

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5433805号
(P5433805)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月13日(2013.12.13)

(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 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 5
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 D
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 X

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-76319 (P2013-76319)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成25年4月1日(2013.4.1)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2011-209996 (P2011-209996) の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成16年11月1日(2004.11.1)	(73) 特許権者	594164542
(65) 公開番号	特開2013-128825 (P2013-128825A)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成25年7月4日(2013.7.4)	(74) 代理人	100149803
審査請求日	平成25年4月1日(2013.4.1)		弁理士 藤原 康高
		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(74) 代理人	100156579
			弁理士 寺西 功一
		(72) 発明者	坂口 卓弥
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社 本社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対してX線の照射と検出を行なうCアーム型の撮像手段と、
この撮像手段を前記被検体の周囲に設定された所定の回動経路に沿って複数回の回動を行なう回動手段と、

前記被検体の心拍情報と前記撮像手段の回動位置情報に基づいて、前記被検体の所定心拍時相においてX線照射を制御する照射制御手段と、

前記照射制御手段の制御によってX線の照射と検出を行なうことにより投影データを生成する投影データ生成手段と、

生成された前記投影データを再構成処理してボリュームデータを生成する再構成処理手段と、を備え、

前記照射制御手段は、前記被検体の所定心拍時相における前記複数回の回動による回動位置の一部が重なり合うように制御し、その重なり合う場所ではX線照射を行わないようにして間欠的なX線撮影を行う制御をすることを特徴とするX線診断装置。

【請求項2】

前記回動手段は、前記回動経路において前記撮像手段を少なくとも3回回動することを特徴とする請求項1記載のX線診断装置。

【請求項3】

前記再構成処理手段は、前記複数の回動によって生成された回動方向に略連続した投影データに対して再構成処理を行なうことを特徴とする請求項1記載のX線診断装置。

10

20

【請求項 4】

前記再構成処理手段は、前記投影データの付帯情報として付加された前記撮像手段の回動位置情報に基づいて前記投影データを再構成処理することを特徴とする請求項 2 記載の X 線診断装置。

【請求項 5】

被検体の心拍情報を収集する心拍情報収集手段と前記撮像手段の回動位置を検出する位置検出手段を備え、

前記照射制御手段は、前記心拍情報収集手段から供給される前記被検体の心拍情報と前記位置検出手段から供給される前記撮像手段の回動位置情報に基づいて撮像手段における X 線照射を制御することを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

10

【請求項 6】

前記回動手段は、前記被検体の心拍情報に基づいて前記撮像手段の回動角速度を設定あるいは更新することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載した X 線診断装置。

【請求項 7】

前記回動手段は、前記被検体の心拍情報に基づいて前記撮像手段の回動開始タイミングを設定することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載した X 線診断装置。

【請求項 8】

前記投影データ生成手段は、180度+ファン角度以上の範囲における投影データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 9】

前記心拍情報収集手段は、前記心拍情報として前記被検体の ECG 信号を収集することを特徴とする請求項 5 記載の X 線診断装置。

20

【請求項 10】

画像データ生成手段を備え、前記画像データ生成手段は、前記ボリュームデータに対しボリュームレンダリング法、MPR法、MIP法の何れかを適用して3次元画像データあるいは2次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載した X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は X 線診断装置及び X 線撮像方法に係り、特に X 線発生部及び X 線検出部を回動して得られた投影データを再構成処理して X 線画像データの生成を行なう X 線診断装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

X 線診断装置や MRI 装置、あるいは X 線 CT 装置などを用いた医用画像診断技術は、1970年代のコンピュータ技術の発展に伴って急速な進歩を遂げ、今日の医療において必要不可欠なものとなっている。

【0003】

X 線診断は、近年ではカテーテル手技の発展に伴い循環器分野を中心に進歩を遂げている。循環器診断用の X 線診断装置は、通常、X 線発生部と X 線検出部、これらを保持する保持機構と、寝台(天板)及び信号処理部を備えている。そして、保持機構は C アームあるいは アームが用いられ、天板片持ち方式の寝台と組み合わせることによって患者(以下では、被検体と呼ぶ)に対して最適な位置や角度からの X 線撮影を可能にしている。

40

【0004】

X 線診断装置の X 線検出部に用いられる検出器は、従来、X 線フィルムや I・I。(イメージ・インテンシファイア)が使用されてきた。この I・I.を用いた X 線撮像方法では、X 線発生部の X 線管から発生した X 線によって被検体を照射し、このとき被検体を透過して得られる X 線投影データ(以下、投影データと呼ぶ)は、I・I.において光学画像に変換され、更に、この光学画像は X 線 TV カメラによって撮影され電気信号に変換される。そして、電気信号に変換された投影データは A/D 変換後、モニタに表示される。

50

このため、I . I . を用いた撮像方法は、フィルム方式では不可能であったリアルタイム撮影を可能とし、又、デジタル信号で投影データの収集ができるため、種々の画像処理が可能となった。

【 0 0 0 5 】

一方、前記 I . I . に替わるものとして、近年、2次元配列の平面検出器が注目を集め、その一部は既に実用化の段階に入っている。この平面検出器を備えたX線検出部とX線発生部を対向させて保持機構（Cアーム）に固定し、被検体の体軸と略平行な軸を中心として回動させながら投影データを収集する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【 0 0 0 6 】

特許文献1に記載されている方法では、回動するX線発生部により被検体の複数の方向からコーンビーム形状（2次的に広がったビーム形状）のX線を順次照射し、被検体の後方に配置されたX線検出部の平面検出器によって透過X線量の検出を行なう。そして、得られた透過X線量から投影データを生成し、更に、この投影データに対して再構成処理を行なって3次元データ（以下では、ボリュームデータと呼ぶ）の生成を行なっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

【特許文献1】特開2002-263093号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

ところで、上述のX線診断装置における撮像系の回動速度は、通常40度/秒乃至60度/秒であり、例えばファン角度が20度の場合に180度+ファン角度の回動に要する時間は3秒乃至5秒となる。このような回動速度を有する撮像系を用いて180度+ファン角度の回動範囲における心臓等の投影データを収集する場合、心臓の拍動数は1回/秒乃至2回/秒ゆえ、撮像系が上記回動範囲を回動する間に心臓は3回乃至10回の拍動を行なう。

【 0 0 0 9 】

即ち、撮像系の回動速度は、心臓の拍動に対して十分速くないために心臓の異なる心拍時相における投影データが収集され、従って、これらの投影データを用いた再構成処理によって得られるボリュームデータにおいて心臓の動きによるアーチファクトが生ずる。このような問題点に対し、上述の特許文献1ではその解決方法が記載されていない。

【 0 0 1 0 】

一方、心臓のように周期的な拍動を行なう臓器に対する撮影方法として心拍同期法が従来より知られており、特に臓器の動きが比較的小さい拡張末期あるいは収縮末期において投影データを収集することにより良質な再構成画像データの生成が可能となる。

