

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号

特開2024-43514
(P2024-43514A)

(43)公開日 令和6年3月29日(2024.3.29)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 5 0 U 4 C 0 9 3
G 0 6 T 5/70 (2024.01)	A 6 1 B 6/03	3 5 0 L 5 B 0 5 7
	A 6 1 B 6/03	3 7 0 A
	G 0 6 T 5/00	7 0 5

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全13頁)

(21)出願番号 特願2023-149063(P2023-149063)	(71)出願人 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(22)出願日 令和5年9月14日(2023.9.14)	
(31)優先権主張番号 特願2022-148343(P2022-148343)	(74)代理人 110001771 弁理士法人虎ノ門知的財産事務所
(32)優先日 令和4年9月16日(2022.9.16)	
(33)優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	(72)発明者 西岡 昂彦 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キ ヤノンメディカルシステムズ株式会社内
	F ターム(参考) 4C093 AA22 AA24 CA06 CA13 CA35 DA02 FC25 FE13 FE14 5B057 AA09 BA03 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CC01 CE02 CE08 DA07 DA16 DB02 DB09

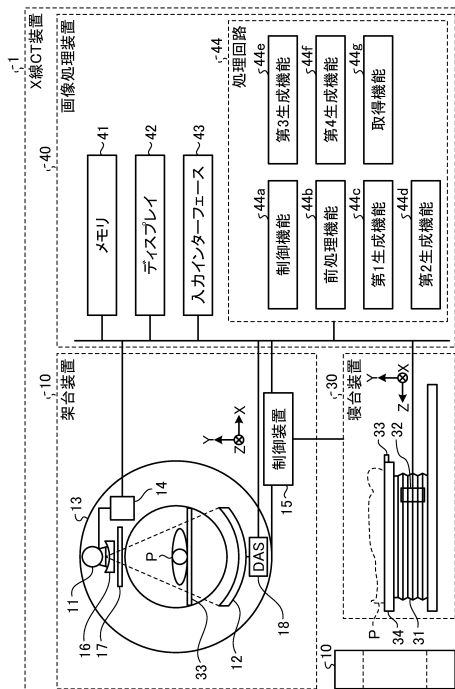
(54)【発明の名称】 再構成装置、X線CT装置及び画像処理装置

(57)【要約】

【課題】画質を向上させること。

【解決手段】実施形態に係る再構成装置は、補正手段と、選択手段と、再構成手段とを備える。補正手段は、複数の第1のサイノグラムデータに基づいて複数の第2のサイノグラムデータを求める。選択手段は、前記第1のサイノグラムデータと前記第2のサイノグラムデータを比較し、類似性の高い前記第1のサイノグラムデータを選択することにより第3のサイノグラムデータを求める。再構成手段は、前記第3のサイノグラムデータに基づいて、画像を再構成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の第 1 のサイノグラムデータに基づいて複数の第 2 のサイノグラムデータを求める補正手段と、

前記第 1 のサイノグラムデータと前記第 2 のサイノグラムデータを比較し、類似性の高い前記第 1 のサイノグラムデータを選択することにより第 3 のサイノグラムデータを求める選択手段と、

前記第 3 のサイノグラムデータに基づいて、画像を再構成する再構成手段とを備える再構成装置。

【請求項 2】

前記選択手段は、前記複数の第 1 のサイノグラムデータと、前記第 2 のサイノグラムデータとの類似度を算出し、算出した前記類似度に基づいて第 3 のサイノグラムデータを生成し、

前記再構成手段は、生成した前記第 3 のサイノグラムデータに基づいて、前記画像を生成する、請求項 1 に記載の再構成装置。

【請求項 3】

前記選択手段は、前記第 2 のサイノグラムデータのそれぞれの領域について、類似度の高い前記複数の第 1 のサイノグラムデータの領域を抽出し、抽出した結果をマージすることにより前記第 3 のサイノグラムデータを生成する、請求項 2 に記載の再構成装置。

【請求項 4】

複数の C T 画像に対して位置合わせ処理を行ったのち位置合わせ処理後の画像のそれぞれを順投影することにより、前記複数の第 1 のサイノグラムデータを生成する生成手段を更に備える、請求項 1 に記載の再構成装置。

【請求項 5】

前記補正手段は、位置合わせ処理後の前記複数の C T 画像に対してアーチファクト補正処理を行い、前記アーチファクト補正処理を行った後の画像を順投影することにより、前記第 2 のサイノグラムデータを生成する、請求項 4 に記載の再構成装置。

【請求項 6】

前処理を含む処理を行うことにより、前記複数の第 1 のサイノグラムデータを生成する生成手段を更に備える、請求項 5 に記載の再構成装置。

【請求項 7】

前記アーチファクト補正処理は、モーションアーチファクトを補正する処理である、請求項 5 に記載の再構成装置。

【請求項 8】

前記複数の C T 画像は、それぞれ異なる心拍の同じ時相の C T 画像である、請求項 4 に記載の再構成装置。

【請求項 9】

前記複数の C T 画像は、同じ撮影により得られた異なる時相の C T 画像である時系列 C T 画像である、請求項 4 に記載の再構成装置。

【請求項 10】

前記複数の C T 画像は、それぞれ異なる撮影により得られた C T 画像である、請求項 4 に記載の再構成装置。

【請求項 11】

前記補正手段は、前記複数の第 1 のサイノグラムデータに基づいて、前記第 1 のサイノグラムデータから、アーチファクトまたはノイズが除去された前記複数の第 2 のサイノグラムデータを求める、請求項 1 に記載の再構成装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の再構成装置と、

