

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006 年 7 月 27 日 (27.07.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/077869 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(74) 代理人: 小沢 慶之輔, 外(OZAWA, Keinosuke et al.);
〒1020093 東京都千代田区平河町 2 丁目 4 番 1 3 号
ノーブルコート平河町 5 0 5 Tokyo (JP).

(21) 国際出願番号: PCT/JP2006/300618

(22) 国際出願日: 2006 年 1 月 18 日 (18.01.2006)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2005-009731 2005 年 1 月 18 日 (18.01.2005) JP

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(72) 発明者; および

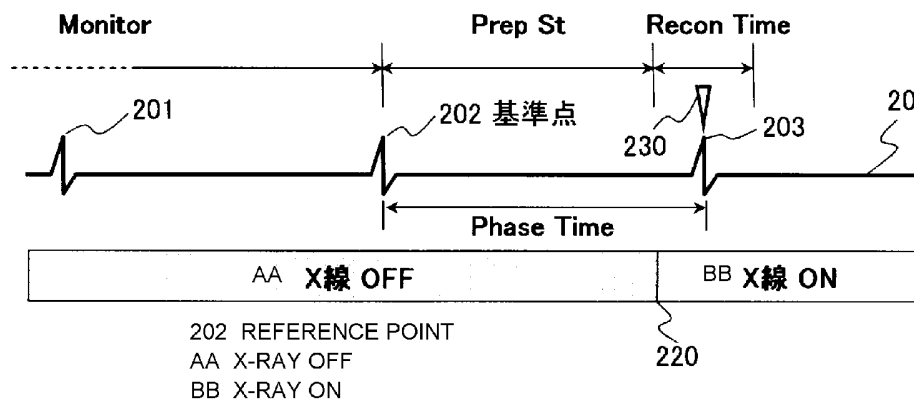
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 國分 博人 (KOKUBUN, Hiroto) [JP/JP]; 〒2770812 千葉県柏市花野井 7 5 0 - 1 7 - 2 0 4 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒3020102 茨城県守谷市松前台 6 - 1 2 - 6 Ibaraki (JP).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT SYSTEM

(54) 発明の名称: X 線 C T 装置



(57) Abstract: In an X-ray CT system equipped with a periodic motion measuring unit, an image processor comprises a timing calculating section for calculating the motion period at a periodic motion part prior to starting photographing, predicting a timing at which a feature point emerges in a periodic motion signal as a photographing start

preparation reference point timing, and predicting/calculating a timing at which the target phase of periodic motion emerges as a photographing start target phase timing based on the photographing start preparation reference point timing. A controller controls start of X-ray exposure based on the photographing start target phase timing; the timing calculating section calculates the motion period at a periodic motion part prior to ending photographing, predicts/calculates a timing at which a feature point emerges in the periodic motion signal as a photographing end preparation reference point timing, and then predicts/calculates a target phase timing of periodic motion based on the photographing end preparation reference point timing. The controller controls end of X-ray exposure based on a photographing end target phase timing thus acquired.

[続葉有]



WO 2006/077869 A1



2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

周期運動計測装置を備えたX線CT装置において、画像処理装置は、撮影開始に先立ち周期運動部位の運動周期を算出し、周期運動信号中の特徴点が現れるタイミングを撮影開始準備基準点タイミングとして予測し、この撮影開始準備基準点タイミングに基づいて周期運動の目的位相が現れるタイミングを撮影開始目的位相タイミングとして予測、算出するタイミング算出部を有し、制御装置は、撮影開始目的位相タイミングに基づいてX線曝射の開始を制御し、さらにタイミング算出部は、撮影終了に先立ち周期運動部位の運動周期を算出し、周期運動信号中の特徴点が現れるタイミングを撮影終了準備基準点タイミングとして予測、算出し、この撮影終了準備基準点タイミングに基づいて周期運動の目的位相タイミングを予測、算出し、制御装置は取得した撮影終了目的位相タイミングに基づいてX線曝射の終了を制御する。

明 細 書

X線CT装置

技術分野

- [0001] 本発明は、被検体の心臓、肺等の周期運動を繰り返す部位(以下周期運動部位と称する)の周期運動を計測する心電計、呼吸センサ等の周期運動検知装置からの周期運動を表す信号波形を利用して周期運動部位の断層像を撮影する周期運動計測装置を備えたX線CT装置の改良に関する。本出願は、日本国特許法に基づく特許出願特願第2005-009731号に基づくパリ優先権主張を伴う出願であり、特願第2005-009731号の利益を享受するために参照による援用を受ける出願である。

背景技術

- [0002] 従来、X線CT装置を用いて被検体の周期運動部位を撮影する際には、特許文献1に示すように、周期運動計測装置によって周期運動部位の周期運動を計測しながらその周期運動を表す信号波形のある位相に同期してX線CT装置のスキャンを行ったり、あるいは周期運動を表す信号波形のある位相に同期してX線CT装置のスキャンデータを選択、加工して断層画像の再構成に供していた。

特許文献1:特開2002-330961号公報

- [0003] しかし、心臓等の周期運動部位は、常に同じ周期で周期運動を繰り返しているとは限らないので、対象としているある周期運動部位のある運動周期の位相における希望する撮影範囲の像を確実に再構成出来る撮影データを得るためには、撮影範囲の始まりの領域および終了の領域が確実に得られるように、その領域の前後でそれぞれ一運動周期分が余分に撮影されていた、例えば6心拍で撮影可能な領域に対し前後1心拍分を足して8心拍分撮影していた。このため、再撮影は回避できたが、さらに余分な運動周期での撮影を不要とすることで、さらなる被検体への低被曝化に對して言及していなかった。

- [0004] 本発明の目的は、被検体への被曝を抑制し、かつ対象としている周期運動部位のある運動周期における希望する撮影範囲の全体像を再構成するに十分な撮影データを得ることが可能なX線CT装置を提供することにある。

発明の開示

[0005] 上記の目的を達成するため、本発明のX線CT装置は、被検体に照射するためのX線源と、前記被検体を前記X線源との間に挟んで前記X線源と対向して配置され前記被検体の透過X線を検出するX線検出器と、前記X線源と前記X線検出器を搭載して前記被検体の周囲を回転可能な回転環と、前記被検体を搭載して被検体の体軸方向への移動可能なテーブルと、前記X線検出器によって取得された前記被検体の透過X線データを基に前記被検体の周期運動部位の断層画像を作成する画像処理装置と、前記画像処理装置によって作成された断層画像を表示する表示装置と、を備えたX線CT装置であって、前記被検体にその計測端子が装着され前記被検体の周期運動部位からの周期運動の波形信号を計測し、その計測された波形信号を前記画像処理装置に入力する被検体の周期運動計測装置を別に有したX線CT装置において、前記周期運動計測装置によって計測された周期運動波形信号に基づき周期運動部位の運動周期を算出し、その算出された運動周期により周期運動波形信号中の所望の時点を設定し、その設定された所望時点に基づいて前記周期運動部位に関して周期運動の目的位相までの計測すべき開始点又は終了点を算出する計測範囲算出部と、前記算出された計測すべき開始点又は終了点に基づいて前記X線源からのX線曝射の開始又は終了の少なくとも一方の運動周期を設定し、その設定された運動周期に対応するX線曝射の開始又は終了の少なくとも一方により、前記X線源からのX線の照射、前記X線検出器での前記撮影データの取得、前記テーブルの移動速度、および回転環の回転を制御して撮影を実行させる制御部と、を備える。

[0006] さらに具体的に説明すると、本発明では、X線CT装置および被検体にその計測端子が装着され被検体の周期運動部位からの周期運動を表す波形信号を計測し、計測した信号をX線CT装置の画像処理装置に入力する被検体の周期運動計測装置を備えたX線CT装置において、画像処理装置は、撮影開始に先立って周期運動計測装置からの周期運動を表す波形信号に基づき周期運動部位の運動周期を算出し、周期運動部位の撮影開始に先立って周期運動を表す波形信号中の特徴点が表れるタイミングを撮影開始準備基準点タイミングとして予測、算出し、この撮影開始準備

