

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-26556
(P2016-26556A)

(43) 公開日 平成28年2月18日(2016.2.18)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 3	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 G	
	A 6 1 B 6/03 3 5 0 J	
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2015-130339 (P2015-130339)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成27年6月29日(2015.6.29)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(31) 優先権主張番号	特願2014-136599 (P2014-136599)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(32) 優先日	平成26年7月2日(2014.7.2)	(72) 発明者	田口 博基 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内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	ファン グリック ジョン 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内

最終頁に続く

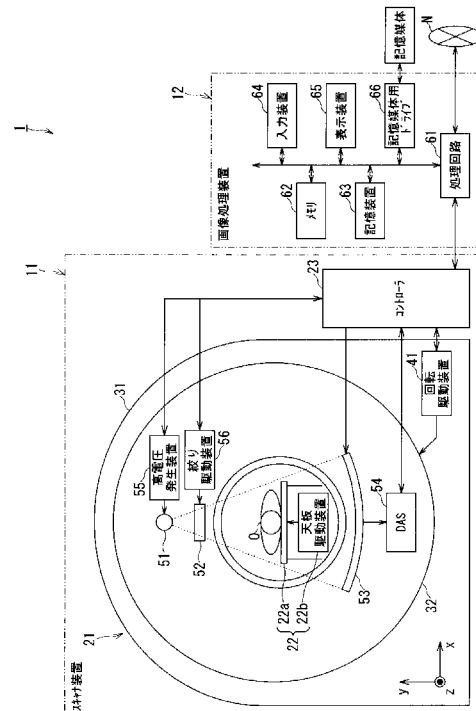
(54) 【発明の名称】 X線CT装置及び画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 X線CT装置において、アーチファクト及びノイズの両方が低減された新たな画像を操作者に提供することで、画像診断の精度を向上させること。

【解決手段】 X線CT装置1は、X線管、高電圧電源、X線検出器、及びプロセッサを備える。前記プロセッサは、被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、単色X線画像、又は、第1のX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第1画像として再構成し、前記被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、前記第1のX線エネルギー帯より広い第2のX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第2画像として再構成し、前記第1画像上の補正対象の領域を補正領域として特定し、前記第2画像のうち前記補正領域を前記第1画像に基づいて補正する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を曝射するX線管と、
前記X線管に管電圧を印加する高電圧電源と、
複数のX線検出素子を有し、前記X線を検出するX線検出器と、
プロセッサと、を備え、
前記プロセッサは、

被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、単色X線画像、又は、第1のX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第1画像として再構成し、

前記被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、前記第1のX線エネルギー帯より広い第2のX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第2画像として再構成し、

前記第1画像上の補正対象の領域を補正領域として特定し、

前記第2画像のうち前記補正領域を前記第1画像に基づいて補正する、X線CT装置

10

【請求項 2】

請求項1に記載のX線CT装置において、

前記プロセッサは、前記第1画像を、マルチエネルギースキャンに基づく複数種類の前記再構成前データから生成するX線CT装置。

20

【請求項 3】

請求項1に記載のX線CT装置において、

前記プロセッサは、前記第2画像を、シングルエネルギースキャンに基づく前記多色X線画像とするか、マルチエネルギースキャンの一方のスキャンに基づく前記多色X線画像とするか、又は、前記マルチエネルギースキャンの各スキャンに基づく多色X線画像要素が混合された前記多色X線画像とするX線CT装置。

【請求項 4】

X線を曝射するX線管と、
前記X線管に管電圧を印加する高電圧電源と、
複数のX線検出素子を有し、前記X線を検出するX線検出器と、
プロセッサと、を備え、
前記プロセッサは、

30

被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、単色X線の再構成前データ、又は、第1のX線エネルギー帯の多色X線の再構成前データを第1再構成前データとして生成し、

前記第1再構成前データと、前記被検体をスキャンして得られる、前記第1のX線エネルギー帯より広い第2のX線エネルギー帯の多色X線の第2再構成前データとに基づいて、前記第1再構成前データに補正対象の範囲を補正範囲として特定し、

前記第2再構成前データのうち前記補正範囲を前記第1再構成前データに基づいて補正し、

前記補正された第2再構成前データに基づいて補正画像を再構成する、X線CT装置

40

【請求項 5】

請求項4に記載のX線CT装置において、

前記プロセッサは、

前記第1再構成前データ及び前記第2再構成前データを差分することで差分再構成前データを生成し、

前記差分再構成前データ及び前記第2再構成前データを用いて前記補正された第2再構成前データを生成するX線CT装置。

【請求項 6】

請求項4に記載のX線CT装置において、

50

前記プロセッサは、

前記第 1 再構成前データに再構成範囲を設定し、前記第 1 再構成前データの再構成範囲と、前記第 2 再構成前データとを差分することで差分再構成前データを生成し、

前記差分再構成前データ及び前記第 2 再構成前データを用いて前記補正された第 2 再構成前データを生成する X 線 CT 装置。

【請求項 7】

プロセッサ及びメモリを備え、

前記プロセッサは、

X 線管より照射され被検体を透過した X 線を X 線検出器にて検出した検出結果より取得される再構成前データに基づいて、単色 X 線画像、又は、第 1 の X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像を第 1 画像として再構成し、

前記再構成前データに基づいて、前記第 1 の X 線エネルギー帯より広い第 2 の X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像を第 2 画像として再構成し、

前記第 1 画像上の補正対象の領域を補正領域として特定し、

前記第 2 画像のうち前記補正領域を前記第 1 画像に基づいて補正する、画像処理装置

【請求項 8】

請求項 7 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、前記第 1 画像を、マルチエネルギースキャンに基づく複数種類の前記再構成前データから生成する画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、前記第 2 画像を、シングルエネルギースキャンに基づく前記多色 X 線画像とするか、マルチエネルギースキャンの一方のスキャンに基づく前記多色 X 線画像とするか、又は、前記マルチエネルギースキャンの各スキャンに基づく多色 X 線画像要素が混合された前記多色 X 線画像とする画像処理装置。

【請求項 10】

請求項 7 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、

前記第 1 画像及び前記第 2 画像を差分することで差分画像を生成し、

前記差分画像及び前記第 2 画像を用いて補正画像を生成する画像処理装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、

前記第 1 画像のうち、前記差分画像上の一部領域を含む補正領域画像を生成し、

前記補正領域画像と前記第 2 画像とを位置合わせして合成することで前記補正画像を生成する画像処理装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、前記補正領域画像及び前記第 2 画像の合成率を変更可能とする画像処理装置。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、

前記第 1 画像のうち、前記差分画像上の一部領域を含む第 1 補正領域画像を生成し、

前記第 2 画像のうち、前記差分画像上の一部領域のみを抽出した第 2 補正領域画像を

生成し、

前記第 1 補正領域画像及び前記第 2 補正領域画像を混合して混合画像を生成し、

前記第 2 画像のうち、前記差分画像上の一部領域のみを控除した部分控除画像を生成し、

10

20

30

40

50

前記混合画像と前記部分控除画像とを位置合わせして合成することで前記補正画像を生成する画像処理装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、前記混合画像と前記部分控除画像との合成率を変更可能とする画像処理装置。

【請求項 15】

請求項 7 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、前記第 2 画像が、マルチエネルギースキンの各スキンに基づく多色 X 線画像要素が混合された多色 X 線画像である場合、互いの CT 値が最も近い前記第 1 画像及び前記第 2 画像を差分する画像処理装置。

10

【請求項 16】

プロセッサ及びメモリを備え、

前記プロセッサは、

X 線 CT 装置により被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、単色 X 線の再構成前データ、又は、第 1 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の再構成前データを第 1 再構成前データとして生成し、

前記第 1 再構成前データと、前記被検体をスキャンして得られる、前記第 1 の X 線エネルギー帯より広い第 2 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の第 2 再構成前データとに基づいて、前記第 1 再構成前データに補正対象の範囲を補正範囲として特定し、

20

前記第 2 再構成前データのうち前記補正範囲を前記第 1 再構成前データに基づいて補正し、

前記補正された第 2 再構成前データに基づいて補正画像を再構成する、画像処理装置

【請求項 17】

請求項 16 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、

前記第 1 再構成前データ及び前記第 2 再構成前データを差分することで差分再構成前データを生成し、

前記差分再構成前データ及び前記第 2 再構成前データを用いて前記補正された第 2 再構成前データを生成する画像処理装置。

30

【請求項 18】

請求項 16 に記載の画像処理装置において、

前記プロセッサは、

前記第 1 再構成前データに再構成範囲を設定し、前記第 1 再構成前データの再構成範囲と、前記第 2 再構成前データとを差分することで差分再構成前データを生成し、

