

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6656807号
(P6656807)

(45) 発行日 令和2年3月4日 (2020. 3. 4)

(24) 登録日 令和2年2月7日 (2020. 2. 7)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 5 O X
A 6 1 B 6/02 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 7 5
	A 6 1 B 6/03 3 7 O F
	A 6 1 B 6/02 3 5 1

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-24728 (P2015-24728)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成27年2月10日 (2015. 2. 10)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2016-146904 (P2016-146904A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成28年8月18日 (2016. 8. 18)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成30年2月1日 (2018. 2. 1)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	大石 悟
			栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		審査官	松岡 智也
		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】

第 1 の X 線管球及び第 1 の X 線検出器並びに当該第 1 の X 線管球及び当該第 1 の X 線検出器を保持する第 1 のアームを含む第 1 の撮影系と、第 2 の X 線管球及び第 2 の X 線検出器並びに当該第 2 の X 線管球及び当該第 2 の X 線検出器を保持する第 2 のアームを含む第 2 の撮影系とを始点から終点まで同時に回転させて造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像群と、前記第 1 の撮影系と前記第 2 の撮影系とを始点から終点まで同時に回転させて造影剤存在下で前記被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像群とから、血管構造の空間的連続性及び血流濃度の時間的連続性を拘束条件として用いた逐次近似再構成により、時系列の 3 次元血管画像を再構成する再構成部を備え、

前記再構成部は、前記時系列の 3 次元血管画像に対応する 4 次元のデータに基づいて算出される誤差に基づいて、前記逐次近似再構成を行なう、X 線診断装置。

【請求項 2】

前記造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像群と、前記造影剤存在下で前記被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像群とから差分画像群を生成する差分画像生成部を更に備え、

前記再構成部は、前記差分画像群から時系列の 3 次元血管画像を再構成する、請求項 1 に記載の X 線診断装置。

【請求項 3】

前記再構成部は、前記回転撮影の期間中に順次生成される前記差分画像群のうち所定の間隔ごとに生成された差分画像群から時系列の3次元血管画像を再構成する、請求項2に記載のX線診断装置。

【請求項4】

前記再構成部は、前記逐次近似再構成の過程で、推定した3次元画像のボクセル値をX線信号の複数の検出面それぞれに投影したピクセル値と、差分画像それぞれのピクセル値との差に、前記拘束条件を加算した誤差を算出し、前記誤差が所定の閾値未満となるまで、再構成処理を繰り返す、請求項2又は3に記載のX線診断装置。

【請求項5】

前記再構成部は、設定された関心領域において、前記拘束条件を用いた逐次近似再構成により、前記差分画像群から時系列の3次元血管画像を再構成する、請求項2～4のいずれか一つに記載のX線診断装置。

10

【請求項6】

前記再構成された時系列の3次元血管画像を解析して血流情報を生成する血流情報生成部を更に備えた、請求項1～5のいずれか一つに記載のX線診断装置。

【請求項7】

造影剤存在下で前記被検体を連続して回転撮影する際、角度に応じてX線強度を変調する強度変調部を更に備えた、請求項1～6のいずれか一つに記載のX線診断装置。

【請求項8】

前記収集画像群は、毛細血管相に前記造影剤が到達している間に収集される、請求項1～7のいずれか一つに記載のX線診断装置。

20

【請求項9】

前記再構成部は、被検体の180°以上の方向から収集された前記収集画像群から前記3次元血管画像を再構成する、請求項1に記載のX線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、放射線診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

くも膜下出血の診断は、X線診断装置を用いたCT-like Imagingで可能である。一方で、脳梗塞の診断は、X線診断装置を用いたCT-like Imagingでは困難である。このため、脳梗塞の診断では、X線CT(Computed Tomography)装置と造影剤とを用いたPerfusionが実施されている。なお、以下では、X線CT装置と造影剤とを用いたPerfusionのことをCTPと適宜記載する。このCTPでは、時系列の3次元血管画像が再構成され、脳梗塞の診断に用いられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0003】

【特許文献1】特開2014-128576号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、時系列の3次元画像を短時間で正確に再構成することができる放射線診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態のX線診断装置は、再構成部を備える。再構成部は、第1のX線管球及び第1

50

のX線検出器並びに当該第1のX線管球及び当該第1のX線検出器を保持する第1のアー
ムを含む第1の撮影系と、第2のX線管球及び第2のX線検出器並びに当該第2のX線管
球及び当該第2のX線検出器を保持する第2のアームを含む第2の撮影系とを始点から終
点まで同時に回転させて造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集されたX線信号から
生成された収集画像群と、前記第1の撮影系と前記第2の撮影系とを始点から終点まで同
時に回転させて造影剤存在下で前記被検体を回転撮影して収集されたX線信号から生成さ
れた収集画像群とから、血管構造の空間的連続性及び血流濃度の時間的連続性を拘束条件
として用いた逐次近似再構成により、時系列の3次元血管画像を再構成する。前記再構成
部は、前記時系列の3次元血管画像に対応する4次元のデータに基づいて算出される誤差
に基づいて、前記逐次近似再構成を行なう。

10

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るX線診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係るX線診断装置による処理の手順の一例を示すフ
ローチャートである。

【図3】図3は、第1の実施形態を説明するための図(1)である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る3次元再構成部による再構成処理の手順を示すフ
ローチャートである。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態を説明するための図(2)である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態を説明するための図(3)である。

20

【図6】図6は、第1の実施形態を説明するための図(4)である。

【図7】図7は、第2の実施形態に係るX線CT装置の構成例を示すブロック図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係るX線CT装置による再構成処理を説明するための
図である。

【図9】図9は、その他の実施形態に係るX線CT装置による再構成処理を説明するた
めの図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る放射線診断装置を説明する。実施形態に係る放
射線診断装置は、例えば、X線診断装置やX線CT装置である。なお、実施形態は、以下
の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則とし
て他の実施形態にも同様に適用される。

30

【0008】

(第1の実施形態)

第1の実施形態では、放射線診断装置の一例としてX線診断装置について説明する。ま
ず、第1の実施形態に係るX線診断装置の構成について説明する。図1は、第1の実施形
態に係るX線診断装置1の構成例を示すブロック図である。なお、X線診断装置1に、被
検体P(例えば、人体)は含まれない。また、図1に示す構成は一例に過ぎない。例えば
、図1に例示する各部は、適宜統合若しくは分離して構成されてもよい。

【0009】

40

図1に示すように、第1の実施形態に係るX線診断装置1は、X線撮影機構10と、画
像処理装置100とを有する。X線撮影機構10は、第1の撮影系と、第2の撮影系とを
備えるパイプライン撮影機構である。第1の撮影系は、X線管球11aと、X線検出器1
2aと、C型アーム13aとを有し、第2の撮影系は、X線管球11bと、X線検出器1
2bと、型アーム13bとを有する。

【0010】

また、X線撮影機構10は、寝台14を有し、インジェクター50が接続される。寝台
14は、被検体Pを載せるベッドである。また、X線撮影機構10において、図1に示す
ように、X軸、Y軸及びZ軸からなる3次元直交座標系を定義する。すなわち、X軸は水
平方向を示し、Y軸は鉛直方向を示し、Z軸は被検体Pの体軸方向を示す。3次元直交座

50

標系において、矢印で示す方向を正方向とする。

【 0 0 1 1 】

X線管球 1 1 a 及び X線管球 1 1 b は、図示しない高電圧発生部から供給される高電圧を用いて X線を発生する装置である。

【 0 0 1 2 】

X線検出器 1 2 a 及び X線検出器 1 2 b は、例えば、F P D (X線平面検出器 : Flat Panel Detector) や I . I . (イメージ・インテンシファイア : Image Intensifier) である。X線検出器 1 2 a 及び X線検出器 1 2 b は、被検体 P を透過した X線を検出するための X線検出素子がマトリックス状に配列された装置であり、各 X線検出素子は、被検体 P を透過した X線を電気信号 (X線信号) に変換して蓄積し、蓄積した電気信号を後述する画像メモリ 2 2 に格納する。なお、X線検出器 1 2 a によって変換された X線信号のことを第 1 の X線信号と称し、X線検出器 1 2 b によって変換された X線信号のことを第 2 の X線信号と称する。