備基準点タイミングに基づいて周期運動部位に関して撮影を希望する周期運動の目的位相が表われるタイミングを撮影開始目的位相タイミングとして予測、算出するタイミング算出部を有し、X線CT装置の制御装置はタイミング算出部から取得した撮影開始目的位相タイミングに基づいてX線CT装置のX線源からのX線曝射の開始を制御し、さらにこのタイミング算出部は、撮影終了に先立って周期運動計測装置が撮影中に計測した周期運動部位の周期運動を表す波形信号に基づき周期運動部位の運動周期を算出し、周期運動部位の撮影終了に先立って周期運動を表す波形信号中の特徴点が表れるタイミングを撮影終了準備基準点タイミングとして予測、算出し、この撮影終了準備基準点タイミングに基づいて周期運動部位に関して撮影を希望する周期運動の目的位相が表われるタイミングを撮影終了目的位相タイミングとして予測、算出し、制御装置はタイミング算出部から取得した撮影終了目的位相タイミングに基づいてX線源からのX線曝射の終了を制御することを特徴とする。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1は本発明に係る被検体の周期運動計測装置を備えたX線CT装置の概略構成図。

[図2]図2は心電波形の説明図。

[図3]図3は心電波形のR波の位相に同期して取り込まれた撮影データとこのデータによって再構成される断層像の体軸方向の位置で特定された範囲を説明する図。

[図4]図4は心電波形に乱れが生じた時に同様に心電波形のR波の位相に同期して取り込まれた撮影データとこのデータによって再構成される断層像の体軸方向の位置で特定された範囲を説明する図。

[図5]図5は図3と同じ心電波形のタイミングで心電波形R-R 50%の位相に同期して取り込まれた撮影データとこのデータによって再構成される断層像の体軸方向の位置で特定された範囲を説明する図。

[図6]図6は本発明の一実施例による心電波形に同期した心臓の撮影開始から終了およびその後の画像再構成に亘る処理の手順を説明するためのフローチャート。

[図7]図7は本発明の一実施例による心電波形のR波の位相(R-R 100%)に同期した撮影開始(X線ON)のタイミング決定を説明する図。

[図8]図8は本発明の一実施例による心電波形R-R 50%の位相に同期した撮影開始のタイミング決定を説明する図。

[図9]図9は撮影の開始前に心電波形に不整脈が生じた時の、本発明の一実施例による心電波形のR波の位相に同期した撮影開始のタイミング決定を説明する図。

[図10]図10は本発明の一実施例による心電波形のR波の位相(R-R 100%)に同期した撮影終了(X線OFF)のタイミング決定を説明する図。

[図11]図11は本発明の一実施例による心電波形R-R 70%の位相に同期した撮影終了のタイミング決定を説明する図。

[図12]図12は撮影の終了前に心電波形に不整脈が生じたときの、本発明の一実施例による心電波形のR波の位相に同期した撮影終了のタイミング決定を説明する図。

発明を実施するための最良の形態

[0008] 以下、図面を参照して本発明の一実施例を説明する。

[0009] 図1に、本実施例によるX線CT装置の構成を示す。図中、1はX線管を、2はスキャナガントリを、3は被検体テーブルを、4はX線検出器を、5は表示装置を、6は周期運動計測手段としての心電計を、7は画像処理装置を、8は回転環を、9はコリメータを、10は回転駆動装置を、11は測定制御装置を、12はコンピュータを、13は入力装置を、14はコンピュータ12中に含まれている撮影タイミング算出装置をそれぞれ示す。

[0010] スキャナガントリ2には、回転環8に搭載されたX線管1、X線管1に取り付けられたX線束の方向ならびにX線照射野(範囲)を制御するコリメータ9、回転環8に搭載されたX線検出器4が含まれている。X線はX線管1から照射され被検体を透過してX線検出器4で検出される。この際、回転環8が回転することで、被検体の周囲からX線透過撮影データが収集される。

[0011] 画像処理装置7は、X線検出器4で検出された計測データから撮影データを作成し、その撮影データからCT画像信号を算出する。表示装置5は、CT画像信号をCT画像として表示、出力する。

[0012] なお、回転環8は回転駆動装置10によって回転駆動される。また、回転駆動装置10は測定制御装置11によって速度、駆動開始、停止等が制御される。また、X線管1

から発生する照射X線強度やコリメータ9によって制限されるX線の照射範囲も、測定制御装置11によって制御される。この測定制御装置11はコンピュータ12によって制御される。

- [0013] 心電計6によって計測される電気信号について説明する。図2はこの電気信号の一例である。電気信号は心運動に基づくいくつかの波形上の特徴部分によって構成される。図示したように、各々の特徴部分には、通常、P波、Q波、R波、S波、およびT波の名称が付けられる。なお、心電同期スキャンおよび再構成では、検出がもっとも確実に行えるR波を基準として心拍位相を決定することが多い。
- [0014] 図3を用いて、前記心電計6で取得した心拍位相をパラメータとして用いて収集した撮影データから断層像を再構成する方法を説明する。図3中、横軸は時間であり、縦軸は被検体の体軸の位置である。テーブル3が被検体を搭載して、被検体をその体軸方向に送り出す。その際、回転環8が回転することで被検体の周囲から断層像を作成するのに必要な撮影データを撮影する。断層像を作成するのに必要な撮影データは対向X線ビームを使用するとしても少なくとも180度方向からの撮影角度範囲が必要である。
- [0015] 図中の四角形31, 32, 33で囲まれた範囲は、取り込まれた撮影データの範囲を示している。四角形31, 32, 33の横幅はデータを取り込んだ撮影角度の範囲を示しており、この場合の撮影角度範囲は180度である。また、四角形31, 32, 33の縦幅は撮影可能なスライス範囲、つまりスライス方向のX線照射範囲を示している。これはまたX線検出器4の列数に対応している。また、図中の点線はスライス方向のX線照射範囲の移動軌跡を示したものである。これは上記四角形31, 32, 33の移動軌跡と一致している。なお、点線の傾きはテーブル3の移動速度に相当する。
- [0016] 図3では、時間軸(横軸)と平行して心電波形20を示した。心電波形20は、例えば、ECG (Electro Cardio Gram) 信号である。ここでは、R波を強調して心拍周期を示している。
- [0017] 再構成にあたっては、設定した目的の心拍位相で計測された撮影データを抽出して画像再構成を行う。四角形31, 32, 33で表わされた撮影データは、心拍位相27, 28, 29にそれぞれ対応している。