前記差分再構成前データ及び前記第 2 再構成前データを用いて前記補正された第 2 再構成前データを生成する画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明の一態様としての本実施形態は、X 線 CT (computed tomography) 装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線 CT 装置は、被検体を透過した X 線の強度に基づいて、被検体についての情報を画像により提供するものであり、疾病の診断・治療や手術計画等を初めとする多くの医療行為において重要な役割を果たしている。

【0003】

近年、X 線 CT 装置では、デュアルエネルギースキン (dual energy s

50

can) という手法が用いられている。ここでいうデュアルエネルギースキャンとは、2種類の異なる管電圧を用いて被検体を撮影して画像を取得する手法である。デュアルエネルギースキャンを用いたCTを、「Dual Energy CT」という。

【0004】

そして、デュアルエネルギースキャンの手法に関連する技術（例えば、特許文献1及び非特許文献1）が知られている。これらによると、デュアルエネルギースキャンの手法を用いたX線CT装置は、2種類の異なる管電圧により得られた情報に基づいて物質の分離を行ない、その上で、単色X線画像(monochromatic image)や密度画像、実効原子番号画像、アーチファクトが除去(低減)される等のような様々な画像を取得することができる。なお、デュアルエネルギースキャンの場合において用いられるX線は、種々のX線エネルギーを含みかつ特定のX線エネルギー分布を有する多色X線(連続スペクトルX線)である。

10

【0005】

また、2種類のX線エネルギー分布にそれぞれ対応する一般的なCT画像である2種類の多色X線画像(polychromatic image)を生成し、両者を混合(ブレンド)することで、操作者が所望するX線エネルギーにて画像化された単色X線画像を生成する技術(例えば、特許文献2)が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

20

【特許文献1】特開2009-261942号公報

【特許文献2】特開2012-81108号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Johnson TR, et al., "Material differentiation by dual energy CT: initial experience", Eur Radiol (2007), 17, 1510-1517

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0008】

デュアルエネルギースキャンの手法より得られる、所要のX線エネルギーにて画像化された単色X線画像によれば、ビームハードニングアーチファクトは低減される。しかしながら、その単色X線画像によると、X線エネルギー帯にて画像化された従来の多色X線画像と比較してよりノイズが高いという問題点がある。

【0009】

一方、X線エネルギー帯にて画像化された従来の多色X線画像によれば、ノイズは低減される。しかしながら、それらの画像によると、単色X線画像と比較してビームハードニングアーチファクトが低減されにくいという問題点がある。

【課題を解決するための手段】

40

【0010】

本実施形態のX線CT装置は、上述した課題を解決するために、X線を曝射するX線管と、前記X線管に管電圧を印加する高電圧電源と、複数のX線検出素子を有し、前記X線を検出するX線検出器と、プロセッサと、を備え、前記プロセッサは、被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、単色X線画像、又は、第1のX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第1画像として再構成し、前記被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、前記第1のX線エネルギー帯より広い第2のX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第2画像として再構成し、前記第1画像上の補正対象の領域を補正領域として特定し、前記第2画像のうち前記補正領域を前記第1画像に基づいて補正する。

50

【 0 0 1 1 】

本実施形態の X 線 CT 装置は、上述した課題を解決するために、X 線を曝射する X 線管と、前記 X 線管に管電圧を印加する高電圧電源と、複数の X 線検出素子を有し、前記 X 線を検出する X 線検出器と、プロセッサと、を備え、前記プロセッサは、被検体をスキャンして得られる再構成前データに基づいて、単色 X 線の再構成前データ、又は、第 1 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の再構成前データを第 1 再構成前データとして生成し、前記第 1 再構成前データと、前記被検体をスキャンして得られる、前記第 1 の X 線エネルギー帯より広い第 2 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の第 2 再構成前データとに基づいて、前記第 1 再構成前データに補正対象の範囲を補正範囲として特定し、前記第 2 再構成前データのうち前記補正範囲を前記第 1 再構成前データに基づいて補正し、前記補正された第 2 再構成前データに基づいて補正画像を再構成する。

10

【 0 0 1 2 】

本実施形態の画像処理装置は、上述した課題を解決するために、プロセッサ及びメモリを備え、前記プロセッサは、X 線管より照射され被検体を透過した X 線を X 線検出器にて検出した検出結果より取得される再構成前データに基づいて、単色 X 線画像、又は、第 1 の X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像を第 1 画像として再構成し、前記再構成前データに基づいて、前記第 1 の X 線エネルギー帯より広い第 2 の X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像を第 2 画像として再構成し、前記第 1 画像上の補正対象の領域を補正領域として特定し、前記第 2 画像のうち前記補正領域を前記第 1 画像に基づいて補正する。

20

【 0 0 1 3 】

本実施形態の画像処理装置は、上述した課題を解決するために、プロセッサ及びメモリを備え、前記プロセッサは、X 線管より照射され被検体を透過した X 線を X 線検出器にて検出した検出結果より取得される再構成前データに基づいて、単色 X 線の再構成前データ、又は、第 1 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の再構成前データを第 1 再構成前データとして生成し、前記第 1 再構成前データと、前記被検体をスキャンして得られる、前記第 1 の X 線エネルギー帯より広い第 2 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の第 2 再構成前データとに基づいて、前記第 1 再構成前データに補正対象の範囲を補正範囲として特定し、前記第 2 再構成前データのうち前記補正範囲を前記第 1 再構成前データに基づいて補正し、前記補正された第 2 再構成前データに基づいて補正画像を再構成する。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】本実施形態に係る X 線 CT 装置を示す構成例を示す図。

【 図 2 】本実施形態に係る X 線 CT 装置に設ける X 線管及び高電圧発生装置の構成例を示す図。

【 図 3 】本実施形態の X 線 CT 装置に備える D A S の構成例を示す図。

【 図 4 】本実施形態に係る X 線 CT 装置の機能を示すブロック図。

【 図 5 】本実施形態に係る X 線 CT 装置の機能を示すブロック図。

【 図 6 】第 1 画像の画像化に係る、比較的狭い X 線エネルギー帯を示す図。

【 図 7 】多色 X 線混合画像の生成を示す図。

40

【 図 8 】差分画像の生成を示す図。

【 図 9 】補正画像の生成を示す図。

【 図 1 0 】本実施形態の X 線 CT 装置における表示画像の生成処理動作を示すフローチャート。

【 図 1 1 】本実施形態の変形例に係る X 線 CT 装置の機能を示すブロック図。

【 図 1 2 】本実施形態の変形例に係る X 線 CT 装置による画像生成の流れを示す図。

【 図 1 3 】本実施形態の第 2 変形例に係る X 線 CT 装置の機能を示すブロック図。

【 図 1 4 】本実施形態の第 2 変形例に係る X 線 CT 装置の機能を示すブロック図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

50

本実施形態の X 線 CT 装置及び画像処理装置について、添付図面を参照して説明する。

【0016】

なお、本実施形態の X 線 CT 装置には、X 線管と検出器とが 1 体として被検体の周囲を回転する回転/回転 (ROTATE/ROTATE) タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X 線管のみが被検体の周囲を回転する固定/回転 (STATIONARY/ROTATE) タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。本実施形態では、現在、主流を占めている回転/回転タイプとして説明する。

【0017】

本実施形態の X 線 CT 装置では、所要の X 線エネルギーにて画像化された単色 X 線画像や、X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像及び後述する多色 X 線混合画像等を生成するために、異なる複数の種類の管電圧を用いて被検体を撮影して画像を取得する手法であるデュアルエネルギースキャンが用いられる場合を例にとって説明する。このデュアルエネルギースキャンによる撮影方法中にも、大きく分けると少なくとも 3 つの方法が含まれる。第 1 の方法として、1 つの X 線管を用いて 1 つ目の管電圧で撮影した後に、1 つ目の管電圧と異なる 2 つ目の管電圧で撮影する「Slow-kV switching 方式 (2 回転方式)」がある。第 2 の方法として、回転中 (スキャン中) のビュー毎に高速に X 線管の管電圧を切り替えて撮影する「Fast-kV switching 方式 (高速スイッチング方式)」がある。この場合、管電圧の切り替えに同期してデータ収集装置がデータ収集を行ない、異なる管電圧のデータを 1 つのスキャン中に収集する。また、第 3 の方法として、1 つの X 線管ではなく 2 の X 線管を搭載した上でそれらを用いて異なる管電圧で撮影する「Dual Source (2 管球方式)」がある。第 4 の方法として、多層構造の X 線検出器を用いる「多層方式」がある。例えば 2 層構造 (浅い層の検出器、深い層の検出器) の X 線検出器を用いる場合、浅い層の検出器で低エネルギーの X 線が検出され、浅い層の検出器を通過した深い層の検出器で高エネルギーの X 線が検出される。いずれのタイプでも本発明を適用することが可能である。本実施形態では、上記第 2 の方法の場合について説明する。