X 線 C T 撮影を行い複数の前記第 1 のサイノグラムデータを生成する生成手段とを備える X 線 C T 装置。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

請求項 1 に記載の再構成装置と、
前記画像を表示部に表示させる表示制御手段と
を備える画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書及び図面に開示の実施形態は、再構成装置、X線CT装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

例えば心臓のCTA (Computed Tomography Angiography) において、モーションアーチファクト等のアーチファクトが現れる場合がある。当該アーチファクトを除去する方法として、ディープラーニングや数値解析の手法などを用いて、アーチファクトが存在すると考えられる画像のピクセルの値を変更する方法が考えられる。

【0003】

しかしながら、この方法を取る場合、画像データそのものが変更されてしまうので、例えば狭窄など、解剖学的な情報が、アーチファクト補正により変更されてしまう可能性がある。従って、画像データの値を変更せずにアーチファクト補正を行うのが望ましい。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2021-519646号公報

【特許文献2】特許第4714677号公報

【特許文献3】特開2017-15655号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本明細書及び図面の開示の実施形態が解決しようとする課題の一つは、画質を向上させることである。ただし、本明細書及び図面に開示の実施形態により解決しようとする課題は上記課題に限られない。後述する実施形態に示す各構成による各効果に対応する課題を他の課題として位置づけることもできる。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る再構成装置は、補正手段と、選択手段と、再構成手段とを備える。補正手段は、複数の第1のサイノグラムデータに基づいて複数の第2のサイノグラムデータを求める。選択手段は、前記第1のサイノグラムデータと前記第2のサイノグラムデータを比較し、類似性の高い前記第1のサイノグラムデータを選択することにより第3のサイノグラムデータを求める。再構成手段は、前記第3のサイノグラムデータに基づいて、画像を再構成する。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、実施形態に係るX線CT装置の構成の一例を示した図である。

【図2】図2は、実施形態に係るX線CT装置が行う処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、実施形態に係るX線CT装置が行う処理について説明した図である。

【図4】図4は、図2のステップS200の処理について詳しく説明したフローチャートである。

【図5】図5は、実施形態に係るX線CT装置が行う処理について説明した図である。

50

【発明を実施するための形態】**【0008】**

以下、図面を参照しながら、再構成装置、X線CT装置及び画像処理装置の実施形態について詳細に説明する。

【0009】

(実施形態)

図1に示すように、実施形態に係るX線CT装置1は、架台装置10と、寝台装置30と、画像処理装置40とを有する。なお、図1は、説明のために架台装置10を複数方向から描画したものであり、X線CT装置1が架台装置10を1つ有する場合を示す。

【0010】

架台装置10は、X線管11と、X線検出器12と、回転フレーム13と、X線高電圧装置14と、制御装置15と、ウェッジ16と、コリメータ17と、DAS(Data Acquisition System)18とを有する。

【0011】

X線管11は、熱電子を発生する陰極(フィラメント)と、熱電子の衝突を受けてX線を発生する陽極(ターゲット)とを有する真空管である。X線管11は、X線高電圧装置14からの高電圧の印加により、陰極から陽極に向けて熱電子を照射することで、被検体Pに対し照射するX線を発生する。例えば、X線管11には、回転する陽極に熱電子を照射することでX線を発生させる回転陽極型のX線管がある。

【0012】

なお、X線管11及び制御装置15は、X線照射部の一例である。X線照射部は、既知の物質及び透過長からなるファントムに対して低フラックススキャンを実行する。具体的には、X線照射部は、初期電流強度及びX線管の各管電圧設定で、エアスキャン及び、複数の異なる物質からなるファントムに対するスキャンを実行することにより低フラックススキャンを実行する。

【0013】

回転フレーム13は、X線管11とX線検出器12とを対向支持し、制御装置15によってX線管11とX線検出器12とを回転させる円環状のフレームである。例えば、回転フレーム13は、アルミニウムを材料とした鋳物である。なお、回転フレーム13は、X線管11及びX線検出器12に加えて、X線高電圧装置14やウェッジ16、コリメータ17、DAS18等を更に支持することもできる。更に、回転フレーム13は、図1において図示しない種々の構成を更に支持することもできる。

【0014】

ウェッジ16は、X線管11から照射されたX線量を調節するためのフィルタである。具体的には、ウェッジ16は、X線管11から被検体Pへ照射されるX線の分布が、予め定められた分布になるように、X線管11から照射されたX線を透過して減衰するフィルタである。例えば、ウェッジ16は、ウェッジフィルタ(wedge filter)やボウタイフィルタ(bow-tie filter)であり、所定のターゲット角度や所定の厚みとなるようにアルミニウム等を加工したフィルタである。

