

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4338962号
(P4338962)

(45) 発行日 平成21年10月7日(2009.10.7)

(24) 登録日 平成21年7月10日(2009.7.10)

(51) Int.Cl.

F 1

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 1 Q

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2002-343648 (P2002-343648)
 (22) 出願日 平成14年11月27日(2002.11.27)
 (65) 公開番号 特開2004-173923 (P2004-173923A)
 (43) 公開日 平成16年6月24日(2004.6.24)
 審査請求日 平成17年6月14日(2005.6.14)

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

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】

コーン状のX線ビームを照射するX線照射装置、および、複数のX線検出素子がコーン状のX線ビームの互いに垂直な2方向の広がりの中の一方に沿って配列された検出素子列がX線ビームの互いに垂直な2方向の広がりの中の他方に沿って複数個並設され対象を挟んでX線照射装置と対向しているX線検出装置、を有するX線照射・検出装置における少なくともX線照射装置を対象の体軸の周りを螺旋状の軌道に沿って回転させてX線ビームによる対象の複数ビューの投影データを獲得する獲得手段と、

対象の心拍信号を計測する計測手段と、

前記投影データおよび前記心拍信号を記憶する記憶手段と、

前記心拍信号に基づいて予め定められた心位相の時点に一致するビューを中心とする予め定められたビュー数の投影データセットを心拍周期ごとにまた前記検出素子列ごとに抽出する抽出手段と、

像を生成する断面の位置を設定する設定手段と、

前記像を生成する断面の位置と、前記予め定められた心位相の時点に一致するビューについて求められた前記X線検出装置の受光面の中心位置のうち前記断面の位置に最も近い当該X線検出装置の受光面の中心位置との体軸方向の位置関係を求め、前記抽出した前記断面の位置に最も近い当該X線検出装置の受光面の中心位置の投影データセットに基づいて、前記X線ビームの他方の広がりおよび前記螺旋状の回転に伴う前記断面の前記X線検出装置に対する相対的変位に適応した画像再構成演算を当該位置関係を用いて行うことに

10

20

より前記断面の像を生成する画像生成手段と、
を具備することを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

前記抽出した投影データセットに基づいて画像再構成可能な断面の存在範囲を体軸上で
特定する特定手段をさらに有し、

前記画像再構成手段は、前記生成する断面の像を、前記断面の位置が含まれる前記特定さ
れた範囲であって、前記予め定められた心位相の時点に一致するビューの前記X線検出装
置の受光面の中心位置が、前記断面の位置に最も近い範囲の投影データに基づいて画像再
構成演算を行う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】

10

前記獲得手段は前記X線照射・検出装置を回転させる、
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】

前記予め定められたビュー数はハーフスキャン相当のビュー数である、
ことを特徴とする請求項1ないし請求項3のうちのいずれか1つに記載のX線CT装置。

【請求項5】

前記設定手段は前記範囲内に複数の断面の位置を設定する、ことを特徴とする請求項1
ないし請求項4のうちのいずれか1つに記載のX線CT装置。

【請求項6】

前記複数の断面は等間隔である、
ことを特徴とする請求項5に記載のX線CT装置。

20

【請求項7】

前記画像生成手段は、前記螺旋状の回転のピッチを p とし、前記中心ビューの体軸上の
位置を基準とした前記螺旋状の回転数を n とし、前記中心ビューの体軸上の位置と前記断
面の位置との距離を Δ とし、前記検出素子列の間隔を s としたとき、前記断面の前記X線
検出装置に対する相対的変位 D を

【数1】

$$D = p \cdot n + \Delta / s$$

30

によって求め、当該相対的変位 D に適応した前記画像再構成演算を行う
ことを特徴とする請求項1ないし請求項6のうちのいずれか1つに記載の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、対
象について、ヘリカルスキャン (helical scan) により心拍同期の撮影を行
うX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

40

従来、X線CT装置では、ヘリカルスキャンにより心拍同期の撮影を行うときは、撮影の
対象について、複数ビュー (view) の投影データ (data) および心拍信号を獲得
して記憶し、心拍信号を基準にして抽出した投影データ (data) を用いて、所望の心
拍位相における断層像を再構成するようにしている (例えば特許文献1参照)。

【0003】

【特許文献1】

特開2002-209884号公報 (第8-11頁、図13-21)

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

抽出される投影データは、所望の心位相に時期が一致するビューを中心とする複数ビュー

50

のデータなので、そのような投影データに基づいて再構成された画像は、心位相に応じて体軸上の位置が固定される。このため、任意の位置の断層像を得ることができない。

【0005】

そこで、本発明の課題は、心拍同期のヘリカルスキャンを行い体軸上の任意の位置の断層像を得るX線CT装置を実現することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するための本発明は、コーン状のX線ビームを照射するX線照射装置、および、複数のX線検出素子がコーン状のX線ビームの互いに垂直な2方向の広がりの中の一方に沿って配列された検出素子列がX線ビームの互いに垂直な2方向の広がりの中の他方に沿って複数個並設され対象を挟んでX線照射装置と対向しているX線検出装置、を有するX線照射・検出装置における少なくともX線照射装置を対象の体軸の周りを螺旋状の軌道に沿って回転させてX線ビームによる対象の複数ビューの投影データを獲得する獲得手段と、対象の心拍信号を計測する計測手段と、前記投影データおよび前記心拍信号を記憶する記憶手段と、前記心拍信号に基づいて予め定められた心位相に時期が一致するビューを中心とする予め定められたビュー数の投影データセットを心拍周期ごとにまた前記検出素子列ごとに抽出する抽出手段と、前記抽出した投影データセットに基づいて画像再構成可能な断面の存在範囲を体軸上で特定する特定手段と、断面の位置を設定する設定手段と、前記抽出した投影データセットに基づいて前記X線ビームの他方の広がりおよび前記螺旋状の回転に伴う前記断面の前記X線検出装置に対する相対的変位に適応した画像再構成演算により前記断面の像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とするX線CT装置である。