10

20

【0018】

さらに、本発明は、デュアルエネルギー (二重エネルギー) 以上のマルチエネルギースキャンが用いられてもよい。

【0019】

加えて、本発明は、光子計数型の X 線 CT 装置が採用されることで、シングルエネルギースキャンに基づく再構成前データが収集されてエネルギー弁別されることで、所要のエネルギーにて画像化された単色 X 線画像を生成してもよい。

30

【0020】

図 1 は、本実施形態に係る X 線 CT 装置を示す構成例を示す図である。

【0021】

図 1 は、本実施形態に係る、デュアルエネルギースキャンを実行する X 線 CT 装置 1 を示す。X 線 CT 装置 1 は、大きくは、スキャナ装置 11 及び画像処理装置 (コンソール) 12 によって構成される。X 線 CT 装置 1 のスキャナ装置 11 は、通常は検査室に設置され、患者 O (被検体) に関する X 線の透過データを生成するために構成される。一方、画像処理装置 12 は、通常は検査室に隣接する制御室に設置され、透過データを基に投影データを生成して再構成画像の生成・表示を行なうために構成される。

40

【0022】

X 線 CT 装置 1 のスキャナ装置 11 は、架台装置 21、寝台装置 22、及びコントローラ (処理回路) 23 を備える。

【0023】

スキャナ装置 11 の架台装置 21 は、土台部 (図示しない) に固定された固定架台 31 と、回転架台 32 とを備える。

【0024】

固定架台 31 は、回転駆動装置 41 を備える。回転駆動装置 41 は、コントローラ 23

50

による制御によって、回転架台 3 2 がその位置関係を維持した状態で回転中心を含む開口部の周りを回転するように回転架台 3 2 を固定架台 3 1 に対して回転させる機構を有する。

【0025】

回転架台 3 2 は、X 線源 (X 線管) 5 1、絞り 5 2、X 線検出器 5 3、D A S (data acquisition system) 5 4、高電圧発生装置 5 5、及び絞り駆動装置 5 6 を一体として保持する。回転架台 3 2 は、X 線管 5 1 と X 線検出器 5 3 とを対向させた状態で、X 線管 5 1、絞り 5 2、X 線検出器 5 3、D A S 5 4、高電圧発生装置 5 5、及び絞り駆動装置 5 6 を一体として患者 O の周りに回転できるように構成されている。なお、回転架台 3 2 の回転中心軸と平行な方向を z 軸方向、その z 軸方向に直交する平面を x 軸方向、y 軸方向で定義する。

10

【0026】

X 線管 5 1 は、高電圧発生装置 5 5 から供給された管電圧に応じて金属製のターゲットに電子線を衝突させることで X 線 (連続スペクトル X 線) を発生させ、X 線検出器 5 3 に向かって照射する。X 線管 5 1 から照射される X 線によって、ファンビーム X 線やコーンビーム X 線が形成される。X 線管 5 1 は、高電圧発生装置 5 5 を介したコントローラ 2 3 による制御によって、X 線の照射に必要な電力が供給される。

【0027】

絞り 5 2 は、絞り駆動装置 5 6 によって、X 線管 5 1 から照射される X 線の照射範囲 (照射野) を調整する。すなわち、絞り駆動装置 5 6 によって絞り 5 2 の開口を調整することによって、スライス方向の X 線照射範囲を変更できる。

20

【0028】

X 線検出器 5 3 は、チャンネル方向に複数、及び列 (スライス) 方向に単数の検出素子を有する 1 次元アレイ型の検出器である。又は、X 線検出器 5 3 は、マトリクス状、すなわち、チャンネル方向に複数、及びスライス方向に複数の検出素子を有する 2 次元アレイ型の検出器 (マルチスライス型検出器ともいう。) である。X 線検出器 5 3 がマルチスライス型検出器である場合、1 回転のスキャンで列方向に幅を有する 3 次元の撮影領域を撮影することができる (ボリュームスキャン)。X 線検出器 5 3 は、コントローラ 2 3 による制御によって、X 線管 5 1 から照射された X 線を検出する。

【0029】

D A S 5 4 は、デュアルエネルギースキャンにおける管電圧の切り替えに同期してデータ収集を行なう。D A S 5 4 は、X 線検出器 5 3 の各検出素子が検出する透過データ (X 線検出データ) の信号を増幅してデジタル信号に変換する。D A S 5 4 の出力データは、スキャナ装置 1 1 のコントローラ 2 3 を介して画像処理装置 1 2 に供給される。D A S 5 4 の詳細については後述する。

30

【0030】

高電圧発生装置 5 5 は、コントローラ 2 3 による制御によって、デュアルエネルギースキャンを実行するために必要な電力を X 線管 5 1 に供給する。

【0031】

図 2 は、本実施形態に係る X 線 C T 装置 1 に設ける X 線管 5 1 及び高電圧発生装置 5 5 の構成例を示す図である。

40

【0032】

図 2 に示すように、X 線管 5 1 は、陽極 5 1 a 及びフィラメント (陰極) 5 1 b を備える。また、高電圧発生装置 5 5 は、低管電圧設定器 5 5 a、高管電圧設定器 5 5 b、タイミング制御器 5 5 c、スイッチ 5 5 d、高電圧電源 5 5 e、しきい値設定器 5 5 f、コンパレータ 5 5 g、及びコンデンサ C を備える。以下、デュアルエネルギースキャンにおける High - k V (高管電圧) を 1 4 0 k V と、Low - k V (低管電圧) を 8 0 k V とする場合を説明するが、その場合に限定されるものではなく、どのような組み合わせの高管電圧と低管電圧に設定するようにしてもよい。そして、デュアルエネルギースキャンにおける High - k V (高管電圧) を「第 1 の管電圧」と定義し、Low - k V (低管電

50

圧)を「第2の管電圧」と定義する。

【0033】

低管電圧設定器55aは、Low-kVを設定する一方、高管電圧設定器55bは、High-kVを設定する。管電圧設定器55aと55bの出力は、いずれも選択可能である。管電圧設定器55a又は55bの出力は、タイミング制御器55cによって制御されるスイッチ55dを介して高電圧電源55eに接続される。スイッチ55dは、タイミング制御器55cから出力される信号aによって制御される。信号aが「L」を示す場合、低管電圧設定器55aが選択される一方、「H」を示す場合、高管電圧設定器55bが選択される。

【0034】

高電圧電源55eのプラス側出力は、X線管51の陽極51aに電氣的に接続されると共に、接地される。また、高電圧電源55eのマイナス側出力は、X線管51のフィラメント51bに電氣的に接続される。高電圧電源55eの出力は、信号aによる切り替えのタイミングでLow-kV又はHigh-kV(例えば管電圧80kV又は140kV等)に切り換わる。高電圧電源55eには管電圧検出端子Tが備えられ、管電圧検出端子Tは、コンパレータ55gのプラス側入力に接続される。しきい値設定器55fは、コンパレータ55gのマイナス側入力に接続される。

【0035】

コンパレータ55gは、高電圧電源55eの管電圧検出端子Tから入力する信号bと、しきい値設定器55fから入力する信号cとを入力し、信号bが信号cより大きい場合に「L」を示す一方、信号bが信号c以下の場合「H」を示すような信号dをDAS54に出力する。DAS54は、信号dが「L」を示す場合、Low-kVによる透過データと判断する一方、「H」を示す場合、High-kVによる透過データと判断する。

【0036】

コントローラ23は、後述する図4の処理回路61の管電圧制御手段71からの管電圧制御信号に従い、高電圧発生装置55のタイミング制御器55cを介してスイッチ55dの切り換えを制御してデュアルエネルギースキャンを実行させ、低管電圧設定器55aによるLow-kVを高電圧電源55eから出力させるか、又は、高管電圧設定器55bによるHigh-kVを高電圧電源55eから出力させるかを選択する。コントローラ23からの制御信号により、スイッチ55dは、選択された管電圧設定信号を高電圧電源55eに与える。

