ( o f f s e t )     $Z$  のオフセット係数

この図 1 6 に示す実施の形態を、従来の 1 管球 4 列検出器 CT と比較すると、X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C が 3 対で 3 倍である。また、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C のアレイが、1 周目と 2 周目で重なるアレイは 1 列あるので 2 倍、さらに、対向データの補間で 2 倍である。以上、合計すると、時間分解能をスキャナ 1 回転当たりの速度に対する比で表すと、従来と比較して、12 倍に向上する。

## 【 0 0 9 1 】

30

同様に、図 1 7 は、周回軸  $Z$  方向のずらし量 ( o f f s e t )     $Z$  のオフセット係数  $N = 2$  とした場合を示す図である。この条件を式 ( 3 ) で計算すると、らせんピッチ  $P$  が 6 の時に各マルチスライス型検出器の軌跡が一致する。そして、図 1 7 に示すように、図 1 6 のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C のアレイが、1 周目と 2 周目で重なるアレイは 3 列あるので 4 倍であり、他の条件は同一となるので、時間分解能は、従来と比較して、24 倍に向上する。

## 【 0 0 9 2 】

また、図 9 および図 1 0 に示した、対向データの補間を考慮すると、図 1 6 および、図 1 7 では、すべての列で、らせん軌跡が一致するので、時間分解能は向上する。

## 【 0 0 9 3 】

40

図 1 8 は、3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C による撮影動作の一例を示す図である。図 1 8 に示すように、撮影範囲 1、2 および、3 の投影データを 3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C で同時に計測する。図 1 8 に示す撮影範囲 1 ~ 3 では、3 台のマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C によって得た、計測値の対向データ 1 ~ 3 で投影データを得ることができる。図 1 8 の方法によれば、例えば、被検体 1 6 の頸部を撮影範囲 1、脳内部組織を撮影範囲 2 および、脳血管を撮影範囲 3 で同時に計測することで、有効な断層像の撮影が可能となる。

## 【 0 0 9 4 】

以上、説明した 3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C による撮影動作について、図 3 を使って説明する。まず、操作者は、データ入力部 4 1 によ

50

って、診断および、観察の目的に応じて撮影条件を選択する。そして、本実施の形態では、データ入力部 4 1 は、前述の特長（高速、高分解能）を生かし、高速撮影モード、周回軸方向分解能優先モードおよび、時間分解能優先モードの 3 つの撮影モードを備えた。さらに、データ入力部 4 1 は、撮影範囲および、X 線管 2 1 とマルチスライス型検出器 3 1 のセットのジオメトリ（撮影幾何学系）といった、計測に関する計測パラメータをホストコンピュータ 1 1 より入力する。

#### 【0095】

そして、ホストコンピュータ 1 1 は、データ入力部 4 1 によって選択された条件に従い、オフセット制御部 6 3、被検体テーブル制御部 6 1 および、計測制御部 5 1 にパラメータをセットする。オフセット制御部 6 3 の指示によるスキャナ 1 2 の回転に先立つオフセット調整動作など、各ユニットの撮影準備が整った後、撮影可能である旨をホストコンピュータ 1 1 に伝える。撮影の開始指示がなされると、指示された X 線条件に従って、3 台の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C からほぼ同時に X 線が曝射される。1 周（ $360^\circ$ ）分の走査が、角度  $120^\circ$  のスキャナ 1 2 の回転のみで可能となるため、実効的なスキャン時間（時間分解能）が  $1/3$  となり、時間分解能は向上する。

10

#### 【0096】

また、3 対の撮影幾何学系を周回軸方向に移動可能な機構を備えたことで、撮影範囲と時間分解能を撮影部位によって適切に選択可能となり、操作者の関心領域の迅速な診断などが可能となる。

#### 【0097】

従って、図 2 に示した、回転盤 4 9 の回転速度を 0.6 秒に設定すると、本実施の形態に於いて、スキャン時間は、0.2 秒となり、高速のマルチスライス X 線 CT 装置が実現する。また、0.2 秒スキャンはダイナミックスキャンおよび、らせんスキャンによらず実現できる。

20

#### 【0098】

そして、図 1 9 は、X 線管が 6 台の場合の実施の形態を示す図である。図 1 9 に示すように、回転盤 4 9 に設置の X 線管 2 1 A ~ 2 1 F および、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 F を、回転位相差を  $60^\circ$  に設定した場合、回転角度が  $60^\circ$  の回転のみで  $360^\circ$  分の操作が可能となるため、高速のらせんスキャンが実現できる。

#### 【0099】

また、回転角度が  $120^\circ$  の間隔のセット（各 3 対）が、2 グループで構成してある。第 1 グループは、3 対の X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C で構成し、第 2 グループは、3 対の X 線管 2 1 D ~ 2 1 F とマルチスライス型検出器 3 1 D ~ 3 1 F で構成する。従って、第 1 グループと第 2 グループは、周回軸方向に位置をずらして設置し、X 線管 2 1 A ~ 2 1 F から放射される X 線が、相互に干渉しないことが、条件となる。

30

#### 【0100】

また、次に、以上の実施の形態のデータ処理について詳細に述べる。

#### 【0101】

図 2 0 は、マルチスライス X 線 CT 装置の処理フローを示す図である。図 2 0 に示すように、ここでは、同一軌跡により計測を行い、これを基に高分解能画像を生成する方法を説明する。そして、図 2 0 に示すように、計測パラメータの設定（ステップ 1）、らせん走査撮影（ステップ 3）、重み付けらせん補正処理（ステップ 5）および、フィルタ補正逆投影処理（ステップ 6）は、従来の断層像作成方法を示す。本実施の形態では、X 線管 2 0 とマルチスライス型検出器 3 0 のセットを、周回軸方向にずらす（オフセット）手順（ステップ 2）および、高分解能生成処理（ステップ 4）を付加する。

40

#### 【0102】

高分解能データを生成するにあたり、被検体テーブル 1 3 の移動速度および、各 X 線管 2 1 A ~ 2 1 C の管電流、更には各 X 線管 2 1 A ~ 2 1 C とマルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C のセットの、ジオメトリ（X 線管 2 1 A ~ 2 1 C - マルチスライス型検出器 3 1

50

A ~ 3 1 C 間距離、X 線管 2 1 A ~ 2 1 C - 回転中心間距離) といった計測に関する計測パラメータを、データ入力部 4 1 からホストコンピュータ 1 1 に入力する (ステップ 1)。

【0 1 0 3】

さらに、入力する計測パラメータとしては、被検体 1 6 の関心領域に応じて周回軸方向、ならびに X 線管 2 1 A ~ 2 1 C の回転方向に、X 線の照射視野をスライスコリメータ 4 8 A ~ 4 8 C を用いて限定する (ステップ 1)。