【0015】

コリメータ17は、ウェッジ16を透過したX線の照射範囲を絞り込むための鉛板等であり、複数の鉛板等の組み合わせによってスリットを形成する。なお、コリメータ17は、X線絞りと呼ばれる場合もある。また、図1においては、X線管11とコリメータ17との間にウェッジ16が配置される場合を示すが、X線管11とウェッジ16との間にコリメータ17が配置される場合であってもよい。この場合、ウェッジ16は、X線管11から照射され、コリメータ17により照射範囲が制限されたX線を透過して減衰させる。

【0016】

X線高電圧装置14は、変圧器(トランス)及び整流器等の電気回路を有し、X線管11に印加する高電圧を発生する高電圧発生装置と、X線管11が発生するX線に応じた出力電圧の制御を行うX線制御装置とを有する。高電圧発生装置は、変圧器方式であっても

10

20

30

40

50

よいし、インバータ方式であってもよい。なお、X線高電圧装置14は、回転フレーム13に設けられてもよいし、図示しない固定フレームに設けられても構わない。

【0017】

制御装置15は、CPU (Central Processing Unit) 等を有する処理回路と、モータ及びアクチュエータ等の駆動機構とを有する。制御装置15は、入力インターフェース43からの入力信号を受けて、架台装置10及び寝台装置30の動作制御を行う。例えば、制御装置15は、回転フレーム13の回転や架台装置10のチルト、寝台装置30及び天板33の動作等について制御を行う。なお、制御装置15は架台装置10に設けられてもよいし、画像処理装置40に設けられてもよい。

【0018】

X線検出器12は、例えば光子計数型検出器またはエネルギー積分型の検出器である。X線検出器12が光子検出型検出器である場合、X線検出器12は、X線管11から照射されて被検体Pを透過したX線に由来する光子であるX線光子が入射するごとに、当該X線光子のエネルギー値を計測可能な信号を出力する。X線検出器12は、X線光子が入射するごとに、1パルスの電気信号(アナログ信号)を出力する複数のX線検出素子を有する。

【0019】

X線検出素子は、例えば、例えば、CdTe(テルル化カドミウム: cadmium telluride)やCdZnTe(テルル化カドミウム亜鉛: cadmium Zinc telluride)などの半導体素子(半導体検出素子)にアノード電極及びカソード電極が配置されたものである。

【0020】

X線検出器12は、X線検出素子と、X線検出素子に接続されて、X線検出素子が検出したX線光子を計数する読み出し回路であるASIC(Application Specific Integrated Circuit)とを複数有する。ASICは、X線検出素子が出力した個々の電荷を弁別することで、検出素子に入射したX線光子の数を計数する。また、ASICは、個々の電荷の大きさに基づく演算処理を行なうことで、計数したX線光子のエネルギーを計測する。さらに、ASICは、X線光子の計数結果をデジタルデータとしてDAS18に出力する。

【0021】

DAS18は、X線検出器12から入力された計数処理の結果に基づいて検出データを生成する。検出データは、例えば、サイノグラムである。サイノグラムは、X線管11の各位置において各X線検出素子に入射した計数処理の結果を並べたデータである。サイノグラムは、ビュー方向及びチャンネル方向を軸とする2次元直交座標系に、計数処理の結果を並べたデータである。DAS18は、例えば、X線検出器12におけるスライス方向の列単位で、サイノグラムを生成する。DAS18は、生成した検出データを画像処理装置40へ転送する。DAS18は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0022】

DAS18が生成したデータは、回転フレーム13に設けられた発光ダイオード(Light Emitting Diode: LED)を有する送信機から、光通信によって、架台装置10の非回転部分(例えば、固定フレーム等。図1での図示は省略している)に設けられた、フォトダイオードを有する受信機に送信され、画像処理装置40へと転送される。ここで、非回転部分とは、例えば、回転フレーム13を回転可能に支持する固定フレーム等である。なお、回転フレーム13から架台装置10の非回転部分へのデータの送信方法は、光通信に限らず、非接触型の如何なるデータ伝送方式を採用してもよいし、接触型のデータ伝送方式を採用しても構わない。

【0023】

寝台装置30は、撮影対象の被検体Pを載置、移動させる装置であり、基台31と、寝台駆動装置32と、天板33と、支持フレーム34とを有する。基台31は、支持フレーム34を鉛直方向に移動可能に支持する筐体である。寝台駆動装置32は、被検体Pが載

10

20

30

40

50

置された天板 3 3 を、天板 3 3 の長軸方向に移動する駆動機構であり、モータ及びアクチュエータ等を含む。支持フレーム 3 4 の上面に設けられた天板 3 3 は、被検体 P が載置される板である。なお、寝台駆動装置 3 2 は、天板 3 3 に加え、支持フレーム 3 4 を天板 3 3 の長軸方向に移動してもよい。

【 0 0 2 4 】

画像処理装置 4 0 は、メモリ 4 1 と、ディスプレイ 4 2 と、入力インターフェース 4 3 と、処理回路 4 4 とを有する。なお、画像処理装置 4 0 は架台装置 1 0 とは別体として説明するが、架台装置 1 0 に画像処理装置 4 0 又は画像処理装置 4 0 の各構成要素の一部が含まれてもよい。