【0037】

また、コントローラ23からの制御信号はDAS54にも送られる。DAS54は、デュアルエネルギースキャンによって収集したデータが、Low-kVのX線照射によるものか、又は、High-kVのX線照射によるものかを認識する。

【0038】

図1の説明に戻って、絞り駆動装置56は、コントローラ23による制御によって、絞り52におけるX線のスライス方向の照射範囲を調整する機構を有する。

【0039】

スキャナ装置11の寝台装置22は、天板22a及び天板駆動装置22bを備える。天板22aは、患者Oを載置可能である。

【0040】

天板駆動装置22bは、コントローラ23による制御によって、天板22aをy軸方向に沿って昇降動させると共に、z軸方向に沿って進入/退避動させる機構を有する。天板駆動装置22bは、回転架台32の回転中心を含む開口部に向けて天板22aに載置された患者Oを挿入させ、開口部から天板22aに載置された患者Oを退避させる。

【0041】

スキャナ装置11のコントローラ23は、図示しない処理回路としてのCPU(central processing unit)及びメモリ等を備える。コントローラ23は、画像処理装置12からの指示によって、架台装置21の回転駆動装置41、X線検出

10

20

30

40

50

器 5 3、D A S 5 4、高電圧発生装置 5 5、及び絞り駆動装置 5 6 や、寝台装置 2 2 の天板駆動装置 2 2 b 等の制御を行なってデュアルエネルギーキャンを実行させる。

【 0 0 4 2 】

X 線 C T 装置 1 の画像処理装置 1 2 は、コンピュータをベースとして構成されており、ネットワーク (local area network) N と相互通信可能である。画像処理装置 1 2 は、大きくは、処理回路としての処理回路 6 1、メモリ 6 2、記憶装置 6 3、入力装置 6 4、及び表示装置 6 5 等の基本的なハードウェアから構成される。処理回路 6 1 は、共通信号伝送路としてのバスを介して、画像処理装置 1 2 を構成する各ハードウェア構成要素に相互接続されている。なお、画像処理装置 1 2 は、記憶媒体ドライブ 6 6 を具備する場合もある。

10

【 0 0 4 3 】

処理回路 6 1 は、専用又は汎用の C P U (central processing unit) の他、特定用途向け集積回路 (A S I C : application specific integrated circuit)、及び、プログラマブル論理デバイスなどの処理回路を意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス (S P L D : simple programmable logic device)、複合プログラマブル論理デバイス (C P L D : complex programmable logic device)、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A : field programmable gate array) などが挙げられる。処理回路 6 1 はメモリ 6 2 に記憶された、又は、処理回路 6 1 内に直接組み込まれたプログラムを読み出し実行することで図 4 及び図 5 に示す機能を実現する。

20

【 0 0 4 4 】

また、処理回路 6 1 は、単一の処理回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路の組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、プログラムを記憶するメモリ 6 2 は処理回路ごとに個別に設けられてもよいし、単一のメモリ 6 2 が複数の回路 (処理回路) の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。

【 0 0 4 5 】

メモリ 6 2 は、R O M (read only memory) 及び R A M (random access memory) 等を含む記憶装置である。メモリ 6 2 は、I P L (initial program loading)、B I O S (basic input / output system) 及びデータを記憶したり、処理回路 6 1 のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いられたりする。

30

【 0 0 4 6 】

記憶装置 6 3 は、メモリや H D D (hard disc drive) 等によって構成される。記憶装置 6 3 は、処理回路 6 1 において用いられる制御プログラムの実行に必要なデータや、インターフェース (図示しない) 又はリムーバブルメディア (removable media) を介して受信されたデータや、処理回路 6 1 によって生成されたデータを記憶する。

【 0 0 4 7 】

記憶装置 6 3 は、画像処理装置 1 2 にインストールされたプログラム (アプリケーションプログラムの他、O S (operating system) 等も含まれる) や、データを記憶する記憶装置である。また、O S に、術者等の操作者に対する表示装置 6 5 への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力装置 6 4 によって行なうことができる G U I (graphical user interface) を提供させることもできる。

40

【 0 0 4 8 】

入力装置 6 4 は、操作者によって操作が可能なポインティングデバイスであり、操作に従った入力信号が処理回路 6 1 に送られる。

【 0 0 4 9 】

50

表示装置 65 は、図示しない画像合成回路、V R A M (v i d e o r a n d o m a c c e s s m e m o r y)、及びディスプレイ等を含んでいる。画像合成回路は、画像データに種々のパラメータの文字データ等を合成した合成データを生成する。V R A M は、合成データをディスプレイに展開する。ディスプレイは、液晶ディスプレイや C R T (c a t h o d e r a y t u b e) 等によって構成され画像を順次表示する。

【 0 0 5 0 】

図 3 は、本実施形態に係る X 線 C T 装置 1 に備える D A S 5 4 の構成例を示す図である。

【 0 0 5 1 】

図 3 に示すように、D A S 5 4 は、ゲイン記憶回路 5 4 a、ゲイン制御回路 5 4 b、Q V 変換回路 (積分回路及びゲイン可変増幅回路) 5 4 c、A / D 変換回路 5 4 d、キャリブデータ記憶回路 5 4 e、及びキャリブデータ適用回路 5 4 f を備える。以下、各回路 5 4 a ~ 5 4 f が X 線検出器 5 3 を構成する X 線検出素子毎に備えられるものとするが、複数の X 線検出素子によって構成される X 線検出素子群毎に備えられていてもよい。

10

【 0 0 5 2 】

ゲイン記憶回路 5 4 a は、ゲイン (増幅率) を予め記憶する。ゲイン記憶回路 5 4 a は、頭部撮影用に、頭部の大きさに応じたゲインを予め記憶しておき、胸部撮影用に、胸部の大きさに応じたゲインを予め記憶しておき、腹部撮影用に、腹部の大きさに応じたゲインを予め記憶しておく。ゲイン記憶回路 5 4 a は、体径サイズの異なる複数部位について 1 回の X 線照射で画像収集できるようなゲインを記憶することもできる。

20

【 0 0 5 3 】

ゲイン制御回路 5 4 b は、コントローラ 2 3 の制御によって、ゲイン記憶回路 5 4 a に記憶されたゲインを設定するように Q V 変換回路 5 4 c を制御する。

【 0 0 5 4 】

Q V 変換回路 5 4 c は、X 線検出器 5 3 を構成する第 m チャンネル、第 n 列の X 線検出素子 $E_{m, n}$ から出力される電圧信号を X 線の照射周期に同期して周期的に積分する。また、Q V 変換回路 5 4 c は、オペアンプ (o p e r a t i o n a l a m p l i f i e r) A、異なる容量の 3 個のコンデンサ C (C_1, C_2, C_3)、及び 3 個のスイッチ S (S_1, S_2, S_3) を備える。スイッチ S_1, S_2, S_3 は、それぞれ各コンデンサ C_1, C_2, C_3 に対応され、ゲイン制御回路 5 4 b によって O N / O F F を制御される。コンデンサ C_1, C_2, C_3 の O N / O F F の組み合わせによって、Q V 変換回路 5 4 c は、6 種類のゲインを設定することができる。なお、Q V 変換回路 5 4 c は、6 種類のゲインを設定するために同一容量の 6 個のコンデンサ C を備えてもよい。また、Q V 変換回路 5 4 c が備えるコンデンサ C の数は、3 個及び 6 個に限定されるものではない。

30

【 0 0 5 5 】

Q V 変換回路 5 4 c は、X 線検出素子 $E_{m, n}$ から出力される透過データを、ゲイン制御回路 5 4 b によって制御されたゲインを用いて増幅する。

【 0 0 5 6 】

A / D 変換回路 5 4 d は、Q V 変換回路 5 4 c から出力されるアナログデータをデジタルデータに変換する。

40

【 0 0 5 7 】

キャリブデータ記憶回路 5 4 e は、コントローラ 2 3 の制御によってキャリブデータ (キャリブレーションデータ) 用にデュアルエネルギースキャンで予め得られた正確なキャリブデータを記憶する。キャリブデータ記憶回路 5 4 e に記憶されるキャリブデータについて説明する。