【 0 0 1 1 】

但し、心臓の動きが少ない拡張末期や収縮末期の期間は心拍周期の約30%乃至40%に過ぎず、残りの60%乃至70%の期間では投影データを収集することができない。このため限られた方向からの投影データを用いて再構成処理を行なうため、得られたボリュームデータにおいて顕著なアーチファクトが発生し、診断能が大幅に低下する。

【 0 0 1 2 】

図10は、上記の問題点を説明するための図であり、図10(a)は、心電波形（以下では、ECG信号と呼ぶ。）のR波（R1、R2、R3・・・）に基づいて設定された拡張末期T11、T12、T13、・・・におけるX線撮影タイミングt1乃至t3、t4乃至t6、t7乃至t9、・・・を示している。

【 0 0 1 3 】

一方、X線診断装置の撮像系に設けられたX線発生部とX線検出部は、図10(b)に示すように被検体を挟んで対向配置され、更に、この被検体の周囲で所定の速度で回動す

10

20

30

40

50

る。従って、図10(a)のX線照射タイミングt1乃至t3においてX線発生部はA1乃至A3に位置し、これらの位置において対向するX線検出部に対しX線を照射する。

【0014】

同様に、ECG信号のR2、R3、・・・によって設定された拡張末期T12、T13・・・におけるX線照射タイミングt4乃至t6、t7乃至t9において、A4乃至A6、A7乃至A9に位置したX線発生部はX線検出部に対しX線を放射する。

【0015】

例えば、ファン角度θを20度とした場合に投影データの収集に必要な撮影範囲θ0は200度となり、この撮影範囲θ0の約40%において拡張末期の投影データが収集される。従って、例えば1度単位で撮像系を回動させながら投影データを収集する場合、上記の回動範囲θ0では80の投影データが収集される。即ち、拡張末期の投影データのみを収集して再構成処理を行なう場合、そのデータ数は大幅に減少し、しかもこれらのデータは不等間隔で得られるため、再構成処理によって得られたボリュームデータや画像データにおいて許容できないアーチファクトが発生する。

【0016】

一方、多方向から得られた投影データを再構成処理してボリュームデータを生成するX線CTでは、例えば特開2001-187048号公報に記載されているように、所定の心拍時相における投影データを複数セグメントに分けて収集する方法が提案されているが、X線診断装置における撮像系の回動速度はX線CT装置におけるガントリの回転速度に比べて極めて遅いためセグメント再構成を行なうことは困難である。

【0017】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、撮像系を被検体の周囲に設定された所定の回動経路に沿って複数回の回動を繰り返しながらX線撮影を行なうことにより前記被検体の所定心拍時相における投影データを回動方向に略連続して生成し、この投影データを再構成処理することにより高画質なX線画像データの生成が可能なX線診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0018】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明のX線診断装置は、被検体に対してX線の照射と検出を行なうCアーム型の撮像手段と、この撮像手段を前記被検体の周囲に設定された所定の回動経路に沿って複数回の回動を行なう回動手段と、前記被検体の心拍情報と前記撮像手段の回動位置情報に基づいて、前記被検体の所定心拍時相においてX線照射を制御する照射制御手段と、前記照射制御手段の制御によってX線の照射と検出を行なうことにより投影データを生成する投影データ生成手段と、生成された前記投影データを再構成処理してボリュームデータを生成する再構成処理手段と、を備え、前記照射制御手段は、前記被検体の所定心拍時相における前記複数回の回動による回動位置の一部が重なり合うように制御し、その重なり合う場所ではX線照射を行わないようにして間欠的なX線撮影を行う制御をすることを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の実施例におけるX線診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例におけるX線発生部及びX線検出部の回動方向を示す図。

【図3】同実施例におけるX線発生部の回動範囲を示す図。

【図4】心拍周期の拡張期及び収縮期における左室容積変化曲線とECG信号を示す図。

【図5】本発明の実施例における被検体の心拍時相と撮像系の回動位置及び撮像位置を示す図。

【図6】同実施例の撮像系による複数回の回動と各々の回動における撮像位置を示す図。

【図7】同実施例における回動開始タイミングの設定方法を示す図。

【図8】同実施例における画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図9】本実施例の変形例における撮像系の回動方向を示す図。

10

20

30

40

50

【図10】従来の投影データ収集方法における問題点を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0021】

以下に述べる本発明の実施例では、X線発生部とX線検出部を備えた撮像系を被検体の周囲に設定された所定の回動経路に沿って複数回(N回)回動させ、各回動において前記被検体の所定心拍時相(拡張末期)における投影データを生成する。そして、N回の回動により回動方向に略連続した投影データを生成し、この投影データに対して再構成処理を行なってボリュームデータを生成する。

10

【0022】

(装置の構成)

本発明の実施例におけるX線診断装置の構成につき図1乃至図7を用いて説明する。但し、図1は、X線診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0023】

図1に示した本実施例のX線診断装置100は、被検体150に対しX線を照射するためのX線発生部1と、このX線発生部1におけるX線照射に必要な高電圧を供給する高電圧発生部4と、被検体150を透過した投影データを検出するX線検出部2と、X線発生部1及びX線検出部2を保持する保持部6と、この保持部6を移動させX線発生部1とX線検出部2を被検体150の周囲で回動させるための機構部3と、この機構部3から供給されるX線発生部1及びX線検出部2の回動位置情報と後述のECGユニット10から供給される被検体150の心拍情報(ECG波形)に基づいてX線照射を制御する照射制御部5を備えている。

20

【0024】

又、X線診断装置100は、X線検出部2で生成された投影データを再構成処理してボリュームデータを生成し、更に、このボリュームデータから2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する画像演算・記憶部7と、これらの画像データを表示する表示部8と、被検体情報や各種コマンドの入力、撮影条件の設定、更には、画像表示モードの選択等を行なう操作部9と、被検体150に対してECG信号を収集するECGユニット10と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部11を備えている。

30

【0025】

X線発生部1は、被検体150に対しX線を照射するX線管15と、X線管15から照射されたX線に対してX線錘(コーンビーム)を形成するX線絞り器16を備えている。X線管15は、X線を発生する真空管であり、陰極(フィラメント)より放出された電子を高電圧によって加速させてタングステン陽極に衝突させX線を発生する。又、X線絞り器16は、X線管15と被検体150の間に位置し、X線管15から照射されたX線ビームをX線検出部2における所定サイズの照射範囲に絞り込む機能を有している。

【0026】

次に、X線検出部2は、既に述べたX線I.I.を用いた方式や微小なX線検出器を2次元配列した、所謂X線平面検出器を用いた方式等がある。以下では、X線I.I.を用いた方式について述べるが、この方式に限定されるものではなく、X線平面検出器等を用いた他の方式であっても構わない。

40

【0027】

即ち、X線検出部2は、X線I.I.21と、X線テレビカメラ22と、A/D変換器23を備えている。そして、X線I.I.21は、被検体150を透過したX線を可視光に変換し、更に、光-電子-光変換の過程で輝度の増倍を行なって感度のよい投影データを生成する。一方、X線テレビカメラ22は、CCD撮像素子を用いて上述の光学的な投影データを電気信号に変換し、A/D変換器23は、X線テレビカメラ22から出力された時系列的な電気信号(ビデオ信号)をデジタル信号に変換する。