【 0 0 2 5 】

メモリ 4 1 は、例えば、R A M (Random Access Memory)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等により実現される。メモリ 4 1 は、例えば、投影データや C T 画像データを記憶する。また、例えば、メモリ 4 1 は、X 線 C T 装置 1 に含まれる回路が各種の機能を実現するためのプログラムを記憶する。メモリ 4 1 は、X 線 C T 装置 1 とネットワークを介して接続されたサーバ群 (クラウド) により実現されることとしてもよい。

【 0 0 2 6 】

ディスプレイ 4 2 は、各種の情報を表示する。例えば、ディスプレイ 4 2 は、処理回路 4 4 によって生成された各種の画像を表示したり、操作者から各種の操作を受け付けるための G U I (Graphical User Interface) を表示したりする。例えば、ディスプレイ 4 2 は、液晶ディスプレイや C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイである。ディスプレイ 4 2 は、デスクトップ型でもよいし、画像処理装置 4 0 本体と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。また、ディスプレイ 4 2 は、表示部の一例である。

【 0 0 2 7 】

入力インターフェース 4 3 は、操作者から各種の入力操作を受け付けて、受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路 4 4 へ出力する。また、例えば、入力インターフェース 4 3 は、スキャン条件や、C T 画像データを再構成する際の再構成条件、C T 画像データから後処理画像を生成する際の画像処理条件等の入力操作を操作者から受け付ける。

【 0 0 2 8 】

例えば、入力インターフェース 4 3 は、マウスやキーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、音声入力回路等により実現される。なお、入力インターフェース 4 3 は、架台装置 1 0 に設けられてもよい。また、入力インターフェース 4 3 は、画像処理装置 4 0 本体と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。また、入力インターフェース 4 3 は、マウスやキーボード等の物理的な操作部品を備えるものだけに限られない。例えば、画像処理装置 4 0 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を処理回路 4 4 へ出力する電気信号の処理回路も入力インターフェース 4 3 の例に含まれる。

【 0 0 2 9 】

処理回路 4 4 は、X 線 C T 装置 1 全体の動作を制御する。例えば、処理回路 4 4 は、制御機能 4 4 a、前処理機能 4 4 b、第 1 生成機能 4 4 c、第 2 生成機能 4 4 d、第 3 生成機能 4 4 e、第 4 生成機能 4 4 f 及び取得機能 4 4 g を実行する。ここで、例えば、図 1 に示す処理回路 4 4 の構成要素である制御機能 4 4 a、前処理機能 4 4 b、第 1 生成機能 4 4 c、第 2 生成機能 4 4 d、第 3 生成機能 4 4 e、第 4 生成機能 4 4 f、取得機能 4 4 g が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 4 1 内に記録されている。処理回路 4 4 は、例えば、プロセッサであり、メモリ 4 1 から各プログラムを読み出し、実行することで読み出した各プログラムに対応する機能を実現する。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 4 4 は、図 1 の処理回路 4

10

20

30

40

50

4 内に示された各機能を有することとなる。処理回路 4 4 は、再構成装置の一例である。

【 0 0 3 0 】

制御機能 4 4 a、前処理機能 4 4 b、第 1 生成機能 4 4 c、第 2 生成機能 4 4 d、第 3 生成機能 4 4 e、第 4 生成機能 4 4 f、取得機能 4 4 g は、それぞれ、制御部、前処理部、第 1 生成部（生成手段）、第 2 生成部（補正手段）、第 3 生成部（選択手段）、第 4 生成部（再構成手段）、取得部の一例である。また、制御部は、表示制御手段の一例である。

【 0 0 3 1 】

なお、図 1 においては、制御機能 4 4 a、前処理機能 4 4 b、第 1 生成機能 4 4 c、第 2 生成機能 4 4 d、第 3 生成機能 4 4 e、第 4 生成機能 4 4 f、取得機能 4 4 g の各処理機能が単一の処理回路 4 4 によって実現される場合を示したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、処理回路 4 4 は、複数の独立したプロセッサを組み合わせで構成され、各プロセッサが各プログラムを実行することにより各処理機能を実現するものとしても構わない。また、処理回路 4 4 が有する各処理機能は、単一又は複数の処理回路に適宜に分散又は統合されて実現されてもよい。

10

【 0 0 3 2 】

制御機能 4 4 a は、入力インターフェース 4 3 を介して操作者から受け付けた入力操作に基づいて、各種処理を制御する。具体的には、制御機能 4 4 a は、架台装置 1 0 で行なわれる CT スキャンを制御する。例えば、制御機能 4 4 a は、X 線高電圧装置 1 4、X 線検出器 1 2、制御装置 1 5、D A S 1 8 及び寝台駆動装置 3 2 の動作を制御することで、架台装置 1 0 における計数結果の収集処理を制御する。一例を挙げると、制御機能 4 4 a は、位置決め画像（スキャノ画像）を収集する位置決めスキャン及び診断に用いる画像を収集する撮影（本スキャン）における投影データの収集処理をそれぞれ制御する。

20

【 0 0 3 3 】

また、制御機能 4 4 a は、表示制御手段として、メモリ 4 1 が記憶する各種画像データに基づく画像などをディスプレイ 4 2 に表示させる。

【 0 0 3 4 】

前処理機能 4 4 b は、D A S 1 8 から出力された検出データに対して対数変換処理やオフセット補正処理、チャンネル間の感度補正処理、ビームハードニング補正、散乱線補正、ダークカウント補正等の前処理を施すことにより投影データを生成する。