【0 1 0 4】

この図 2 0 に示す、マルチスライス X 線 CT 装置の処理フローのステップ 2 ~ 6 は、撮影範囲の大きさに対応して、各処理時間は増加する。そこで、計測パラメータの設定で規定する、被検体 1 6 の関心領域の設定は、検査時間を短縮することになり、被検体 1 6 の負担を軽減することができる。

10

【0 1 0 5】

入力された計測パラメータを基に、各 X 線管 2 1 A ~ 2 1 C が同一軌跡を計測するように、スキャナに搭載された各 X 線管 2 1 A ~ 2 1 C および、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 C のセットを、周回軸方向にシフトし (ステップ 2)、らせん走査撮影を行う (ステップ 3)。

【0 1 0 6】

次に、撮影により得られた複数の投影データから、1 つの高分解能投影データを生成する高分解能の投影データ生成処理を行う (ステップ 4)。また、得られた高分解能投影データに対し、重み付けらせん補正処理を行い、補正投影データを生成する (ステップ 5)。そして、得られた補正投影データをフィルタ補正逆投影によって処理し、高分解能画像を作成する (ステップ 6)。

20

【0 1 0 7】

図 2 1 は、図 2 0 のステップ 4 に示した、高分解能生成処理の内容を説明する図である。図 2 1 に示すように、X 線管 2 1 A と 2 1 B および、マルチスライス型検出器 3 1 A と 3 1 B のセット毎に、異なるジオメトリで撮影を行った場合の例図である。図 2 1 では、各 X 線管 2 1 A と 2 1 B からの X 線ビームが、それぞれ異なる経路を通過するように、各 X 線管 2 1 A と 2 1 B の取付位置を調整する。

【0 1 0 8】

また、複数の多列マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 B が、周回軸方向に、等間隔に配置された場合において、マルチスライス型検出器 3 1 A ~ 3 1 B の投影データが、異なる複数の厚さの列の投影データを含む方法がある。この方法によれば、異なる複数の厚さの列の投影データから、計算により、計算前と比べて、より狭い厚さの列の投影データを、取得することができる。

30

【0 1 0 9】

これらのジオメトリの調整あるいは、異なる複数の厚さの列の場合には、得られる投影データの分解能自体は向上しないが、異なる X 線管 2 1 A ~ 2 1 C の投影データにおける、同位相の投影データ同士で、X 線ビームの経路が異なり、データサンプリングを高密度化しあうため、ハーフ再構成を用いた場合においても、高分解能化が実現できる。

40

【0 1 1 0】

図 2 1 において、一様なサイズのマルチスライス型検出器 3 1 A のアレイが 4 列により構成され、X 線管 2 1 B は、マルチスライス型検出器 3 1 B と等しいピッチ幅 P で、一様なサイズの素子が 3 列で構成する。この X 線管 2 1 A と、マルチスライス型検出器 3 1 A と 3 1 B によって、同一軌跡で計測することで、図 2 1 (j) に示すようなビーム経路で撮影することができる。この結果、図 2 1 (k) に示すように、マルチスライス型検出器 3 1 A と 3 1 B による計測は、スライス数が、7 列となり、高密度のマルチスライス X 線 CT 装置が実現する。

【0 1 1 1】

また、図 2 1 のマルチスライス型検出器 3 1 A と 3 1 B を、図 2 1 の上下方向、すなわち

50



、回転方向に、ずらして配置することにより、ピッチの細かい高密度のマルチスライスX線CT装置が実現する。

#### 【0112】

そして、図22は、図20のステップ4に示した、高分解能生成処理の一例を説明する図である。図22に示すように、X線管21Aで得られたNの幅のX線ビーム1とX線管21Bで得られたN/2の幅のX線ビーム2から、X線ビーム2とは異なるN/2の幅のX線ビーム3を算出する例である。この例では、X線ビーム2がマルチスライス型検出器31Bの片側半分に照射される。このように撮影されたX線ビームを考慮すると、X線ビーム3の投影データはX線ビーム1からX線ビーム2の投影データを差分することで、正確に算出できることは明らかである。

10

#### 【0113】

また、図23は、X線管21A～21Bおよび、マルチスライス型検出器31A～31Bのセット毎に、異なるサイズのアレイを配列した場合を示す例図である。図23に示すように、この場合には、マルチスライス型検出器31A～31B毎に、ピッチ幅が異なるアレイを持たせ、この違いを利用して投影データを高密度化する。

#### 【0114】

また、図23(b)は、同一経路で計測した場合の、両マルチスライス型検出器31Aおよび、31Bによるサンプリング位置(マルチスライス型検出器X線管31A:1～4列目が1～4、マルチスライス型検出器31B:1～5列目がA～E)を示している。図23(c)は、高分解能化の処理によって得られる、サンプリング位置(a～h)を示している。従って、図23(a)および、図23(b)から、aはAであり、bは1からAを引いた値として算出することができる。同様に、cはBからbを引いた値として算出することができる。

20

#### 【0115】

この場合、検出器から得られた投影データにノイズなどの誤差が含まれると、計算を進めるに伴い(反対側の端に近づくに伴い)ノイズなどの誤差の影響が蓄積する恐れがある。そのため、図23(d)に記載の式に示すように、1～4および、A～Eを用いたa～hの算出例によって、反対端からも同様の計算を行い、両者から得られた結果を平均化することで、誤差の影響を補正でき、良好な高分解能投影データを取得することができる。

30

#### 【0116】

従って、図23に示すように、幅の狭いX線ビームを端に配置することにより、片側の端から順次、差分計算することにより、反対側の端まで高分解能化が可能である。

#### 【0117】

ここに示す例では、2つの幅の狭い投影データ(高分解能データ)から、計算により高分解能データを算出したが、理想的には、幅の狭い投影データをより多く配置し、これにより補正を行うことが望ましい。

#### 【0118】

従って、本実施の形態により、補間等による投影データを劣化させる処理を用いることなく、誤差がない高精度でかつ、高分解能の断層撮影像を得ることができることは明らかである。また、図23に示す方法によって、撮影により得られた投影データから、高分解能な投影データを生成する手段を有する三次元断層撮影装置が実現する。

40

#### 【0119】

次に、図24は、本実施の形態のマルチスライスX線CT装置の構成を示す図である。図24に示すように、マルチスライスX線CT装置は、X線照射および、X線検出を行うスキャナ12と、マルチスライス型検出器31Aで検出された計測データから、投影データを作成する前処理部76と、投影データをCT画像信号に処理する画像処理装置78および、CT画像を出力する画像表示部43を有する。