10

【 0 0 1 3 】

C 型アーム 1 3 a は、X線管球 1 1 a と X線検出器 1 2 a とを保持するアームであり、X線管球 1 1 a と X線検出器 1 2 a とは、C 型アーム 1 3 a により被検体 P を挟んで対向するように配置される。C 型アーム 1 3 a は、X線管球 1 1 a 及び X線検出器 1 2 a を支持し、支持部 (図示を省略) に設けられたモータにより、寝台 1 4 上に横臥する被検体 P の周りをプロペラのように高速回転する。ここで、C 型アーム 1 3 a は、直交する X 軸、Y 軸及び Z 軸の 3 軸に関してそれぞれ回転可能に支持され、図示しない駆動部によって各軸で個別に回転する。

20

【 0 0 1 4 】

型アーム 1 3 b は、X線管球 1 1 b と X線検出器 1 2 b とを保持するアームであり、X線管球 1 1 b と X線検出器 1 2 b とは、型アーム 1 3 b により被検体 P を挟んで対向するように配置される。型アーム 1 3 b は、X線管球 1 1 b 及び X線検出器 1 2 b を支持し、天井レールからなる支持部 (図示を省略) に設けられたモータにより、寝台 1 4 上に横臥する被検体 P の周りを回転する。ここで、型アーム 1 3 b は、直交する X 軸、Y 軸及び Z 軸の 3 軸に関してそれぞれ回転可能に支持され、図示しない駆動部によって各軸で個別に回転する。

【 0 0 1 5 】

インジェクター 5 0 は、被検体 P に挿入されたカテーテルから造影剤を注入するための装置である。ここで、インジェクター 5 0 からの造影剤注入開始は、後述する画像処理装置 1 0 0 を介して受信した注入開始指示に従って実行される場合であってもよいし、操作者が直接インジェクター 5 0 に対して入力した注入開始指示に従って実行される場合であってもよい。

30

【 0 0 1 6 】

このように構成される X線撮影機構 1 0 は、図示しない撮影制御部によって制御される。例えば、撮影制御部は、後述する制御部 3 0 の制御のもと、X線撮影機構 1 0 による撮影に係る各種処理を制御する。例えば、撮影制御部は、C 型アーム 1 3 a や、型アーム 1 3 b を回転させながら所定のフレームレートで投影データを収集する回転撮影を制御する。一例を挙げると、撮影制御部は、インジェクター 5 0 から造影剤注入開始時に出力される信号を契機として、単一の造影剤注入の後に複数回の回転撮影を制御する。また、撮影制御部は、C 型アーム 1 3 a や、型アーム 1 3 b を回転制御している間、図示しない高電圧発生部を制御して X線管球 1 1 a や、X線管球 1 1 b から X線を連続的又は断続的に発生させ、X線検出器 1 2 a 又は X線検出器 1 2 b によって被検体 P を透過した X線を検出させるように制御する。

40

【 0 0 1 7 】

画像処理装置 1 0 0 は、図 1 に示すように、A / D (Analog / Digital) 変換部 2 1 と、画像メモリ 2 2 と、サブトラクション部 2 3 と、フィルタリング部 2 4 と、3 次元画像処理部 2 5 と、A / D 変換部 2 6 と、L U T (Look Up Table) 2 7 と、アフィン変換

50

部 28 と、3 次元再構成部 29 と、制御部 30 と、解析部 31 と、表示部 40 とを有する。また、画像処理装置 100 は、図示していないが、例えば、マウスやキーボード、トラックボール、ポインティングデバイスなど、X 線診断装置 1 に対する各種操作を操作者から受け付ける入力部を有する。

【0018】

表示部 40 は、画像処理装置 100 によって処理された各種画像や、G U I (Graphica l User Interface) などの各種情報を表示する。例えば、表示部 40 は、C R T (Cathode Ray Tube) モニタや液晶モニタなどである。A / D 変換部 21 は、X 線検出器 12 a に接続され、X 線検出器 12 a から入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、変換したデジタル信号を X 線収集画像として画像メモリ 22 に格納する。A / D 変換部 26 は、X 線検出器 12 b に接続され、X 線検出器 12 b から入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、変換したデジタル信号を X 線収集画像として画像メモリ 22 に格納する。

10

【0019】

画像メモリ 22 は、X 線収集画像 (投影データ) を記憶する。例えば、画像メモリ 22 は、第 1 の撮影系によって収集された投影データと、第 2 の撮影系によって収集された投影データとをそれぞれ記憶する。また、画像メモリ 22 は、後述する 3 次元再構成部 29 によって再構成された再構成データ (ボリュームデータ) や、3 次元画像処理部 25 によって生成された 3 次元画像を記憶する。また、画像メモリ 22 は、後述するサブトラクション部 23 によって生成された差分画像を記憶する。

20

【0020】

サブトラクション部 23 は、D S A (Digital Subtraction Angiography) 画像などの差分画像を生成する。例えば、サブトラクション部 23 は、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像との差分画像を生成する。より具体的には、サブトラクション部 23 は、画像メモリ 22 に記憶された、略同一方向から収集されたマスク画像及びコントラスト画像の投影データを用いて D S A 画像を生成する。

【0021】

フィルタリング部 24 は、高周波強調フィルタリングなどを行う。L U T 27 は、諧調変換を行う。アフィン変換部 28 は、画像の拡大や縮小、移動などを行う。

30

【0022】

3 次元再構成部 29 は、X 線撮影機構 10 による回転撮影によって収集された投影データから再構成データ (以下、3 次元画像データ又はボリュームデータと記す) を再構成する。例えば、3 次元再構成部 29 は、サブトラクション部 23 によってマスク画像とコントラスト画像とが差分され、画像メモリ 22 によって記憶されたサブトラクション後の差分画像を投影データとし、この投影データからボリュームデータを再構成する。或いは、3 次元再構成部 29 は、A / D 変換部 21 又は A / D 変換部 26 によってデジタルデータに変換され、画像メモリ 22 に記憶されたマスク画像やコントラスト画像を投影データとし、この投影データからボリュームデータを再構成する。そして、3 次元再構成部 29 は、再構成したボリュームデータを画像メモリ 22 に格納する。

40

【0023】

ここで、第 1 の実施形態に係る 3 次元再構成部 29 は、第 1 の撮影系によって収集されたマスク画像とコントラスト画像とに基づいてサブトラクション部 23 が生成した差分画像と、第 2 の撮影系によって収集されたマスク画像とコントラスト画像とに基づいてサブトラクション部 23 が生成した差分画像とを用いて、ボリュームデータを再構成する。すなわち、3 次元再構成部 29 は、2 方向から収集された 2 次元の X 線画像を用いてボリュームデータを再構成する。なお、上述したボリュームデータの生成については、後述する。

【0024】

3 次元画像処理部 25 は、画像メモリ 22 によって記憶されたボリュームデータから 3

50

次元画像を生成する。例えば、３次元画像処理部２５は、ボリュームデータからボリュームレンダリング画像や、ＭＰＲ（Multi Planar Reconstruction）画像を生成する。そして、３次元画像処理部２５は、生成した３次元画像を画像メモリ２２に格納する。

【００２５】

制御部３０は、Ｘ線診断装置１全体を制御する。具体的には、制御部３０は、Ｘ線撮影機構１０によるＸ線画像の撮影、画像再構成、表示画像の生成、表示部４０における表示画像の表示などに係る各種処理を制御する。また、制御部３０は、関心領域の設定を操作者から受け付ける。