30

【 0 0 3 5 】

第 1 生成機能 4 4 c は、生成手段として、前処理機能 4 4 b にて生成された投影データに対して、フィルタ補正逆投影法や逐次近似再構成法等を用いた再構成処理を行って CT 画像データを生成する他、CT 画像に対して順投影処理を行ってサイノグラムデータを生成する。第 1 生成機能 4 4 c、第 2 生成機能 4 4 d、第 3 生成機能 4 4 e 及び第 4 生成機能 4 4 f についての詳細は、後述する。

【 0 0 3 6 】

処理回路 4 4 は、取得機能 4 4 g により、X 線検出器 1 2 から種々のデータを取得する。

【 0 0 3 7 】

続いて、実施形態に係る背景について詳細に説明する。

40

【 0 0 3 8 】

心臓の C T A (C o m p u t e d T o m o g r a p h y A n g i o g r a p h y) において、モーションアーチファクト等のアーチファクトが現れる場合がある。当該アーチファクトを除去する方法として、ディープラーニングや数値解析の手法などを用いて、アーチファクトが存在すると考えられる画像のピクセルの値を変更する方法が考えられる。

【 0 0 3 9 】

しかしながら、この方法を取る場合、画像データそのものが変更されてしまうので、例えば狭窄など、解剖学的な情報が、アーチファクト補正により変更されてしまう可能性が

50

ある。従って、画像データの値を変更せずにアーチファクト補正を行うのが望ましい。

【0040】

実施形態に係る再構成装置、X線CT装置、及び画像処理装置は、かかる背景に基づいたものであり、実施形態に係る再構成装置は、補正手段と、選択手段と、再構成手段とを備える。補正手段は、複数の第1のサイノグラムデータに基づいて複数の第2のサイノグラムデータを求める。具体的には、補正手段は、複数の第1のサイノグラムデータに基づいて、前記複数の第1のサイノグラムデータからアーチファクトまたはノイズを除去した前記複数の第2のサイノグラムを求める。選択手段は、前記第1のサイノグラムデータと前記第2のサイノグラムデータを比較し、類似性の高い前記第1のサイノグラムデータを選択することにより第3のサイノグラムデータを求める。再構成手段は、前記第3のサイノグラムデータに基づいて、画像を再構成する。

10

【0041】

また、実施形態に係るX線CT装置は、かかる再構成装置と、X線CT撮影を行い複数の第1のサイノグラムデータを生成する生成手段とを備える。また、実施形態に係る画像処理装置は、当該再構成装置と、再構成された画像を表示部に表示させる表示制御手段とを備える。

【0042】

このように、実施形態においては、アーチファクト補正処理を行った第2のサイノグラムデータに基づいて、複数の第1のサイノグラムデータをマージして第3のサイノグラムデータを生成し、これをもとにCT画像を生成する。この方法においては、第3のサイノグラムデータは、複数の第1のサイノグラムデータのいずれかに含まれていた情報を基にしているので、サイノグラムデータの値そのものは変更されていない。従って、実施形態に係るX線CT装置1または画像処理装置40は、もともとのデータの解剖学的な情報を保存した状態で、モーション補正を行うことができ、画質が向上する。

20

【0043】

続いて、図3を適宜参照しながら、図2を用いて、実施形態に係るX線CT装置1が行う処理について説明する。図2は、実施形態に係るX線CT装置1が行う処理の流れについて説明したフローチャートであり、図3は、実施形態に係るX線CT装置1が行う処理の流れについて説明した模式図である。

【0044】

はじめに、ステップS100において、X線CT装置1は、CT撮影を実行する。続いて、ステップS110において、処理回路44は、生成手段として、第1生成機能44cにより、ステップS100において実行されたCT撮影に基づいて、図3に示される複数のCT画像2を生成する。一例として、処理回路44は、生成手段として、第1生成機能44cにより、ステップS100において実行されたCT撮影に基づいて得られたデータに対して画像再構成処理を行って、複数のCT画像2a、2b、2c、2d等を生成する。

30

【0045】

ここで、複数のCT画像とは、例えば同じ撮影により得られた異なる時相のCT画像である時系列CT画像である。この場合、ステップS100において、X線CT装置1は、例えば1回の撮影により複数の時相でCT撮影を行う。ステップS110において、処理回路44は、生成手段として、第1生成機能44cにより、ステップS100において実行されたCT撮影に基づいて、複数のCT画像2a、2b、2c、2dを生成する。

40

【0046】

また、別の例として、ステップS110において生成された複数のCT画像2は、それぞれ異なる心拍の同じ時相のCT画像であってもよい。すなわち、この場合、複数のCT画像2a、2b、2c、2dは、異なる心拍の同じ時相のCT画像となる。