【0007】

本発明では、抽出手段により、心拍信号に基づいて予め定められた心位相に時期が一致するビューを中心とする予め定められたビュー数の投影データセットを心拍周期ごとにまた検出素子列ごとに抽出し、特定手段により、抽出した投影データセットに基づいて画像再構成可能な断面の存在範囲を体軸上で特定し、設定手段により断面の位置を設定し、画像生成手段により、抽出した投影データセットに基づいてX線ビームの他方の広がりおよび螺旋状の回転に伴う断面の前記X線検出装置に対する相対的変位に適応した画像再構成演算により前記断面の像を生成するので、任意の位置の心拍同期の断層像を得ることができる。

【0008】

前記獲得手段は前記X線照射・検出装置を回転させることが、検出装置の利用効率を高める点で好ましい。前記心拍信号は心電信号であることが、心位相の明確な基準となるR波を有する点で好ましい。

【0009】

前記予め定められたビュー数はハーフスキャン相当のビュー数であることが、画像の時間分解能を良くする点で好ましい。前記設定手段は前記範囲内に複数の断面の位置を設定することが、心位相が同一な複数の断層像を得る点で好ましい。前記複数の断面は等間隔であることが、心位相が同一な複数の断層像を等間隔で得る点で好ましい。

【0010】

前記画像生成手段は、複数の投影データセットのうち中心ビューの体軸上の位置が前記断面の位置に近い方の投影データセットに基づいて画像再構成を行うことが、品質の良い画像を得る点で好ましい。

【0011】

前記画像生成手段は、前記螺旋状の回転のピッチを p とし、前記中心ビューの体軸上の位置を基準とした前記螺旋状の回転数を n とし、前記中心ビューの体軸上の位置と前記断面の位置との距離を Δ とし、前記検出素子列の間隔を s としたとき、前記断面の前記X線検出装置に対する相対的変位 D を

【0012】

【数 2】

$$D = p \cdot n + \Delta / s$$

【0013】

によって求めることが、螺旋状の回転に伴う断面の相対的変位を適切に求める点で好ましい。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1にX線CT装置のブロック（block）図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

10

【0015】

図1に示すように、本装置は、走査ガントリ（gantry）2、撮影テーブル（table）4、操作コンソール（console）6および心拍検出装置10を備えている。

【0016】

走査ガントリ2はX線管20を有する。X線管20から放射された図示しないX線は、コリメータ（collimator）22によりコーン（cone）状のX線ビームすなわちコーンビーム（cone beam）X線となるように成形され、X線検出器24に照射される。X線管20とX線検出器24の間の空間には、撮影の対象が撮影テーブル4に搭載されて搬入される。

20

【0017】

X線管20およびコリメータ22からなる部分は、本発明におけるX線照射装置の実施の形態の一例である。X線検出器24は、本発明におけるX線検出装置の実施の形態の一例である。

【0018】

X線検出器24は、コーン状のX線ビームの広がりの方に2次元アレイ（array）状に配列された複数の検出素子を有する。X線検出器24の構成については後にあらためて説明する。X線管20、コリメータ22およびX線検出器24は、X線照射・検出装置を構成する。X線照射・検出装置は、本発明におけるX線照射・検出装置の実施の形態の一例である。X線照射・検出装置については後にあらためて説明する。

30

【0019】

X線検出器24にはデータ収集部26が接続されている。データ収集部26は、X線検出器24の個々の検出素子の検出信号をデジタルデータ（digital data）として収集する。検出素子の検出信号は、X線による対象の投影を表す信号となる。以下、これを投影データあるいは単にデータともいう。

【0020】

X線管20からのX線の照射は、X線コントローラ（controller）28によって制御される。なお、X線管20とX線コントローラ28との接続関係については図示を省略する。コリメータ22は、コリメータコントローラ30によって制御される。なお、コリメータ22とコリメータコントローラ30との接続関係については図示を省略する。

40

【0021】

以上のX線管20からコリメータコントローラ30までのものが、走査ガントリ2の回転部34に搭載されている。回転部34の回転は、回転コントローラ36によって制御される。なお、回転部34と回転コントローラ36との接続関係については図示を省略する。

【0022】

操作コンソール6はデータ処理装置60を有する。データ処理装置60は、例えばコンピュータ（computer）等によって構成される。データ処理装置60には、制御インターフェース（interface）62が接続されている。制御インターフェース62

50

には、走査ガントリ 2 と撮影テーブル 4 が接続されている。データ処理装置 60 は制御インターフェース 62 を通じて走査ガントリ 2 および撮影テーブル 4 を制御する。

【0023】

走査ガントリ 2 内のデータ収集部 26、X線コントローラ 28、コリメータコントローラ 30 および回転コントローラ 36 が、制御インターフェース 62 を通じて制御される。なお、それら各部と制御インターフェース 62 との個別の接続については図示を省略する。

