

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4928106号
(P4928106)

(45) 発行日 平成24年5月9日(2012.5.9)

(24) 登録日 平成24年2月17日(2012.2.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 3 O Z
A 6 1 B 6/03 3 3 3 A
A 6 1 B 6/03 3 5 O L

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-277805 (P2005-277805)
 (22) 出願日 平成17年9月26日 (2005.9.26)
 (65) 公開番号 特開2007-82908 (P2007-82908A)
 (43) 公開日 平成19年4月5日 (2007.4.5)
 審査請求日 平成20年9月25日 (2008.9.25)

前置審査

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100126240
 弁理士 阿部 琢磨
 (74) 代理人 100124442
 弁理士 黒岩 創吾
 (72) 発明者 松浦 友彦
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ャノン株式会社内
 審査官 龟澤 智博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CT撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

CT画像を再構成するために複数の投影画像を撮影するCT撮影装置であって、
 X線発生手段から被検者に放射されたX線の投影画像を順次に取得する投影画像取得手段と、

前記被検者の体動を検知した場合にX線発生手段のX線の放射を停止するX線停止指示手段と、

前記X線発生手段のX線の放射が停止するまでに前記投影画像取得手段によって取得された投影画像でハーフスキャン再構成が可能である場合に、ハーフスキャン再構成をする再構成手段と、

前記投影画像の隣接フレーム間における画像の差分を算出する隣接差分算出手段と、を備え

該隣接差分算出手段によって得られる画像の差分が閾値を越えた場合に、前記X線停止指示手段は前記X線発生手段のX線の放射を停止し、

前記投影画像のフレームレートが大きくなるに従い前記閾値の値を小さくすることを特徴とするCT撮影装置。

【請求項 2】

X線停止指示手段のX線の放射が停止するまでに前記投影画像取得手段によって取得された投影画像の角度の範囲がハーフスキャン再構成可能な範囲の角度以上でない場合に、再撮影を指示するための表示を行う表示手段と、

を備えることを特徴とする請求項1に記載のCT撮影装置。

【請求項3】

前記隣接差分算出手段による差分を算出するための画像の領域を設定する設定手段を備えることを特徴とする請求項1に記載のCT撮影装置。

【請求項4】

前記設定手段は被検者の部位の領域を設定することを特徴とする請求項3に記載のCT撮影装置。

【請求項5】

前記被検者の部位は、横隔膜、肺領域の何れか1つであることを特徴とする請求項4に記載のCT撮影装置。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、二次元X線センサを用いて撮影した複数の投影画像に基づいてCT(Computer Tomography)再構成を行いCT画像を得るCT撮影装置及び撮影方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

放射線CT撮影において、CTスキャン中に被検査体が動作すると、CT再構成の原理上適切なCT画像を得られない。そのため、一般にCT撮影装置ではCTスキャン後にCT画像をプレビュー表示し、表示されたCT画像の画質から再撮影の要否を判断する機能を備えている。 20

【0003】

再撮影の要否判断については、例えば操作者が目視で判断を行う方法、CT装置がCT画像の画質から自動的に判定する方法、更にはその両者を用いる方法などが知られている。また、操作者がプレビュー用CT画像の画質から、先に設定した各種パラメータの適否を判定し、否判定の場合にはパラメータの変更を行った上で再撮影を指示する方法が例えば特許文献1で知られている。

【0004】

【特許文献1】特開2002-365239号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

また、CT再構成により生成されるCT画像に基づいて再撮影の要否判断を行う方法がある。しかしこの方法では、CT再構成に必要な投影データを全て収集し、更にCT再構成を行う必要があり、これらに要する時間だけ再撮影の要否判断が遅くなる課題があり、CT検査のスループットを向上させる妨げとなっている。

【0006】

また、操作者が目視で判断する方法では、再撮影要否の判断基準が曖昧であったり、操作作者に煩雑な判断作業を強いるなどの問題があり、これもCT検査のスループットを向上させる妨げとなっている。 40

【0007】

本発明の目的は、上述の課題を解消し、CTスキャン中に順次に得られる投影画像から体動に関する情報を抽出することで、CTスキャンを終了する前に再撮影の要否を判定するCT撮影装置及び撮影方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するための本発明に係るCT撮影装置は、CT画像を再構成するために複数の投影画像を撮影するCT撮影装置であって、