【 0 0 5 8 】

キャリブデータ適用回路 5 4 f は、デュアルエネルギースキャンによる A / D 変換回路 5 4 d の出力データに、キャリブデータ記憶回路 5 4 e に記憶されたキャリブデータを適用する。キャリブデータ適用回路 5 4 f は、デュアルエネルギースキャンによって収集したデータの管電圧ペアと、管電流モジュレーションにおける管電流の各値とを認識する。

50

キャリブデータ適用回路 5 4 f は、キャリブデータ記憶回路 5 4 e から、認識した管電圧ペア及び管電流の各値に対応するキャリブデータを取得して A / D 変換回路 5 4 d の出力信号に適用する。

【 0 0 5 9 】

キャリブデータ記憶回路 5 4 e が離散的な管電流に対してキャリブデータを有している場合には、キャリブデータ適用回路 5 4 f は、データの無い管電流については、キャリブデータを補間して適用する。

【 0 0 6 0 】

図 1 の説明に戻って、画像処理装置 1 2 は、スキャナ装置 1 1 の D A S 5 4 から入力された生データに対して対数変換処理や、感度補正等の補正処理（前処理）を行なって投影データを生成して記憶装置 6 3 に記憶させる。また、画像処理装置 1 2 は、前処理された投影データに対して散乱線の除去処理を行なう。画像処理装置 1 2 は、X 線曝射範囲内の投影データの値に基づいて散乱線の除去を行なうものであり、散乱線補正を行なう対象の投影データ又はその隣接投影データの値の大きさから推定された散乱線を、対象となる投影データから減じて散乱線補正を行なう。画像処理装置 1 2 は、補正された投影データに基づいて画像データを生成して記憶装置 6 3 に記憶させたり、表示装置 6 5 に表示させたりする。

10

【 0 0 6 1 】

図 4 及び図 5 は、本実施形態に係る X 線 C T 装置 1 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 6 2 】

画像処理装置 1 2 の処理回路 6 1 がプログラムを実行することによって、X 線 C T 装置 1 は、図 4 及び図 5 に示すように、管電圧制御手段 7 1、第 1 生成手段 7 2、第 2 生成手段 7 3、及び表示画像生成手段 7 4 として機能する。なお、手段 7 1 ~ 7 4 の全部又は一部は、画像処理装置 1 2 のみならず、高電圧発生装置 5 5 やコントローラ 2 3 に備えられるものであってもよい。

20

【 0 0 6 3 】

また、手段 7 1 ~ 7 4 がそれぞれプログラムとして構成され、1 の処理回路が手段 7 1 ~ 7 4 を実行することができる。又は、手段 7 1 ~ 7 4 が専用の独立した複数のプログラム実行回路にそれぞれ実装されてもよい。

【 0 0 6 4 】

まず、図 4 に示す管電圧制御手段 7 1 について説明する。

30

【 0 0 6 5 】

管電圧制御手段 7 1 は、高電圧発生装置 5 5 により発生される管電圧の切り替え及び切替時の条件等を制御するための管電圧制御信号を生成し、生成された管電圧制御信号をコントローラ 2 3 に供給する機能を有する。具体的には、管電圧制御手段 7 1 は、条件設定手段 7 1 a 及びフィラメント電流値演算手段 7 1 b として機能する。

【 0 0 6 6 】

条件設定手段 7 1 a は、スキャン計画、スキャンに先立つ位置決め画像（スカウト画像）から得られる情報、又は、スキャン中に被検体を透過した X 線透過データに基づいて、管電流条件（モジュレーション時の最大の管電流値）を設定する。また、条件設定手段 7 1 a は、スキャン計画、スカウト画像から得られる情報、又は、スキャン中に被検体を透過した X 線透過データに基づいて、時系列に対する X 線照射量の変調（モジュレーション）の条件を設定する。

40

【 0 0 6 7 】

モジュレーションとしては、回転角に対する周期的なモジュレーション（回転角モジュレーション）、z 軸方向に対するモジュレーション（z 軸モジュレーション）、心電信号に同期した周期的なモジュレーション（心電同期モジュレーション）、及び、眼球及び卵巣等の高感受性部位の被曝を低減するためのモジュレーション（高感受性部位モジュレーション）や、それらの組み合わせが挙げられる。条件設定手段 7 1 a によってそれぞれ設定された管電流条件及びモジュレーション条件は、フィラメント電流値演算手段 7 1 b に

50

送られる。

【0068】

フィラメント電流値演算手段71bは、コントローラ23及び高電圧発生装置55を介して、条件設定手段71aによって設定された管電流条件及びモジュレーション条件に基づくX線管51のフィラメント電流値を算出する。また、フィラメント電流値演算手段71bは、算出されたフィラメント電流値をX線管51のフィラメントに供給する。

【0069】

次に、図4に示す第1生成手段72について説明する。

【0070】

第1生成手段72は、デュアルエネルギースキャンによって得られた再構成前データセット（複数ビューの再構成前データ）に基づいて、適切なX線エネルギーにて画像化された単色X線画像を第1画像として生成（再構成）する機能を有する。又は、第1生成手段72は、デュアルエネルギースキャンによって得られた再構成前データセットに基づいて、比較的狭いX線エネルギー帯（後述する第2生成手段73による多色X線画像のX線エネルギー帯より狭いX線エネルギー帯）にて画像化された多色X線画像を第1画像として生成する機能を有する。なお、本実施形態では、第1生成手段72が適切なX線エネルギーにて画像化された単色X線画像を第1画像として生成する場合を例にとって説明する。

10

【0071】

図6は、第1画像の画像化に係る、比較的狭いX線エネルギー帯を示す図である。

【0072】

図6の上段は、第1画像の画像化に係るX線エネルギーを示すスペクトルである。図6の下段は、後述する第2画像の画像化に係るX線エネルギーを示すスペクトルである。

20

【0073】

図6に示すように、第1画像の画像化に係るX線エネルギー帯は、第2画像の画像化に係るX線エネルギー帯よりも狭い。また、図6に示すように、第1画像の画像化に係るX線エネルギー帯は、第2画像の画像化に係るX線エネルギー帯の実効エネルギーEを含む。

【0074】

図4の説明に戻って、第1生成手段72が用いる再構成前データは、生データの場合もあるし、投影データの場合もある。再構成前データが生データである場合、再構成前データセットは生データセット（複数ビューの生データ）であるし、再構成前データが投影データである場合、再構成前データセットは投影データセット（複数ビューの投影データ）である。複数ビュー（投影角度）は、回転架台32（図1に図示）の1回転内の場合もあるし、ハーフ+回転内の場合もある。本実施形態では、再構成前データが投影データである場合を例にとって説明する。

30

【0075】

X線CT装置1によりデュアルエネルギースキャンが実行されて各スキャンに基づく投影データセットが収集される。例えば、デュアルエネルギースキャンの1つの方法として、回転中（スキャン中）のビュー毎に高速にX線管の管電圧を切り替えて撮影する「Fast-kV switching方式（高速スイッチング方式）」が用いられる。

40

【0076】

第1生成手段72は、投影データ読み出し手段72a、分離手段72b、再構成手段72c、物質判別手段72d、エネルギー設定手段72e、及び第1画像生成手段72fとして機能する。

【0077】

投影データ読み出し手段72aは、画像処理装置12の記憶装置63に記憶されている、2種類の管電圧に基づく2種類の投影データセットを読み出す。

【0078】

分離手段72bは、投影データ読み出し手段72aからの2種類の投影データセットを用いて、撮影の対象範囲に存在する、予め決定された複数の基準物質（水、造影剤、Ca

50

C_o₃、尿酸、及び脂肪等)を分離(弁別)する。そして、分離手段72bは、2つの基準物質を分離して2つの基準物質のそれぞれに対応する2種類の単色X線の投影データセットを生成する。本実施形態では、分離手段72bが、2つの基準物質を分離して2つの基準物質のそれぞれに対応する2種類の単色X線の投影データセットを生成する場合について説明するが、基準物質は複数であればよく2つに限定されるものではない。

【0079】

再構成手段72cは、分離手段72bによって分離された2種類の単色X線の投影データセットを基に、画像データとしての基準物質画像(基準物質強調画像)をそれぞれ再構成する。再構成手段72cは、基準物質1の投影データセットに基づいて基準物質1の基準物質画像を生成し、基準物質2の投影データセットに基づいて基準物質2の基準物質画像を生成する。例えば、再構成手段72cは、水成分が強調された投影データセットに基づいて水成分の基準物質画像を生成し、造影剤成分が強調された投影データセットに基づいて造影剤成分の基準物質画像を生成する。