【0028】

50

次に、機構部 3 は、ECG ユニット 10 から供給される被検体 150 の心拍情報に基づいて X 線発生部 1 及び X 線検出部 2 (以下では、これらを纏めて撮像系と呼ぶ。) の回動開始タイミングを設定する回動開始タイミング設定回路 31 と、回動開始タイミング設定回路 31 から供給されるタイミング情報に基づいて撮像系を回動させるための制御を行なう撮像系移動制御回路 32 と、撮像系移動制御回路 32 から供給される制御信号に従い撮像系を被検体 150 の周囲において回動させる撮像系移動機構 33 と、撮像系の回動位置を検出する位置検出器 34 を備え、更に、天板 17 を被検体 150 の体軸方向に移動する図示しない天板移動機構と、この天板移動機構を制御する図示しない天板移動制御回路を備えている。

【0029】

10

そして、回動開始タイミング設定回路 31 は、被検体 150 の周囲に設定された回動経路に沿って撮像系を N 回回動させながら所定心拍時相における X 線撮影を行なう際に、撮像系の回動方向に対して略連続した所定心拍時相の投影データを効率よく生成するために、回動 1 乃至回動 N における撮像系の回動開始タイミングを被検体 150 から得られる心拍情報に基づいて設定する。

【0030】

一方、撮像系移動制御回路 32 は、ECG ユニット 10 から得られる被検体 150 の所定心拍時相 T1 における回動ステップ数 P や回動ステップ間隔 等にに基づいて撮像系の回動角速度 V_r を設定し、この回動角速度 V_r と上述の回動開始タイミング設定回路 31 から供給される回動開始のタイミング信号に基づいて撮像系を回動するための制御信号を撮像系移動機構 33 に供給する。

20

【0031】

更に、撮像系移動制御回路 32 は、システム制御部 11 から供給される制御信号に従って撮像系を被検体 150 の体軸方向 (図 1 の紙面に垂直な方向) へ移動するための制御信号を撮像系移動機構 33 に供給し、撮像系移動機構 33 は、この制御信号に基づいて上記撮像系を体軸方向へ移動することによって、投影データを収集する位置、即ち、体軸方向における回動経路の位置を設定する。

【0032】

次に、機構部 3 によって行なわれる撮像系の回動につき図 2 乃至図 3 を用いて説明する。図 2 は、撮像系移動機構 33 によって回動する X 線発生部 1 と X 線検出部 2 を示したものであり、C アームによって構成される保持部 6 の端部近傍には X 線発生部 1 と X 線検出部 2 が設けられている。図 2 (a) は、保持部 6 を R1 方向にスライドさせる方法を、又、図 2 (b) は、保持部 6 を R2 方向に回動させる方法を示しており、何れの場合も X 線発生部 1 と X 線検出部 2 を備えた撮像系は被検体 150 の体軸と略平行な軸を回動中心軸として回動する。

30

【0033】

一方、図 3 は、撮像系を被検体 150 の周囲で回動させながら X 線撮影を行ない、得られた投影データを再構成処理してボリュームデータを生成する際、再構成処理に最低限必要となる投影データの撮影範囲 θ_0 を示したものであり、この場合の再構成処理には、 $180^\circ + \text{ファン角度 } f$ の範囲で回動方向に対して連続した投影データが要求される。但し、上記ファン角度 f は、X 線発生部 1 から放射される X 線の照射角度によって決定される。

40

【0034】

尚、上述の回動開始タイミング設定回路 31 による回動開始タイミングの設定方法や撮像系移動制御回路 32 による回動角速度 V_r の設定方法についての詳細は後述する。

【0035】

図 1 に戻って、高電圧発生部 4 は、X 線管 15 の陰極から発生する熱電子を加速するために、陽極と陰極の間に印加する高電圧を発生させる高電圧発生器 42 と、システム制御部 11 からの指示信号に従い、高電圧発生器 42 における管電流、管電圧、照射時間等の X 線照射条件の制御を行なう高電圧制御回路 41 を備えている。

50

【 0 0 3 6 】

次に、照射制御部 5 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、ECGユニット 10 から供給される被検体 150 の心拍情報（心拍周期 T_0 ）に基づいて所定心拍時相 T_1 を設定し、更に、前記演算回路は、システム制御部 11 を介して操作部 9 から供給される撮影条件、即ち、撮影範囲 0、撮像系の回動ステップ間隔 及び全回動ステップ数 M 、心拍時相 T_1 における回動ステップ数 P 及び重複回動ステップ数 Q 、回動回数 N 等に基づいて回動 1 乃至回動 N の心拍時相 T_1 における撮影位置を設定し、記憶回路に保存する。

【 0 0 3 7 】

更に、照射制御部 5 は、心拍時相 T_1 において、システム制御部 11 を介し機構部 3 の位置検出器 34 から供給される撮像系の回動位置が上述の撮影位置と一致する場合には高電圧発生部 4 に対して X 線撮影を行なうための指示信号を供給する。

10

【 0 0 3 8 】

既に述べたように、周期的な拍動を行なう心臓のような臓器に対しては、その動きが比較的小さくなる拡張末期あるいは収縮末期において投影データの収集を行なうことが望ましい。図 4 は、左心系における容積変化曲線（a）と ECG ユニット 10 から得られる ECG 信号（b）を示したものであり、ECG 信号の R 波から T 波までが収縮期、この T 波から次の R 波までが拡張期である。そして、拡張末期 T_1 あるいは収縮末期 T_2 においてその左室容積の変化が最小になる。

【 0 0 3 9 】

即ち、心臓の動きが最小となる拡張末期 T_1 あるいは収縮末期 T_2 において収集した投影データに対して再構成処理を行なうことにより、動きの影響を抑えた良質なボリュームデータや画像データを生成することが可能となる。以下では、拡張末期 T_1 において投影データを収集する場合について述べるが、収縮末期 T_2 であっても構わない。

20

【 0 0 4 0 】

次に、画像演算・記憶部 7 は、投影データ記憶回路 71 と、画像再構成回路 73 と画像データ記憶回路 74 と画像演算回路 75 を備えている。そして、撮像系を被検体 150 の周囲で N 回回動しながら X 線撮影して生成された投影データは、機構部 3 の位置検出器 34 にて検出された撮像系の回動位置情報と共に投影データ記憶回路 71 に保存される。

【 0 0 4 1 】

次に、画像再構成回路 73 は、投影データ記憶回路 71 に保存された投影データとその回動位置情報を読み出して再構成処理を行ないボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータを画像データ記憶回路 74 に保存する。尚、上記ボリュームデータの生成方法は、X 線 CT 装置の画像再構成法として周知であるため詳細な説明は省略する。

30

【 0 0 4 2 】

又、画像演算回路 75 は、得られたボリュームデータに対し、例えば、ボリュームレンダリング法や MPR (Multi-Planar-Reconstruction) 法、更には、MIP (Maximum-Intensity-Projection) 法を適用して 3 次元画像データや 2 次元画像データを生成し、これらの画像データを画像データ記憶回路 74 に保存する。