【0047】

また、別の例として、ステップS110において生成された複数のCT画像2は、それぞれ異なる撮影により得られたCT画像であってもよい。ここで、異なる撮影の例として

50

、心臓の撮影の場合を例にとると、例えば、冠動脈用の撮影と、心筋撮影用の撮影の例が挙げられる。例えば心筋撮影用の撮影においては、冠動脈用の撮影と比較して、管電圧を下げて撮影を行うので、これらの撮影は、異なる撮影の例となる。すなわち、図3の例において、例えばCT画像2aが冠動脈用の撮影に関するCT画像であり、CT画像2bが、心筋撮影用の撮影となる。

【0048】

なお、ステップS110において、処理回路100は、ステップS100において実行されたCT撮影に基づいて得られたデータに対して画像再構成処理を行ったのち前処理を行うことにより、複数のCT画像2を生成してもよい。かかる場合、前処理が行われることにより生成された複数のCT画像2を基にステップS130において第1のサイノグラムデータが生成される。 10

【0049】

続いて、ステップS120において、処理回路44は、第1生成機能44cにより、ステップS110で生成された複数のCT画像に対して、位置合わせ処理51 (registration)を行う。具体的には、処理回路44は、第1生成機能44cにより、ステップS110で生成された複数のCT画像に対して、非剛体位置合わせを位置合わせ処理51として行う。これにより、例えば心臓の撮影の場合、処理回路44は、第1生成機能44cにより、心臓の収縮等による影響の効果を補正する。

【0050】

ステップS130において、これら位置合わせ処理51が行われた複数のCT画像2に対して、処理回路44は、生成手段として、第1生成機能44cにより、位置合わせ処理後の画像のそれぞれに対して順投影 (forward projection) することにより、図3に示される複数の第1のサイノグラムデータ3を生成する。具体的には、処理回路44は、第1生成機能44cにより、位置合わせ処理後のCT画像2a、2b、2c、2dに対して順投影52を行って、複数の第1のサイノグラムデータ3a、3b、3c、3dのそれぞれを生成する。このように、処理回路44は、生成手段として、第1生成機能44cにより、複数のCT画像のそれぞれを順投影する処理を含む処理を行うことにより、複数の第1のサイノグラムデータ3を生成する。 20

【0051】

なお、ステップS130において、処理回路44は、生成手段として、第1生成機能44cにより、複数のCT画像のそれぞれを順投影する処理を含む処理を行った後に所定の前処理を行って、複数の第1のサイノグラムデータ3を生成してもよい。 30

【0052】

図2のステップS120に戻り、ステップS140において、処理回路44は、補正手段として、第2生成機能44dにより、位置合わせ処理が行われた複数のCT画像2に対して、アーチファクト補正処理54等を行う。ここで、アーチファクト補正処理54とは、例えば、被検体の動きによるアーチファクトであるモーションアーチファクトを補正する処理である。この場合、処理回路44は、第2生成機能44dにより、位置合わせ処理が行われた複数のCT画像2に対して、モーションアーチファクト補正処理を行って、画像4を生成する。処理回路44は、第2生成機能44dにより、例えば、曝射された位相の範囲から、動き補正が適用されるターゲット位相およびその前後の位相のボリュームデータを作成して、各ボリューム間の動き量を推定する方法であるAMC (Adaptive Motion Correction) 方法を用いた処理や、GAN (Generative Adversarial Network) に代表されるDeep Learning技術を用いた画像推論技術を用いた処理などにより、画像4を生成する。しかしながら、実施形態はこれに限られず、処理回路44は、第2生成機能44dにより、その他のアーチファクト補正方法により、画像4を生成してもよい。 40

【0053】

また、ここでのアーチファクト補正処理として、モーションアーチファクト補正について説明したが、実施形態はこれに限られず、処理回路44は、第2生成機能44dにより 50

、メタルアーチファクト等その他のアーチファクトを補正する処理を、ステップ S 1 4 0 のアーチファクト補正処理 5 4 として行って、画像 4 を生成してもよい。

【 0 0 5 4 】

続いて、ステップ S 1 5 0 において、処理回路 4 4 は、補正手段として、第 2 生成機能 4 4 d により、複数の第 1 のサイノグラムデータに基づいて、複数のサイノグラムデータ 5 を求める。具体的には、処理回路 4 4 は、補正手段として、第 2 生成機能 4 4 d により、アーチファクト補正処理 5 4 を行った後の画像である画像 4 を順投影 5 6 することにより、第 2 のサイノグラムデータ 5 を生成する。このように、処理回路 4 4 は、補正手段として、第 2 生成機能 4 4 d により、複数の CT 画像 2 に対してアーチファクト補正処理 5 4 を含む処理を行うことにより第 2 のサイノグラムデータ 5 を生成する。すなわち、処理回路 4 4 は、ステップ S 1 4 0 及びステップ S 1 5 0 において、補正手段として、複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 から、アーチファクトまたはノイズを除去して複数の第 2 のサイノグラムデータ 5 を求める。

10

【 0 0 5 5 】

続いて、ステップ S 2 0 0 において、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、第 2 のサイノグラムデータ 5 に基づいて、サイノグラムのマージ処理 6 0 を行って、複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 から、後述の図 5 に示される第 3 のサイノグラムデータ 6 を生成し、再構成処理 7 1 により生成された第 3 のサイノグラムデータ 6 を再構成して、CT 再構成画像 7 を生成する。すなわち、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、第 1 のサイノグラムデータ 3 と第 2 のサイノグラムデータ 5 とを比較して、類似性の高い第 1 のサイノグラムデータを選択することにより第 3 のサイノグラムデータ 6 を求め、再構成手段として、第 3 のサイノグラムデータ 6 に基づいて、画像を再構成する。ここで、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、アーチファクト補正処理 5 4 が行われた第 2 のサイノグラムデータ 5 をマージ処理 6 0 のための基準となるデータとして使用する。