X線発生手段から被検者に放射されたX線の投影画像を順次に取得する投影画像取得手 50

段と、

被検者の体動を検知した場合に X 線発生手段の X 線の放射を停止する X 線停止指示手段と、

前記 X 線発生手段の X 線の放射が停止するまでに前記投影画像取得手段によって取得された投影画像でハーフスキャン再構成が可能である場合に、ハーフスキャン再構成をする再構成手段と、と、

前記投影画像の隣接フレーム間における画像の差分を算出する隣接差分算出手段と、を備え、

該隣接差分算出手段によって得られる画像の差分が閾値を越えた場合に、前記 X 線停止指示手段は前記 X 線発生手段の X 線の放射を停止し、

前記投影画像のフレームレートが大きくなるに従い前記閾値の値を小さくすることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明に係る CT 撮影装置及び撮影方法によれば、CT スキャン中に順次に得られる投影画像から体動に関する情報を抽出し、CT スキャンを終了する前に再撮影の要否を判定することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明を図示の実施例に基づいて詳細に説明する。

【実施例 1】

【0012】

図 1 は実施例 1 における CT 撮影装置 1 を示し、CT スキャン中に順次に得られる投影画像を利用して、CT スキャンを終了する前に再撮影の要否を判定する機能を有している。回転装置 2 上の被検者 S を挟んで、X 線発生器 3 と二次元 X 線センサ 4 が配置されており、回転装置 2 、X 線発生器 3 、二次元 X 線センサ 4 はデータ収集回路 5 に電気的に接続されている。

【0013】

データ収集回路 5 には前処理回路 6 が接続されており、更にデータ収集回路 5 、前処理回路 6 は C PU バス 7 に接続されている。更に、この C PU バス 7 には、C PU 8 、各種のデータ、ワークメモリを含むメインメモリ 9 、装置全体の操作を行うための操作パネル 10 、ディスプレイモニタ 11 、及び画像処理回路 12 が接続されている。

【0014】

画像処理回路 12 には、CT スキャン中に前処理回路 6 により処理された投影画像を順次に取得する投影画像取得回路 13 、取得した投影画像の隣接フレームにおける差分情報を生成する隣接差分算出手段回路 14 、差分情報に基づいて再撮影の要否判定を行う再撮影判定回路 15 、複数の投影画像から CT 画像を再構成する再構成回路 16 が設けられている。

【0015】

なお、前処理回路 6 、C PU 8 、メインメモリ 9 、操作パネル 10 、ディスプレイモニタ 11 、画像処理回路 12 は、C PU バス 7 を介して互いにデータの授受が可能とされている。

【0016】

メインメモリ 9 は C PU 8 での処理に必要な各種のデータなどが記憶されると共に、C PU 8 の作業用としてのワークメモリを有している。C PU 8 はメインメモリ 9 を用いて、操作パネル 10 からの操作に従って装置全体の動作制御等を行う。

【0017】

先ず、回転装置 2 を作動状態にし、被検者 S を回転させながら X 線ビーム X を連続又は不連続に放射するように X 線発生器 3 を制御する。次に、X 線発生器 3 から被検者 S に対して X 線ビーム X を放射すると、X 線ビーム X は被検者 S を減衰しながら透過して、二次

10

20

30

40

50

元 X 線センサ 4 に到達し、例えば胸部像等の人体部画像の投影画像として出力される。

【 0 0 1 8 】

この動作状態、即ち C T スキャン状態中に、二次元 X 線センサ 4 は逐次的に投影画像を取得し、取得した投影画像を順次にデータ収集回路 5 に送付する。例えば、被検者 S が 360 度回転する間に 512 枚の投影画像をデータ収集回路 5 に送付する。

【 0 0 1 9 】

データ収集回路 5 は出力された投影画像を電気信号に変換して前処理回路 6 に供給し、前処理回路 6 はデータ収集回路 5 からの投影画像信号に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を行う。この前処理回路 6 で前処理が行われた投影画像信号は投影画像として、C P U 8 の制御により、C P U バス 7 を介してメインメモリ 9、画像処理回路 12 に転送される。10