【００２６】

解析部３１は、再構成された時系列の３次元血管画像を解析して血流情報を生成する。例えば、解析部３１は、血流情報として、ＣＢＶ（Cerebral Blood Volume）、ＣＢＦ（Cerebral Blood Flow）、及びＭＴＴ（Mean Transit Time）を導出する。ここで、ＣＢＶは、組織中に存在する血液量を示し、ＣＢＦは、単位時間あたりに組織中を流れる血流量を示し、ＭＴＴは、組織中を流れる血液の平均通過速度を示す。なお、解析部３１は、ＣＢＶ、ＣＢＦ、及びＭＴＴのうち少なくともいずれか一つを導出するようにしてもよい。

【００２７】

なお、画像メモリ２２は、例えば、ＲＡＭ（Random Access Memory）、フラッシュメモリ（Flash Memory）等の半導体メモリ素子、又は、ハードディスク、光ディスク等の記憶装置などである。また、サブトラクション部２３、フィルタリング部２４、３次元画像処理部２５、ＬＵＴ２７、アフィン変換部２８、３次元再構成部２９、制御部３０、及び解析部３１は、例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）やＭＰＵ（Micro Processing Unit）などの電子回路やＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）やＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）などの集積回路である。

【００２８】

このように構成されるＸ線診断装置１は、例えば、以下に示すような血管治療に利用される。この血管治療では、ガイドワイヤーやカテーテルなどのデバイスが患者の鼠蹊部などから挿入される。そして、挿入されたデバイスを患部まで運んで治療（例えばコイリング、或いは、バルーンやステントによる血管拡張など）が行われる。ここで、治療中に患者が頭痛を訴えた場合、或いは、治療が完了した時点で、治療によって脳梗塞が発生していないかどうかを確認する必要がある。

【００２９】

従来では、治療中に患者が頭痛を訴えた場合は治療を中断し、ＣＴ室に患者を運びＣＴスキャンを行っていた。また、治療が完了した場合は止血を行った上で、ＣＴ室に患者を運びＣＴスキャンを行っていた。そして、ＣＴスキャンの結果、ＣＴ画像或いはＣＴ Perfusionデータに脳梗塞のサインが認められれば、その後血栓溶解療法が開始される。

【００３０】

しかし、止血してから患者をＣＴ室へ移動させるまでに時間を要していた。例えば、治療中に患者が頭痛を訴え、緊急に脳梗塞のサインを確認する場合でも早くて３０分、治療が完了した後に脳梗塞が発生していないかどうかを確認する緊急ではない場合は早くて３時間が経過することがあった。一般的に、脳梗塞が発生した場合、治療開始までの時間が患者のＱＯＬ（Quality of Life）を左右する。脳梗塞の診断をしてから治療開始までの時間が長くなると、最悪の場合は患者が死に至る。このため、治療開始までの時間を少しでも早めることが必要である。すなわち、従来のＸ線診断装置を用いた血管治療では、患者をＣＴ室へ移動させて脳梗塞の診断を行い、さらに血栓溶解療法あるいは機械的血栓除去術を行うためにＣＴ室から別の治療室に移動する。またこのような部屋の移動において、患者を受け入れるための部屋の準備にも時間がかかる。もし脳梗塞が発生した場合に治療開始までの時間が長くなる。

【００３１】

そこで、第1の実施形態に係るX線診断装置1は、治療中に患者が頭痛を訴えた場合、或いは、治療が完了した時点で脳梗塞が発生していないかどうかを確認する場合、X線診断装置1自身でデータ収集を行って、時系列の3次元血管画像を再構成することで、脳梗塞の診断を可能にする。

【0032】

すなわち、X線診断装置1は、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集されたX線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集されたX線信号から生成された収集画像から、血管構造の空間的連続性及び血流濃度の時間的連続性の少なくともいずれか一方を拘束条件として用いた逐次近似再構成により、収集画像から時系列の3次元血管画像を再構成する。例えば、X線診断装置1は、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集されたX線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集されたX線信号から生成された収集画像との差分画像を生成する。そして、X線診断装置1は、血管構造の空間的連続性及び血流濃度の時間的連続性の少なくともいずれか一方を拘束条件として用いた逐次近似再構成により、差分画像から時系列の3次元血管画像を再構成する。

【0033】

以下、本実施形態に係るX線診断装置1による処理の一例について、図2を用いて説明する。図2は、第1の実施形態に係るX線診断装置1による処理の手順の一例を示すフローチャートである。図2に示すように、X線診断装置1においては、制御部30の制御のもと、X線撮影機構10がパイプラインによってマスク画像を収集する(ステップS101)。例えば、X線診断装置1は、造影剤注入前に、第1の撮影系及び第2の撮影系を順方向に回転させて、それぞれ画像データを収集する。より具体的には、X線診断装置1は、一方の撮影系を患者正面にセットし、他方の撮影系を患者側面にセットする。そして、X線診断装置1は、この状態から2つの撮影系を同時に同じ方向に角速度30(deg/sec)で回転させ、3秒間90度の撮影を30pps(pair-per-second)で行う。なお、マスク画像は、第1の撮影系及び第2の撮影系によって同時に収集される場合について説明したが、片方ずつの撮影系でそれぞれマスク画像を収集するようにしてもよい。

【0034】

ここで、第1の撮影系及び第2の撮影系のX線曝射のタイミングについて説明する。図3は、第1の実施形態を説明するための図(1)である。図3上図では、第1の撮影系のX線曝射のタイミングを示し、図3下図では第2の撮影系のX線曝射のタイミングを示す。図3上図に示すように、第1の撮影系は、時間 T_1 でX線を曝射した後、33.3ミリ秒後の時間 T_3 でX線を曝射する。そして、第1の撮影系は、時間 T_3 でX線を曝射した後、33.3ミリ秒後の時間 T_5 でX線を曝射する。

【0035】

一方、第2の撮影系は、図3下図に示すように、時間 T_2 でX線を曝射した後、33.3ミリ秒後の時間 T_4 でX線を曝射する。そして、第2の撮影系は、時間 T_4 でX線を曝射した後、33.3ミリ秒後の時間 T_6 でX線を曝射する。すなわち、第1の撮影系と第2の撮影系とは、交互のタイミングでX線を曝射する。

【0036】

図2に戻る。マスク画像を収集後、X線診断装置1は、第1の撮影系及び第2の撮影系を逆方向に回転させて、第1の撮影系及び第2の撮影系を元の位置に戻す(ステップS102)。元の位置に戻ったら、X線診断装置1は、インジェクター50に駆動信号を送信し、被検体に造影剤を注入する(ステップS103)。例えば、インジェクター50は、2~3(cc/sec)で1秒間造影剤を被検体に注入する。続いて、X線診断装置1は、所定の時間が経過したか否かを判定する(ステップS104)。X線診断装置1は、所定の時間が経過したと判定しなかった場合(ステップS104、No)、所定の時間が経過するまで判定処理を繰り返す。なお、一定時間は毛細血管相に造影剤が到達する前までの時間を示し、カテーテルが内頸動脈の起始部にある場合は例えば2~3秒である。

【0037】

X線診断装置1は、所定の時間が経過したと判定した場合（ステップS104、Yes）、制御部30の制御のもと、X線撮影機構10がパイプレンによってコントラスト画像を収集する（ステップS105）。例えば、X線診断装置1は、造影剤注入後に、ステップS101の撮影と同様に、第1の撮影系及び第2の撮影系を順方向に回転させて、それぞれ画像データを収集する。ここで、X線診断装置1は、例えば、2つのイメージング系を同時に同じ方向に角速度30（deg/sec）で回転させ、3秒間90度の撮影を30ppsで行う。

【0038】

X線診断装置1は、撮影が完了すると収集した画像データを一旦画像メモリ22に格納する（ステップS106）。その後、収集された画像データは、サブトラクション部23に送られる。サブトラクション部23は、造影前の画像と濃度補正用の画像とをサブトラクションする（ステップS107）。濃度補正用の画像は、X線管球11aとX線検出器12aとの間、あるいはX線管球11bとX線検出器12bとの間が空気以外何もない状態で撮影した画像で、数カ月に1度のキャリブレーション作業の中で撮影される。なお、第1のサブトラクションにより生成された差分画像のことをサブトラクション画像と称する。このサブトラクション画像は、3次元再構成部29に送られる。次に、サブトラクション部23は、おおよそ同じ角度同士の造影前の画像と造影後の画像とをサブトラクションする（ステップS108）。なお、この第2のサブトラクションにより生成されたDSA画像は、同様に3次元再構成部29に送られる。