【0024】

データ処理装置 60 には、データ収集バッファ 64 が接続されている。データ収集バッファ 64 には、走査ガントリ 2 のデータ収集部 26 が接続されている。データ収集部 26 で収集されたデータがデータ収集バッファ 64 を通じてデータ処理装置 60 に入力される。

10

【0025】

データ処理装置 60 には、制御インターフェース 62 を通じて心拍検出装置 10 が接続されている。心拍検出装置 10 は撮影テーブル 6 の上の対象の心拍を検出し、心拍信号を制御インターフェース 62 を通じてデータ処理装置 60 に入力する。心拍検出装置 10 としては例えば心電計が用いられる。心電計は心電信信号を計測する。心電信信号は心臓の収縮に伴う急峻な R 波を含むので心拍信号として好適である。心拍検出装置 10 は、本発明における計測手段の実施の形態の一例である。

【0026】

データ処理装置 60 には記憶装置 66 が接続されている。記憶装置 66 には、データ収集バッファ 64 および制御インターフェース 62 を通じてそれぞれデータ処理装置 60 に入力された投影データおよび心拍信号が記憶される。

20

【0027】

記憶装置 66 にはまたデータ処理装置 60 用のプログラム (program) が記憶される。データ処理装置 60 がそのプログラムを実行することにより、本装置の動作が遂行される。

【0028】

データ処理装置 60 は、データ収集バッファ 64 を通じて記憶装置 66 に収集した投影データを用いて画像再構成を行う。データ処理装置 60 は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。画像再構成には、例えばフィルタード・バックプロジェクション (filtered back projection) 法等が用いられる。なお、記憶装置 66 の投影データには、画像再構成前に後述のような処理が施される。

30

【0029】

データ処理装置 60 には、表示装置 68 および操作装置 70 が接続されている。表示装置 68 は、グラフィックディスプレイ (graphic display) 等で構成される。操作装置 70 はポインティングデバイス (pointing device) を備えたキーボード (keyboard) 等で構成される。

【0030】

表示装置 68 は、データ処理装置 60 から出力される再構成画像やその他の情報を表示する。操作装置 70 は、使用者によって操作され、各種の指示や情報等をデータ処理装置 60 に入力する。使用者は表示装置 68 および操作装置 70 を使用してインタラクティブ (interactive) に本装置を操作する。

40

【0031】

図 2 に、X線検出器 24 の模式的構成を示す。同図に示すように、X線検出器 24 は、複数の X線検出素子 24 (ik) を 2 次元アレイ状に配列した多チャンネル (channel) の X線検出器となっている。複数の X線検出素子 24 (ik) は、全体として、円筒凹面状に湾曲した X線受光面を形成する。

【0032】

i はチャンネル番号であり例えば $i = 1, 2, \dots, 1000$ である。k は列番号であり例えば $k = 1, 2, \dots, 32$ である。X線検出素子 24 (ik) は、列番号 k が同一なもの同士でそれぞれ検出素子列を構成する。なお、X線検出器 24 の検出素子列は 3

50

2列に限るものではなく、適宜の複数であってよい。

【0033】

X線検出素子24 (ik) は、例えばシンチレータ (scintillator) とフォトダイオード (photo diode) の組み合わせによって構成される。なお、これに限るものではなく、例えばカドミウム・テルル (CdTe) 等を利用した半導体X線検出素子、あるいは、キセノン (Xe) ガスを利用した電離箱型のX線検出素子であってよい。

【0034】

図3に、X線照射・検出装置におけるX線管20とコリメータ22とX線検出器24の相互関係を示す。なお、図3の(a)は走査ガントリ2の正面から見た状態を示す図、(b)は側面から見た状態を示す図である。同図に示すように、X線管20から放射されたX線は、コリメータ22によりコーン状のX線ビーム400となるように成形されてX線検出器24に照射される。

10

【0035】

図3の(a)では、コーン状のX線ビーム400のひとつの方向の広がりを示す。以下、この方向を幅方向ともいう。X線ビーム400の幅方向は、X線検出器24におけるチャンネルの配列方向に一致する。

【0036】

(b)ではX線ビーム400の他の方向の広がりを示す。以下、この方向をX線ビーム400の厚み方向ともいう。X線ビーム400の厚み方向は、X線検出器24における複数の検出素子列の並設方向に一致する。X線ビーム400の2つの広がり方向は互いに垂直である。

20

【0037】

このようなX線ビーム400の扇面に体軸を交差させて、例えば図4に示すように、撮影テーブル4に載置された対象8がX線照射空間に搬入される。走査ガントリ2は、内部にX線照射・検出装置を包含する筒状の構造になっている。

【0038】

X線照射空間は走査ガントリ2の筒状構造の内側空間に形成される。X線ビーム400によってスライスされた対象8の像がX線検出器24に投影される。X線検出器24によって、対象8を透過したX線が検出される。対象8に照射するX線ビーム400の厚み t_h は、コリメータ22のアパーチャの開度により調節される。

30

【0039】

X線照射・検出装置の回転に並行して、矢印42で示すように撮影テーブル4を対象8の体軸方向に連続的に移動させることにより、X線照射・検出装置は、対象8に関して相対的に、対象8を包囲する螺旋状の軌道に沿って旋回することになる。これによっていわゆるヘリカルスキャンが行われる。

【0040】

なお、X線検出器24が対象8を包囲する円環状の構造を持つものである場合は、X線検出器24は固定としX線管20とコリメータ22からなるX線照射装置だけを回転させるようにしてもよい。