【 0 0 4 3 】

次に、表示部 8 は、画像演算・記憶部 7 の画像データ記憶回路 74 に保存されている上述の画像データを表示するためのものであり、これらの画像データとその付帯情報を合成して表示用データを生成する表示データ生成回路 81 と、上記表示用データに対して D/A 変換と TV フォーマット変換を行なって映像信号を生成する変換回路 82 と、生成された映像信号を表示するモニタ 83 を備えている。

40

【 0 0 4 4 】

又、操作部 9 は、キーボード、トラックボール、ジョイスティック、マウス等の入力デバイスや表示パネル、更には、各種スイッチ等を備えており、被検体情報や各種コマンド信号の入力、X 線照射条件や撮影条件の設定、心拍時相の選択、画像表示モードの選択等を行なう。

50

【 0 0 4 5 】

尚、上記撮影条件として、撮影範囲 0、撮像系の回動ステップ間隔 及び全回動ステップ数 M、心拍時相 T 1 , 心拍時相 T 1 における回動ステップ数 P 及び重複回動ステップ数 Q、回動回数 N 等があり、心拍時相として拡張末期や収縮末期等がある。更に、X線照射条件として X 線管 1 5 の管電圧、管電流及び X 線照射時間等があり、画像表示モードとして 3 次元画像表示、M I P 画像表示、M P R 画像表示等がある。

【 0 0 4 6 】

一方、ECGユニット 1 0 は、被検体 1 5 0 に装着された図示しない電極から検出される E C G 信号を受信し、デジタル信号に変換する。そして、システム制御部 1 1 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、操作者によって操作部 9 から入力あるいは設定される上述の各種情報は前記記憶回路に保存される。一方、前記 C P U は、これらの情報に基づいて高電圧発生部 4、X 線検出部 2、機構部 3、照射制御部 5、画像演算・記憶部 7、更には表示部 8 の各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

10

【 0 0 4 7 】

(回動位置及び撮影位置の設定)

次に、上述の回動 1 乃至回動 N における撮像系の回動位置と撮影位置の設定につき図 5 及び図 6 を用いて説明する。尚、以下では説明を簡単にするために、これらの図における撮像系は、同一の回動経路に沿って回動 1 乃至回動 3 (N = 3) の回動を行ない、回動 1 における拡張末期 T 1 1、T 1 2、T 1 3、・・・回動 2 における拡張末期 T 2 1、T 2 2、T 2 3、・・・回動 3 における拡張末期 T 3 1、T 3 2、T 3 3、・・・の各々において 4 回乃至 6 回の X 線撮影を行なう場合について示しているが、これに限定されない。

20

【 0 0 4 8 】

図 5 は、横軸に被検体の E C G 信号の時相を、又、縦軸に撮像系の回動位置及び撮影位置を示しており、図 6 は、回動 1 乃至回動 3 における回動位置と撮影位置を円弧 R 1 乃至 R 3 にて示している。そして、何れの場合も図中の実線 (太線) は撮像系の回動経路を又、丸印 (及び) は、前記回動経路において拡張末期の X 線撮影が可能な撮像系の回動位置を示している。但し、図 6 における撮像系は、説明を分かり易くするために異なる円弧 R 1 乃至 R 3 に沿って回動 1 乃至回動 3 を行なう場合を示しているが、実際には、同一の回動経路を所定角速度 V r で回動する。尚、以下では、X 線発生部 1 の回動位置を撮像系の回動位置として説明する。

30

【 0 0 4 9 】

図 5 及び図 6 に示すように、機構部 3 の撮像系移動制御回路 3 2 は、撮像系移動機構 3 3 を制御して撮像系を回動位置 1 から回動位置 2 0 0 (M = 2 0 0) に向かって回動角速度 V r で回動させる。そして、回動 1 では拡張末期 T 1 1、T 1 2、T 1 3、・・・において撮像系が予め設定された撮影位置 1 乃至 6、1 6 乃至 2 1、3 1 乃至 3 6、・・・に到達したならば照射制御部 5 は高電圧発生部 4 を制御して X 線撮影を行なう。

【 0 0 5 0 】

このような間欠的な X 線撮影が回動 1 において終了したならば、撮像系移動制御回路 3 2 は撮像系を最初の回動位置 1 に戻し、回動開始タイミング算出回路 3 1 から供給される回動開始のタイミング信号に基づいて回動 2 を開始する。そして、拡張末期 T 2 1、T 2 2、T 2 3、・・・において撮像系が撮影位置 7 乃至 1 1、2 2 乃至 2 6、3 7 乃至 4 1、・・・に到達したならば X 線撮影が行なわれる。

40

【 0 0 5 1 】

同様の手順によって撮像系は回動位置 1 において回動 3 の回動を開始し、拡張末期 T 3 1、T 3 2、T 3 3、・・・において撮影位置 1 2 乃至 1 6、2 7 乃至 3 1、・・・に到達したならば X 線撮影が行なわれる。

【 0 0 5 2 】

この場合、回動 1 乃至回動 3 の拡張末期における撮像系の回動位置は図 5 及び図 6 に示すようにその端部が重なるように回動開始タイミングが設定される。例えば、回動 1 の拡

50

張末期 T 1 1、T 1 2、T 1 3 における最後の回動位置と回動 2 の拡張末期 T 2 1、T 2 2、T 2 3 における最初の回動位置は 6、2 1、3 6 において一致するように設定される。

【 0 0 5 3 】

同様にして回動 2 の拡張末期 T 2 1、T 2 2、T 2 3 における最後の回動位置と回動 3 の拡張末期 T 3 1、T 3 2、T 3 3、・・・における最初の回動位置は 1 1、2 6、4 1 において一致し、回動 3 の拡張末期 T 3 1、T 3 2、・・・の最後の回動位置と回動 1 の拡張末期 T 1 2、T 1 3、・・・における最初の回動位置は 1 6、3 1、・・・において一致するように設定される。

【 0 0 5 4 】

このような、X 線撮影方法を適用することによって、例えば、回動角速度 V_r を設定する際に用いた被検体の X 線撮影前における心拍周期 T_0 に対し、X 線撮影中の心拍周期が異なる場合においても拡張末期における投影データを回動方向に対して連続して合成することが可能となる。

【 0 0 5 5 】

即ち、心拍周期が変動することにより回動 1 の回動位置 6 において拡張末期 T 1 1 の投影データが得られない場合には、回動 2 の回動位置 6 によって得られた拡張末期の投影データで補完することが可能となる。この場合、照射制御部 5 は、ECG ユニット 1 0 から供給される心拍情報と機構部 3 の位置検出器 3 4 から供給される撮像系の回動位置情報に基づき、回動 1 の回動位置 6 における拡張末期 T 1 1 の投影データが収集不可であることを認識したならば高電圧発生部 4 を制御して X 線照射を停止すると共に、回動 2 の回動位置 6 を新たな撮影位置に設定する。