#### 【0120】

スキャナ12は、回転盤49と、回転盤49に搭載されたX線管21A、X線管21Aに

50

取り付けられた X 線束の方向を制御するスライスコリメータ 48 A、回転盤 49 に搭載されたマルチスライス型検出器 31 A を取り付け。回転盤 49 は回転制御部 55 によって回転し、回転制御部 55 は計測制御部 51 によって制御される。

【0121】

以上、図 24 に示す、X 線管 21 A、マルチスライス型検出器 31 A および、スライスコリメータ 48 A は、実際は、3 セットであるが、図 24 では 1 セットに省略して説明した。

【0122】

また、X 線管 21 A から発生する X 線の強度は、計測制御部 51 によって制御される。また、計測制御部 51 はホストコンピュータ 11 によって操作される。さらに、前処理部 76 は、被検体 16 の心電波形を取得するために、心電計 18 に接続する。

10

【0123】

そして、マルチスライス型検出器 31 A により検出された透過データは、前処理部 76 に転送され、心電計 18 により計測される被検体 16 の心電波形と、計測制御部 51 から得られる撮影条件から、モーションアーチファクトの少ない投影データを形成し、得られた投影データは画像処理装置 78 によって、被検体 16 の断層像に再構成して、画像表示部 43 に表示する。

【0124】

また、図 25 は、マルチスライス X 線 CT 装置の投影データから、画像を再構成する画像再構成方法を示す図である。図 25 (a) に示すように、縦軸は周回転方向の距離、横軸は投影角度および、時間を示している。また、横軸下方に ECG 信号を図示し、回転角度方向の心時相の位置を示した。そして、撮影条件は、らせんピッチが 1、マルチスライス型検出器 31 A ~ 31 C の列数を 4 列とし、角度に換算して、スキャン周期 2 に対して、心時相の周期が  $2 \times (25 / 24)$  の場合を想定した。ここで、らせんピッチは、周回転方向の検出素子配列ピッチに対する比として定義する。

20

【0125】

そして、図 25 (a) の長方形は、らせんスキャンを行った場合の、回転中心における 4 列の検出素子 1 ~ 4 の投影データを示しており、心時相が等しい投影データを示している。また、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す。

30

【0126】

次に、図 25 (b) の 12 個に区切られた長方形は、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 1 ~ 4 を示し、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、投影角度の範囲を表している。このように、スキャン数が異なり、心時相が等しい投影データを収集し (この図の場合はハーフ再構成を行っているので  $180^\circ + \text{ファンビーム角度}$ 、約  $240^\circ$  の投影データを収集している)、画像再構成を行っている。

【0127】

図 25 では、 $180^\circ$  再構成に必要な回転角度、約  $240^\circ$  における投影データを、スライス数が 4 列のマルチスライス型検出器 31 A ~ 31 C、それぞれから得られる分割投影データを連結して作成する。

40

【0128】

同一のスキャン上にある 3 つの長方形は、同一の時間における、X 線管 21 A ~ 21 C とマルチスライス型検出器 31 A ~ 31 C、それぞれのセットから得られる投影データ 1 ~ 12 を示している。そして、投影データ 1 ~ 12 を処理して画像再構成するために、図 25 (a) に示すように、各マルチスライス型検出器 31 A ~ 31 C ごとに、投影データを集約する。これらの投影データは、投影角度が  $120^\circ$  ずつ、ずれた投影データとなっている。

【0129】

また、各投影データの間隔、 $60^\circ \sim 120^\circ$  と、 $180^\circ \sim 240^\circ$  の範囲は、図 9 お

50

よび、図 10 で説明した方法で得られる対向データを、補間して画像を再構成する。

【0130】

マルチスライス X 線 CT 装置では、図 25 (b) に示すように、 $60^\circ$  間隔の 3 管球の投影データから、画像再構成を行うことができる。従って、3 管式マルチスライス X 線 CT 装置の場合、任意のスライス位置における画像再構成像を得るには、1 管球あたり  $1/6$  スキャン分の角度  $60^\circ$  の投影データが必要となる。

【0131】

図 25 では、画像再構成に必要な角度  $60^\circ$  の投影データを、スライス数が 4 列のマルチスライス型検出器 31A ~ 31C、それぞれから得られる分割投影データを連結して作成している。すなわち、1 台のマルチスライス型検出器 31A あたりの、分割投影データの投影角度は、 $(60^\circ / 360^\circ) \times (1/4 \text{ 台})$  スキャンで回転する角度となる。従って、図 25 ではスキャン周期の  $1/24$  の時間分解能が得られる。 10

【0132】

また、1 対の X 線管 21A とマルチスライス型検出器 31A によるマルチスライス X 線 CT 装置で、心電図同期再構成を行なう場合は、異なる心拍周期の投影データを組み合わせることになる。しかし、本実施の形態のように、3 対の X 線管 21A ~ 21C とマルチスライス型検出器 31A ~ 31C による心電図同期再構成では、同一時刻に計測された投影データからの再構成画像であるため、画質の優れた断層像を得ることができる。

【0133】

そして、スキャン周期が  $S [\text{sec}]$ 、マルチスライス型検出器 31A の列数が  $L$  列で撮影する場合の、時間分解能は、 $S \times (1/6) \times (1/L)$  の式から算出できる。この結果、従来の方法 (図 30) と比較して、4 倍の時間分解能が得られるので、心臓全体の断層撮影像、すなわち、三次元断層撮影像を得ることが可能となる。 20

【0134】

また、任意の時間間隔の心時相における心臓断層像を複数作成し、得られた心臓断層像を、各々の心時相ごとに、周回軸方向に複数、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、三次元断層撮影像を心時相の順番に、画像表示部 43 に表示することにより、途切れなく拍動する心臓の三次元動画 (断層撮影像)、すなわち、スムーズな四次元断層撮影像を得ることが可能である。

【0135】

このような投影データ収集方法を用いた時も、従来の技術と同様に、スキャン周期、分割投影データの幅および、分割投影データ数を調整し、計測と心時相を同期させることが可能である。 30

【0136】

また、前処理部 76 は、各マルチスライス型検出器 31A ~ 31C の投影データから、心時相の等しい分割投影データを収集する際、分割投影データの先頭投影角度を調整することによって、操作者が指示した任意の心時相に等しく、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを、形成することが可能である。

【0137】

そして、画像処理装置 78 は、前処理部 76 から得られた複数の投影データに対して、それぞれに任意のスライス位置の心臓断層像を得ることが可能である。さらに、従来の方法と同等の時間分解能を実現しようとした場合、必要な分割データの数が少なくなる。収集する分割データの数が少なくなれば、不規則な心時相の影響を受ける可能性が低くなり、心臓断層像の画質が向上する。また、組み合わせる分割投影データの数が少なくなれば、分割投影データ連結部の、投影データの不連続性に起因するアーチファクトを、低減させることが可能である。 40