【0039】

3次元再構成部29は、サブトラクション画像から頭蓋の3次元画像を再構成する（ステップS109）。これにより、再構成された頭蓋の3次元画像が表示部40に表示される。そして、操作者は、関心領域として例えば頭蓋内部を設定する。続いて、3次元再構成部29は、再構成した頭蓋の3次元画像において、関心領域として設定された頭蓋内部を同定する（ステップS110）。

【0040】

続いて、3次元再構成部29は、DSA画像から時系列の3次元血管画像を再構成する4次元再構成処理を実行する（ステップS111）。ここで、3次元再構成部29は、頭蓋内部における時系列の3次元血管画像群を再構成する。なお、ステップS111の4次元再構成処理の詳細については、後述する。また、4次元再構成処理が終了すると、再構成された時系列の3次元血管画像は解析部31に送られる。

【0041】

解析部31は、再構成された時系列の3次元血管画像をCTPと同様に解析し、CBF、CBV、及びMTTなどの血流情報を導出する（ステップS112）。そして、X線診断装置1は、導出された血流情報を表示させる（ステップS113）。

【0042】

続いて、図4を用いて、3次元再構成部29による4次元再構成処理の手順について説明する。図4は、第1の実施形態に係る3次元再構成部29による再構成処理の手順を示すフローチャートである。なお、図4に示す処理手順は、図2のステップS111の処理に対応する。

【0043】

図4に示すように、3次元再構成部29は、初期値を設定する（ステップS201）。続いて、3次元再構成部29は、誤差（エラー値とも言う）を算出する（ステップS202）。ここで、3次元再構成部29は、以下の式（1）を解くことで、4次元再構成処理を実行する。

【0044】

【数1】

$$E = \left\| \vec{g} - H\vec{f} \right\|^2 + \alpha \left\| \vec{f} \right\|_{TV}^2 \quad \cdots (1)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

式 (1) において、 f (ベクトル) は、再構成画像の要素 (ボクセル値) を列状に並べたものである。また、 g (ベクトル) は収集された D S A 画像の要素 (ピクセル値) を列状に並べたものである。また、 f (ベクトル) の T V (Total Variation) は、拘束条件を示す。 H は f (ベクトル) の g (ベクトル) への関与を同定する投影マトリックスである。 λ は T V の項と投影画像のエラーの寄与を調整するファクターであり、経験的に決められる。さらに f (ベクトル) の T V は以下の式 (2) のように記述できる。

【 0 0 4 6 】

【 数 2 】

$$\begin{aligned} \|\vec{f}\|_{TV} &= \sum_{i,j,k,l} |\vec{\nabla} f_{i,j,k,l}| \\ &= \sum_{i,j,k,l} \sqrt{(f_{i,j,k,l} - f_{i-1,j,k,l})^2 + (f_{i,j,k,l} - f_{i,j-1,k,l})^2 + (f_{i,j,k,l} - f_{i,j,k-1,l})^2 + (f_{i,j,k,l} - f_{i,j,k,l-1})^2} \cdots (2) \end{aligned}$$

10

【 0 0 4 7 】

式 (2) において、 (i, j, k) は再構成空間の空間座標を示し、 l は時間又は撮影フレーム数を示す。式 (2) の拘束条件について、図 5 A 及び図 5 B を用いて説明する。図 5 A は、第 1 の実施形態を説明するための図 (2) であり、図 5 B は、第 1 の実施形態を説明するための図 (3) である。

20

【 0 0 4 8 】

図 5 A は、時間 t が l である場合の 3 次元画像の座標を示し、図 5 B は、時間 t が $l + 1$ である場合の 3 次元画像の座標を示す。また、図 5 A 及び図 5 B において、 i 軸、 j 軸及び k 軸からなる 3 次元直交座標系を定義する。なお、説明の便宜上、図 5 A 及び図 5 B では、3 次元画像の各座標のうち、 i 軸の 3 座標、 j 軸の 3 座標、及び k 軸の 2 座標のみを図示している。

【 0 0 4 9 】

3 次元再構成部 2 9 は、式 (2) で示すように、各座標において i 軸、 j 軸及び k 軸において一方向のみとの差異を拘束条件として定義している。例えば、図 5 B に示す $t = l + 1$ である座標 $(i + 1, j + 1, k + 1)$ に対して、図 5 B に示す $t = l + 1$ である座標 $(i, j + 1, k + 1)$ 、 $t = l + 1$ である座標 $(i + 1, j, k + 1)$ 、及び $t = l + 1$ である座標 $(i + 1, j + 1, k)$ を空間的な拘束条件として用いる。また、例えば、図 5 B に示す $t = l + 1$ である座標 $(i + 1, j + 1, k + 1)$ に対して、図 5 A に示す $t = l$ である座標 $(i + 1, j + 1, k + 1)$ を時間的な拘束条件として用いる。なお、空間的な拘束条件とは、毛細血管は繋がっていることにより、急激な変化がないことに基づき、時間的な拘束条件とは、血流濃度は急に变化しないことに基づく。

30

【 0 0 5 0 】

図 4 に戻る。3 次元再構成部 2 9 は、ステップ S 2 0 2 で算出したエラー値が閾値以下であるか否かを判定する (ステップ S 2 0 3)。ここで、3 次元再構成部 2 9 は、エラー値が閾値以下であると判定しなかった場合 (ステップ S 2 0 3、No)、ボクセル毎にベクトルの各要素を変化させ (ステップ S 2 0 4)、ステップ S 2 0 2 に移行する。

40

【 0 0 5 1 】

一方、3 次元再構成部 2 9 は、エラー値が閾値以下であると判定した場合 (ステップ S 2 0 3、Yes)、再構成画像を画像メモリ 2 2 に格納し (ステップ S 2 0 5)、処理を終了する。このように、3 次元再構成部 2 9 は、最適化の手順として、ボクセル毎に f (ベクトル) の各要素を細かく変化させ、その変化によって誤差が低下するかどうかを判定する。そして、3 次元再構成部 2 9 は、最終的に、式 (1) で算出される誤差が十分に小さくなれば、再構成処理を終了する。すなわち、3 次元再構成部 2 9 は、逐次近似再構成の過程で、推定した 3 次元画像のボクセル値を X 線信号の複数の検出面それぞれに投影したピクセル値と、差分画像それぞれのピクセル値との差に、拘束条件を加算した誤差を算

50

出し、誤差が所定の閾値未満となるまで、再構成処理を繰り返す。

【 0 0 5 2 】

上述したように、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 は、例えば、治療中に患者が頭痛を訴えた場合、或いは、治療が完了した時点で脳梗塞が発生していないかどうかを確認する場合、X 線診断装置 1 自身でデータ収集を行って、時系列の 3 次元血管画像を再構成する。これにより、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 は、患者を CT 室へ移動させることなく脳梗塞の診断を行うことを可能にする。この結果、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 は、脳梗塞が発生した場合に治療開始までの時間を短縮することができる。

【 0 0 5 3 】

また、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 は、拘束条件を用いて逐次近似再構成処理を行うので、無数の解から適切な解を選択することが可能となる。この結果、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 は、時系列の 3 次元画像を短時間で正確に再構成することができる。

【 0 0 5 4 】

また、上述した第 1 の実施形態では、X 線診断装置は、第 1 の撮影系と、第 2 の撮影系とで異なるタイミングで X 線を曝射するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、X 線診断装置は、第 1 の撮影系と、第 2 の撮影系とが同じタイミングで X 線を曝射するようにしてもよい。図 6 は、第 1 の実施形態の変形例を説明するための図 (4) である。