【 0 0 5 6 】

(回動開始タイミングの設定)

次に、機構部 3 の回動開始タイミング設定回路 3 1 における回動開始タイミングの設定方法につき図 7 を用いて説明する。図 7 は、図 6 に示した回動位置 1 乃至 2 0 0 に対し撮像系の回動 1 乃至回動 3 を行なって拡張末期 T 1 における X 線撮影を行なう際の、回動 1 乃至回動 3 の回動開始タイミングを基準とした経過時間に対する撮像系の回動位置と撮影位置を示したものである。

【 0 0 5 7 】

但し、この場合も図 5 あるいは図 6 と同様にして、回動 1 乃至回動 3 の撮像系は拡張末期 T 1 において夫々 6 つの回動位置が設定され、所定の回動 (例えば、回動 2) における拡張末期 T 1 の最初の回動位置 6 は、先行する回動 (回動 1) における拡張末期 T 1 の最後の回動位置 6 に一致し、前記所定の回動 (回動 2) における最後の回動位置 1 1 は、後続する回動 (回動 3) における最初の回動位置 1 1 に一致する場合について示しているが、各拡張末期における回動ステップ数 P や重複回動ステップ数 Q はこの実施例に限定されない。

【 0 0 5 8 】

まず、図 1 に示した機構部 3 の回動開始タイミング設定回路 3 1 は、システム制御部 1 1 を介して ECG ユニット 1 0 から供給される被検体 1 5 0 の ECG 信号において時相 4 の R 波を検出し、R - R 間隔から心拍周期 T_0 を計測する。次いで、検出された各々の R 波から拡張末期 T 1 だけ遡った時相 3 を設定し、更に、この時相 3 から期間 T_x 及び期間 $2 T_x$ だけ遡った時相 2 及び 1 を設定する。

【 0 0 5 9 】

次に、回動開始タイミング設定回路 3 1 は、図 7 に示すように、ECG 信号の R 波から期間 T_1 だけ遡った時相 3 を回動 1 の回動開始タイミングに設定し、次いで、この設定に基づいて撮像系移動制御回路 3 2 は、撮像系移動機構 3 3 を制御し回動位置 1 を回動開始位置として上記回動開始タイミングで撮像系を回動させる。そして、撮像系が照射制御部 5 によって予め設定された撮影位置 1 乃至 6、1 6 乃至 2 1、・・・に到達したならば、これらの撮影位置において X 線撮影が行なわれる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

同様にして、回動開始タイミング設定回路 3 1 は、E C G 信号の R 波から期間 T 1 1 (T 1 1 = T 1 + T x) だけ遡った時相 2 を回動 2 の回動開始タイミングに、又、心電波形の R 波から期間 T 1 2 (T 1 2 = T 1 + 2 T x) だけ遡った時相 1 を回動 3 の回動開始タイミングに設定する。次いで、撮像系移動制御回路 3 2 は、これらの回動開始タイミングに基づいて撮像系移動機構 3 3 を制御し、回動位置 1 を回動開始位置として上記回動開始タイミングで撮像系を回動させる。そして、回動 2 における撮像系が照射制御部 5 において予め設定された撮影位置 7 乃至 1 1、 2 2 乃至 2 6、・・・に、又、回動 3 における撮像系が撮影位置 1 2 乃至 1 5、 2 7 乃至 3 0、・・・に到達したならば、これらの撮影位置において X 線撮影が行なわれる。

10

【 0 0 6 1 】

(回動角速度の設定)

ところで、撮影範囲 0 (0 = 2 0 0 度) の回動位置 1 乃至 M (M = 2 0 0) において撮像系を回動させる場合、(P - Q) の回動範囲を拡張末期 T 1 の間に回動させる必要がある。従って、撮像系の回動角速度 V r は下式 (1) によって算出される。

【 数 1 】

$$V_r = \frac{(P-Q)\Delta\theta}{T_1} \quad \dots \quad (1)$$

20

【 0 0 6 2 】

但し、回動ステップ間隔 は、回動位置 1 乃至 M における回動ピッチであり撮影範囲 0 / 全回動ステップ数 M によって算出される。又、P は既に述べたように拡張末期 T 1 における回動ステップ数、Q は回動 1 乃至回動 N の間で重複する拡張末期 T 1 の回動ステップ数を示しており、図 5 乃至図 7 では、0 = 2 0 0 度、M = 2 0 0、P = 6、Q = 1、 = 1 度、T 1 = 4 0 0 m s e c の場合について示している。

【 0 0 6 3 】

即ち、機構部 3 の撮像系移動制御回路 3 2 は、操作部 9 あるいはシステム制御部 1 1 にて予め設定された撮影範囲 0、回動ステップ間隔、拡張末期における回動ステップ数 P や重複回動ステップ数 Q に基づいて回動角速度 V r の設定を行なう。

30

【 0 0 6 4 】

尚、上式 (1) における拡張末期 T 1 は被検体の心拍周期 T 0 に対し所定の比率 で設定される値であり、上述の実施例では = 4 0 % の場合について示している。従って、被検体の心拍周期 T 0 が時間的に変動する場合には、機構部 3 の撮像系移動制御回路 3 2 は、上式 (1) に基づいて回動角速度 V r を更新することにより、回動 1 乃至回動 N の各々では照射制御部 5 が予め設定した撮影位置において投影データを確実に生成することが可能となる。

【 0 0 6 5 】

(画像データの生成手順)

次に、図 1 乃至図 8 を用い、本実施例の X 線診断装置 1 0 0 における画像データの生成手順について説明する。尚、図 8 は、画像データの生成手順を示すフローチャートである。

40

【 0 0 6 6 】

X 線診断装置 1 0 0 の操作者は、先ず操作部 9 において被検体 1 5 0 に関する被検体情報の入力、心拍時相 (拡張末期) の選択、X 線照射条件や撮影条件の設定、画像表示モードの選択等を行なう。そして、上述の入力情報、選択情報及び設定情報はシステム制御部 1 1 の記憶回路に保存される (図 8 のステップ S 1) 。

【 0 0 6 7 】

又、上述の撮影条件はシステム制御部 1 1 を介して照射制御部 5 に供給され、記憶回路

50

に一旦保存される。尚、以下では、 $\theta = 200$ 度、 $\alpha = 1$ 度、 $M = 200$ 、 $P = 6$ 、 $Q = 1$ 、 $N = 3$ の場合について述べるがこれに限定されるものではない。

【0068】

上述の入力や設定が終了したならば、操作者は、被検体150にECGユニット10の電極を装着する。そして、ECGユニット10は、このとき得られる被検体150のECG信号を一旦デジタル信号に変換した後、システム制御部11を介して照射制御部5に供給し、照射制御部5は、このECG信号のR波間隔あるいは心拍数から心拍周期 T_0 を計測し、この心拍周期 T_0 における拡張末期 T_1 を設定する(図8のステップS2)。