【0138】

なお、実施の形態では、X 線管の数を、3 本で説明したが、X 線管の本数が異なる多管球式三次元断層撮影装置の場合でも、同様の効果が得られる。

【0139】

本実施の形態に関する以上の記述から、本実施の形態の目的が達成されたことは明らかである。本実施の形態を詳細にわたって記述すると共に図示したが、これらは説明および例示のみを意図したものであって、これらに限定されるものではない。

【0140】

また、本実施の形態では、X線を用いた断層撮影装置を用いているが、これに限定されず、ガンマ線や光を用いた、透過性を有する照射可能な放射線源による断層撮影装置にも適用可能である。また、再構成法には、重み付けらせん補正再構成アルゴリズムが用いられているが、これに限定されず、三次元逆投影アルゴリズムを含む1台のX線CT装置で利用される、如何なる再構成アルゴリズムも適用可能である。

【0141】

そして、多管球により得られた複数の投影データより、1管球型と同様な1つの投影データを作成し、画像再構成することが可能である。

【0142】

さらに、各X線管21A~21Cなどが同一軌跡で計測されているが、これに限定されず、異なる計測軌跡で計測してもよい。この場合には、対向位置にあるX線ビームを用いて、高分解能化することも可能である。また、各マルチスライス型検出器31A~31Cなどの、全体的なサイズは夫々に異なってもかまわない。マルチスライス型検出器31A~31Cの列数や、素子サイズにも制限されない。

【0143】

また、1台以上のマルチスライス型検出器に対して、コリメーションの厚みが狭くなるようにマスキングすることで、実効的に狭いコリメーションおよび、異なるコリメーションの組合わせとなり、高分解能化が実現する。

【0144】

このように、本実施の形態の要旨は、特許請求の範囲によってのみ限定されるものとする。

【0145】

【発明の効果】

本発明の実施によって得られる効果を各請求項ごとに説明する。

【0146】

まず、請求項1の発明においては、X線管とマルチスライス型検出器をセットにして、スライスコリメータを配置することで、高画質の断層像を得ることができる。

【0147】

また、請求項2の発明においては、回転盤にX線管とマルチスライス型検出器を3対搭載し、3対は120°の回転位相差を有し、撮影幾何学系の相対位置関係を保持したまま同時に回転可能にすることでマルチスライス数の増大したマルチスライス型検出器を搭載することなく、実質的に列数を3倍増大したのと同等の、らせんスキャンピッチを相対的に狭いコーン角の計測データのみで実現可能とし、時間分解能が高くコーン角の影響が少ない断層像を得られ高画質化が実現する。

【0148】

また、請求項3の発明においては、任意の時間間隔の心時相における心臓断層像を複数作成し、得られた心臓断層像を各々の心時相ごとに体軸方向に複数集合することによって、拍動する心臓の三次元断層撮影像を、途切れなくスムーズに作成し、得られた心時相の順番に、四次元断層撮影像を得ることが可能である。

【0149】

また、請求項4の発明においては、マルチスライス型検出器の周回軸方向のスライス数および、X線管とマルチスライス型検出器のオフセットを調整することで、高速で、高密度、高分解能の断層撮影像を得ることができる。

【0150】

また、請求項5の発明においては、三次元断層撮影装置に、撮影により得られた投影データから、高分解能な投影データを生成する手段を具備することで、高分解能の断層撮影像

10

20

30

40

50

を得ることができる。

【 0 1 5 1 】

また、請求項 6 の発明においては、X 線管および、マルチスライス型検出器 3 1 のセット毎に異なるマルチスライス型検出器素子が、配列されたマルチスライス型検出器 3 1 によって、誤差がない高精度でかつ、高分解能の断層撮影像を得ることができることは明らかである。

【 0 1 5 2 】

また、請求項 7 の発明においては、被検体の心拍数とマルチスライス X 線 CT 装置のスキューン周期と検出器列数から、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が少ない、投影データを形成することが可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態である、X 線管とマルチスライス型検出器の構成を示す図である。

【図 2】図 1 に示した X 線管およびマルチスライス型検出器と、スライスコリメータの関連を示す図である。

【図 3】図 1 に示した、X 線管とマルチスライス型検出器のシステムブロックを示す図である。

【図 4】図 1 に示した、X 線管の高電圧発生器の説明図である。

【図 5】図 1 に示した、X 線管とマルチスライス型検出器の計測系を示す図である。

【図 6】図 1 に示した、X 線管とマルチスライス型検出器による、ダイナミックスキューンを示す図である。

20

【図 7】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高速撮影の一例を示す図である。

【図 8】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高速撮影の他の一例を示す図である。

【図 9】図 1 に示した、X 線管とマルチスライス型検出器による、ファンビームと平行ビームの関係を示す図である。

【図 10】図 1 に示した、X 線管とマルチスライス型検出器による、ファンビームと平行ビームの関係を示す図である。

【図 11】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高速撮影の他の一例を示す図である。

30

【図 12】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高速撮影の他の一例を示す図である。

【図 13】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高密度撮影の一例を示す図である。

【図 14】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高密度撮影の他の一例を示す図である。

【図 15】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高密度撮影の他の一例を示す図である。

【図 16】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高時間分解脳撮影の一例を示す図である。

40

【図 17】図 2 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高時間分解脳撮影の他の一例を示す図である。

【図 18】3 対の X 線管とマルチスライス型検出器による、撮影動作の一例を示す図である。

【図 19】図 1 に示した X 線管とマルチスライス型検出器が 6 対の場合の配置を示す図である。

【図 20】図 1 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高分解能画像を得るための処理フローを示す図である。

【図 21】図 1 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高分解能投影データの生

50

成方法を示す図である。

【図 2 2】図 1 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高分解能投影データの生成方法を示す図である。

【図 2 3】図 1 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置による、高分解能投影データの生成方法を示す図である。

【図 2 4】図 1 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置の一実施例の構成を示す図である。