10

【0080】

再構成手段72cによって生成された複数の基準物質画像を、重み付け係数を変えて加算することで、複数のX線エネルギーに相当する複数の単色X線画像を生成することが可能である。

【0081】

物質判別手段72dは、再構成手段72cによって生成された2種類の基準物質画像を用いて、撮影の対象範囲に存在する各物質(組織、造影剤、及び骨等を含む)の判別(特定)を行なう。ここで、撮影の対象範囲に存在する基準物質の分離方法と、各物質の判別方法の概念について説明する。

20

【0082】

2重エネルギーに基づくデータによる物質の特定方法については、大きく分けて、2種類の投影データセットから生成された画像自体を元にして物質の特定を行なう技術と、2種類の投影データセットに基づいて2種類の基準物質を分離し、それぞれの基準物質に基づく基準物質画像を生成し、それらの基準物質画像より物質の特定を行なう技術とがある。いずれの場合であっても本発明を適用することができるが、本実施形態では後者を用いて説明する。勿論、上記以外の方法でもよく、物質を特定することができさえすればよい。

30

【0083】

エネルギー設定手段72eは、物質判別手段72dからの判別結果に基づいて、記憶装置63に予め記憶されているエネルギーテーブルを参照して、撮影の対象範囲に存在する各物質に関する単色X線画像を生成する際のX線エネルギー(又は、比較的狭いX線エネルギー帯)を設定する。

【0084】

第1画像生成手段72fは、エネルギー設定手段72eによって設定された各物質に関するX線エネルギーと、再構成手段72cによって生成された2つの基準物質画像に基づいて、各物質における適切なX線エネルギーにて画像化された単色X線画像(又は、比較的狭いX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像)を第1画像として生成する。

40

【0085】

第1画像生成手段72fは、単色X線画像(又は、比較的狭いX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像)を第1画像として記憶装置63に記憶する。なお、本実施形態で用いられる「単色X線画像」とは、特定のX線実効エネルギーを有する連続スペクトルX線を用いて得られた投影データセットに基づく画像であって、特定のX線エネルギーを有する単色X線を用いて撮影される場合に得られる画像と等価な関係となる画像を意味する。

【0086】

次に、図4に示す第2生成手段73について説明する。

【0087】

50

第2生成手段73は、シングルエネルギースキャンに基づく再構成前データセットから、比較的広いX線エネルギー帯（第1生成手段72による多色X線画像のX線エネルギー帯より広いX線エネルギー帯）にて画像化された多色X線画像を第2画像として生成（再構成）する機能を有する。第1に、第2生成手段73は、シングルエネルギースキャンに基づく投影データセットから、比較的広いX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第2画像として生成する。

【0088】

第2に、第2生成手段73は、デュアルエネルギースキャンの一方のスキャンに基づく投影データセットから、比較的広いX線エネルギー帯にて画像化された多色X線画像を第2画像として生成する。第3に、デュアルエネルギースキャンに基づく2種類の投影データセットから2種類の多色X線画像を生成し、2種類の多色X線画像を混合（ブレンド）して、比較的広いX線エネルギー帯にて画像化された模擬的な多色X線画像（以下、「多色X線混合画像」という）を第2画像として生成する。

10

【0089】

上記の第2及び第3の場合、X線CT装置1によりデュアルエネルギースキャンが実行されて2種類の投影データセットが収集される。例えば、デュアルエネルギースキャンの1つの方法として、回転中（スキャン中）のビュー毎に高速にX線管の管電圧を切り替えて撮影する「Fast-kV switching方式（高速スイッチング方式）」が用いられる。

【0090】

第2画像として多色X線混合画像が用いられる場合（上記の第3の場合）、多色X線混合画像の生成方法は、特許文献（特開2012-81108号公報）を準用するものとする。すなわち、第2画像として多色X線混合画像が用いられる場合、第2生成手段73は、投影データ読み出し手段73a、再構成手段73b、推定手段73c、混合率決定手段73d、及び第2画像生成手段73eを有する。

20

【0091】

投影データ読み出し手段73aは、画像処理装置12の記憶装置63に記憶されている2種類の投影データセットを読み出す。

【0092】

再構成手段73bは、投影データ読み出し手段73aからの2種類の投影データセットを用いて、デュアルエネルギースキャンのうちの第1のスキャンに基づく投影データセットから第1のX線エネルギー帯にて画像化された第1の多色X線画像と、第2のスキャンに基づく投影データセットからの第2のX線エネルギー帯にて画像化された第2の多色X線画像とを生成する。

30

【0093】

推定手段73cは、再構成手段73bによって生成された第1の多色X線画像及び第2の多色X線画像の間の画素値に基づいて、画素ごとに、第1物質及び第2物質の一方に対する他方の存在比率を推定する。

【0094】

混合率決定手段73dは、推定手段73cによって推定された画素ごとの第1物質及び第2物質の存在比率と、第1物質及び第2物質それぞれの減弱係数の低下率とに基づいて、第1の多色X線画像及び第2の多色X線画像間の画素値の混合率を画素ごとに決定する。第1物質及び第2物質それぞれの減弱係数の低下率は、第1のX線エネルギー帯又は第2のX線エネルギー帯に関する第1物質及び第2物質それぞれの減弱係数から、前述の比較的広いX線エネルギー帯に関する第1物質及び第2物質それぞれの減弱係数への低下を示す指標である。

40

【0095】

第2画像生成手段73eは、混合率決定手段73dによって決定された混合率に従って、第1の多色X線画像及び第2の多色X線画像を混合（ブレンド）することで、前述の比較的広いX線エネルギー帯にて画像化された多色X線混合画像を第2画像として生

50

成する。第2画像生成手段73eは、多色X線混合画像を記憶装置63に記憶する。

【0096】

図7は、多色X線混合画像の生成を示す図である。

【0097】

図7の上段は、デュアルエネルギースキンのうちの第1のスキン(管電圧:80kV)に基づく投影データセットから第1のX線エネルギー帯(49keV前後)にて画像化された第1の多色X線画像と、第2のスキン(管電圧:135kV)に基づく投影データセットから第2のX線エネルギー帯(66keV前後)にて画像化された第2の多色X線画像とを示す。一方、図7の下段は、2種類の多色X線画像に基づいて生成される3種類のX線エネルギー帯(55keV、60keV、及び65keV前後)にてそれぞれ画像化された3種類の多色X線混合画像を示す。多色X線画像及び多色X線混合画像には、

10

【0098】

次に、図5に示す表示画像生成手段74について説明する。

【0099】

表示画像生成手段74は、第1生成手段72によって生成された第1画像と、第2生成手段73によって生成された第2画像とに基づいて、表示のための表示画像を生成する。表示画像生成手段74は、第1画像データ読み出し手段74a、第2画像データ読み出し手段74b、差分(サブトラクション)画像生成手段74c、補正領域特定手段74d、及び補正手段74eを有する。

20

【0100】

第2生成手段73によって生成された第2画像は、シングルエネルギースキンに基づく投影データセットからの多色X線画像であるか、デュアルエネルギースキンのうちの一方のスキンに基づく投影データセットからの多色X線画像であるか、デュアルエネルギースキンの各スキンに基づく投影データセットからの多色X線画像が混合された多色X線混合画像(図7の下段)である。

【0101】

第1画像データ読み出し手段74aは、画像処理装置12の記憶装置63に記憶されている、第1生成手段72によって生成された第1画像を読み出す。

【0102】

第2画像データ読み出し手段74bは、画像処理装置12の記憶装置63に記憶されている、第2生成手段73によって生成された第2画像を読み出す。

30

【0103】

差分画像生成手段74cは、第1画像データ読み出し手段74aによって読み出された第1画像と、第2画像データ読み出し手段74bによって読み出された第2画像とを差分することで差分画像を生成する。第2画像が多色X線混合画像である場合、差分画像生成手段74cは、互いのCT値(平均値)が略同一(最も近い)となるような第1画像及び第2画像を用いて差分することが望ましい。その場合、CT値が第2画像と略同一となるようなX線エネルギーの第1画像が選択されるか、CT値が第1画像と略同一となるようなX線エネルギー帯の第2画像が選択される。

40

【0104】

なお、差分される第1画像と第2画像とで互いのCT値が略同一となるように、選択される第1画像及び第2画像のX線エネルギー(X線エネルギー帯)が予め設定されてもよいし、同じX線エネルギーの第1画像及び第2画像が生成されるようにしてもよい。差分画像生成手段74cによる差分により、画像上のビームハードニング量を算出することができる。