20

【 0 0 5 6 】

以下、ステップ S 2 0 0 の詳細について図 5 を適宜参照しながら、図 4 を用いて説明する。図 4 は、図 2 のステップ S 2 0 0 の処理をより詳細に説明したフローチャートである。すなわち、図 2 のステップ S 2 0 0 の処理は、図 4 のステップ S 2 1 0 ~ ステップ S 2 5 0 の処理に対応する。また、図 5 は、サイノグラムのマージ処理 6 0 を、より詳細に説明した図である。

30

【 0 0 5 7 】

はじめに、ステップ S 2 1 0 において、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 と、第 2 のサイノグラムデータ 5 との類似度を算出する。

【 0 0 5 8 】

続いて、ステップ S 2 2 0 において、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、第 2 のサイノグラムデータ 5 のそれぞれの領域について、第 2 のサイノグラムデータ 5 のそれぞれの領域と類似度が高い、複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 の領域を抽出する。例えば、図 5 において、第 1 のサイノグラムデータ 3 a における領域 6 1 a、第 1 のサイノグラムデータ 3 a における領域 6 1 b、第 1 のサイノグラムデータ 3 b における領域 6 1 c、第 1 のサイノグラムデータ 3 b における領域 6 1 d、第 1 のサイノグラムデータ 3 c における領域 6 1 e、第 1 のサイノグラムデータ 3 d における領域 6 1 f は、第 2 のサイノグラムデータ 5 における領域 6 2 a、領域 6 2 b、領域 6 2 c、領域 6 2 d、領域 6 2 e、領域 6 2 f とそれぞれ類似度が高くなる。従って、処理回路 4 4 は、第 3 生成機能 4 4 e により、第 2 のサイノグラムデータ 5 におけるそれぞれの領域である領域 6 2 a、6 2 c、6 2 e、6 2 d、6 2 f、6 2 b について、当該それぞれの領域と類似度の高い第 1 のサイノグラムデータ 3 の領域である領域 6 1 a、6 1 c、6 1 e、6 1 d、6 1 f、6 1 b を抽出する。

40

【 0 0 5 9 】

50

続いて、ステップ S 2 3 0 において、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、ステップ S 2 2 0 で抽出した結果をマージすることにより、第 3 のサイノグラムデータ 6 を生成する。具体的には、処理回路 4 4 は、第 3 生成機能 4 4 e により、ステップ S 2 2 0 で抽出された領域 6 1 a、6 1 c、6 1 d、6 1 f、6 1 b に対応する第 1 のサイノグラムデータ 3 のそれぞれをマージして一つのサイノグラムデータとすることで、図 5 に示される第 3 のサイノグラムデータ 6 を生成する。

【 0 0 6 0 】

続いて、ステップ S 2 4 0 において、処理回路 4 4 は、再構成手段として、第 4 生成機能 4 4 f により、第 3 のサイノグラムデータ 6 を基に CT 再構成画像 7 を生成する。

【 0 0 6 1 】

以上のように、ステップ S 2 1 0 ~ ステップ S 2 4 0 からなるステップ S 2 0 0 において、処理回路 4 4 は、選択手段として、第 3 生成機能 4 4 e により、複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 と、第 2 のサイノグラムデータ 5 との類似度を算出し、算出した類似度に基づいて第 3 のサイノグラムデータ 6 を生成し、生成した第 3 のサイノグラムデータ 6 に基づいて、CT 再構成画像 7 を生成する。

【 0 0 6 2 】

ここで、生成された第 3 のサイノグラムデータ 6 の性質について述べると、ステップ S 2 0 0 において生成された第 3 のサイノグラムデータ 6 は、第 3 のサイノグラムデータ 6 のどの領域を取っても、もとのデータである複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 のいずれかの部分のデータとなっており、データの値そのものは変更、加工されていない。

【 0 0 6 3 】

換言すると、第 3 のサイノグラムデータ 6 は、複数の第 1 のサイノグラムデータ 3 の解剖学的な情報を保持したまま、アーチファクト補正が行われたデータであると考えられることができる。従って、実施形態に係る X 線 CT 装置 1 においては、元データの解剖学的な情報を保存した状態で、モーションアーチファクト等のアーチファクトの補正を行うことができ、例えば誤診を生む可能性等を低減することができる。

【 0 0 6 4 】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、画質を向上させることができる。

【 0 0 6 5 】

以上説明した実施形態では、補正手段としての第 2 生成機能 4 4 d により、複数の CT 画像 2 に対して、アーチファクト補正処理 5 4 を行う例を説明したが、これに限らない。例えば、補正手段としての生成機能 4 4 d により、複数の CT 画像 2 に対して、血管位置を強調する処理や、ユーザ指定の画質に近づけるための処理を行うようにしても良い。そのような処理を行う事により、ユーザの意図に沿った画像を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