- [0018] 図3中、40は四角形31, 32, 33で表わされる撮影データに基づく体軸方向再構成範囲を示す。図中の三心拍分を撮影した場合は、体軸方向再構成範囲40について断層像を作成可能となる。また、心臓のスキヤノグラム19は体軸方向再構成範囲40と並べて描かれている。心臓のスキヤノグラム19は被検体の撮影に先立って、被検体の体軸に沿った一方向からX線を照射して得る。この図からは体軸方向再構成範囲40によって撮影対象である心臓の全領域が撮影範囲に十分に含まれていることが判る。
- [0019] 図4は心拍に乱れが生じ予定した心拍27のタイミングに心拍が現れなかったため3心拍28, 29, 30に対応して四角形34, 35, 36で表わされる撮影データが取り込まれた例を示している。この撮影データによって再構成される体軸方向再構成範囲は41で示されており、取り込んだ撮影データ34, 35, 36からは心臓のスキヤノグラム19の中42で示す範囲の画像が再構成出来ないことを示している。
- [0020] 図5は図3と同じ心電波形のタイミングで心電波形R-R 50%の位相に同期して、撮影データ37, 38, 39を取り込んだ例を示している。この撮影データによって再構成される体軸方向再構成範囲は43で示されており、取り込んだ撮影データ37, 38, 39からは、並置された心臓のスキヤノグラム19の中44で示す範囲の画像が再構成出来ないことを示している。この原因は被検体を載せたテーブルを図3と同じタイミングで駆動したことによる。なお、R-R 50%は隣接するR波同士の間隔を100%とした場合、相対法で表わした約50%の位置に相当する心拍位相を示している。
- [0021] 次に、図7乃至12を参照しながら、図6に従って、図1に示した心電計6とX線CT装置の組合せを用いた、本発明の一実施例による、心臓の断層画像を作成するまでのそれぞれの処理ステップを説明する。
- [0022] まず、ステップS100では、被検者を体軸方向に一方向から直線走査して、画像作成の範囲決定のためのスキヤノグラム像を撮影する。ここで得た撮影結果は、透視像となり、目的とする撮影部位の撮影時に、被検体テーブル3をどれだけ送り出せばよいかを決定する際の指標となる。
- [0023] ステップS101では、操作者は撮影条件を入力装置13から入力して設定する。設定する撮影条件には回転環スキャナ8の回転速度、テーブル移動速度、X線照射強

度、ステップS100で取得したスキヤノグラム像を利用した画像を作成する範囲等がある。

[0024] ステップS102では、心電計6を用いて撮影開始タイミングの事前決定を目的として心拍をモニタリングする。即ち、図1に示す心電計6を用いて、被検体からのECG信号を所定期間モニタリングする。

[0025] ステップS103では、ステップS102でモニターした心電波形からその被検体の平均的な1心拍周期CC (Cardiac Cycle: 1回の心拍動に要する時間) を求める。

[0026] ステップS102、S103の処理は図7乃至9のMonitor領域の処理に対応している。

[0027] なお、本実施例では、心電波形の心拍周期、心拍位相を心電波形中のR波頂点を基準点として求めているが、図2に示したP波、Q波、S波、およびT波等他の特徴部分を基準点としてもよい。

[0028] ステップS104では、ステップS103で算出した被検体の心拍周期を基に、図1で示した撮影タイミング算出手段14が、撮影開始タイミング220を決定する。以下、本実施例による撮影開始タイミング220の算出方法について図7乃至9を参照して説明する。

[0029] 図7は本発明の一実施例による心電波形のR波の位相(R-R 100%)に同期した撮影開始(X線ON)のタイミング決定を説明する図で、横軸に時間を取って、心電計6によって計測される心電波形20を示し、心電波形20の下の帯にはX線曝射の有無を示したものである。図中、Monitorは心電波形のモニタリングを、PrepStは撮影開始準備時間を、ReconTime は再構成必須撮影時間を、201は心電波形モニタリング中の最後のR波の頂点を、202は撮影開始の基準点を、203は目的心拍位相230でもあるX線曝射後にモニタリングされた心拍のR波の頂点を、220は撮影開始タイミングをそれぞれ示す。

[0030] 基準点202から、X線をオフからオンに変える曝射開始までの時間間隔を撮影開始準備時間PrepStとすると、撮影開始準備時間は以下の式から算出される。

$$\text{PrepSt} = \text{CC} * \text{ReconPhase} - \text{ReconTime} / 2 \quad \cdots \cdots (1)$$

PrepSt: 撮影開始準備時間

CC: 1心拍周期

ReconPhase: 目的心拍位相(ここでは1.0)

ReconTime: 再構成必須撮影時間

[0031] 式中の再構成必須撮影時間ReconTimeとは1枚の断層像を再構成するために最低限必要なデータを収集するのに要する撮影時間である。本実施例の心臓撮影の場合、約180度の撮影データを用いて画像再構成を行う手法が用いられているので、その場合前記再構成必須撮影時間ReconTimeは回転環スキャナの回転時間の約1/2に相当する。再構成必須撮影時間ReconTimeは、X線CT装置の諸元や再構成条件によって左右されるため、ステップS101にて算出しておいてもよいし、このステップS104に至るまでに算出してもよい。

[0032] ここで、撮影開始準備時間PretStを求めるにあたり、再構成必須撮影時間ReconTimeの半値を差し引いている理由は、周期運動部位の断層像を再構成する場合、画像の再構成に用いる撮影データの中央位置が目的の心拍位相になるように撮影データの取り込み範囲を設定するためである。言い換えれば、目的位相の時間的一点と撮影データの中心部を一致させて撮影データを選択し、これを再構成すると、目的心拍位相の画質が最良化されるからである。また、CCは、上記ステップS103で算出した1心拍周期である。以上のようにして、再構成必須撮影時間ReconTimeの中間を目的心拍位相203に合わせて、求める撮影開始タイミング220を算出する。この際、予測された直前の心拍202をトリガーとして、(式1)で求めた撮影開始準備時間PretSt経過後に曝射が開始されるように、図1の測定制御装置11が動作する。

[0033] 次に、図8を参照して、隣接するR波の間の任意の位相での即ち、R波の頂点以外の目的心拍位相230での撮影開始タイミング220の算出方法について説明する。

[0034] 具体的には、図8は本発明の一実施例による心電波形R-R 50%の位相に同期した撮影開始のタイミング決定を説明する図である。

[0035] 以下、(式2)にて目的心拍位相230の特定について説明し、次に(式3)にて撮影開始タイミングの算出方法について説明する。

$$\text{PhaseTime} = \text{CC} * \text{ReconPhase} \cdots \cdots (2)$$

PhaseTime: 基準点から目的心拍位相までの時間

CC: 1心拍周期

ReconPhase: 目的心拍位相(ここでは0.5)

- [0036] 断層像を再構成する目的心拍位相を指定して、基準点から目的心拍位相までの時間Phase Timeを使用して、撮影開始準備時間PrepStは以下の(式3)から算出される。

$$\text{PrepSt} = \text{PhaseTime} - \text{ReconTime} / 2 \cdots \cdots (3)$$

PrepSt: 撮影開始準備時間

PhaseTime: 基準点から目的心拍位相までの時間

ReconTime: 再構成必須撮影時間

- [0037] 以上のようにして、再構成必須撮影時間ReconTimeの間を目的心拍位相230に合わせて求めた撮影開始タイミング220を決定する。この際、予測した直前の心拍202をトリガーとして、(式3)で求めた撮影開始準備時間PrepSt経過後に曝射が開始されるように、図1の測定制御装置11が動作する。

- [0038] 次に、図9を参照して、心電波形に不整脈が現れた場合の撮影開始タイミングの算出方法について説明する。図9は、R波の頂点が目的心拍位相となる場合において、不整脈により撮影開始タイミングの算出が図7の方法ではできない場合を示す図である。不整脈とは、突発的に周期外の心拍動が発生する場合である。心電波形に不整脈が現れると、撮影開始準備時間PrepStに誤差が生じ、正しいタイミングで撮影を開始することができない。

- [0039] 基準点を基に撮影開始準備時間PrepStを求めるまでは、図7を参照し、(式1)で求めたものと同じである。つまり、タイミング算出手段14は、一度図7で説明したように予測基準点202を基に撮影開始準備時間PrepStを求める。次に、図1の心電計6では、撮影開始準備時間PrepStの間に突発的な心拍動の発生が無いかをモニターする

。発生が確認された場合は、撮影タイミング算出手段14は、発生後の基準点209を修正基準点として、再度、撮影開始準備時間PrepStを算出し直して、撮影開始タイミング220を算出する。