【 0 0 2 0 】

従って、回転装置 2 により、異なる方向から撮影した図 2 に示すようなフレーム P 1 ~ P x が順次に画像処理回路 12 に転送され、同時にメインメモリ 9 に送付され、投影画像は記憶される。なお、本実施例 1 では、二次元 X 線センサ 4 とデータ収集回路 5 及び前処理回路 6 は分離した構成となっているが、これらはセンサユニットとして同一のユニット内に構成してもよい。

【 0 0 2 1 】

図 3 は実施例 1 における画像処理回路 12 の処理のフローチャート図であり、このフローチャート図に従ったプログラムコードはメインメモリ 9、又は図示しない R O M に格納され、C P U 8 により読み出され実行される。20

【 0 0 2 2 】

C T スキャンを開始すると、先ず投影画像取得回路 13 により、C P U バス 7 を介して前処理回路 6 で処理された投影画像の第 1 フレーム P 1 と第 2 フレーム P 2 を順次に取得する（ステップ S 1 0 1 ~ S 1 0 3）。次に、隣接差分算出回路 14 の作用により、投影画像の第 1 フレーム P 1 と第 2 フレーム P 2 の差分情報 s (1) を算出する（ステップ S 1 0 4）。具体的には、例えば式（1）に示すように、投影画像に含まれる各画素の差分値の合計などを差分情報 s (1) として算出する。

$$s (1) = | f 1 (x , y) - f 2 (x , y) | \quad \cdots (1)$$

【 0 0 2 3 】

続いて、再撮影判定回路 15 の作用により、差分情報 s (1) を予め定める閾値と比較し、閾値よりも小さい場合には C T スキャンを継続し、閾値を越える場合は要再撮影と判定し（ステップ S 1 0 5）、画像処理回路 12 の動作を終了する。30

【 0 0 2 4 】

ステップ S 1 0 5 において、C T スキャンを継続すると判定された場合には、更に計画されている投影画像の取得が全て完了したか否かの判定を行う（ステップ S 1 0 6）。未完了の場合には投影画像の次のフレームを取得して（ステップ S 1 0 7 ~ S 1 0 8）、上述の差分情報の算出（ステップ S 1 0 4）以降の処理を繰り返し実行する。なお、この繰り返し処理を 1 回実行するために要する処理時間は、C T スキャン中にデータ収集回路 5 が投影画像を取得してから、次の投影画像を取得するまでの時間、即ち撮影フレームレートの逆数よりも小さいことが望ましい。40

【 0 0 2 5 】

上記のステップ S 1 0 6 において、計画されている投影画像の取得が全て完了している場合には、再構成回路 16 によりフレーム P 1 ~ P x から C T 画像を再構成し（ステップ S 1 0 9）、画像処理回路 12 の動作を終了する。なお、投影画像群から C T 再構成により C T 画像群を取得する方法は、良く知られているため説明を省略する。

【 0 0 2 6 】

また、本実施例 1 では回転装置 2 上の被検者 S が回転する構成としたが、逆に X 線発生器 3 と二次元 X 線センサ 4 を被検者 S に対し回転する構成にしても、同様の効果を得ることができることは云うまでもない。50

【0027】

このように実施例1によれば、CTスキャン中に順次に得られる投影画像を利用して再撮影の要否判定を行うため、従来では再撮影の要否判定前に必要であったCT再構成にかかる時間が不要となり、CT検査のスループットを向上させることができる。また、明確な基準により再撮影の要否を判定可能とする効果があり、更に自動的に再撮影の要否判定が可能となり、操作者の作業量を削減できる。

【実施例2】

【0028】

図4は実施例2によるCT撮影装置1'のブロック回路構成図を示している。実施例1のCT撮影装置1に対して、フレームレート設定回路21と画像処理回路12'に投影画像内から差分情報を算出する領域を抽出するROI(関心領域)抽出回路22が追加されている。

10

【0029】

実施例1と同様に、X線ビームXの放射から投影画像転送までの動作において、回転装置2を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次に画像処理回路12'に転送する。ただし本実施例2においては、予めフレームレート設定回路21により設定されたフレームレートfrに従って、投影画像が順次に取得される。

【0030】

図5は実施例2における画像処理回路12'の処理のフローチャート図である。実施例1と同様に、CTスキャンを開始すると、投影画像取得回路13により、CPUバス7を介して前処理回路6で処理された投影画像の第1フレームP1と第2フレームP2を順次に取得する(ステップS201～S203)。