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、実施形態同士の組み合わせ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 】

【 0 0 6 7 】

- 4 4 処理回路
- 4 4 a 制御機能
- 4 4 b 前処理機能
- 4 4 c 第 1 生成機能
- 4 4 d 第 2 生成機能
- 4 4 e 第 3 生成機能
- 4 4 f 第 4 生成機能

10

20

30

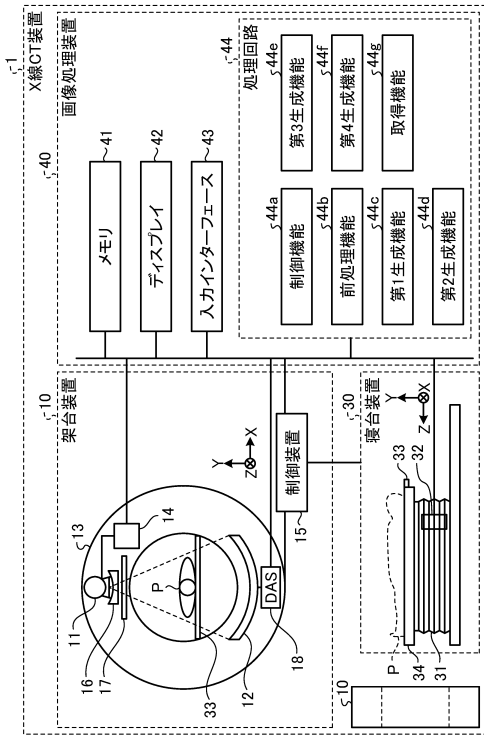
40

50

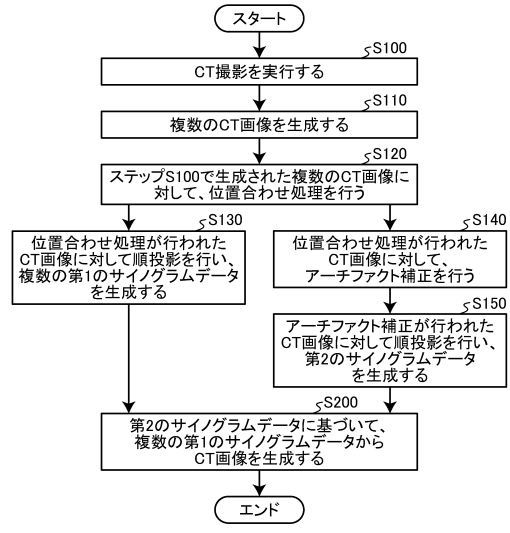
4 4 g 取得機能

【 図 面 】

【 図 1 】



【 図 2 】



10

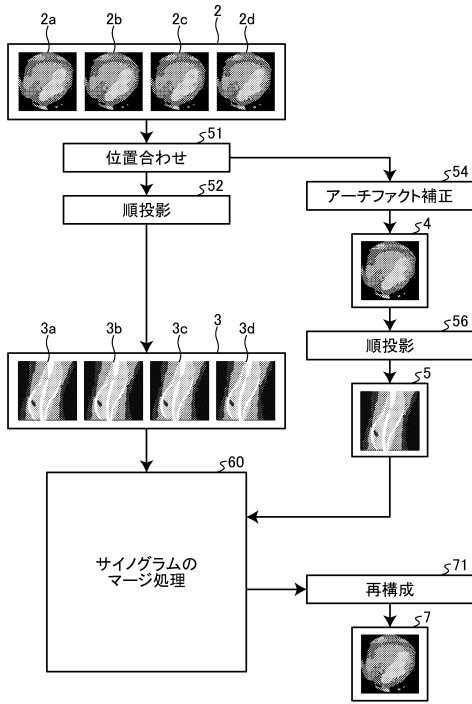
20

30

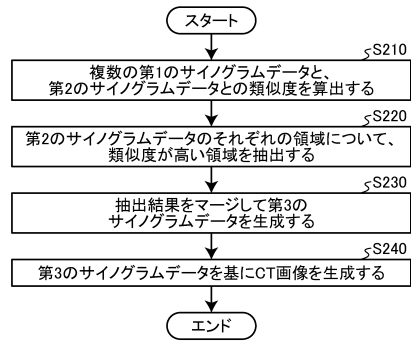
40

50

【 図 3 】



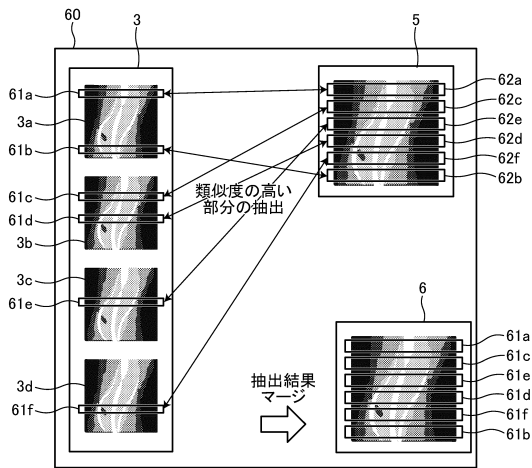
【 図 4 】



10

20

【 図 5 】



30

40

50