- [0040] 以上のようにして、再構成必須撮影時間ReconTimeの中間を目的心拍位相230に合わせて求めた撮影開始タイミング220を決定する。この際、直前の修正基準点である心拍209をトリガーとして、(式1)で求める撮影開始準備時間PrepSt経過後に曝射が開始されるように、図1の測定制御装置11が動作する。
- [0041] 以上の処理により突発的な心拍動が発生した場合にも、正しいタイミングで撮影を開始することができる。
- [0042] 以上、ステップS104の詳細について説明したが、また図6に戻りステップS105以下を説明する。ステップS105では、測定制御装置11によって、ステップS104で算出し、予測した基準点の計測時刻202と撮影開始準備時間PrepStを基にX線の曝射やテーブル移動等、撮影に必要な各部の動作を開始させると共に撮影が開始される。
- [0043] 撮影開始後撮影と並行して、ステップS106、S107では、先に説明したステップS102、S103と同様に、ステップS108における撮影終了タイミングの算出に必要な心電波形のモニタリングおよびそれに基づく心拍周期の算出を行う。
- [0044] ステップS108では、図1に示した撮影タイミング算出手段14がステップS107で計測された心拍周期を基に撮影終了タイミングを算出する。以下、撮影終了タイミング430の算出方法について図10乃至12を参照して説明する。
- [0045] 図10は本発明の一実施例による心電波形のR波の位相(R-R 100%)に同期した撮影終了(X線OFF)のタイミング決定を説明する図で、横軸に時間を取って、心電計6によって計測される心電波形20を示し、心電波形20の下帯にはX線曝射の有無を示したものである。図中、Monitorは撮影中のモニタリングを、PrepEdは撮影終了準備時間を、ReconTimeは再構成必須撮影時間を、401はX線曝射中にモニターされた心拍をR波の頂点として捕らえられ、予測された撮影終了の基準点、即ち撮影終了準備開始始点を、410は、撮影に先立って設定されたコリメータ9によって制限されたX線の照射範囲、回転環スキャナ8の回転速度、テーブルの移動速度および

撮影対象の心臓の撮影範囲に基づいて事前にタイミング算出部14で算出された撮影終了予定タイミング、402は目的心拍位相420でもあるX線曝射終了直前にモニタリングされる心拍のR波の頂点を、430は撮影終了タイミングをそれぞれ示す。

[0046] ステップS108では、まずS101で設定した撮影範囲の画像再構成に必要な撮影データの収集が終了する時刻を撮影終了予定タイミング410として取り込む。この撮影終了予定タイミング410は、丁度X線検出器4が撮影範囲の最終スライス面を撮影し終わる時点であり、目的心拍位置に基づく心電の同期のスキャンを考慮しない通常の画像再構成に必要な撮影範囲である。

[0047] そこで、撮影終了予定タイミング410以降の目的心拍位相において検出器が最終スライス位置を撮影するために必要な時間を算出する。このため、心電波形のモニタリングMonitorにより、撮影終了タイミング430の基準となる撮影終了準備基準点タイミング401を予測、算出し、これに撮影終了準備時間PrepEdを加算して撮影終了タイミング430とする。

[0048] 撮影終了準備基準点タイミング401から、X線曝射終了までの時間間隔を撮影終了準備時間PrepEdとすると、撮影終了準備時間は以下の(式4)で算出される。

$$\text{PrepEd} = \text{CC} * \text{ReconPhase} + \text{ReconTime} / 2 \quad \cdots \cdots (4)$$

PrepEd: 撮影終了準備時間

CC: 1心拍周期

ReconPhase: 目的心拍位相(ここでは1.0)

ReconTime: 再構成必須撮影時間

[0049] 上記の(式4)中の撮影終了準備時間PrepEdは、隣接するR波間のすべての心拍位相の撮影データを再構成する場合の撮影終了準備時間PrepEdを算出する際にも当てはまる。しかし、再構成する心拍位相が撮影時に予め決まっている場合は、ReconTimeを調整することで、さらに撮影終了タイミング430を早め、被曝の低減を図ることが可能である。

[0050] 次に図11を参照して、隣接するR波の間の即ちR波の頂点以外の目的心拍位相4

20での撮影終了タイミング430の算出方法について説明する。

[0051] 具体的には図11は本発明の一実施例による心電波形R-R 70%の位相に同期した撮影終了のタイミング決定を説明する図である。

[0052] まず、ステップS108では、ステップS107で求めた1心拍周期を基に、予測された撮影終了基準点401から目的心拍位相420までの時間PhaseTimeを以下の(式5)で算出する。

$$\text{PhaseTime} = \text{CC} * \text{ReconPhase} \cdots \cdots (5)$$

PhaseTime: 基準点から目的心拍位相までの時間

CC: 1心拍周期

ReconPhase: 目的心拍位相(ここでは0.7)

[0053] 再構成必須撮影時間ReconTimeの半値をPhaseTimeに付加している理由は、図7に関して撮影開始タイミングについて説明したように、周期運動部位の撮影データを再構成する場合、画像の再構成に用いる撮影データの中央位置が目的の心拍位相になるように撮影データの取り込みの範囲を設定するためである。言い換えれば、目的心拍位相の心電波形上の一点と撮影データの中央部を一致させて撮影データを選択し、これを再構成すると、目的心拍位相の画質が最良化されるからである。

[0054] 以上より、基準点401に加算する撮影終了準備時間PrepEdは、以下の式で算出される。

$$\text{PrepEd} = \text{PhaseTime} + \text{ReconTime} / 2 \cdots \cdots (6)$$

PrepEd: 撮影終了準備時間

PhaseTime: 基準点から目的心拍位相までの時間

ReconTime: 再構成必須撮影時間

[0055] なお、撮影終了予定タイミング410は、図10において説明したと同様にX線検出器4が撮影範囲の最終スライス面を撮影し終わる時点であり、目的心拍位相に基づく心

電同期スキャンを考慮しない通常の画像再構成に必要な撮影範囲である。従って、撮影終了タイミング430が撮影終了予定タイミング410より後の時点で生じていればよい。

- [0056] 次に、図12を参照して、撮影中、心電波形に不整脈が現れた場合の撮影終了タイミング430の算出方法について説明する。図12は、R波の頂点が目的心拍位相となる場合において、不整脈により撮影終了タイミングの算出が図10の方法ではできない場合についての修正変更方法を示している。この場合、撮影終了準備時間PrepEdに誤差が生じ、正しいタイミングで撮影を終了することができない。
- [0057] そこで以下のような修正変更を加える。基準点を基に、撮影終了準備時間PrepEdを求めるまでは図10におけると同じである。図12の場合は、さらに、目的心拍位置420でもある基準点402が計測されるまでの期間に突発的な心拍動の発生の有無を、図1の心電計6にてモニターする。突発的な心拍動の発生が確認された場合は、発生後の基準点405を修正基準点として再度、撮影終了準備時間PrepEdを算出する。以上の処理により突発的な心拍動が発生した場合にも、正しい撮影終了タイミング430で撮影を終了することができる。
- [0058] ステップS109では、測定制御装置11はS108の結果として求められた撮影終了タイミング430が到来したら、X線の曝射を停止する。また、同じくステップS108で求めた基準点401の計測時刻と撮影終了準備時間PrepEdを基に、テーブル移動停止などの撮影停止に必要な各部の動作を開始する。
- [0059] ステップS110では、ステップS106以降で心電計6によってモニタリングされた目的心拍位相に同期して取得された撮影データの再構成を実施する。
- [0060] 以上説明したように、本実施例によれば、それぞれの目的心拍位相に同期して撮影開始タイミング220および撮影終了タイミング430を適切に設定することにより、より低被曝での撮影が出来、その結果被検体への被曝を低減できると共に撮影前および撮影中に不整脈等の非周期運動が現れた場合にも、撮影開始タイミング220および撮影終了タイミング430に最小限の修正を加えて撮影を継続、終了することが出来る。
- [0061] なお、上記の実施例では周期運動計測装置を心電計とし、心臓を撮影対象として