【0069】

更に、照射制御部5は既に記憶回路に保存されている上述の撮影条件と拡張末期の期間 T_1 に基づいて拡張末期における回動1の撮影位置 θ_1 乃至 θ_6 、 θ_{16} 乃至 θ_{21} 、 θ_{31} 乃至 θ_{36} 、・・・、回動2の撮影位置 θ_7 乃至 θ_{11} 、 θ_{22} 乃至 θ_{26} 、 θ_{37} 乃至 θ_{41} 、・・・、回動3の撮影位置 θ_{12} 乃至 θ_{15} 、 θ_{27} 乃至 θ_{30} 、・・・の設定を行なう(図8のステップS3)。

【0070】

一方、機構部3の回動開始タイミング設定回路31は、システム制御部11を介してECGユニット10から供給される被検体150のECG信号において時相 ϕ_4 のR波を検出し、R波間隔から心拍周期 T_0 を計測する。次いで、検出された各々のR波から拡張末期 T_1 だけ遡った時相 ϕ_3 を設定し、更に、この時相 ϕ_3 から期間 T_x 及び $2T_x$ だけ遡った時相 ϕ_2 及び ϕ_1 を設定する。そして、時相 ϕ_3 、時相 ϕ_2 及び時相 ϕ_1 を回動1乃至回動3における回動開始タイミングに設定する(図7参照)。

【0071】

更に、回動開始タイミング設定回路31は、システム制御部11を介して照射制御部5あるいは操作部9から供給される撮影条件や上述の拡張末期 T_1 に基づいて回動角速度 V_r を設定する(図8のステップS4)。

【0072】

次いで、機構部3の撮像系移動制御回路32は、システム制御部11を介して操作部9から供給されるコマンド信号に基づいて撮像系移動機構33を制御し、撮像系を最初の回動位置 θ_1 に設定する。次いで、操作者は、被検体150の診断部位に対して造影剤を注入した後(図8のステップS5)、回動1のX線撮影を開始するためのコマンド信号を操作部9より入力し、このコマンド信号がシステム制御部11に供給されることによって回動1のX線撮影が開始される(図8のステップS6)。

【0073】

次いで、システム制御部11は、上記撮影開始コマンド信号に後続してECGユニット10から供給される被検体150のECG信号の時相 ϕ_3 においてX線照射を行なう。

【0074】

回動位置 θ_1 におけるX線撮影に際して、照射制御部5は、システム制御部11を介してECGユニット10から供給されるECG信号の時相 ϕ_3 と機構部3の位置検出器34から供給される撮像系の回動位置 θ_1 を確認した後、X線照射の指示信号を高電圧発生部4に供給する。そして、高電圧発生部4の高電圧制御回路41は、照射制御部5より供給された上記指示信号を受信し、既に設定されているX線照射条件に基づいて高電圧発生器42を制御し高電圧をX線発生部1のX線管15に印加する。

【0075】

次いで、高電圧が印加されたX線管15は、X線絞り器16を介して被検体150にX線を照射し、被検体150を透過したX線は、その後方に設けられたX線検出部2のX線I・I・21に投影される。一方、X線I・I・21は、被検体150を透過したX線を光学画像に変換し、X線テレビカメラ22は、この光学画像を電気信号(ビデオ信号)に変換する。

【0076】

そして、X線テレビカメラ22から時系列的に出力されたビデオ信号はA/D変換器2

10

20

30

40

50

3にてデジタル信号に変換された後、投影データとして画像演算・記憶部7の投影データ記憶回路71に保存される。この場合、投影データ記憶回路71に保存される投影データには撮影位置1の情報が付帯情報として付加される。

【0077】

一方、システム制御部11は、機構部3の撮像系移動制御回路32を制御し、撮像系を被検体150の周囲において回動角速度 V_r で回動させる。又、機構部3の位置検出器34によって検出された撮像系の回動位置がシステム制御部11を介して供給された照射制御部5は、この撮像系の回動位置が記憶回路に予め保存されている撮影位置と一致した場合には高電圧発生部4の高電圧制御回路41に対しX線照射のための指示信号を供給する。そして、この指示信号に基づいたX線撮影によって得られた回動位置2の投影データは、その撮影位置情報と共に投影データ記憶回路71に保存される。

10

【0078】

以下同様にして、撮像系は回動1を回動角速度 V_r にて回動し、予め設定された撮影位置3乃至6、16乃至21、31乃至36、・・・、においてX線撮影を行ない、得られた投影データは投影データ記憶部71に保存される(図8のステップS7)。

【0079】

回動1におけるX線撮影が終了したならば、機構部3の撮像系移動制御回路32は、システム制御部11から供給される指示信号に基づいて撮像系移動機構33を制御して回動位置1に撮像系を再設定する。次いで、操作者は、被検体150の診断部位に対して再度造影剤を注入した後、操作部9において回動2のX線撮影を開始するためのコマンド信号を入力する。このコマンド信号がシステム制御部11に供給されることによって回動2の撮影位置7乃至11、22乃至26、37乃至41、・・・、におけるX線撮影が回動1と同様の手順によって行なわれ、得られた投影データは、その撮影位置情報と共に投影データ記憶回路71に保存される(図8のステップS4乃至S6)。

20

【0080】

更に、回動3の撮影位置12乃至15、27乃至30、・・・に対しても同様にしてX線撮影を行ない得られた投影データとその撮影位置情報は投影データ記憶回路71に保存される。即ち、投影データ記憶回路71には、回動1乃至回動3における間欠的なX線撮影によって得られた拡張末期T1の投影データがその撮影位置情報と共に保存される(図8のステップS5乃至S7)。

30

【0081】

次に、画像演算・記憶部7の画像再構成回路73は、投影データ記憶回路71に保存されている投影データとその撮影位置情報を用いてコンポリューション処理を行なう。更に、このコンポリューション処理した投影データを被検体150の関心領域に仮想的に設定した3次元格子の格子点に逆投影することによって関心領域におけるボリュームデータを生成し、得られたボリュームデータを画像データ記憶回路74に保存する(図8のステップS9)。尚、2次元の検出素子を有するX線検出部により収集された投影データからボリュームデータを生成する方法は、X線CT装置における画像再構成技術として周知であるため、ここでの詳細な説明は省略する。

40

【0082】

そして、画像演算回路75は、上述の方法によって生成されたボリュームデータを用い、操作者が操作部9にて選択した画像表示モードに基づいて所望の3次元画像データや2次元画像データを生成し、得られたこれらの画像データを画像データ記憶回路74に一旦保存する(図8のステップS10)。

【0083】

一方、システム制御部11は、予め設定された画像表示モードに対応した画像データを画像データ記憶回路74から読み出し、表示部8のモニタ83に表示する。即ち、システム制御部11は、画像データ記憶回路74に保存された所望の画像データを読み出して表示部8の表示用データ生成回路81に供給し、表示用データ生成回路81は、画像データ

50

生成回路73から供給された画像データとシステム制御部11から供給された被検体情報あるいは撮影条件などの付帯情報を合成して表示用画像データを生成する。次いで、変換回路82は、前記表示用画像データに対してD/A変換とTVフォーマット変換を行なって映像信号を生成しモニタ83に表示する(図8のステップS11)。