40

【0041】

ただし、X線ビームがコーン状なので、円環構造のX線検出器においては、X線検出素子の全てが同時にX線を受光することがない。これによってX線検出素子の冗長性が生じるが、X線管20とX線検出器24が一体的に回転するX線照射・検出装置ではそのようなことはない。

【0042】

スキャンの1回転当たり複数(例えば1000程度)のビューの投影データが収集される。投影データの収集は、X線検出器24ーデータ収集部26ーデータ収集バッファ64の系列によって行われる。以下、投影データをスキャンデータともいう。また、各ビューの投影データをビューデータともいう。このようなデータ収集に並行して、心拍検出装置1

50

0-制御インターフェース62の系統による心拍信号の収集が行われる。ヘリカルスキャンによるデータ獲得に関わる、走査ガントリ2および撮影テーブル4からなる部分は、本発明における獲得手段の実施の形態の一例である。

【0043】

X線検出器24の検出素子列が32列となっている場合、図5に示すように、32列分のデータが一挙に収集される。これによって能率の良いスキャンを行うことが可能となる。

【0044】

隣り合う検出素子列の間隔を s とし、ヘリカルスキャンの1回転当たりの、X線照射・検出装置の体軸方向の移動距離を L としたとき、 L/s をヘリカルスキャンのピッチ p という。ピッチ p を大きくすることによりヘリカルスキャンの能率を高めることができる。

10

【0045】

ピッチを例えば3としたときのヘリカルスキャンの状況は、図6に示すダイアグラム(d i a g r a m)のようになる。ただし、図が錯綜するのを避けるために、検出素子列は4列までを示す。同図では、X線照射・検出装置の回転角度を縦軸にとり、体軸方向の移動距離を横軸にとる。体軸方向の距離はスライスの中心間の距離 s で正規化してある。以下、同様である。

【0046】

このダイアグラムでは、進行方向最も後すなわち4番目の検出素子列の初期位置を座標の原点とする。3番目の検出素子列の初期位置は原点から体軸方向に距離1の位置にある。2番目の検出素子列の初期位置は原点から体軸方向に距離2の位置にある。1番目の検出素子列の初期位置は原点から体軸方向に距離3の位置にある。なお、各検出素子列の位置はそれぞれの中心位置で代表する。

20

【0047】

ヘリカルスキャンによって、1番目の検出素子列は、ダイアグラムAで示すように、1回目の回転(スキャン)で距離3から距離6まで移動し、以後1回転ごとに距離3ずつ移動する。2番目の検出素子列は、ダイアグラムBで示すように、1回目のスキャンで距離2から距離5まで移動し、以後1回転ごとに距離3ずつ移動する。3番目の検出素子列は、ダイアグラムCで示すように、1回目のスキャンで距離1から距離4まで移動し、以後1回転ごとに距離3ずつ移動する。4番目の検出素子列は、ダイアグラムDで示すように、1回目のスキャンで原点から距離3まで移動し、以後1回転ごとに距離3ずつ移動する。以下、回転の回数を添え数字によって表す。

30

【0048】

回転角度はビュー角度に相当するから、各ダイアグラムは体軸上のビューデータ取得位置を表す。すなわち、ダイアグラムA, B, C, Dは、1番目、2番目、3番目、4番目の検出素子列のデータ取得位置をそれぞれ表す。各ダイアグラムが示すように、ビューデータはビューごとに体軸上の位置を異にする。

【0049】

検出素子列が4つあることにより、1回のスキャンで4系列のビューデータが得られる。これらデータ系列において、同一ビューのデータ同士は、体軸方向に距離1ずつ位置が相違する。

40

【0050】

このようなヘリカルスキャンを行うときの、体軸上のデータ収集位置を回転角度 0 , π および 2π について示せば、図7に示すようになる。同図は、ヘリカルスキャンの1回目におけるデータ収集位置の変化を示す。

【0051】

同図に示すように、回転角度 0 のビューでは、コーンビームX線の中心ビームは、破線で示すように体軸上の距離1.5の位置にあり、データ系列A, B, C, Dとして、それぞれ、体軸上の距離3, 2, 1, 0の位置におけるデータが得られる。この状態から、回転角度の増加につれて中心ビームおよびデータ収集位置は図における右方向に連続的に移動する。これによって、回転角度 π のビューでは中心ビームは距離3の位置にあり、データ

50

系列 A, B, C, D としてそれぞれ距離 4.5, 3.5, 2.5, 1.5 の位置におけるデータが得られ、回転角度 2π のビューでは、中心ビームは距離 4.5 の位置にあり、データ系列 A, B, C, D としてそれぞれ距離 6, 5, 4, 3 の位置におけるデータが得られる。

【0052】

図 8 に、本装置の動作のフロー (flow) 図を示す。同図に示すように、ステップ (step) 701 で、スキャン条件設定が行われる。これによって、X 線管 20 の管電圧および管電流、スキャン範囲、スキャンスピード (scan speed)、スキャンピッチ等が設定される。スキャン条件設定は、使用者により表示装置 68 および操作装置 70 を用いて行われる。

10

【0053】

次に、ステップ 703 で、心位相指定が行われる。心位相は、例えば心電波形の R 波からの遅延量として設定される。遅延量は、遅延時間あるいは心拍周期に対する百分率として設定される。心位相設定は、使用者により表示装置 68 および操作装置 70 を用いて行われる。