20

【0031】

次に、取得した投影画像の第1フレーム及び/又は第2フレームを用いて、ROI抽出回路22により、後段の処理で差分情報を算出する際に使用するROIの抽出を行う(ステップS204)。本実施例2では、撮影対象を被検者Sの人体胸部像と限定し、ROIとしては被検者Sの体動を顕著に表す構造物である横隔膜の周辺領域としている。

【0032】

被検査体から特定の構造物を抽出する方法については、解剖学的な解析方法が広く知られている。例えば、特許文献2には閾値処理した2値画像をラベリングし、ラベリングされた領域のうちの一定面積以下の領域と、入力画像の上下左右端に接する所定の領域とを除いた領域を肺領域として抽出する方法が記載されている。また、例えば非特許文献1には、各画素が有する濃度情報、解剖学的なアドレス情報、及び画素周辺のエントロピ情報を特徴量としてニューラルネットワークで学習し、構造物のセグメンテーションを行う方法が記載されている。

30

【0033】

【特許文献2】特開平11-151232号公報

【非特許文献1】SPIE Medical Imaging 97 "Automatic Segmentation of Anatomic Regions in Chest Radiographs using an Adaptive-Sized Hybrid Neural Network"

【0034】

40

本実施例2では、初めにこれらの方針を用いて肺領域の抽出を行い、二次元X線センサ4の設置条件を考慮して横隔膜の抽出を行う。より具体的には、被検者Sの上下方向と投影画像の上下方向とが同一になるように二次元X線センサ4を設置すると、人体胸部像を対象とする場合に、横隔膜は取得された投影画像の下部に存在する。この制約条件と上記で得られた肺領域から横隔膜を抽出することが可能である。

【0035】

続いて、再撮影判定回路15により、フレームレート設定回路21が設定した投影画像の取得フレームレートfrに基づいて再撮影判定に用いる閾値thを算出する(ステップS205)。例えば、取得フレームレートfrの増加に伴い、閾値thが単調減少する閾値関数th(f_r)を設定する。取得フレームレートfrが大きいときには隣接フレーム

50

間の差異が小さくなるので、再撮影判定に用いる閾値 t_h も小さく算出され、取得フレームレート f_r が小さいときには、閾値 t_h が大きく算出される仕組みが実現できる。

【0036】

次に、隣接差分算出回路 14 により、ステップ S204において抽出された ROI において投影画像の第 1 フレーム P1 と第 2 フレーム P2 の差分情報 $s(i)$ を算出する（ステップ S206）。具体的な算出方法及びこれ以降のステップ S207～S211については、実施例 1 と同様である。

【0037】

このように実施例 2 によれば、投影画像の取得フレームレート f_r に基づいて、再撮影の要否判定に用いる閾値を適切に設定するため、再撮影の判定精度を向上する効果がある。また、被検者 S の体動を顕著に表す部位の周辺のみで、差分情報を算出するため、これも再撮影の判定精度を向上する効果がある。10

【実施例 3】

【0038】

図 6 は実施例 3 による CT 撮影装置 1 のブロック回路構成図を示し、実施例 1 の CT 撮影装置 1 に対して、画像処理回路 12” には、要再撮影と判定された場合に即座に X 線停止指示信号を発信する X 線停止指示回路 31 が追加されている。

【0039】

実施例 1 と同様に、X 線ビーム X の放射から投影画像転送までの動作について、回転装置 2 を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次に画像処理回路 12” に転送する。20

【0040】

図 7 は実施例 3 における画像処理回路 12” の処理のフローチャート図である。実施例 1 と同様に、CT スキャンを開始すると、投影画像を順次に取得し、隣接フレーム間において差分情報を算出し、再撮影の要否判定を CT スキャン状態が継続する限り繰り返し行う（ステップ S301～S308）。

【0041】

実施例 1 と本実施例 3との差異は、ステップ S305において要再撮影と判定された場合の動作が異なることである。即ち、ステップ S305において要再撮影と判定された場合に、即座に X 線停止指示回路 31 から CPU バス 7 を介してデータ収集回路 5 に対して X 線停止信号を発信することにより、X 線発生器 3 を停止する（ステップ S310）。このとき、X 線発生器 3 の停止と同時に回転装置 2 も併せて停止するように構成しても、勿論支障はない。30