【0105】

図8は、差分画像の生成を示す図である。

【0106】

図8の左端は、組織O2及びビームハードニングアーチファクトB2を含む第2画像を

50

示し、同中央は、組織 O 1 のみを含む第 1 画像を示す。図 8 の右端の差分画像は、第 2 画像に含まれるビームハードニングアーチファクト B 2 の CT 値（輝度値）から、第 1 画像に含まれる組織 O 1 の CT 値を減算した CT 値を有するビームハードニングアーチファクト B 3 を含む。

【 0 1 0 7 】

図 5 の説明に戻って、補正領域特定手段 7 4 d は、第 1 画像データ読み出し手段 7 4 a によって読み出された第 1 画像のうち、補正対象の領域（補正領域）を特定する。補正領域特定手段 7 4 d は、第 1 画像のうち、差分画像生成手段 7 4 c によって生成された差分画像上のビームハードニング B 3（図 8 に図示）の領域を補正領域として特定する。補正領域を含む補正領域画像は、図 9 の左端に示される。

10

【 0 1 0 8 】

補正領域特定手段 7 4 d は、差分画像生成手段 7 4 c による差分処理で、ある閾値以上の差がある領域を抽出すればよい。特に、第 2 画像としての多色 X 線混合画像で黒く落ち込むアーチファクトが、単色 X 線画像で改善する場合がある。この場合、差分画像で当該アーチファクトの領域はマイナスの値をとるので、補正領域特定手段 7 4 d は、閾値より小さい当該アーチファクトの領域を抽出することができる。よって、補正領域特定手段 7 4 d は、ビームハードニングアーチファクト以外のアーチファクトの除去にも対応できる。

【 0 1 0 9 】

補正手段 7 4 e は、第 2 画像データ読み出し手段 7 4 b によって読み出された第 2 画像のうち、補正領域特定手段 7 4 d によって特定された領域を第 1 画像に基づいて補正する。補正手段 7 4 e は、補正領域特定手段 7 4 d によって第 1 画像（差分画像）に基づいて生成された補正領域画像と、第 2 画像データ読み出し手段 7 4 b によって読み出された第 2 画像とを用いて、合成処理（重ね合わせ処理）により補正画像を生成することで、第 2 画像を補正する。

20

【 0 1 1 0 】

例えば、補正手段 7 4 e は、補正領域画像自体及び第 2 画像自体を位置合わせして合成（フュージョン）することで補正画像を表示画像として生成する。表示画像によれば、第 2 画像上に現れるビームハードニングアーチファクト B 1（図 8 に図示）を低減することが可能となる。また、補正手段 7 4 e は、補正領域画像及び第 2 画像の一方に合成係数（重み付け係数） w を乗じ、他方に $(1 - w)$ を乗じることで、合成率を変更することも可能である。

30

【 0 1 1 1 】

図 9 は、補正画像の生成を示す図である。

【 0 1 1 2 】

図 9 は、補正領域画像と第 2 画像とが合成されることで得られる補正画像を示す。補正画像によれば、第 2 画像上に現れるビームハードニングアーチファクト B 2 の部分が第 1 画像によって補われることになるので、補正画像上にはビームハードニングアーチファクトは現れない。

【 0 1 1 3 】

続いて、本実施形態の X 線 CT 装置 1 における表示画像の生成処理動作について説明する。

40

【 0 1 1 4 】

図 10 は、本実施形態の X 線 CT 装置 1 における表示画像の生成処理動作を示すフローチャートである。

【 0 1 1 5 】

X 線 CT 装置 1 は、記憶装置 6 3 から、所要の X 線エネルギーにて画像化された単色 X 線画像（又は、比較的狭い X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像）を第 1 画像として読み出す（ステップ S T 1）。X 線 CT 装置 1 は、比較的広い X 線エネルギー帯にて画像化された多色 X 線画像（多色 X 線混合画像を含む）を第 2 画像として読み出す（ス

50

テップ S T 2)。

【 0 1 1 6 】

X線 C T 装置 1 は、ステップ S T 1 によって読み出された第 1 画像と、ステップ S T 2 によって読み出された第 2 画像とを差分して差分画像を生成する (ステップ S T 3)。X線 C T 装置 1 は、ステップ S T 1 によって読み出された第 1 画像のうち、ステップ S T 3 によって生成された差分画像上のビームハードニング B 3 (図 8 に図示) の領域を補正対象として含む補正領域画像を生成する (ステップ S T 4)。

【 0 1 1 7 】

X線 C T 装置 1 は、ステップ S T 4 によって生成された補正領域画像と、ステップ S T 2 によって読み出された第 2 画像とを合成することで補正画像を生成する。そして、X線 C T 装置 1 は、第 2 画像のうち補正領域を、第 1 画像に基づいてステップ S T 3 で生成された差分画像に基づいて補正する (ステップ S T 5)。X線 C T 装置 1 は、ステップ S T 5 によって生成された補正画像を表示装置 6 5 に表示させる (ステップ S T 6)。

10

【 0 1 1 8 】

(第 1 変形例)

図 1 1 は、本実施形態の第 1 変形例に係る X線 C T 装置 1 の機能を示すブロック図である。図 1 1 は、図 5 の変形例である。図 1 2 は、本実施形態の第 1 変形例に係る X線 C T 装置 1 による画像生成の流れを示す図である。

【 0 1 1 9 】

画像処理装置 1 2 の処理回路 6 1 がプログラムを実行することによって、X線 C T 装置 1 は、図 4 及び図 1 1 に示すように、管電圧制御手段 7 1、第 1 生成手段 7 2、第 2 生成手段 7 3、及び表示画像生成手段 7 4 A として機能する。なお、手段 7 1 ~ 7 4 A の全部又は一部は、画像処理装置 1 2 のみならず、高電圧発生装置 5 5 やコントローラ 2 3 に備えられるものであってもよい。

20

【 0 1 2 0 】

また、手段 7 1 ~ 7 4 A がそれぞれプログラムとして構成され、1 の処理回路が手段 7 1 ~ 7 4 A を実行することができる。又は、手段 7 1 ~ 7 4 A が専用の独立した複数のプログラム実行回路にそれぞれ実装されてもよい。

【 0 1 2 1 】

表示画像生成手段 7 4 A は、第 1 生成手段 7 2 によって生成された第 1 画像と、第 2 生成手段 7 3 によって生成された第 2 画像とに基づいて、表示のための表示画像を生成する機能を有する。具体的には、表示画像生成手段 7 4 A は、第 1 画像データ読み出し手段 7 4 a、第 2 画像データ読み出し手段 7 4 b、差分画像生成手段 7 4 c、第 1 補正領域特定手段 (図 5 に示す補正領域特定手段) 7 4 d、第 2 補正領域特定手段 7 4 f、混合画像生成手段 7 4 g、部分控除画像生成手段 7 4 h、及び補正手段 7 4 i を有する。第 2 生成手段 7 3 によって生成された第 2 画像は、シングルエネルギースキャンに基づく投影データセットからの多色 X線画像であるか、デュアルエネルギースキャンのうちの一方のスキャンに基づく投影データセットからの多色 X線画像であるか、デュアルエネルギースキャンの各スキャンに基づく投影データセットからの多色 X線画像が混合された多色 X線混合画像 (図 7 の下段) である。

30

40

【 0 1 2 2 】

なお、図 1 1 において、図 5 と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 1 2 3 】

第 1 補正領域特定手段 7 4 d は、第 1 画像データ読み出し手段 7 4 a によって読み出された第 1 画像のうち、補正対象である補正領域を特定する。第 1 補正領域特定手段 7 4 d は、第 1 画像のうち、差分画像生成手段 7 4 c によって生成された差分画像上のビームハードニング B 3 (図 8 に図示) の領域を補正領域として特定する。特定された補正領域について第 1 補正領域画像が生成される。

【 0 1 2 4 】

第 2 補正領域特定手段 7 4 f は、第 2 画像データ読み出し手段 7 4 b によって読み出さ

50

れた第2画像のうち、補正対象の領域を特定する。第2補正領域特定手段74fは、第2画像のうち、差分画像生成手段74cによって生成された差分画像上のビームハードニングB3(図8に図示)の領域を特定する。特定された補正領域について第2補正領域画像が生成される。

【0125】

混合画像生成手段74gは、第1補正領域特定手段74dによって生成された第1補正領域画像と、第2補正領域特定手段74fによって生成された第2補正領域画像とを混合して混合画像を生成する。混合画像生成手段74gは、第2画像生成手段73e(図4に図示)で説明したのと同様な方法により混合処理を行なうものとし、混合率についても、任意に設定することができる。