説明したが、周期運動を行う臓器であれば、上記と同様に本発明を適用することが可能である。

[0062] 例えば、呼吸センサを用いれば、肺野等の撮影にも適用可能である。

[0063] なおまた、実施例では、ある一つの目的心拍位相における断層像を作成する場合について説明したが複数の目的心拍位相について一度に撮影データの取り込みを行い、心拍位相の異なる複数種の断層像を同時に作成してもよい。

[0064] また、X線曝射のタイミングは、スキャン制御の精度により、所定の時間的マージンを設けてもよい。

請求の範囲

- [1] 被検体に照射するためのX線源と、
前記被検体を前記X線源との間に挟んで前記X線源と対向して配置され前記被検体の透過X線を検出するX線検出器と、
前記X線源と前記X線検出器を搭載して前記被検体の周囲を回転可能な回転環と、
前記被検体を搭載して被検体の体軸方向への移動可能なテーブルと、
前記X線検出器によって取得された前記被検体の透過X線データを基に前記被検体の周期運動部位の断層画像を作成する画像処理装置と、
前記画像処理装置によって作成された断層画像を表示する表示装置と、
を備えたX線CT装置であって、
前記被検体にその計測端子が装着され前記被検体の周期運動部位からの周期運動の波形信号を計測し、その計測された波形信号を前記画像処理装置に入力する被検体の周期運動計測装置を別に有したX線CT装置において、
前記周期運動計測装置によって計測された周期運動波形信号に基づき周期運動部位の運動周期を算出し、その算出された運動周期により周期運動波形信号中の所望の時点を設定し、その設定された所望時点に基づいて前記周期運動部位に関して周期運動の目的位相までの計測すべき開始点又は終了点を算出する計測範囲算出部と、
前記算出された計測すべき開始点又は終了点に基づいて前記X線源からのX線曝射の開始又は終了の少なくとも一方の運動周期を設定し、その設定された運動周期に対応するX線曝射の開始又は終了の少なくとも一方により、前記X線源からのX線の照射、前記X線検出器での前記撮影データの取得、前記テーブルの移動速度、および回転環の回転を制御して撮影を実行させる制御部と、
を備えたことを特徴とするX線CT装置。
- [2] 前記計測範囲算出部は、撮影開始に先立って前記周期運動計測装置によって計測された周期運動波形信号に基づき周期運動部位の運動周期を算出し、周期運動部位の撮影開始に先立って前記算出された運動周期により周期運動波形信号中の特徴点が表われる撮影開始目的位相を予測算出し、

前記制御部は、前記予測算出された撮影開始目的位相に基づいて前記X線源からのX線曝射の開始を設定することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

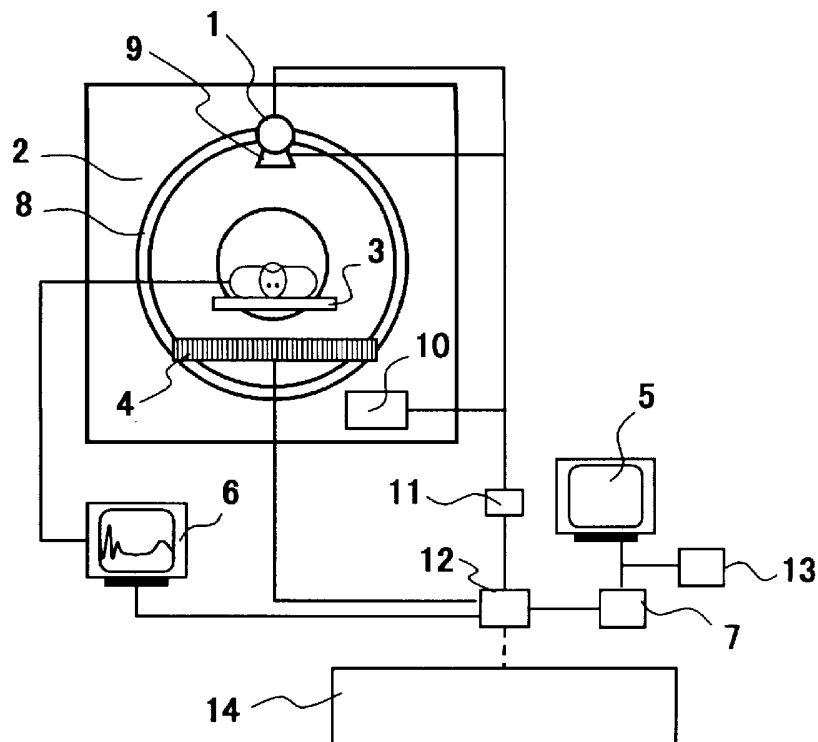
- [3] 前記計測範囲算出部は、撮影終了に先立って前記周期運動計測装置によって撮影中に計測した周期運動部位の周期運動を表わす波形信号に基づき周期運動部位の運動周期を算出し、周期運動部位の撮影終了に先立って前記算出された運動周期により周期運動波形信号中の特徴点が表われる撮影終了準備基準時点を予測算出し、この撮影終了準備基準時点に基づいて前記周期運動部位に関して周期運動の目的位相が表われる所望時点を撮影終了目的時点として予測、算出し、前記制御装置は前記算出された撮影終了目的位相時点に基づいて前記X線源からのX線曝射を制御することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [4] 前記X線源から照射されるX線の照射範囲を制限するコリメータを備え、上記計測範囲算出部は、撮影に先立って設定された前記コリメータによって制限されたX線の照射範囲、前記回転環の回転速度、前記テーブルの移動速度および被検体の体軸方向の位置によって特定された前記周期運動部位の撮影範囲に基づいて撮影終了予定時点を算出し、この算出した撮影終了予定時点に先立って周期運動部位の周期運動を表わす波形信号中の特徴点が表われると予測される時点を前記撮影終了準備基準時点として選択することを特徴とする請求項3に記載のX線CT装置。
- [5] 前記計測範囲算出部は、前記予測、算出された撮影開始準備基準時点に対応する周期運動を表わす波形信号中の特徴点を受け取った後、前記予測、算出した撮影開始目的位相時点に達する前に前記周期運動計測装置によって非周期運動を表わす特徴点を有する波形信号を受け取った時にはその非周期運動を表わす特徴点を撮影開始準備修正基準時点として算出し、この算出された撮影開始準備修正基準時点に基づいて改めて新しい撮影開始目的位相時点を予測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。
- [6] 前記計測範囲算出部は、前記予測算出された撮影終了準備基準時点に対応する周期運動を表わす波形信号中の特徴点を受け取った後、前記予測算出された撮影終了目的位相時点に達する前に前記周期運動計測装置から非周期運動を表わす特徴点を有する波形信号を受け取った時にはその非周期運動を表わす特徴点を撮

影終了準備修正基準時点としてこの撮影終了準備修正基準時点に基づいて改めて新しい撮影終了目的位相時点を予測算出することを特徴とする請求項5に記載のX線CT装置。

- [7] 前記制御部は、前記撮影開始目的位相時点から撮影に先立って設定されたそれぞれの撮影データ取込み時間幅の1/2に相当する時間だけ差し引いた時点からX線曝射が開始されるように前記X線源からのX線曝射を制御することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [8] 前記制御部は、前記撮影終了目的位相時点に撮影に先立って設定されたそれぞれの撮影データ取込み時間幅の1/2に相当する時間を加えた時点でX線の曝射が終了するよう前記X線源を制御することを特徴とする請求項7に記載のX線CT装置。
- [9] 前記制御部は、前記算出された撮影開始準備基準時点および前記撮影終了準備基準時点を表わす信号に基づいて前記テーブルの移動および停止を制御することを特徴とする請求項2に記載のX線CT装置。
- [10] 前記被検体の周期運動部位は心臓であり、前記周期運動計測装置は心電計であることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [11] 前記被検体の記周期運動部位は肺であり、前記周期運動計測装置は呼吸センサであることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