【0054】

次に、ステップ 705 で、断面位置設定が行われる。これによって、断層像を得ようとする断面の体軸上の位置が設定される。断面位置設定は、使用者により表示装置 68 および操作装置 70 を用いて行われる。表示装置 68 および操作装置 70 からなる部分は、本発明における設定手段の実施の形態の一例である。

20

【0055】

次に、ステップ 707 で、心拍同期スキャンが行われる。すなわち、走査ガントリ 2 によってヘリカルスキャンが行われ、それに並行して、心拍検出装置 10 によって心拍信号検出が行われる。

【0056】

次に、ステップ 709 で、スキャンデータおよび心拍信号を記憶することが行われる。スキャンデータおよび心拍信号の記憶は、記憶装置 66 によって行われる。記憶装置 66 は、本発明における記憶手段の実施の形態の一例である。

【0057】

図 9 に、記憶装置 66 における投影データおよび心拍信号の記憶要領を示す。同図に示すように、スキャンデータを記憶するビュー・チャンネル平面の一部に、各ビューごとに心拍信号を記憶する領域を設け、この領域に心拍信号をビューごとにスキャンデータと対応させて記憶する。なお、心拍信号は心電信信号の R 波の有無を示す信号として記憶される。このような記憶が各データ系列についてそれぞれ行われる。

30

【0058】

ビュー間の時間差は、ビュータイミングによって定まる例えば 1ms 等の一定値である。したがって、例えば 1ms ごとの心拍信号の状態が記憶される。心拍信号の論理値は、R が発生した部分で「1」であり、それ以外の部分では「0」である。これによって、「1」が記憶されているビューの番号から R 波の発生時点を知ることができる。

【0059】

心拍信号はビュー・チャンネル平面とは別個に記憶するようにしてもよい。その場合には、例えば図 10 に示すように、ビュー番号と対にしてそのビューにおける心拍信号の論理値を記憶する。このような情報からも「1」が記憶されているビューの番号から R 波の発生時点を知ることができる。

40

【0060】

次に、ステップ 711 で、データセット (data set) 抽出が行われる。データセット抽出は、データ処理装置 70 によって行われる。データ処理装置 70 は、本発明における抽出手段の実施の形態の一例である。データセット抽出は、ステップ 703 で設定された心拍位相に合わせて行われる。

【0061】

50

図11に、データセット抽出の要領を示す。同図の(1)は記憶装置66に記憶された心拍信号を示し、(2)～(5)は同じく4系列のスキャンデータを示す。同図に斜線で示すように、データセット抽出は、各データ系列について、また、各心拍周期について、R波から遅延時間 t_p 後の心拍位相Pに時期が一致するビューを中心として、所定のビュー角度範囲のデータについて行われる。心拍位相Pに時期が一致するビューを、以下中心ビューともいう。

【0062】

データ抽出を行うビュー角度範囲は例えばハーフスキャン(half scan)に相当する角度範囲とされる。このような角度範囲は $\pi + \alpha$ となる。ただし、 α はX線ビームのファンアングル(fan angle)、すなわち、コーンビームX線の幅方向の広がり角度である。

10

【0063】

ファンアングルが例えば $\pi/3$ であるとする、ハーフスキャンの角度範囲は $4\pi/3$ となる。この角度範囲はフルスキャン(full scan)の角度範囲 2π の $2/3$ である。このため、ハーフスキャン分のデータセットに基づいて画像再構成を行えば、時間分解能の良い画像を得ることができる。

【0064】

データセット抽出の範囲を1回目のヘリカルスキャンのダイヤグラムについて示せば、例えば図12のようになる。同図に示すように、フルスキャンによる4つのデータ系列A～Dについて、いずれもハーフスキャン分のデータセットが抽出される。

20

【0065】

このようなデータセットについて、ステップ713で範囲特定が行われる。範囲特定は、データ処理装置70によって行われる。データ処理装置70は、本発明における特定手段の実施の形態の一例である。中心ビューの回転角度が π 、ビュー角度範囲が $4\pi/3$ であるとする、体軸上の範囲W1についてのデータが抽出されるので、このデータセットについては、範囲W1が特定される。範囲W1は、このデータセットから画像再構成可能な断面の存在範囲となる。範囲W1は、この例では、体軸上の距離0.5～5.5の範囲となる。なお、範囲特定はこれより小さめに行うようにしてもよい。以下同様である。

【0066】

データセット抽出の範囲を2回目のヘリカルスキャンのダイヤグラムについて示せば、図13のようになり、体軸上の範囲W2が特定される。範囲W2は、このデータセットから画像再構成可能な断面の存在範囲となる。範囲W2は、この例では、体軸上の距離3.5～8.5の範囲である。

30

【0067】

データセット抽出の範囲を3回目のヘリカルスキャンのダイヤグラムについて示せば、図14のようになり、範囲W3が特定される。範囲W3は、このデータセットから画像再構成可能な断面の存在範囲となる。範囲W3は、この例では、体軸上の距離6.5～11.5の範囲である。

【0068】

これら範囲W1～W3をヘリカルスキャンの3回転のダイヤグラムについて示せば、図15のようになる。同図に示すように、範囲W1～W3は順次部分的に重複するものとなる。

40

【0069】

次に、ステップ715で、中心ビュー位置を求めることが行われる。中心ビュー位置は、回転角度 π における中心ビームの体軸上の位置である。中心ビームのダイヤグラムは同図において破線で示すようになるので、範囲W1、W2、W3について中心ビュー位置はそれぞれV1(=3)、V2(=6)、V3(=9)となる。