【 0 0 5 5 】

図 6 上図では、第 1 の撮影系の X 線曝射のタイミングを示し、図 6 下図では第 2 の撮影系の X 線曝射のタイミングを示す。図 6 上図に示すように、第 1 の撮影系は、時間 T_1 で X 線を曝射した後、33.3 ミリ秒後の時間 T_3 で X 線を曝射する。そして、第 1 の撮影系は、時間 T_3 で X 線を曝射した後、33.3 ミリ秒後の時間 T_5 で X 線を曝射する。

【 0 0 5 6 】

また、第 2 の撮影系は、図 6 下図に示すように、時間 T_1 で X 線を曝射した後、33.3 ミリ秒後の時間 T_3 で X 線を曝射する。そして、第 2 の撮影系は、時間 T_3 で X 線を曝射した後、33.3 ミリ秒後の時間 T_5 で X 線を曝射する。すなわち、第 1 の撮影系と第 2 の撮影系とは、同じタイミングで X 線を曝射する。なお、かかる場合、第 1 の撮影系において曝射した X 線の散乱線成分が第 2 の撮影系により検出され、第 2 の撮影系において曝射した X 線の散乱線成分が第 1 の撮影系により検出される場合がある。第 1 のサブトラクションから再構成される頭蓋の 3 次元画像は、この散乱線成分によってコントラストが低下する。しかし頭蓋の 3 次元画像においては、頭蓋骨を元に頭蓋内部を同定する。頭蓋は骨であり、元々コントラストが高いためこの散乱線の影響によるコントラスト低下には殆ど影響を受けない。一方第 2 のサブトラクションから再構成される時系列の 3 次元血管画像は、マスク画像に含まれる散乱線成分とコントラスト画像に含まれる散乱線成分とがほぼ一致していることから、散乱線成分はキャンセルされる。このため時系列の 3 次元血管画像における散乱線の影響はほぼ無視できる。

【 0 0 5 7 】

また、上述した第 1 の実施形態では、パイプライン機構を備えた X 線診断装置を例にして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、X 線診断装置は、シングルプレーン機構を備えた X 線診断装置であってもよい。

【 0 0 5 8 】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、放射線診断装置が X 線診断装置 1 である場合について説明した。しかしながら、放射線診断装置は、X 線診断装置に限定されるものではなく、例えば、X 線 CT (Computed Tomography) 装置であってもよい。そこで、第 2 の実施形態では、放射線診断装置の一例として X 線 CT 装置について説明する。

【 0 0 5 9 】

まず、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置の構成について説明する。図 7 は、第 2 の実

10

20

30

40

50

施形態に係る X 線 C T 装置の構成例を示すブロック図である。図 7 に示すように、第 2 の実施形態に係る X 線 C T 装置は、架台装置 2 1 0 と、寝台装置 2 2 0 と、コンソール装置 2 3 0 とを有する。

【 0 0 6 0 】

架台装置 2 1 0 は、被検体 P に X 線を照射し、被検体 P を透過した X 線の検出データから投影データを収集する装置であり、X 線照射制御部 2 1 1 と、X 線発生装置 2 1 2 と、X 線検出器 2 1 3 と、収集部 2 1 4 と、回転フレーム 2 1 5 と、架台駆動部 2 1 6 とを有する。

【 0 0 6 1 】

回転フレーム 2 1 5 は、後述する X 線管球 2 1 2 a を有する X 線発生装置 2 1 2 と X 線検出器 2 1 3 とを被検体 P の周囲で回転可能に支持する。回転フレーム 2 1 5 は、X 線発生装置 2 1 2 と X 線検出器 2 1 3 とを被検体 P を挟んで対向支持し、後述する架台駆動部 2 1 6 によって被検体 P を中心とした円軌道にて高速に回転する円環状のフレームである。

10

【 0 0 6 2 】

X 線発生装置 2 1 2 は、X 線を発生し、発生した X 線を被検体 P へ照射する装置であり、X 線管球 2 1 2 a と、ウェッジ 2 1 2 b と、コリメータ 2 1 2 c とを有する。

【 0 0 6 3 】

X 線管球 2 1 2 a は、X 線を曝射する。具体的には、X 線管球 2 1 2 a は、後述する X 線照射制御部 2 1 1 により供給される高電圧により被検体 P に X 線ビームを発生する真空管である。X 線管球 2 1 2 a は、回転フレーム 2 1 5 の回転にともない、X 線ビームを被検体 P に対して曝射する。X 線管球 2 1 2 a は、ファン角及びコーン角を持って広がる X 線ビームを発生する。

20

【 0 0 6 4 】

ウェッジ 2 1 2 b は、X 線管球 2 1 2 a から曝射された X 線の X 線量を調節するための X 線フィルタである。コリメータ 2 1 2 c は、後述する X 線照射制御部 2 1 1 の制御により、ウェッジ 2 1 2 b によって X 線量が調節された X 線の照射範囲を絞り込むためのスリットである。

【 0 0 6 5 】

X 線照射制御部 2 1 1 は、高電圧発生部として、X 線管球 2 1 2 a に高電圧を供給する装置であり、X 線管球 2 1 2 a は、X 線照射制御部 2 1 1 から供給される高電圧を用いて X 線を発生する。X 線照射制御部 2 1 1 は、X 線管球 2 1 2 a に供給する管電圧や管電流を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線量を調整する。また、X 線照射制御部 2 1 1 は、コリメータ 2 1 2 c の開口度を調整することにより、X 線の照射範囲（ファン角やコーン角）を調整する。

30

【 0 0 6 6 】

X 線照射制御部 2 1 1 の制御により、X 線管球 2 1 2 a は、フル再構成用に被検体 P の全周囲で X 線を連続曝射したり、ハーフ再構成用にハーフ再構成可能な曝射範囲（180 度＋ファン角）で X 線を連続曝射したりすることが可能である。

【 0 0 6 7 】

架台駆動部 2 1 6 は、回転フレーム 2 1 5 を回転駆動させることによって、被検体 P を中心とした円軌道上で X 線発生装置 2 1 2 と X 線検出器 2 1 3 とを旋回させる。

40

【 0 0 6 8 】

X 線検出器 2 1 3 は、X 線管球 2 1 2 a から曝射され被検体 P を透過した X 線を検出する。具体的には、X 線検出器 2 1 3 は、2 次元状に配列された X 線検出素子により、X 線管球 2 1 2 a から曝射されて被検体 P を透過した X 線を検出する。

【 0 0 6 9 】

収集部 2 1 4 は、D A S（data acquisition system）であり、X 線検出器 2 1 3 が検出した X 線の検出データから、投影データを収集する。例えば、収集部 2 1 4 は、X 線検出器 2 1 3 により検出された X 線強度分布データに対して、増幅処理や A / D 変換処理

50

、チャンネル間の感度補正処理等を行なって投影データを生成し、生成した投影データを後述するコンソール装置 230 に送信する。例えば、回転フレームの回転中に、X線管球 212a から X 線が連続曝射されている場合、収集部 214 は、全周囲分（360 度分）の投影データ群を収集する。また、収集部 214 は、収集した各投影データに管球位置を対応付けて、後述するコンソール装置 230 に送信する。管球位置は、投影データの投影方向を示す情報となる。なお、チャンネル間の感度補正処理は、後述する前処理部 234 が行なってもよい。

【0070】

寝台装置 220 は、被検体 P を載せる装置であり、天板 222 と、寝台駆動装置 221 とを有する。天板 222 は、被検体 P が載置される板である。寝台駆動装置 221 は、後述するスキャン制御部 233 の制御のもと、天板 222 を Z 軸方向へ移動することにより、被検体 P を回転フレーム 215 内（撮影空間内）に移動させる。