【0042】

次にステップ S310において、X 線が停止するまでに取得した投影画像群を用いてハーフスキャン再構成が可能か否か判定する（ステップ S311）。CT 再構成の原理上、投影画像を取得した投影角度の範囲が 180 度 + X 線のファン角度以上あれば、ハーフスキャン再構成可能であることが一般に知られているため、本実施例 3 でもこれを利用する。40

【0043】

ステップ S311においてハーフスキャン再構成可能である場合は、再構成回路 16 の作用によりフレーム P1～Px から CT 画像を再構成し（ステップ S309）、画像処理回路 12 の動作を終了する。一方、ハーフスキャン再構成が不可能な場合は、ディスプレイモニタ 11 に要再撮影の旨の表示を行い、操作者に再撮影を指示し（ステップ S312）、画像処理回路 12” の動作を終了する。

【0044】

このように本実施例 3 によれば、被検者 S の体動を検知した直後に X 線照射を停止することが可能なため、スキャン終了後に再撮影の要否判定を行う従来の方法と比較して、被検者 S の X 線被曝量を低減する効果がある。また、体動により X 線照射を停止した場合においても、ハーフスキャン再構成可能である場合は、取得済の投影画像から CT 画像を再50

構成することが可能である。従って、再撮影を不要とすることで被検者 S の X 線被曝量を低減し、C T 検査のスループットを向上させる。

【 0 0 4 5 】

なお、本発明は実施例 1 ~ 3 の装置又はシステムの機能を実現するソフトウェアのプログラムコードを記憶した記憶媒体を、装置又はシステムに供給することができる。そして、その装置又はシステムのコンピュータ（ C P U 又は M P U 等）が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出して実行することによっても達成されることは云うまでもない。この場合に、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が実施例 1 ~ 3 の機能を実現することとなり、そのプログラムコードを記憶した記憶媒体及び当該プログラムコードは本発明を構成することになる。

10

【 0 0 4 6 】

プログラムコードを供給するための記憶媒体としては、 R O M 、フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、 C D - R O M 、 C D - R 、磁気テープ、不揮発性のメモリカード等を用いることができる。

【 0 0 4 7 】

また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、コンピュータ上で稼動している O S 等が実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によって実施例 1 ~ 3 の機能が実現される場合も本発明に含まれることは云うまでもない。

【 0 0 4 8 】

更に、記憶媒体から読み出されたプログラムコードを、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書き込むことができる。この書き込み後に、プログラムコードの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わる C P U などが実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によって実施例 1 ~ 3 の機能が実現される場合も本発明に含まれる。

20

【 0 0 4 9 】

このようなプログラム又はこのプログラムを格納した記憶媒体に本発明が適用される場合に、当該プログラムは例えば上述の図 3 、図 5 又は図 7 のフローチャート図に対応したプログラムコードから構成される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 0 】