【0070】

次に、ステップ717で、断面位置のオフセット(offset)量を求めることが行われる。断面位置のオフセット量とは、ステップ705で設定された断面位置の中心ビュー

50

位置に対するオフセット量である。すなわち、ステップ705で設定された断面位置が、例えば、図16に一点鎖線で示すように、体軸上の距離1, 2, 3, ..., 11の位置であったとすると、これら断面位置について、中心ビュー位置V1, V2, V3からの距離が求められる。

【0071】

断面位置1, 2, 3, 4, 5は範囲W1内にあるので、中心ビュー位置V1からの距離が求められる。オフセット量はそれぞれ-2, -1, 0, 1, 2となる。断面位置4, 5, 6, 7, 8は範囲W2内にあるので、中心ビュー位置V2からの距離が求められる。オフセット量はそれぞれ-2, -1, 0, 1, 2となる。断面位置7, 8, 9, 10, 11は範囲W3内にあるので、中心ビュー位置V3からの距離が求められる。オフセット量はそれぞれ-2, -1, 0, 1, 2となる。なお、これらオフセット量は、検出素子列間隔sで正規化された値である。実際の距離は、それらに検出素子列間隔sを乗じたものとなる。

10

【0072】

次に、ステップ719で、断面位置の相対的変位を求めることが行われる。断面位置の相対的変位を、図17によって説明する。同図の(1)～(3)に示すように、断面位置が、ヘリカルスキャンの進行に伴ってX線検出器24の受光面において相対的に変化する。そこで、受光面の中心を基準とする相対的変位Dが次式によって計算される。なお、受光面の中心とはコーンビームX線の中心ビームが照射される位置である。

【0073】

20

【数3】

$$D = p \cdot n + \Delta / s$$

【0074】

ここで、

p：ヘリカルピッチ

n：回転数

Δ：断面位置のオフセット距離

s：検出素子列間隔

30

ただし、回転数nは中心ビュー位置を基準とする回転の回数であり、ヘリカルスキャンの回転角度をβとすれば、

【0075】

【数4】

$$n = \frac{(\beta - \pi)}{2\pi}$$

【0076】

と表される。

40

【0077】

次に、ステップ721で、画像再構成が行われる。画像再構成は、コーンビームX線の厚み方向の広がりおよびヘリカルスキャンに伴う断面位置の相対的変位に適応した技法を用いて行われる。

【0078】

このうち、コーンビームX線の厚み方向の広がりに適応した画像再構成の技法は、特願2002-267833に詳述されている。その要点を図18によって説明すれば、同図に示すように、オフセット量Dを持つ断面上の任意の点gを通るX線が、検出素子列Aの受光面において検出素子列B寄りに照射するとき、点gにおける画素値を再構成するための投影データとして、検出素子列A, Bのデータから補間したデータを用いることを特徴と

50

する。補間演算は、検出素子列 A, B の中心から X 線ビーム照射点までの距離 a, b に応じた直線補間によって行われる。

【0079】

ヘリカルスキャンに伴う断面位置の相対的変位に対する適応は、ヘリカルスキャンに伴う断面位置 D の変化を上式によって計算し、それに応じて、補間係数および検出素子列の組み合わせを変更することによって行われる。

【0080】

このような技法による画像再構成が各断面位置ごとに行われる。これによって、心拍位相が同一で断面位置が等間隔な複数の断層像を得ることができる。なお、断面位置は上記のような整数的位置に限らず任意の位置に設定してよい。また、設定数は任意であり、複数設定する場合の間隔は、等間隔にする必要はなく適宜の不等間隔としてよい。

10

【0081】

画像再構成用のデータセットとしては、中心ビュー位置が断面位置に近いものが採用される。すなわち、図 16 において断面位置 4 および 5 に着目すると、これらの断面は範囲 W1 および W2 の両方に所属するが、断面位置 4 は中心ビュー位置 V2 よりも V1 に近いので、その断層像の再構成には範囲 W1 のデータセットが用いられ、断面位置 5 は中心ビュー位置 V1 よりも V2 に近いので、その断層像の再構成には範囲 W2 のデータセットが用いられる。

【0082】

同様に、断面位置 7 および 8 に着目すると、これらの断面は範囲 W2 および W3 の両方に所属するが、断面位置 7 は中心ビュー位置 V3 よりも V2 に近いので、その断層像の再構成には範囲 W2 のデータセットが用いられ、断面位置 8 は中心ビュー位置 V2 よりも V3 に近いので、その断層像の再構成には範囲 W3 のデータセットが用いられる。

20

【0083】

このように、中心ビュー位置が断面位置に近い方のデータセットを用いることにより、体軸上の任意の位置の断面について品質の良い断層像を得ることができる。このよう断層層がステップ 723 で表示装置 68 に表示され、また、記憶装置 66 に記憶される。

【0084】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、心拍同期のヘリカルスキャンを行い体軸上の任意の位置の断層像を得る X 線 CT 装置を実現することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】X 線検出器の構成を示す図である。