10

【0071】

架台装置 210 は、例えば、天板 222 を移動させながら回転フレーム 215 を回転させて被検体 P をらせん状にスキャンするヘリカルスキャンを実行する。又は、架台装置 210 は、天板 222 を移動させた後に被検体 P の位置を固定したままで回転フレーム 215 を回転させて被検体 P を円軌道にてスキャンするコンベンショナルスキャンを実行する。又は、架台装置 210 は、天板 222 の位置を一定間隔で移動させてコンベンショナルスキャンを複数のスキャンエリアで行なうステップアンドシュート方式を実行する。

【0072】

20

コンソール装置 230 は、操作者による X 線 CT 装置の操作を受け付けるとともに、架台装置 210 によって収集された X 線検出データから X 線 CT 画像データを再構成する装置であり、入力装置 231 と、表示装置 232 と、スキャン制御部 233 と、前処理部 234 と、投影データ記憶部 235 と、画像生成部 236 と、画像記憶部 237 と、制御部 238 とを有する。

【0073】

入力装置 231 は、X 線 CT 装置の操作者が各種指示や各種設定の入力に用いるマウスやキーボード、ボタン、ペダル（フットスイッチ）等を有し、操作者から受け付けた指示や設定の情報を、制御部 238 に転送する。

【0074】

30

表示装置 232 は、操作者が参照するモニタであり、制御部 238 による制御のもと、X 線 CT 画像データを操作者に表示したり、入力装置 231 を介して操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるための GUI（Graphical User Interface）を表示したりする。例えば、操作者は、検査情報登録用の GUI に、天板 222 に載置された被検体 P の撮影時における体位等の検査情報を、入力装置 231 を用いて入力する。

【0075】

スキャン制御部 233 は、後述する制御部 238 の制御のもと、X 線照射制御部 211、架台駆動部 216、収集部 214 及び寝台駆動装置 221 の動作を制御することで、架台装置 210 における投影データの収集処理を制御する。

【0076】

40

前処理部 234 は、収集部 214 によって生成された投影データに対して、対数変換処理と、オフセット補正、感度補正及びビームハードニング補正等の補正処理とを行なって、補正済みの投影データを生成する。以下では、前処理部 234 が生成する補正済みの投影データを再構成用投影データと記載する。

【0077】

投影データ記憶部 235 は、前処理部 234 により生成された再構成用投影データを記憶する。また、投影データ記憶部 235 は、収集部 214 により収集された投影データも記憶する。ここで、投影データ記憶部 235 は、前処理部 234 により生成された投影データや、収集部 214 により生成された投影データに対応付けて、管球位置を記憶する。画像記憶部 237 は、画像生成部 236 が生成した各種画像データを記憶する。

50

【 0 0 7 8 】

画像生成部 2 3 6 は、投影データ記憶部 2 3 5 が記憶する投影データを用いて各種画像データを生成する処理部である。例えば、画像生成部 2 3 6 は、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像との差分画像を生成する。また、例えば、画像生成部 2 3 6 は、差分画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成する。

【 0 0 7 9 】

また、画像生成部 2 3 6 は、再構成された時系列の 3 次元血管画像を解析して血流情報を生成する。例えば、画像生成部 2 3 6 は、血流情報として、C B V (cerebral blood volume)、C B F (cerebral blood flow)、及び M T T (Mean Transit Time) を導出する。

10

【 0 0 8 0 】

制御部 2 3 8 は、架台装置 2 1 0、寝台装置 2 2 0 及びコンソール装置 2 3 0 の動作を制御することによって、X 線 C T 装置の全体制御を行う。具体的には、制御部 2 3 8 は、スキャン制御部 2 3 3 を制御することで、架台装置 2 1 0 で行なわれるスキャンを制御する。また、制御部 2 3 8 は、前処理部 2 3 4 や、画像生成部 2 3 6 を制御することで、コンソール装置 2 3 0 における画像再構成処理や画像生成処理を制御する。また、制御部 2 3 8 は、画像記憶部 2 3 7 が記憶する各種画像データを、表示装置 2 3 2 に表示するように制御する。また、制御部 2 3 8 は、関心領域の設定を操作者から受け付ける。

【 0 0 8 1 】

20

なお、投影データ記憶部 2 3 5 及び画像記憶部 2 3 7 は、例えば、R A M (Random Access Memory)、フラッシュメモリ (Flash Memory) 等の半導体メモリ素子、又は、ハードディスク、光ディスク等の記憶装置などである。また、スキャン制御部 2 3 3、前処理部 2 3 4、画像生成部 2 3 6、及び制御部 2 3 8 は、例えば、C P U (Central Processing Unit) や M P U (Micro Processing Unit) などの電子回路や A S I C (Application Specific Integrated Circuit) や F P G A (Field Programmable Gate Array) などの集積回路である。

【 0 0 8 2 】

このように構成される第 2 の実施形態に係る X 線 C T 装置では、例えば、脳梗塞が発生しているか否かを検査するために C T P が実施される。例えば、第 2 の実施形態に係る X 線 C T 装置を用いた C T P では、マスク画像を収集する前に造影剤が投与される。そして、脳室内に造影剤が到達する前にマスク画像が収集される。続いて、脳室内に造影剤が到達後にコントラスト画像が収集される。なお、第 2 の実施形態に係る X 線 C T 装置を用いた C T P では、マスク画像を収集した後に造影剤を注入してからコントラスト画像を収集するようにしてもよい。

30

【 0 0 8 3 】

続いて、画像生成部 2 3 6 は、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で前記被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像から、血管構造の空間的連続性及び血流濃度の時間的連続性の少なくともいずれか一方を拘束条件として用いた逐次近似再構成により、収集画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成する。

40

【 0 0 8 4 】

例えば、画像生成部 2 3 6 は、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像との差分画像である D S A 画像を生成する。

【 0 0 8 5 】

続いて、画像生成部 2 3 6 は、D S A 画像から頭蓋の 3 次元画像を再構成する。そして、画像生成部 2 3 6 は、血管構造の空間的連続性及び血流濃度の時間的連続性の少なくともいずれか一方を拘束条件として用いた逐次近似再構成により、差分画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成する。ここで、画像生成部 2 3 6 は、脳室内における時系列の 3 次

50

元血管画像を再構成する。なお、画像生成部 236 は、図 2 に示すステップ S 111 と同様に、上述した式 (1) を解くことで逐次近似再構成処理を実行する。かかる場合も同様に、 f (ベクトル) の TV は上述した式 (2) のように記述できる。

【0086】

そして、画像生成部 236 は、逐次近似再構成処理が終了すると、再構成された時系列の 3 次元血管画像データを解析し、CBF、CBV、及び MTT などの血流情報を導出する。続いて、制御部 238 は、導出された血流情報を表示させる。

【0087】

このように、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、拘束条件を用いて逐次近似再構成処理を行うので、無数の解から適切な解を選択することが可能となる。この結果、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、時系列の 3 次元画像を短時間で正確に再構成することができる。

10

【0088】

また、従来の X 線 CT 装置は、例えば、1 回のスキャン時間が 0.3 秒である場合、0.3 秒の間に収集された投影データを用いて 0.3 秒ごとに CT 画像を再構成する。そこで、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置では、回転撮影の期間中に順次生成される差分画像のうち所定の間隔ごとに生成された差分画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成する。図 8 は、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置による再構成処理を説明するための図である。

【0089】

20

図 8 の横軸は時間を示し、縦軸は X 線信号強度を示す。図 8 中の両矢印 50 は、1 回転分のスキャン時間を示す。ここで、1 回転のスキャン時間を 0.3 秒とする。例えば、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、1 回転のスキャン時間が 0.3 秒である場合に、0.1 秒の間に収集された投影データを用いて 0.1 秒ごとに CT 画像を再構成する。より具体的には、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、図 8 中の両矢印 51、両矢印 52 及び両矢印 53 で示した間隔ごとに生成された差分画像群から時系列の 3 次元血管画像群を再構成する。言い換えると、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、120° 回転するごとに収集した投影データを用いて、画像を再構成する。なお X 線信号強度が 1 回転中に変化しているのは、人体を透過する X 線強度が方向によって変化するのを防ぐためである。例えば、頭部の場合、正面方向は側面方向より長いことが多いため、正面方向ではより X 線吸収が多くなる。そのため正面方向で X 線信号強度を相対的に強くし、側面方向では X 線信号強度を相対的に弱くすることが行われる。