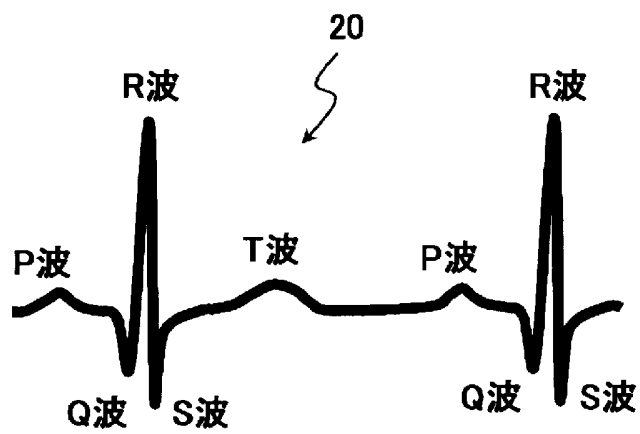
[図1]

図1



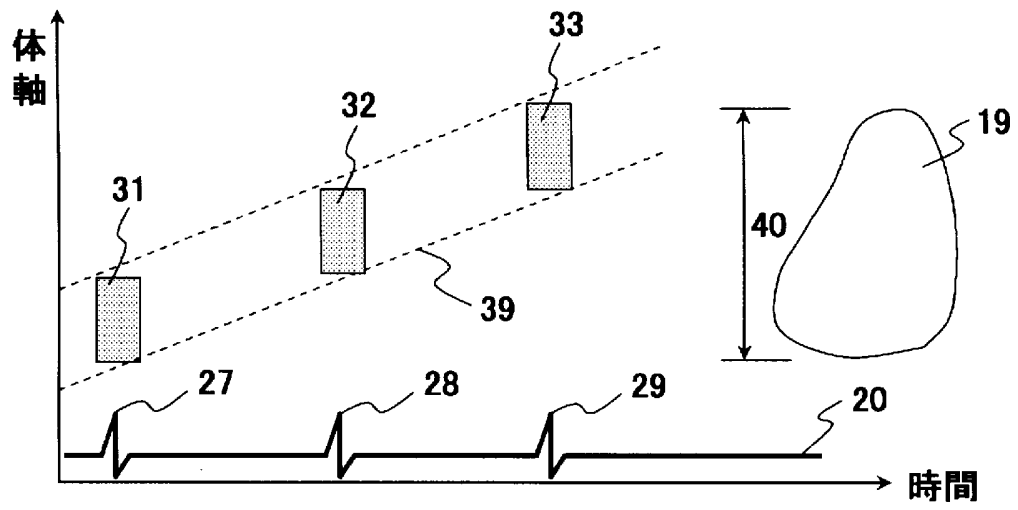
[図2]

図2



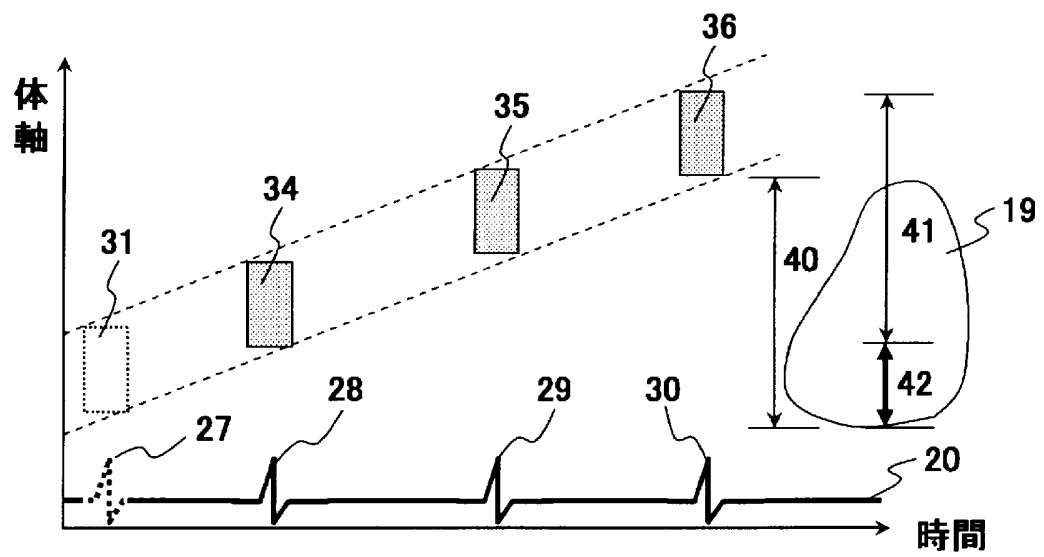
[図3]

図3



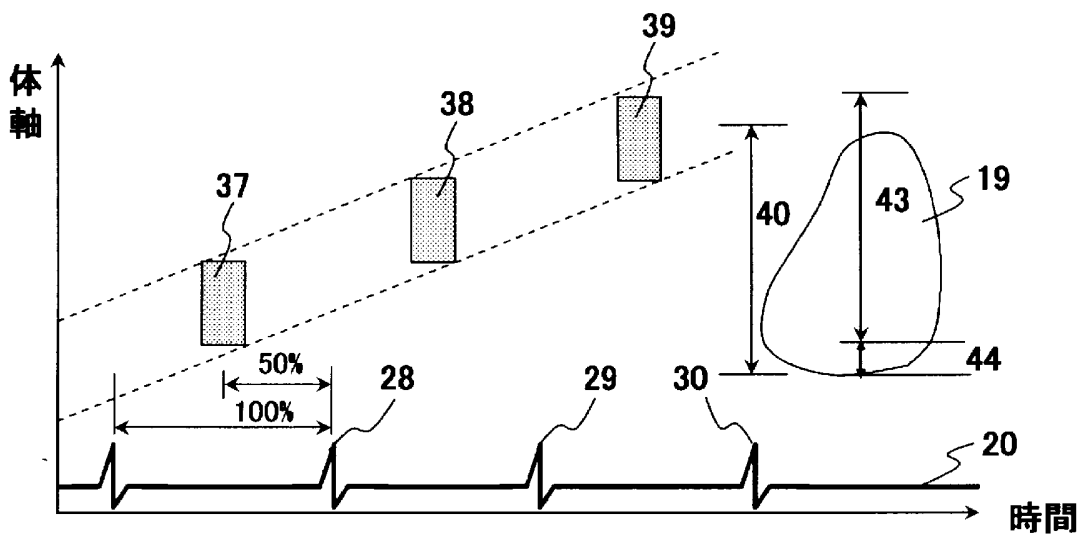
[図4]