【図 3】X 線照射・検出装置の構成を示す図である。

【図 4】X 線照射・検出装置と対象との関係を示す図である。

【図 5】X 線照射・検出装置の構成を示す図である。

【図 6】ヘリカルスキャンのダイアグラムを示す図である。

【図 7】ヘリカルスキャンに伴う X 線照射位置の変化を示す図である。

【図 8】本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

40

【図 9】スキャンデータおよび心拍信号の記憶要領を示す図である。

【図 10】心拍信号の記憶要領を示す図である。

【図 11】データセット抽出を示す図である。

【図 12】データセットを示す図である。

【図 13】データセットを示す図である。

【図 14】データセットを示す図である。

【図 15】データセットを示す図である。

【図 16】断面設定を示す図である。

【図 17】ヘリカルスキャンに伴う断面位置の相対的変化を示す図である。

【図 18】投影データの補間を示す図である。

50

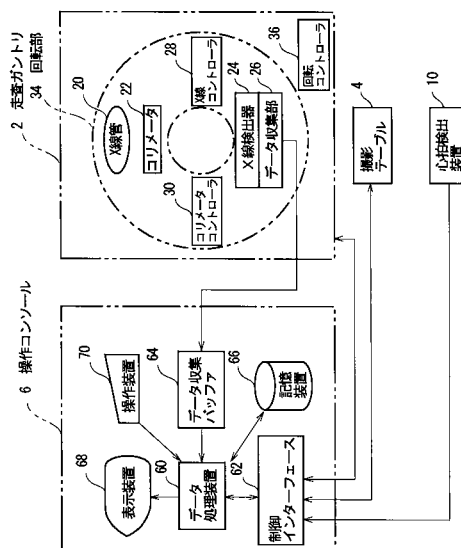
【符号の説明】

- 2 走査ガントリ
 20 X線管
 22 コリメータ
 24 X線検出器
 26 データ収集部
 28 X線コントローラ
 30 コリメータコントローラ
 34 回転部
 36 回転コントローラ
 4 撮影テーブル
 6 操作コンソール
 70 データ処理装置
 62 制御インターフェース
 64 データ収集バッファ
 66 記憶装置
 68 表示装置
 70 操作装置
 8 対象
 10 心拍検出装置
 400 X線ビーム