【図 2 5】図 1 に示した、マルチスライス X 線 CT 装置の投影データから、画像再構成方法を説明する図である。

【図 2 6】従来の X 線 CT 装置の全体構成を示す図である。

10

【図 2 7】ECG ゲートスキャンを、らせんスキャンに適用した場合を示す図である。

【図 2 8】図 2 7 に示した投影データを 1 スキャン分で描く方法を示す図である。

【図 2 9】図 2 8 に示した投影データを抜きだす方法の説明図である。

【図 3 0】従来の X 線 CT 装置と ECG ゲートスキャンの組合わせを示す図である。

【符号の説明】

1 1 ... ホストコンピュータ

1 2 ... スキャナ

1 3 ... 被検体テーブル

1 4 ... 画像処理装置

1 5 ... 高電圧発生装置

20

1 6 ... 被検体

1 7 ... 表示装置

2 0 ... X 線管

2 1 A ... X 線管

2 1 B ... X 線管

2 1 C ... X 線管

2 1 D ... X 線管

2 1 E ... X 線管

2 1 F ... X 線管

3 0 ... 検出器

30

3 1 A ... マルチスライス型検出器

3 1 B ... マルチスライス型検出器

3 1 C ... マルチスライス型検出器

3 1 D ... マルチスライス型検出器

3 1 E ... マルチスライス型検出器

3 1 F ... マルチスライス型検出器

4 1 ... データ入力部

4 2 ... 中央制御部

4 3 ... 画像表示部

4 4 ... メモリ

40

4 5 ... 高電圧タンク

4 6 A ... 冷却器

4 6 B ... 冷却器

4 6 C ... 冷却器

4 7 ... スライスコリメータ

4 8 A ... スライスコリメータ

4 8 B ... スライスコリメータ

4 8 C ... スライスコリメータ

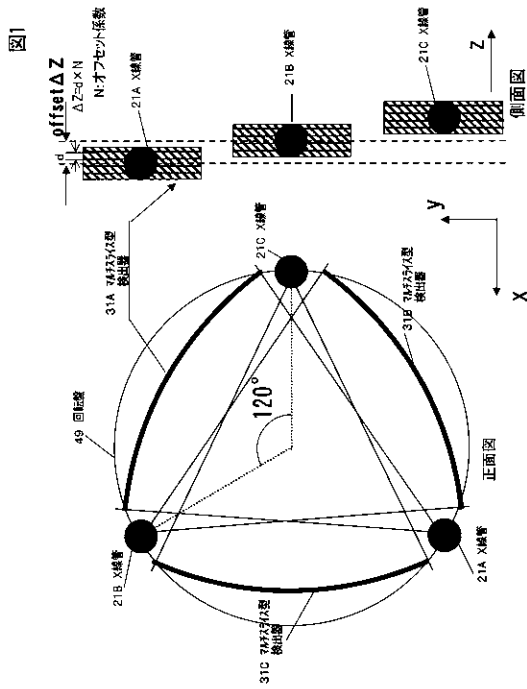
4 9 ... 回転盤

5 0 ... ガントリ

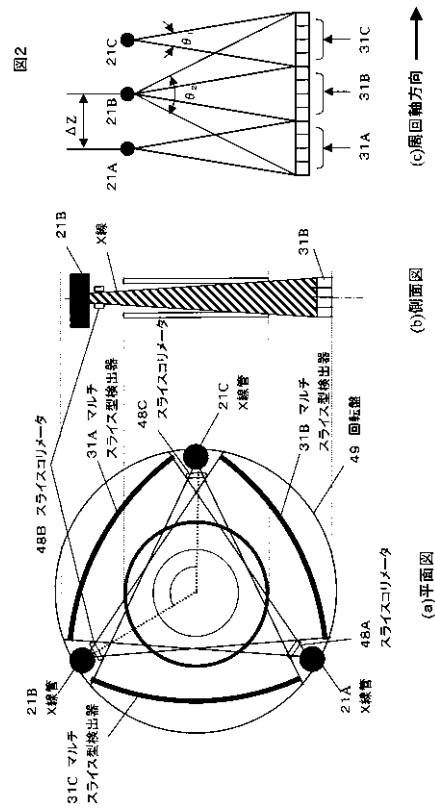
50

5 1 ... 計測制御部	
5 2 ... 高電圧発生器	
5 3 ... 計測回路	
5 3 A ... 計測回路	
5 3 B ... 計測回路	
5 3 C ... 計測回路	
5 4 ... コリメータ制御部	
5 5 ... 回転制御部	
5 6 ... 管電圧モニタ	
5 7 ... コリメータ駆動部	10
5 8 ... 回転駆動部	
5 9 ... 被検体テーブル駆動部	
6 1 ... 被検体テーブル制御部	
6 3 ... オフセット制御部	
6 4 ... 画像再構成部	
6 5 A ... 画像再構成部	
6 5 B ... 画像再構成部	
6 5 C ... 画像再構成部	
6 6 ... スライス位置	
7 0 ... データ送信部	20
7 1 A ... データ送信器	
7 1 B ... データ送信器	
7 1 C ... データ送信器	
7 2 ... 伝送路	
7 3 A ... 伝送路	
7 3 B ... 伝送路	
7 3 C ... 伝送路	
7 4 ... データ受信部	
7 5 A ... データ受信器	
7 5 B ... データ受信器	30
7 5 C ... データ受信器	
7 6 ... 前処理部	
7 7 A ... 前処理部	
7 7 B ... 前処理部	
7 7 C ... 前処理部	
7 9 ... 画像再合成部	
8 3 ... インバータ部	
8 4 ... コンバータ部	
9 0 ... 検出器の軌跡	
9 1 ... 検出器の軌跡	40
9 3 ... スライス位置	