図4



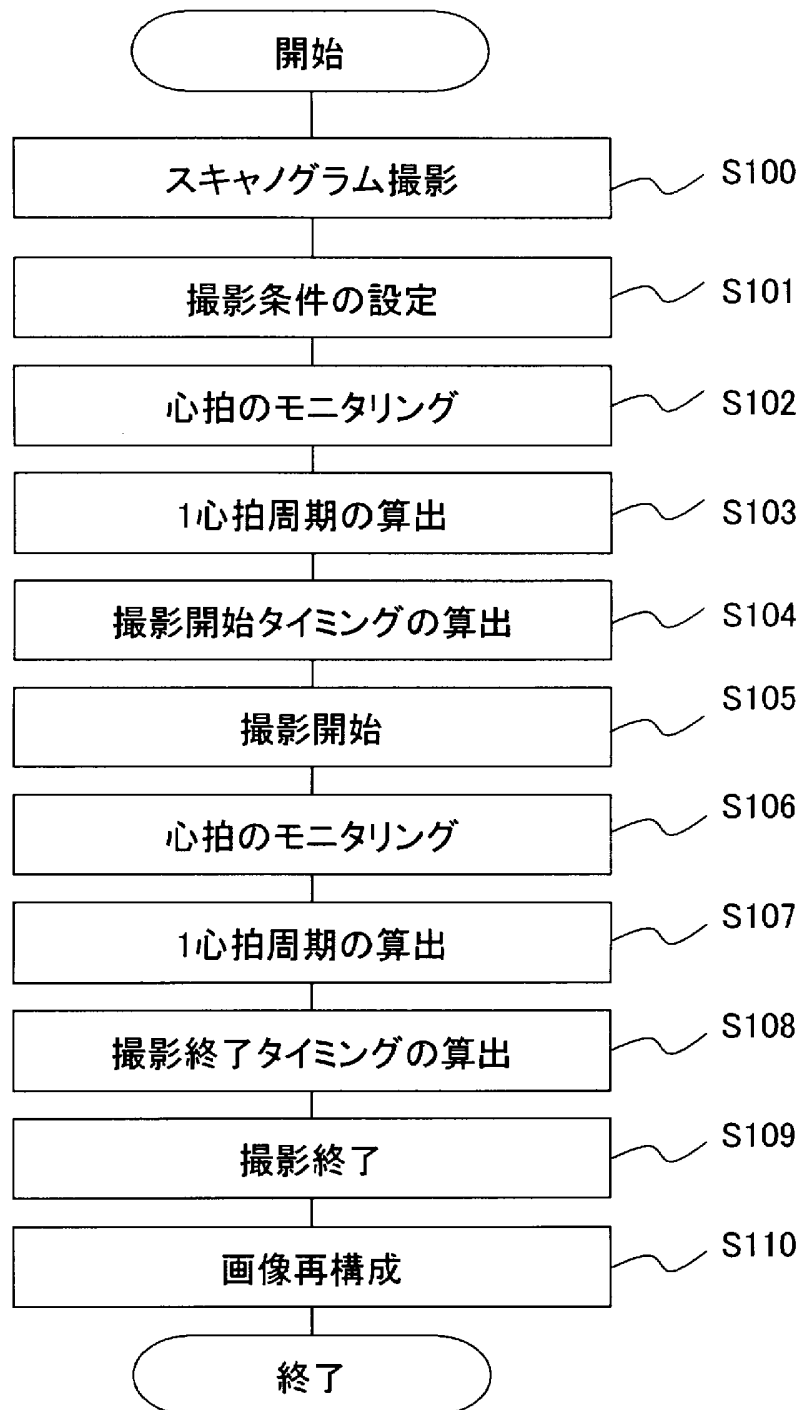
[図5]

図5



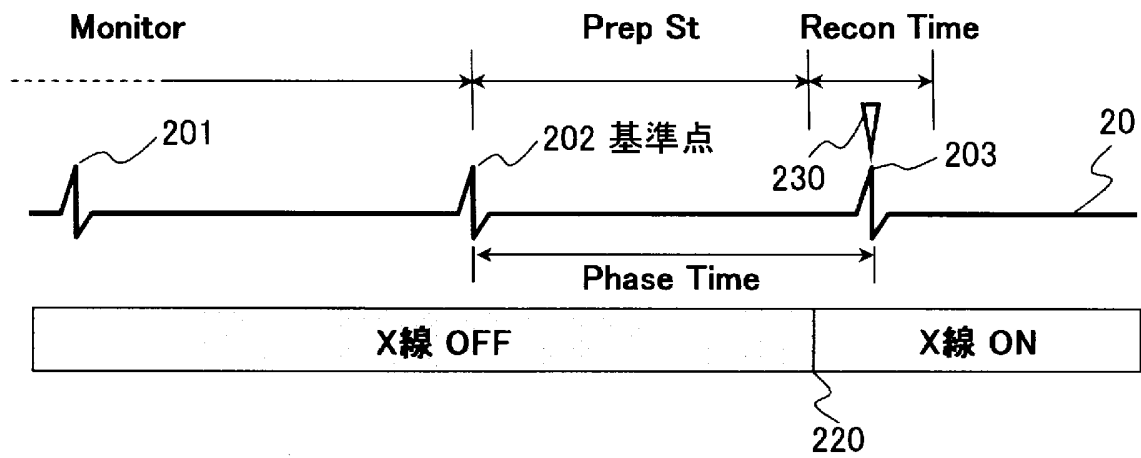
[図6]

図6



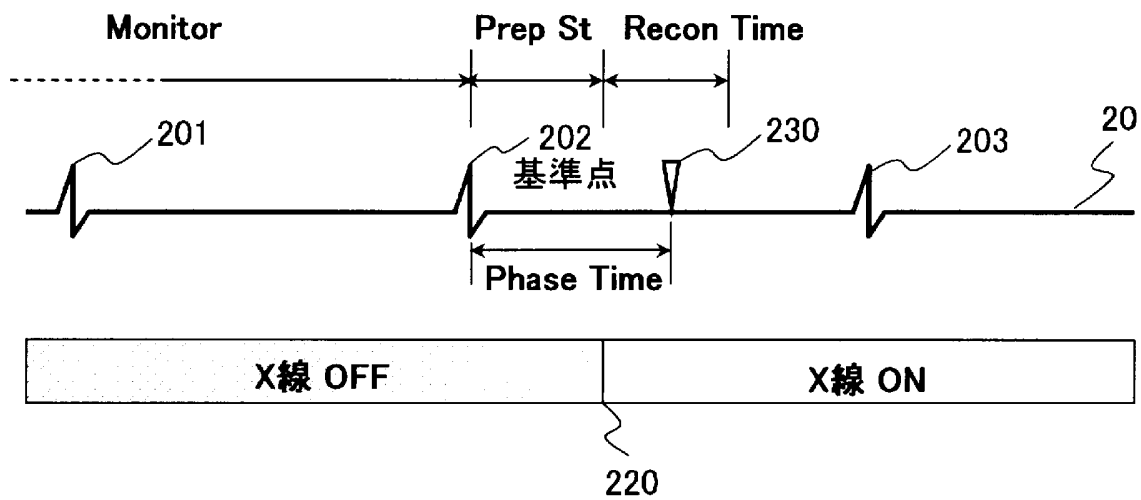
[図7]

図7



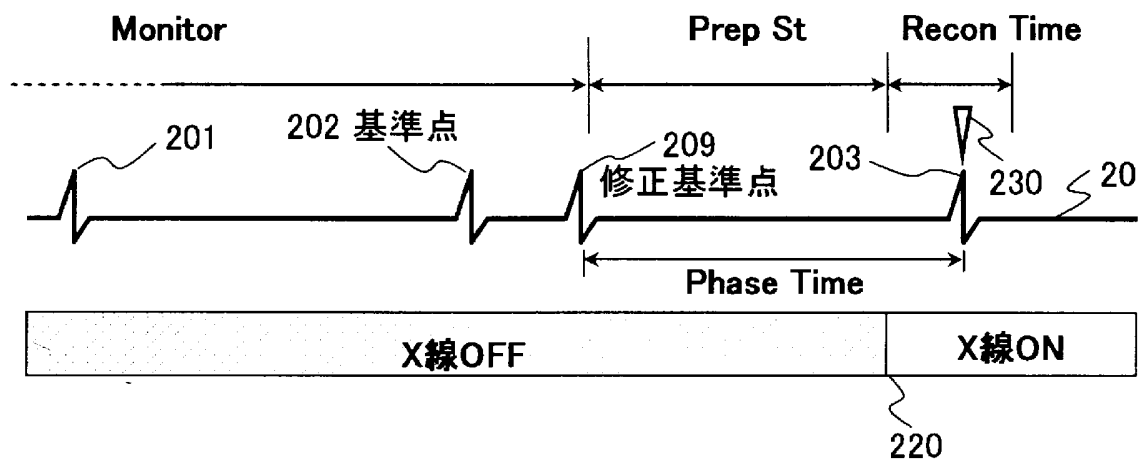
[図8]