【0084】

以上述べた本実施例によれば、被検体の動きが比較的小さい拡張末期あるいは収縮末期の心拍時相において収集した投影データを用い画像再構成を行なっているため、拍動性の動きの影響を低減することができる。又、同一回動経路に対してN回の回動を行なうことにより所定心拍時相における投影データを回動方向に対して連続的に生成することが可能となる。

10

【0085】

又、本実施例に拠れば、回動1乃至回動Nの回動開始タイミングや回動角速度は被検体から得られた心拍情報に基づいて設定あるいは更新されるため、心拍周期の個人差や時間的变化に拠らずに常に好適な撮像系の位置設定を行なうことができ、回動方向に連続した投影データを生成することができる。更に、回動1乃至回動Nの所定心拍時相における回動範囲はその端部が重複するように設定されているため、被検体の心拍周期に時間的な変動がある場合でも回動方向に連続した投影データを生成することができる。従って、本実施例によって生成された投影データを再構成処理することにより高画質な画像データを生成することが可能となる。

【0086】

又、上述の実施例に拠れば、予め設定された撮影位置に対し撮像系が所定心拍時相で到達した時のみX線撮影が行なわれるため、同一の撮影位置に対し異なる回動による重複したX線撮影を防止することができる。このため被検体に対する被曝量の低減が可能となる。

20

【0087】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上記の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例においては、同一撮影位置におけるX線撮影が回動間で重複しないようにX線照射の制御を行なったが、同一撮影位置に対するX線撮影を回動間で重複して行ない、得られた多くの投影データの中から再構成処理に有効な投影データをその撮影位置情報に基づいて選択してもよい。

30

【0088】

又、図7の回動1乃至回動3は何れも回動位置1を回動開始位置に設定し、夫々の回動に対して設定された回動開始タイミングに基づいて回動を開始する場合について述べたが、例えば、回動2は回動位置6を、又回動3は回動位置11を回動開始位置に設定し、回動1乃至回動3を同一の回動開始タイミング(心拍時相3)で回動させてもよい。

【0089】

更に、上述の実施例では、図6に示すように回動1乃至回動3における撮像系は同一方向に回動する場合について述べたが、例えば、図9に示すようにその回動方向を交互に変更してもよい。この場合、撮像系の移動制御は多少複雑になるが、投影データの収集に要する時間を低減することが可能となる。

40

【0090】

一方、上述の実施例では、造影剤を注入した被検体に対して投影データを生成する場合について述べたが、造影剤注入前と造影剤注入後の各々における複数回の回動によって投影データを生成し、造影剤注入前の投影データと造影剤注入後の投影データのサブトラクションによって新たに得られた投影データの再構成処理によってボリュームデータを生成してもよい。

【0091】

尚、上述の実施例では、図面を簡単にするために拡張末期T1を心拍周期T0の40%としたが、撮影対象部位の動きの影響を排除するためには拡張末期T1は更に小さく設定

50

することが望ましく、従って、投影データの生成に要する時間があまり大きくなりえない範囲で回動回数Nを上述の実施例より大きく設定することが望ましい。

【0092】

一方、被検体の心拍情報を得るためにECG信号の収集を行なったが、図4に示した左室容積変化曲線など他の生体情報であってもよい。

【0093】

又、上述の実施例では投影データの画像再構成処理によって得られたボリュームデータをボリュームレンダリング処理した3次元画像データや、MIP画像データあるいはMPR画像データなどの2次元画像データを生成する場合について述べたが、これらに限定されない。

10

【0094】

一方、X線照射を行なう期間は拡張末期に限定されるものではなく、収縮末期であってもよい。この場合、各々の拡張末期あるいは収縮末期における回動ステップ数P、撮影範囲θ、回動ピッチΔθ、重複回動ステップ数Q、回動ステップ間隔Δt等は上述の実施例に示した値に限定されない。

【0095】

更に、上記の実施例では、所定心拍時相（拡張末期）においてのみX線撮影を行なう場合について示したが、撮像系を回動させながら所定間隔でX線撮影を行なって得られた投影データの中から拡張末期に得られた投影データを選択して再構成処理してもよい。この場合、被検体に対するX線の被曝量は増大するがX線撮影に対する制御が簡単になる利点を有している。

20

【0096】

又、被検体に対する造影剤の注入は、上述の実施例に示すように回動1乃至回動Nにおける撮影の度に行なってもよいが、1回の造影剤注入の後回動1乃至回動Nにおける撮影を連続して行なってもよい。後者の方法は注入する造影剤の量を少なくすることができるが、息止め時間が長くとれない被検体の場合には前者の方法が好適である。

【0097】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、被検体の所定心拍時相における投影データを回動方向に対して略連続して生成することが可能となり、この投影データを再構成処理することによって良質な画像データを生成することができる。

30

【0098】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0099】

- 1 ... X線発生部
- 2 ... X線検出部
- 3 ... 機構部
- 4 ... 高電圧発生部
- 5 ... 照射制御部
- 6 ... 保持部
- 7 ... 画像演算・記憶部
- 8 ... 表示部
- 9 ... 操作部
- 10 ... ECGユニット
- 11 ... システム制御部

40

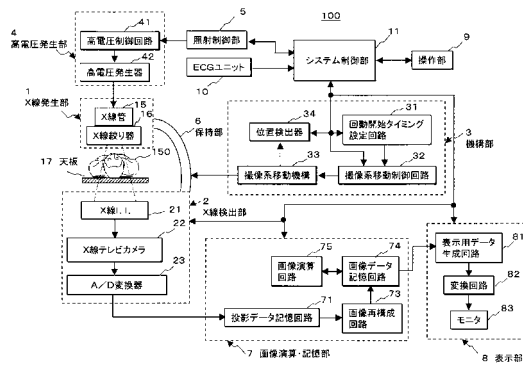
50

- 1 5 ... X線管
- 1 6 ... X線絞り器
- 1 7 ...天板
- 2 1 ... X線I . I .
- 2 2 ... X線テレビカメラ
- 2 3 ... A / D変換器
- 3 1 ...回動開始タイミング設定回路
- 3 2 ...撮像系移動制御回路
- 3 3 ...撮像系移動機構
- 3 4 ...位置検出器
- 4 1 ...高電圧制御回路
- 4 2 ...高電圧発生器
- 7 1 ...投影データ記憶回路
- 7 3 ...画像再構成回路
- 7 4 ...画像データ記憶回路
- 7 5 ...画像演算回路
- 8 1 ...表示用データ生成回路
- 8 2 ...変換回路
- 8 3 ...モニタ
- 1 0 0 ... X線診断装置
- 1 5 0 ...被検体