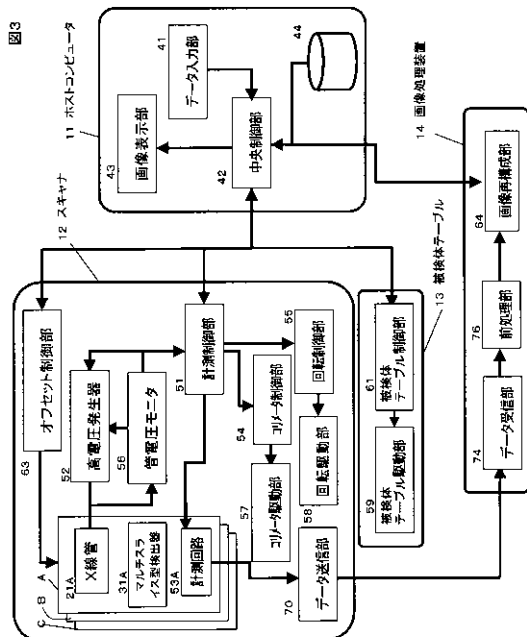
【図 1】



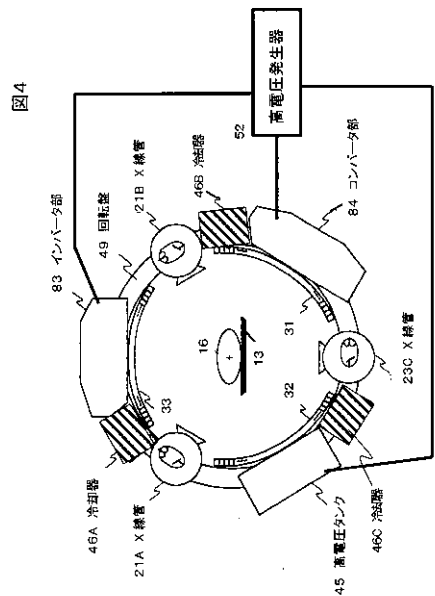
【図 2】



【図 3】



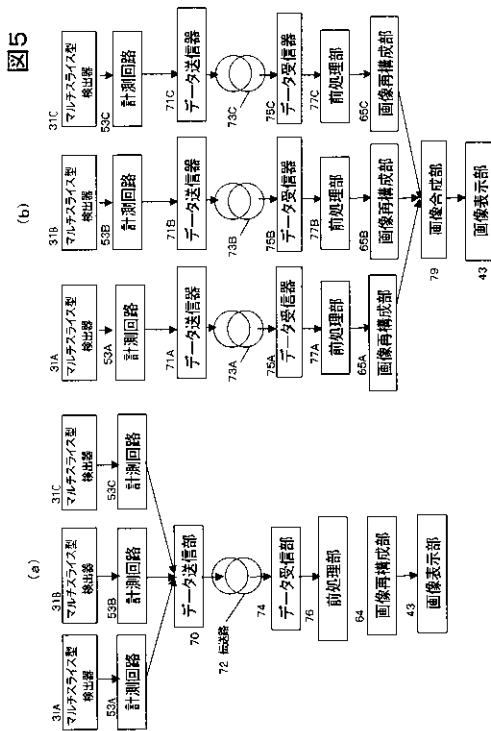
【図 4】



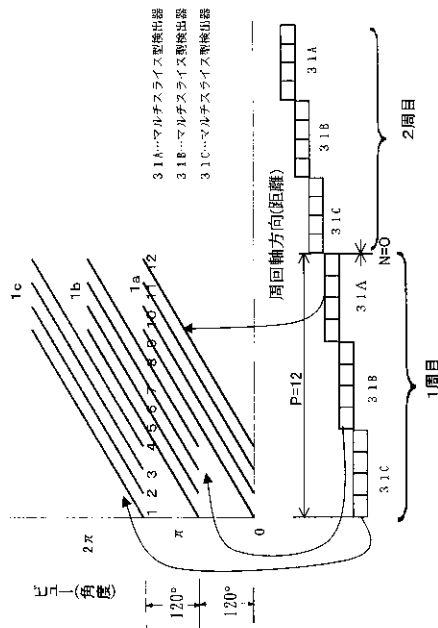
- 16...被検体
- 13...被検体テーブル
- 31...マルチスライス型検出器 A
- 32...マルチスライス型検出器 B
- 33...マルチスライス型検出器 C