図8



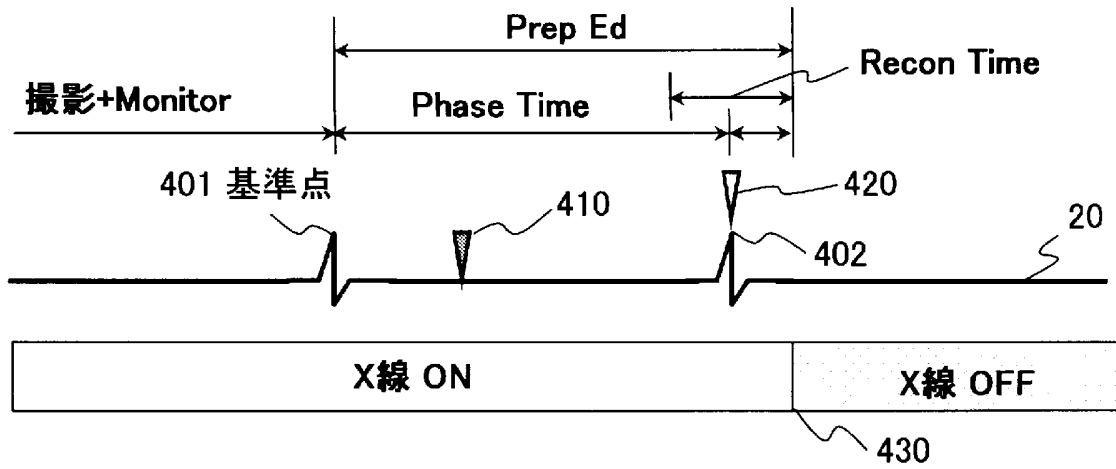
[図9]

図9



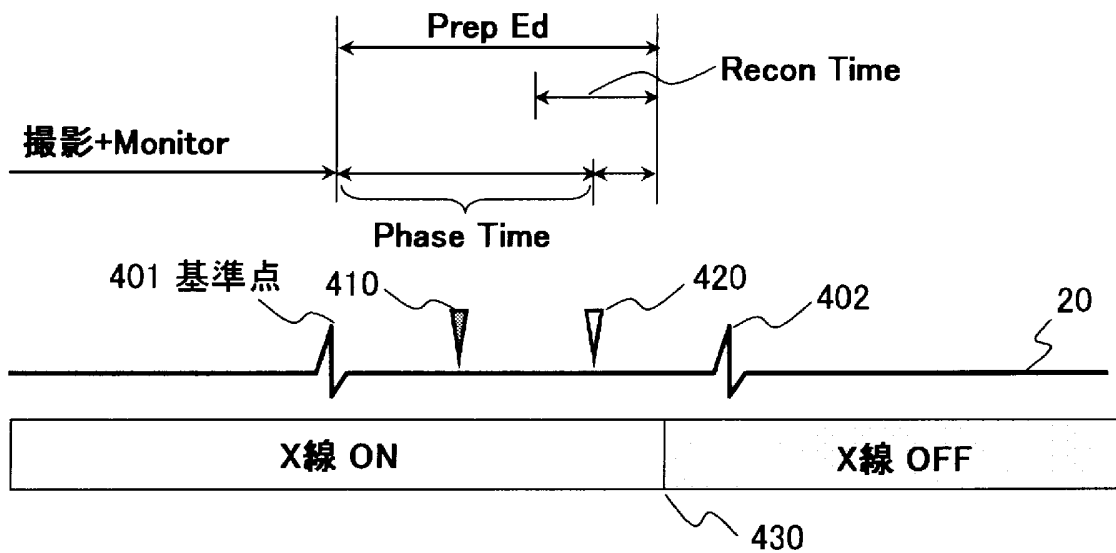
[図10]

図10



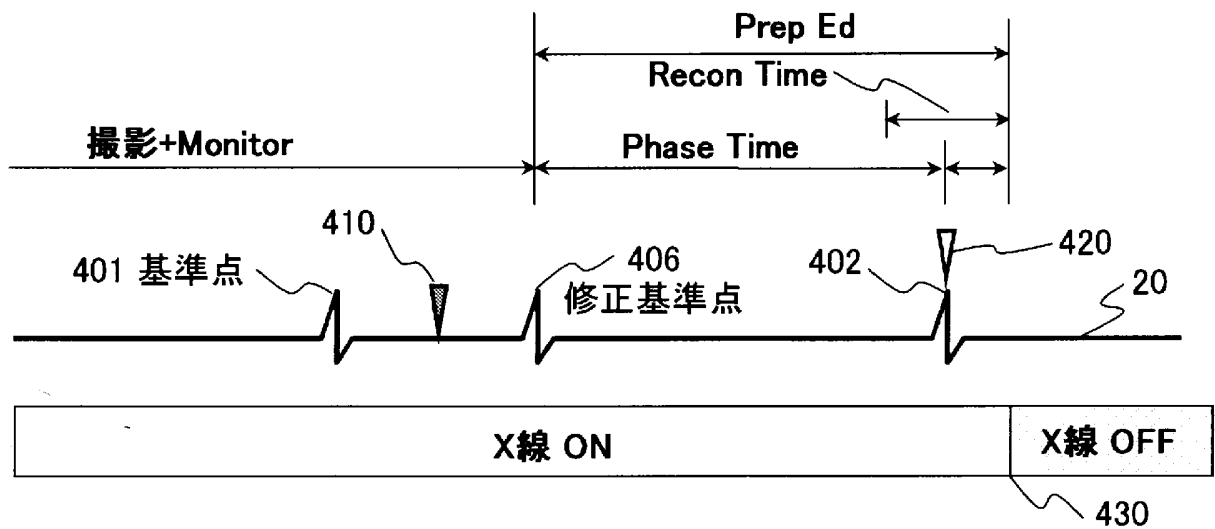
[図11]

図11



[図12]

図12



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/300618

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03(2006.01)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-262513 A (Toshiba Corp.), 26 September, 2000 (26.09.00) (Family: none)	1-11
Y	JP 2002-11001 A (Toshiba Information Systems(Japan) Corp.), 15 January, 2002 (15.01.02) (Family: none)	1-11
Y	WO 2004/006771 A1 (Nihon University), 22 January, 2004 (22.01.04) (Family: none)	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
17 February, 2006 (17.02.06)

Date of mailing of the international search report
28 February, 2006 (28.02.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/300618

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-209884 A (GE Medical Systems Global Technology Co., LLC), 30 July, 2002 (30.07.02), Par. Nos. [0086], [0087] (Family: none)	1-11
Y	JP 2003-164446 A (GE Medical Systems Global Technology Co., LLC), 10 June, 2003 (10.06.03) (Family: none)	5, 6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2006年
日本国実用新案登録公報	1996-2006年
日本国登録実用新案公報	1994-2006年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2000-262513 A (株式会社東芝) 2000.09.26 (ファミリーなし)	1-11
Y	JP 2002-11001 A (東芝情報システム株式会社) 2002.01.15 (ファミリーなし)	1-11
Y	WO 2004/006771 A1 (学校法人日本大学) 2004.01.22 (ファミリーなし)	1-11

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17.02.2006

国際調査報告の発送日

28.02.2006

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

小田倉 直人

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9163

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2002-209884 A (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) 2002.07.30, 段落【0086】、【0 087】 (ファミリーなし)	1-11
Y	JP 2003-164446 A (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) 2003.06.10 (ファミリーなし)	5, 6