30

【 図 1 】 実施例 1 のブロック回路構成図である。

【 図 2 】 投影画像の説明図である。

【 図 3 】 処理フローチャート図である。

【 図 4 】 実施例 2 のブロック回路構成図である。

【 図 5 】 処理フローチャート図である。

【 図 6 】 実施例 3 のブロック回路構成図である。

【 図 7 】 処理フローチャート図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 1 】

1 、 1 ' 、 1 " C T 撮影装置

40

2 回転装置

3 X 線発生器

4 二次元 X 線センサ

5 データ収集回路

6 前処理回路

7 C P U バス

8 C P U

9 メインメモリ

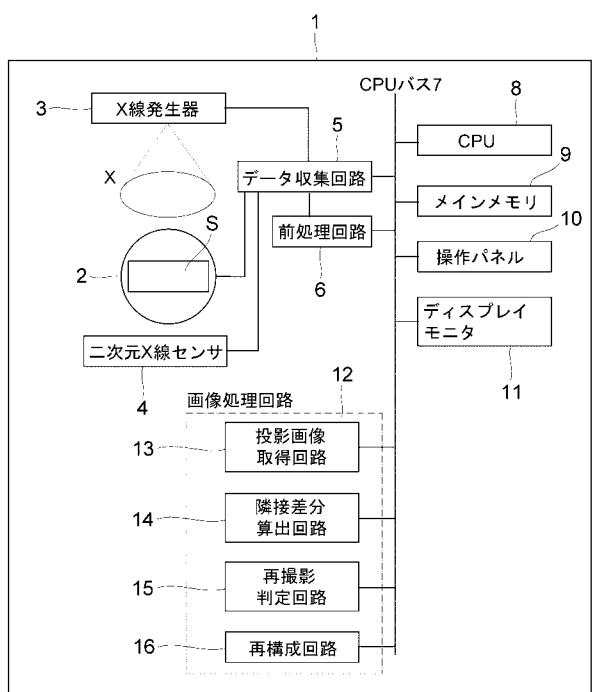
10 操作パネル

11 ディスプレイモニタ

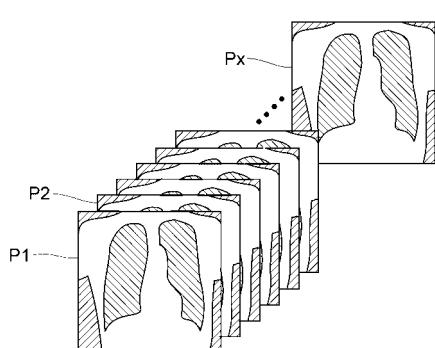
50

- 1 2、1 2'、1 2" 画像処理回路
 1 3 投影画像取得回路
 1 4 隣接差分算出回路
 1 5 再撮影判定回路
 1 6 再構成回路
 2 1 フレームレート設定回路
 2 2 ROI抽出回路
 3 1 X線停止指示回路