30

【0090】

ここで、図 8 中の両矢印 51 で示した間隔で収集されたコントラスト画像に基づいて生成された差分画像を g_1 とし、両矢印 52 で示した間隔で収集されたコントラスト画像に基づいて生成された差分画像を g_2 とし、両矢印 53 で示した間隔で収集されたコントラスト画像に基づいて生成された差分画像を g_3 とする。第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、 g_1 から f_1 を再構成し、 g_2 から f_2 を再構成し、 g_3 から f_3 を再構成する。

【0091】

このように、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、回転撮影の期間中に順次生成される差分画像のうち所定の間隔ごとに生成された差分画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成する。この結果、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、少ないデータ量で正確に画像を再構成することができる。また、これにより、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置は、例えば、0.3 秒の間に収集された投影データを用いて 0.3 秒ごとに CT 画像を再構成する場合と比較して、時間分解能がより高い画像を再構成することが可能となる。

40

【0092】

また、図 8 に示す例では、両矢印 50 で示すスキャン時間を、互いに重なることのない両矢印 51、両矢印 52 及び両矢印 53 で示した間隔で分割し、それぞれの間隔ごとに生成された差分画像群から時系列の 3 次元血管画像群を再構成するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、回転撮影の期間を、一部の期間が重

50

複するような間隔で分割するようにしてもよい。より具体的には、図 8 に示す両矢印 5 1 と両矢印 5 2 との一部が重複し、両矢印 5 2 と両矢印 5 3 との一部が重複するように回転撮影の期間を分割してもよい。

【0093】

なお、第 2 の実施形態では、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像と、造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像との差分画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成しているが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、造影剤非存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像から既存の再構成アルゴリズムを用いて頭部 CT 画像を再構成し、その後造影剤存在下で被検体を回転撮影して収集された X 線信号から生成された収集画像の再構成を、頭部 CT 画像に対する時間変化成分として再構成しても良い。さらに具体的に説明すると、 f (ベクトル) を頭部 CT 画像と造影剤の時間的濃度変化成分との和で表し、造影剤の時間的濃度変化成分を算出すれば良い。これは差分画像から時系列の 3 次元血管画像とほぼ一致する。

10

【0094】

なお、第 2 の実施形態では、1 対の X 線管及び X 線検出器を有する X 線 CT 装置について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、X 線管球及び X 線検出器を 2 対有するデュアルソース型の X 線 CT 装置であってもよい。

【0095】

(その他の実施形態)

20

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【0096】

例えば、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 においても、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置と同様に、回転撮影の期間中に順次生成される差分画像のうち所定の間隔ごとに生成された差分画像から時系列の 3 次元血管画像を再構成するようにしてもよい。一例として、マスク画像及びコントラスト画像をそれぞれ角速度 30 (deg/sec) で回転させ、3 秒間 90 度の撮影を $30 \text{ pps (pair-per-second)}$ で収集する場合について説明する。かかる場合、3 次元再構成部 29 は、1 秒間ごとに収集されたコントラスト画像を用いてマスク画像との差分画像を生成し、この差分画像を用いて時系列の 3 次元血管画像を再構成するようにしてもよい。

30

【0097】

また、上述した実施形態では、4 次元再構成処理において、ボクセル毎に f (ベクトル) の各要素を細かく変化させ、その変化によって誤差が所定の閾値未満となるまで、再構成処理を繰り返すものとして説明した。ここで、ボクセル毎に変化させる f (ベクトル) の領域を限定するようにしてもよい。例えば、毛細血管が強調された 3 次元血管画像を再構成する場合には、動脈相や静脈相に相当するボクセルにおける f (ベクトル) の各要素を変化させずに、毛細血管相に相当するボクセルにおける f (ベクトル) の各要素のみを変化させるようにしてもよい。

【0098】

また、上述した式 (2) では一方向のみとの差異を拘束条件として定義しているが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、空間としては 4 近傍、6 近傍、8 近傍、或いは 26 近傍との差異を拘束条件として定義しても良い。また、時間としては前後 1 フレームとの差異で拘束条件を定義してもよいし、2 フレーム前後との差異で拘束条件を定義してもよい。なお、ここでは空間的な連続性、時間的な連続性を TV として一つにまとめて定義したが、空間的な連続性と、時間的な連続性とを別々に拘束条件として定義しても良い。また、同様の効果を示すのであれば、拘束条件として別の定義を用いても良い。

40

【0099】

さらに、上述した実施例 2 では CT 画像の時間分解能を向上する例について説明しているが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、時間分解能を向上する代わり

50

に線量低減を図っても良い。かかる場合、X線CT装置は、強度変調部を更に備える。強度変調部は、造影剤存在下で被検体を連続して回転撮影する際、X線強度を回転毎に異なるように変調する。図9は、その他の実施形態に係るX線CT装置による再構成処理を説明するための図である。この場合、図8に示した強度分布にさらに図9の変調分布をかけた強度分布でX線を照射する。ここで、強度変調部は、X線変調度が最大となる位置が回転毎に異なるようにすることでより大きな効果を得ることが可能となる。なお、図9に示す例では、X線変調度が0.7である場合をX線変調度が最大となる位置とする。すなわち、図9に示す例では、1回転目は、回転角度が120°である場合にX線変調度が最大となり、2回転目は、回転角度が240°である場合にX線変調度が最大となり、3回転目は、回転角度が360°である場合にX線変調度が最大となる。X線強度変調によってX線被曝線量を低減させることができるが、一方で1回転の収集画像だけを用いても所望の画質には到達しなくなる。しかし、その分時間情報を使って再構成するため、従来再構成アルゴリズムでは発生する画質劣化を防ぐことができる。なお、第1の実施形態に係るX線診断装置1においても、強度変調部を更に備えるようにしてもよい。かかる場合、第1の実施形態に係るX線診断装置1の強度変調部は、造影剤存在下で被検体を連続して回転撮影する際、X線強度を回転毎に異なるように変調する。また、第1の実施形態に係るX線診断装置1の強度変調部は、X線変調度が最大となる位置が回転毎に異なるようにしてもよい。

【0100】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0101】

また、上記の実施形態で説明した制御方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0102】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、時系列の3次元画像を短時間で正確に再構成することができる。

【0103】

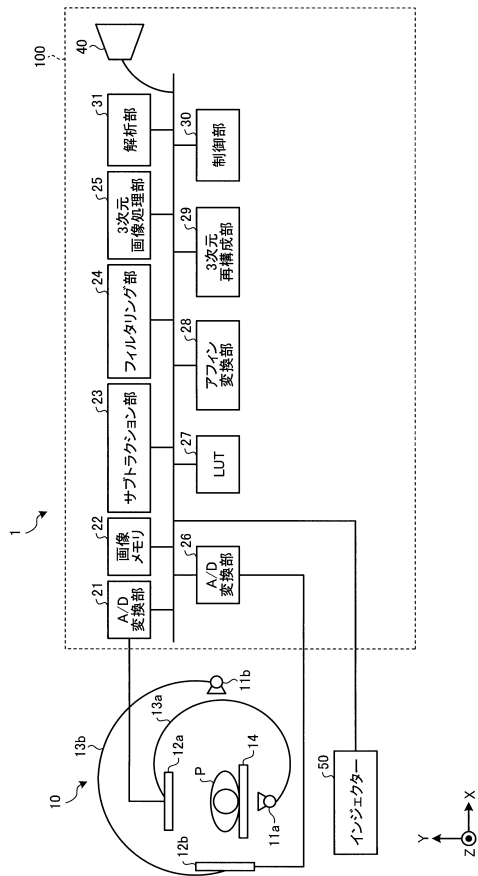
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