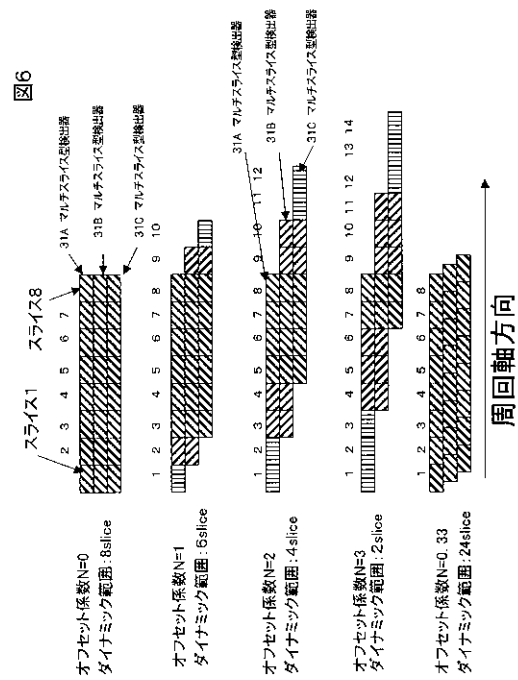
【図 5】



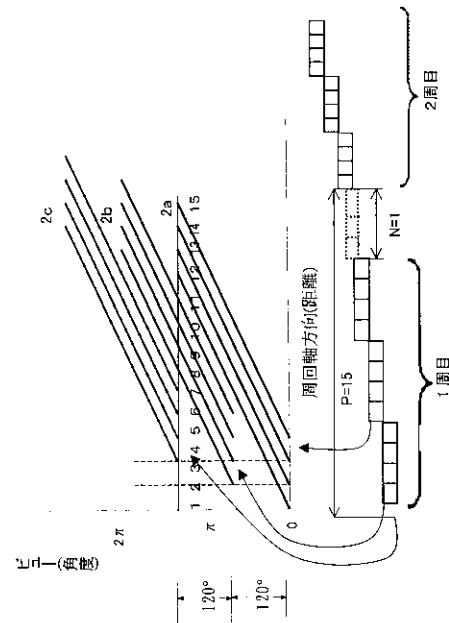
【図 7】



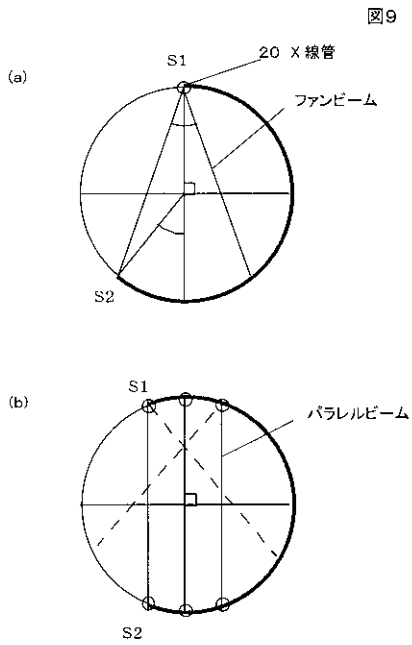
【図 6】



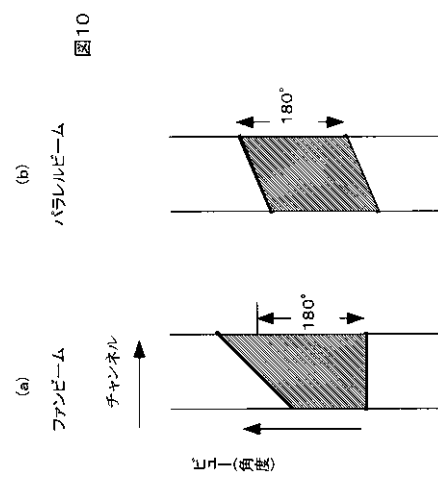
【図 8】



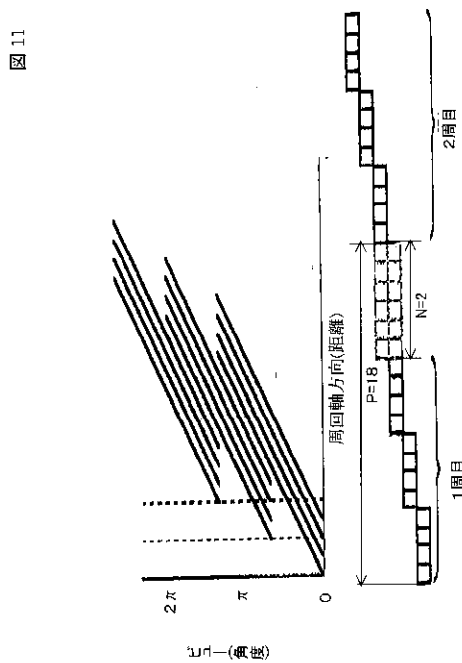
【図 9】



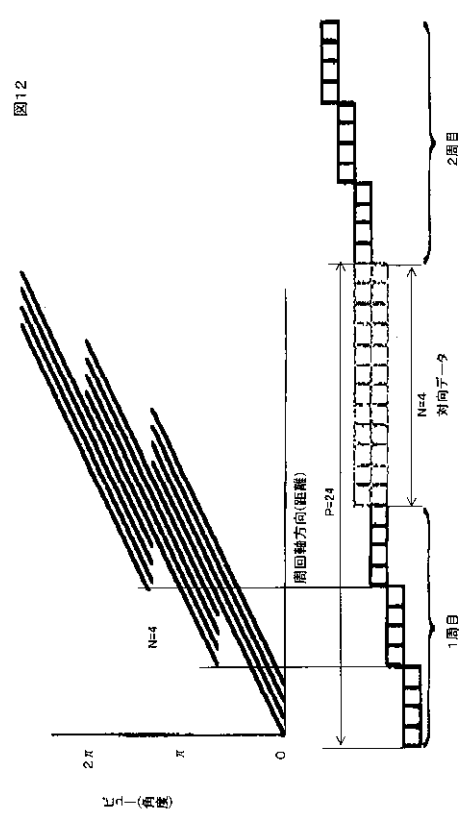
【図 10】



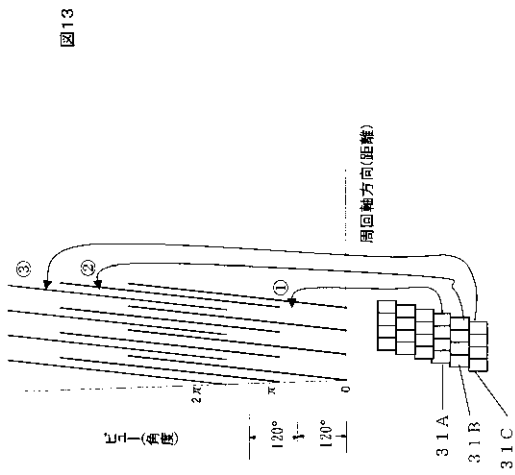
【図 11】



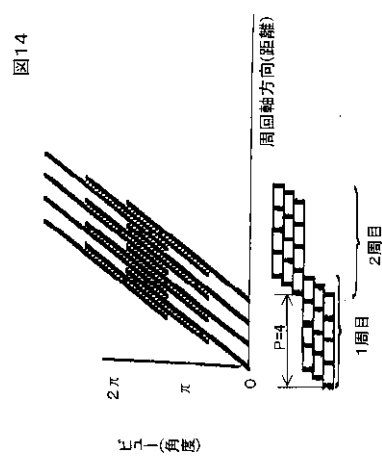
【図 12】



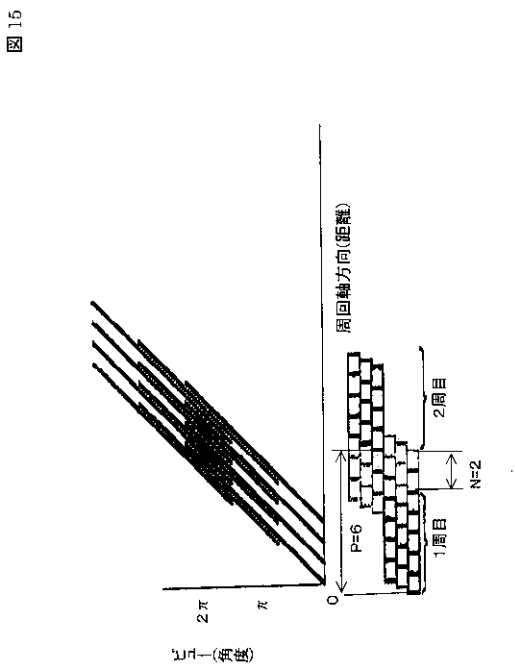
【図 13】



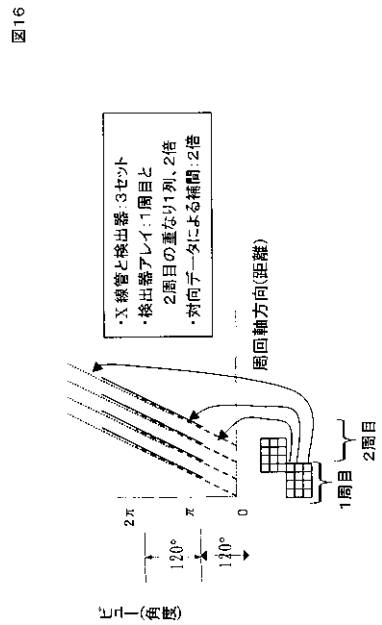
【図 14】



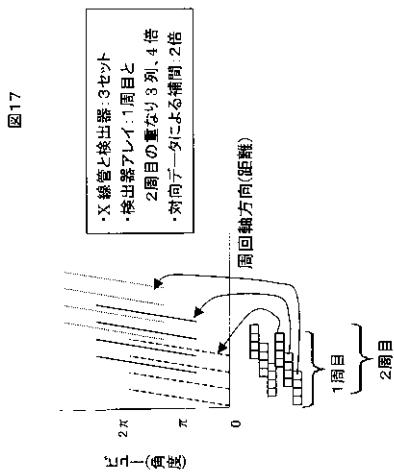
【図 15】



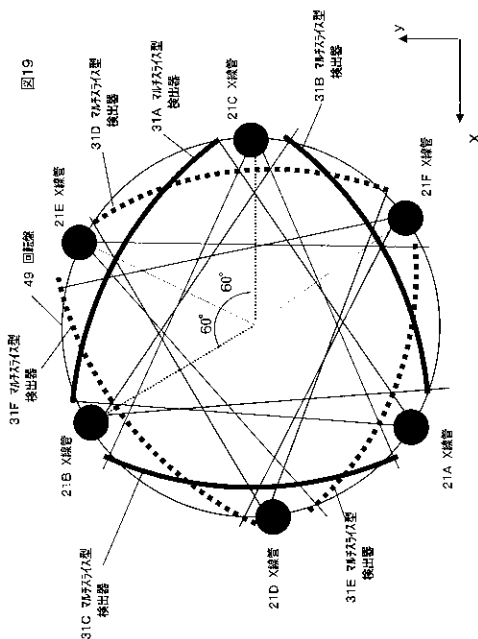
【図 16】