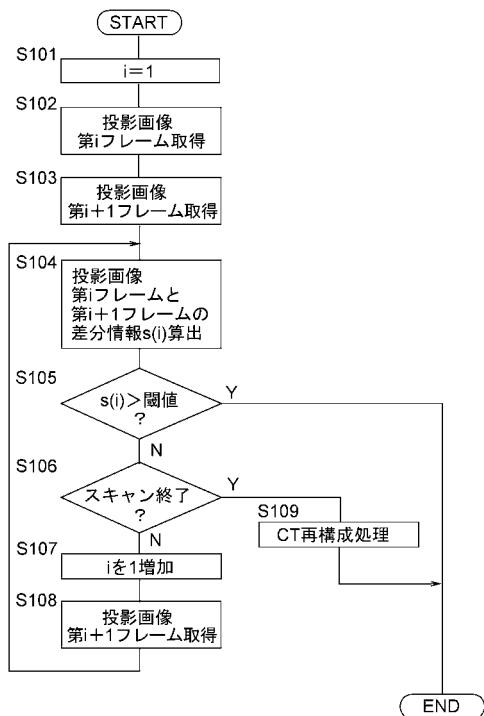
【図1】



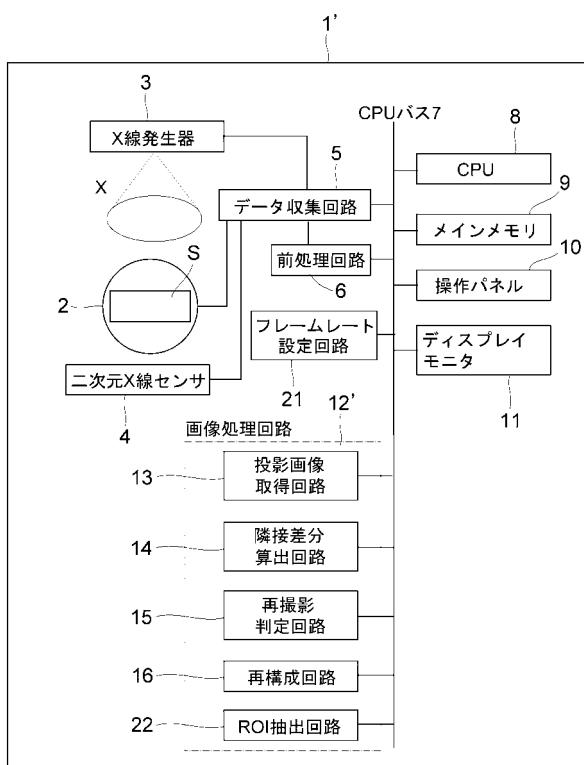
【図2】



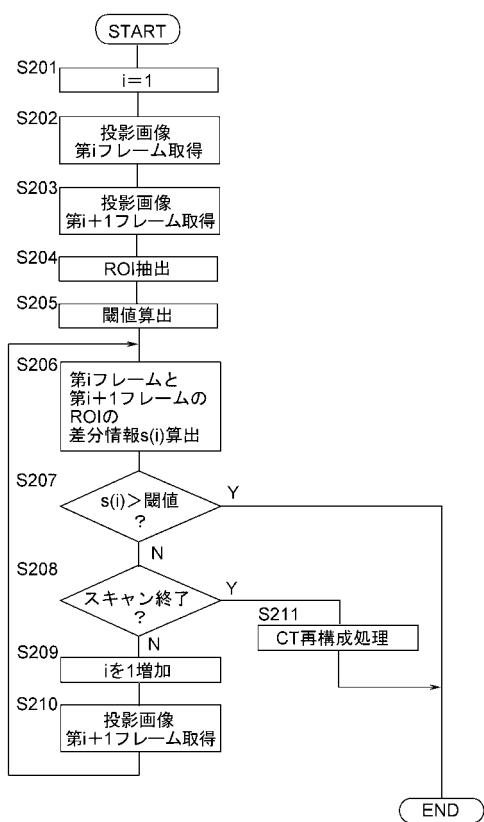
【図3】



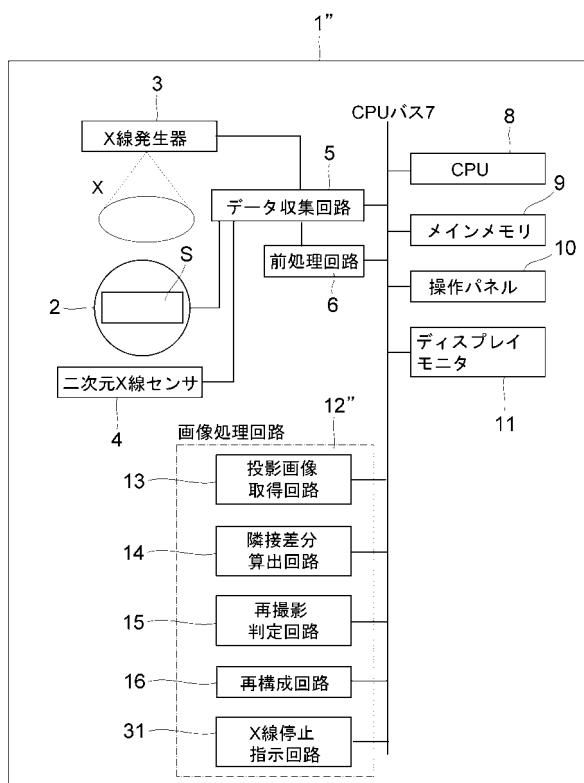
【図4】



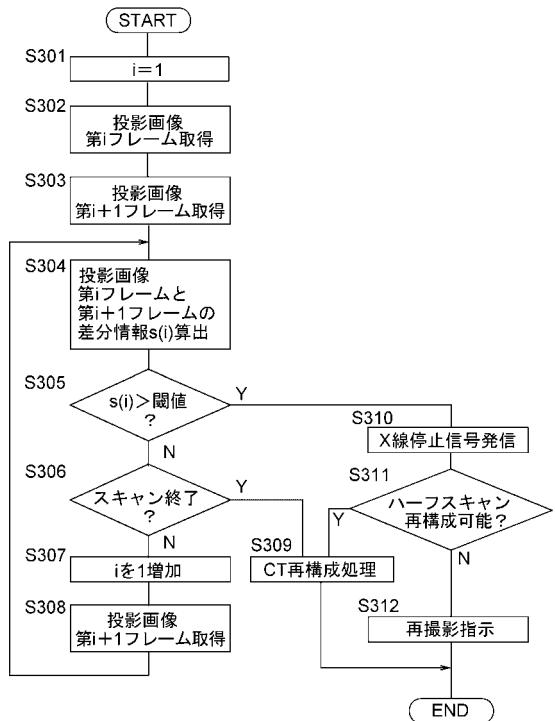
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平04-144550(JP,A)
特開2003-190143(JP,A)
特開2005-218601(JP,A)
特開2001-190541(JP,A)
特開2000-217810(JP,A)
特開平05-084237(JP,A)
特開2005-177212(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03