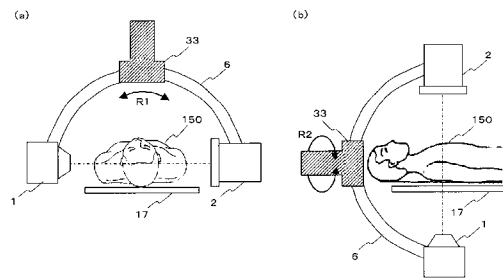
10

20

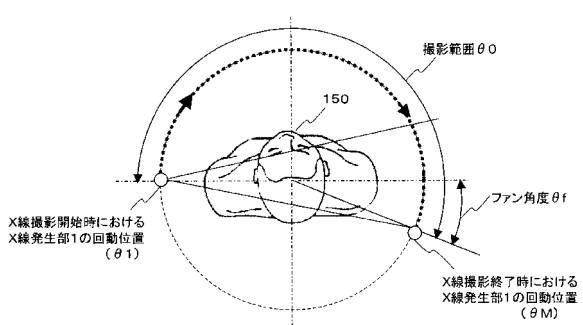
【図1】



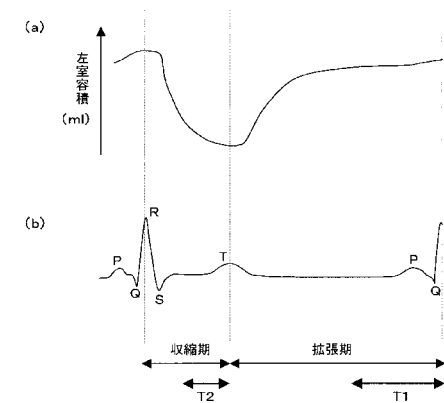
【図2】



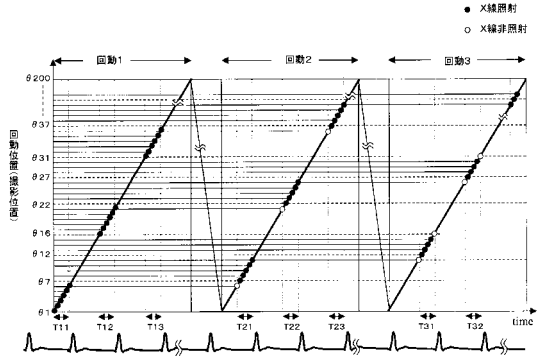
【図3】



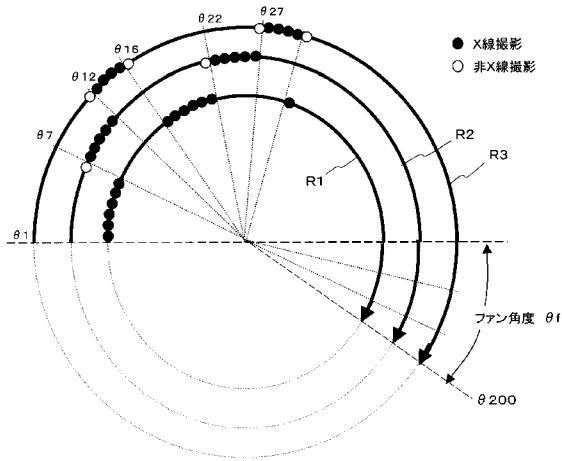
【図4】



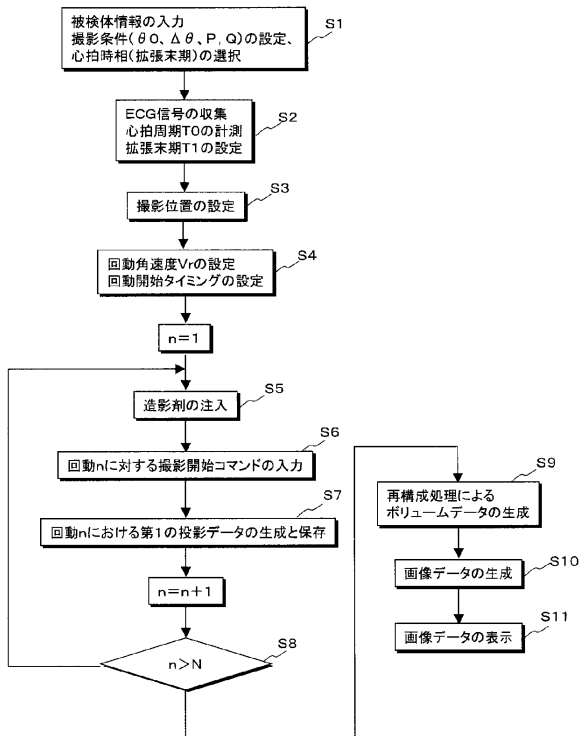
【図5】



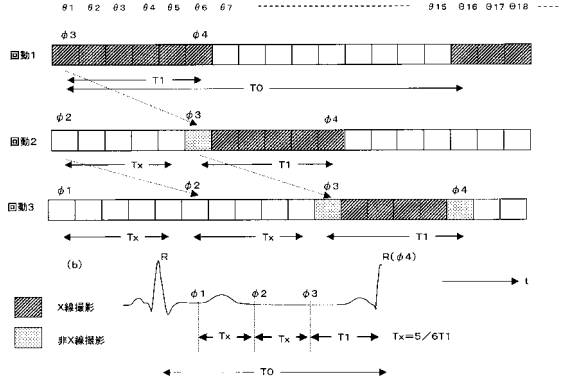
【図6】



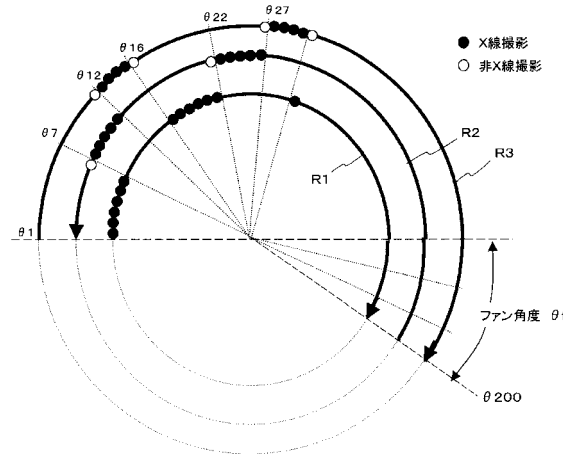
【図8】



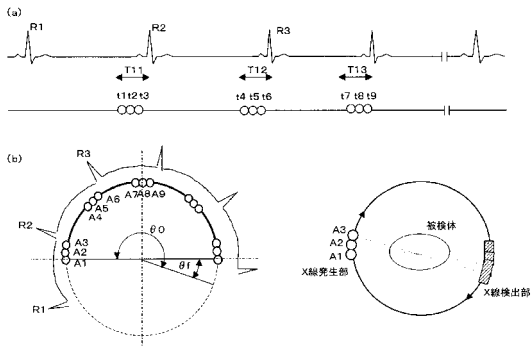
【図7】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 大石 悟

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平01-139038(JP,A)
特開昭59-037935(JP,A)
特開昭58-058029(JP,A)
特開2001-128961(JP,A)
特開2004-065982(JP,A)
特開2001-299738(JP,A)
特開2004-254773(JP,A)
特開2001-224588(JP,A)
特開2001-218766(JP,A)
特開2000-342577(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03

A61B 6/00