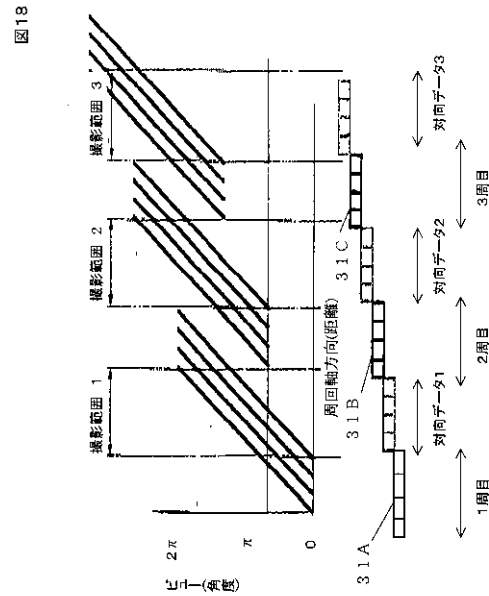
【図 17】



【図 19】

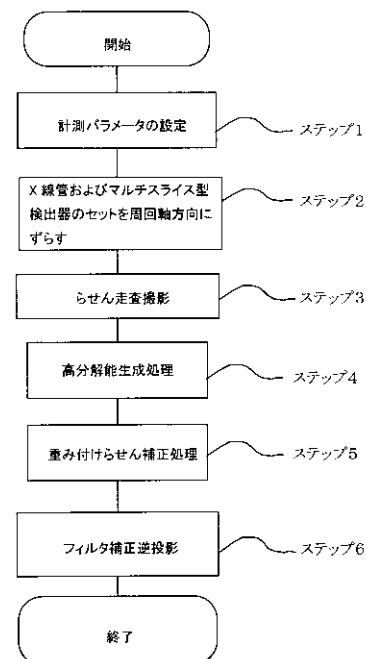


【図 18】



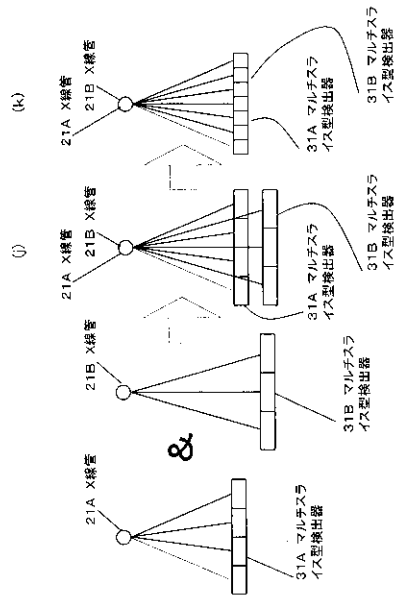
【図 20】

図20



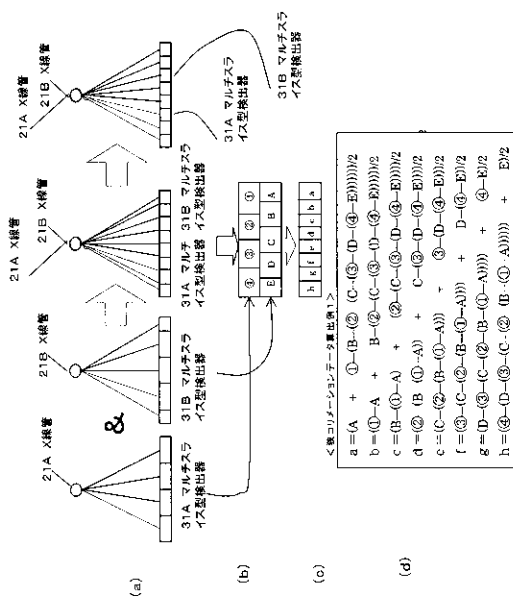
【図 2 1】

図 21



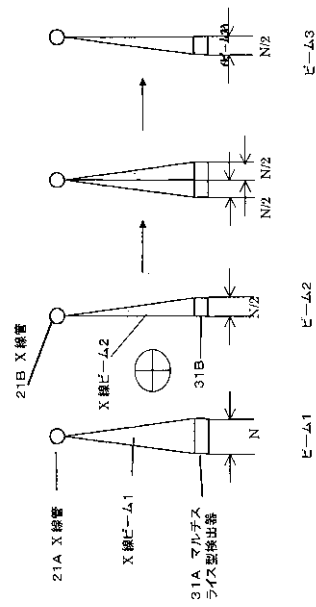
【図 2 3】

図 23



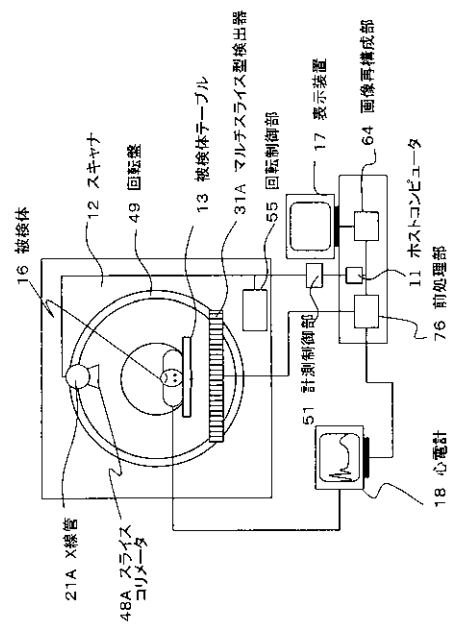
【図 2 2】

図 22



【図 2 4】

図 24







---

フロントページの続き

(72)発明者 國分 博人

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

株式会社日立メディコ内

F ターム(参考) 4C093 AA22 BA03 BA07 BA08 BA10 BA15 CA02 CA03 DA02 EA02  
EA06 EA14 EB18 EB21 EC42 FA19 FA47 FA55 FD07 FD12  
FE06 FE12 FE13 FF42