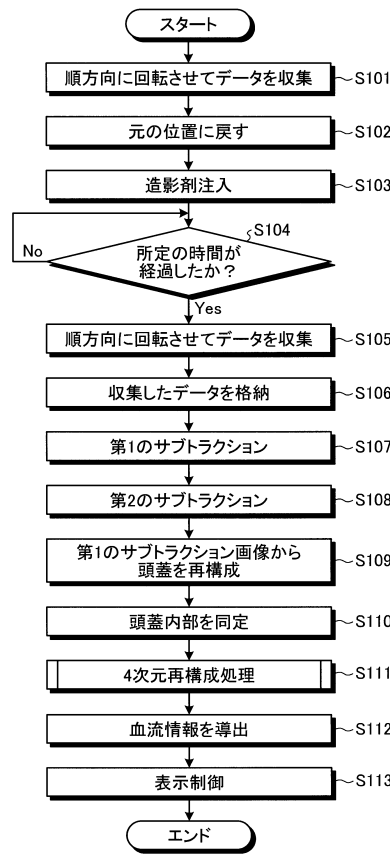
【0104】

- 1 X線診断装置
- 23 サブトラクション部
- 29 3次元再構成部
- 100 画像処理装置

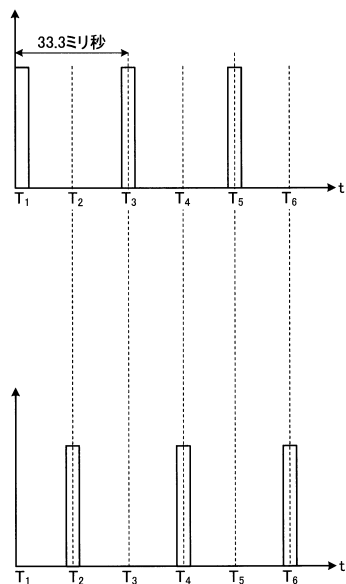
【図 1】



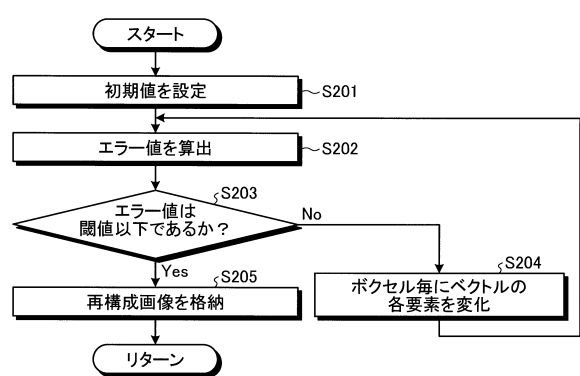
【図 2】



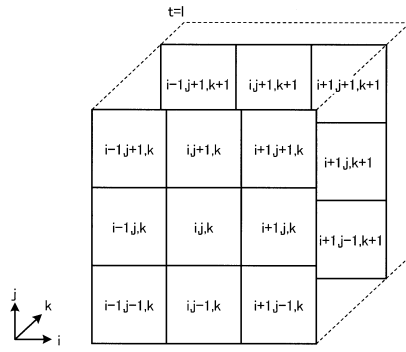
【図 3】



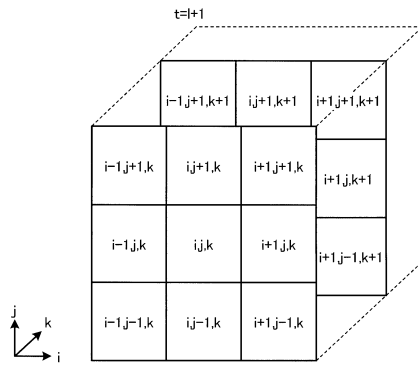
【図 4】



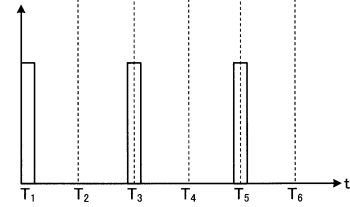
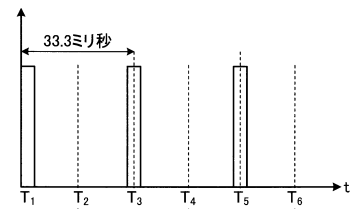
【図 5 A】



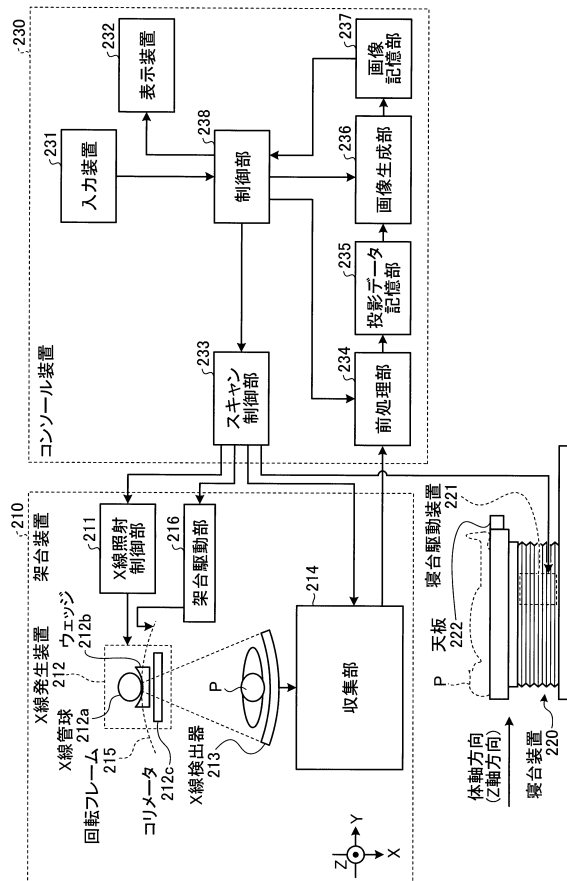
【図 5 B】



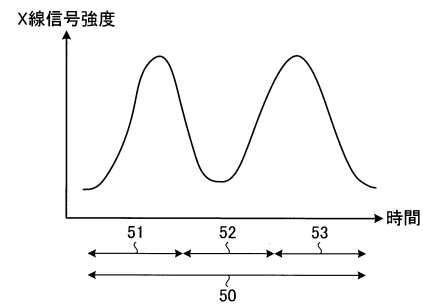
【図 6】



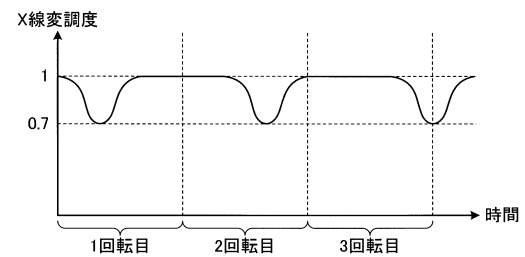
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2014 - 128648 (JP, A)
特開 2007 - 229254 (JP, A)
特開 2014 - 195492 (JP, A)
特表 2013 - 526365 (JP, A)
国際公開第 2014 / 111927 (WO, A1)
実開昭 62 - 164007 (JP, U)
特開 2001 - 137222 (JP, A)
特開 2005 - 131001 (JP, A)
米国特許出願公開第 2014 / 0086384 (US, A1)
Jiaxing Xue, et al., "4D Vascular Tree Reconstruction using Moving Grid Deformation",
Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, 2006年 8月3
0日, FrB06.1, pp.2526-2529
Yuetian Xu, et al., "GPU-BASED REAL-TIME IMPLEMENTATION OF 3D+T IMAGE RECONSTRUCTION W
ITH APPLICATION TO CEREBRAL ANGIOGRAPHY", 2011 IEEE International Symposium on Biomed
ical Imaging: From Nano to Macro (ISBI 2011), 2011年 3月30日, pp.401-406
Christian P. V. Christoffersen, et al., "Registration-Based Reconstruction of Four-Dim
ensional Cone Beam Computed Tomography", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 201
3年 11月, VOL. 32, NO. 11, pp.2064-2077

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14