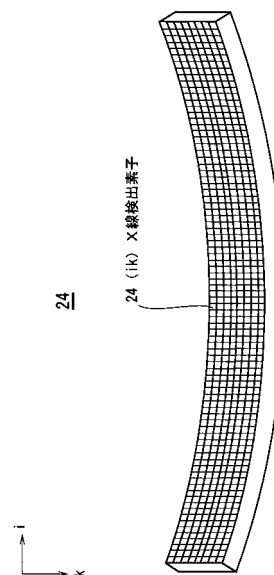
10

20

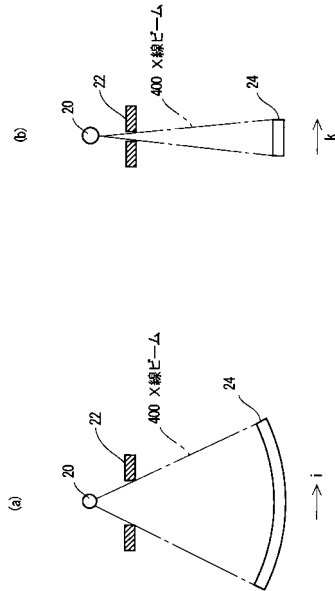
【図1】



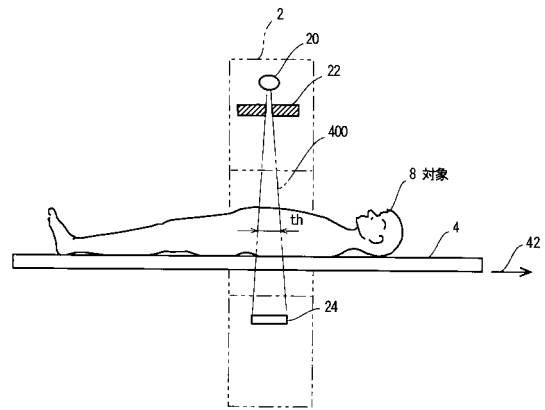
【図2】



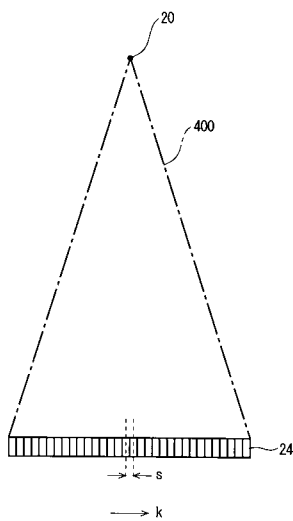
【図 3】



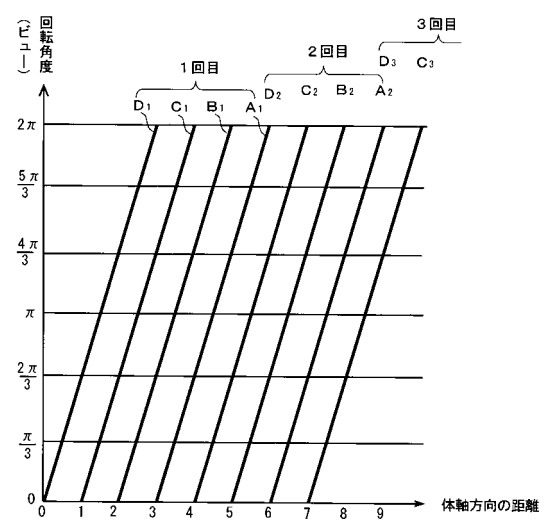
【図 4】



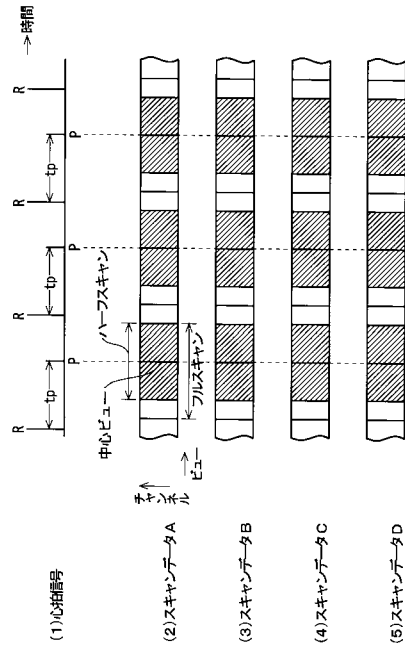
【図 5】



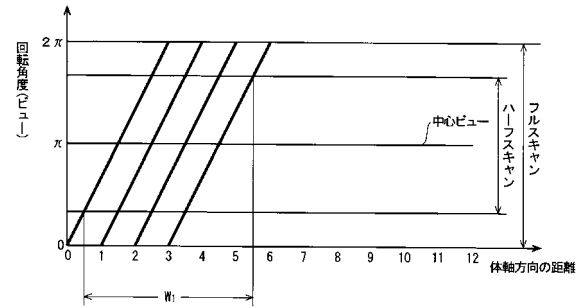
【図 6】



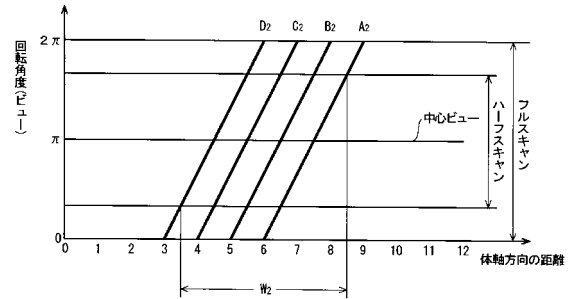
【図 1 1】



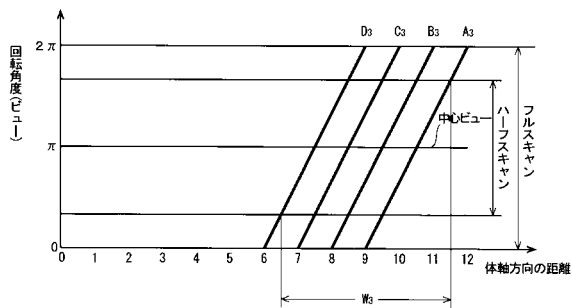
【図 1 2】



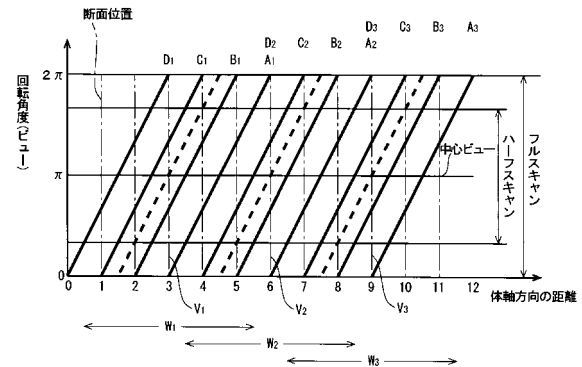
【図 1 3】



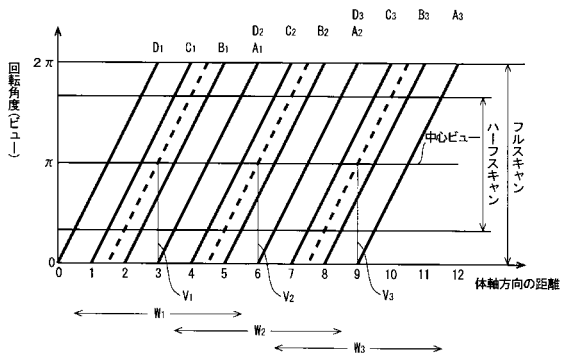
【図 1 4】



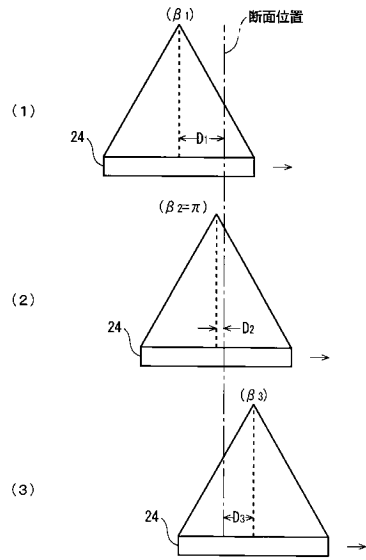
【図 1 6】



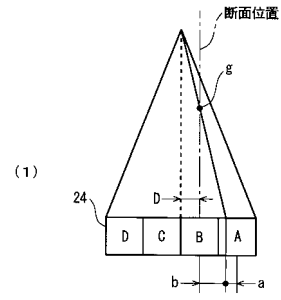
【図 1 5】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 佐々木 公祐

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

(72)発明者 沈 雲

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

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開2002-011001 (JP, A)

特開平09-019425 (JP, A)

特開2002-325758 (JP, A)

特開2000-051197 (JP, A)

国際公開第02/026136 (WO, A1)

国際公開第02/026135 (WO, A1)

特開2000-107174 (JP, A)

特開2000-157533 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03