10

【0126】

部分控除画像生成手段74hは、第2画像データ読み出し手段74bによって読み出された第2画像のうち、差分画像生成手段74cによって生成された差分画像上のビームハードニングB3(図8に図示)の領域を控除した部分控除画像を生成する。

【0127】

補正手段74iは、第1補正領域特定手段74dによって生成された第1補正領域画像(補正領域画像)と、第2画像データ読み出し手段74bによって読み出された第2画像とを用いて、合成処理(重ね合わせ処理)により補正画像を生成する。例えば、補正手段74iは、第1補正領域画像自体及び第2画像自体ではなく、第1補正領域画像に基づいて混合画像生成手段74gによって生成された混合画像と、第2画像に基づいて生成された部分控除画像とを位置合わせして合成(フュージョン)することで補正画像を表示画像として生成する。

20

【0128】

表示画像によれば、第2画像上に現れるビームハードニングアーチファクトB1(図8に図示)を低減することが可能となる。また、補正手段74iは、混合画像及び部分控除画像の一方に合成係数(重み付け係数)wを乗じ、他方に(1-w)を乗じることで、合成率を変更することも可能である。

【0129】

本実施形態のX線CT装置1によると、ノイズが低減された第2画像上のアーチファクトの領域を第1画像を用いて補正して表示のための画像を生成することで、アーチファクト及びノイズの両方が低減された新たな画像を診断者等の操作者に提供することができる。その結果、本実施形態のX線CT装置1によると、画像診断の精度が向上する。

30

【0130】

(第2変形例)

図13及び図14は、本実施形態の第2変形例に係るX線CT装置1の機能を示すブロック図である。図13は、図4の変形例である。図14は、図5の変形例である。

【0131】

図4及び図5は、画像データをベースとしてビームハードニング成分を抽出する場合の構成を示すが、図13及び図14は、再構成前データ(投影データ)をベースとしてビームハードニング成分を抽出する場合の構成を示す。

40

【0132】

図13及び図14は、本実施形態に係るX線CT装置1の第2変形例の機能を示すブロック図である。

【0133】

画像処理装置12の処理回路61がプログラムを実行することによって、X線CT装置1は、図13及び図14に示すように、管電圧制御手段71、第1生成手段72B、及び表示画像生成手段74Bとして機能する。なお、手段71、72B、74Bの全部又は一部は、画像処理装置12のみならず、高電圧発生装置55やコントローラ23に備えられるものであってもよい。

【0134】

50

また、手段 7 1 , 7 2 B , 7 4 B がそれぞれプログラムとして構成され、1 の処理回路が手段 7 1 , 7 2 B , 7 4 B を実行することができる。又は、手段 7 1 , 7 2 B , 7 4 B が専用の独立した複数のプログラム実行回路にそれぞれ実装されてもよい。

【 0 1 3 5 】

図 1 3 及び図 1 4 において、図 4 及び図 5 と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 1 3 6 】

まず、図 1 3 に示す第 1 生成手段 7 2 B について説明する。

【 0 1 3 7 】

第 1 生成手段 7 2 B は、デュアルエネルギースキャンによって得られる 2 種類の投影データセットに基づいて、単色 X 線の第 1 投影データセットを生成する機能を有する。又は、第 1 生成手段 7 2 B は、デュアルエネルギースキャンによって得られる 2 種類の投影データセットに基づいて、比較的狭い X 線エネルギー帯の第 1 投影データセットを生成する機能を有する。本実施形態では、第 1 生成手段 7 2 B が単色 X 線の第 1 投影データセットを生成する場合を例にとって説明する。

10

【 0 1 3 8 】

具体的には、第 1 生成手段 7 2 B は、投影データ読み出し手段 7 2 a 及び分離手段 7 2 b を有する。

【 0 1 3 9 】

分離手段 7 2 b は、単色 X 線の投影データセットを第 1 投影データセットとして記憶装置 6 3 に記憶する。

20

【 0 1 4 0 】

次に、図 1 4 に示す表示画像生成手段 7 4 B について説明する。

【 0 1 4 1 】

表示画像生成手段 7 4 B は、第 1 生成手段 7 2 B によって生成された第 1 投影データセットと、スキャンによって得られる、第 1 の X 線エネルギー帯より広い第 2 の X 線エネルギー帯の多色 X 線の投影データセット (第 2 投影データセット) とに基づいて、表示のための表示画像を生成する機能を有する。表示画像生成手段 7 4 B は、第 1 投影データ読み出し手段 7 4 j 、第 2 投影データ読み出し手段 7 4 k 、再構成範囲設定手段 7 4 l 、差分投影データ生成手段 7 4 m 、補正範囲特定手段 7 4 n 、補正手段 7 4 o 、及び再構成手段 7 4 p として機能する。

30

【 0 1 4 2 】

第 1 投影データ読み出し手段 7 4 j は、画像処理装置 1 2 の記憶装置 6 3 に記憶されている、第 1 生成手段 7 2 B によって生成された第 1 投影データセットを読み出す。

【 0 1 4 3 】

第 2 投影データ読み出し手段 7 4 k は、画像処理装置 1 2 の記憶装置 6 3 に記憶されている第 2 投影データセットを読み出す。

【 0 1 4 4 】

再構成範囲設定手段 7 4 l は、第 1 投影データ読み出し手段 7 4 j によって読み出された第 1 投影データセット上に、生成予定の再構成画像上の関心領域 (R O I : r e g i o n o f i n t e r e s t) に対応する範囲を再構成範囲として設定する。再構成範囲は、第 1 投影データセットのうち 1 の第 1 投影データ上で設定され、他の第 1 投影データに適用されればよい。再構成範囲は、入力装置 6 4 を介した操作者の指示に従って設定されてもよいし、各第 1 投影データの直接線の部分が自動的に削除された部分として設定されてもよい。再構成範囲設定手段 7 4 l によって、再構成手段 7 4 p による再構成処理の負荷を軽減することができる。

40

【 0 1 4 5 】

差分投影データ生成手段 7 4 m は、第 1 投影データ読み出し手段 7 4 j によって読み出された第 1 投影データセットと、第 2 投影データ読み出し手段 7 4 k によって読み出された第 2 投影データセットとを、同一ビューの投影データどうしで差分することで差分投影

50

データセットを生成する。又は、差分投影データ生成手段 7 4 m は、再構成範囲設定手段 7 4 l によって設定された第 1 投影データセットの再構成範囲と、第 2 投影データセットの再構成範囲とを、ビューごとの投影データどうしで差分することで差分投影データセットを生成する。本実施形態では、後者を例にとって説明する。

【0146】

差分投影データ生成手段 7 4 m は、同一ビューに係る第 1 投影データ及び第 2 投影データにおいて、X 線検出器 5 3 (図 1 に図示) の同一検出素子に係る部分を差分する。

【0147】

補正範囲特定手段 7 4 n は、再構成範囲設定手段 7 4 l によって設定された第 1 投影データセットの再構成範囲のうち、補正対象の範囲を補正範囲としてビュー毎に特定する。補正範囲特定手段 7 4 n は、差分投影データ生成手段 7 4 m による差分処理で、ある閾値以上の差がある範囲を抽出すればよい。

【0148】

補正手段 7 4 o は、再構成範囲設定手段 7 4 l によって設定された第 2 投影データセットのうち、補正範囲特定手段 7 4 n によって特定された補正範囲を第 1 投影データセットに基づいてビュー毎に補正する。補正手段 7 4 o は、補正範囲特定手段 7 4 n によって各第 1 投影データ (差分投影データ) に基づいて設定された補正範囲と、各第 2 投影データを用いて、合成処理 (加算、加算平均、及び加重平均処理) により補正投影データセットを生成することで、第 2 投影データセットを補正する。

【0149】

ここで、再構成範囲設定手段 7 4 l、差分投影データ生成手段 7 4 m、補正範囲特定手段 7 4 n、及び補正手段 7 4 o は、第 2 投影データセットに含まれる全ての第 2 投影データの補正範囲を補正することができる。又は、再構成範囲設定手段 7 4 l、差分投影データ生成手段 7 4 m、補正範囲特定手段 7 4 n、及び補正手段 7 4 o は、第 2 投影データセットに含まれる一部の第 2 投影データを間引きして、他の第 2 投影データについてのみ補正範囲を補正してもよい。

【0150】

再構成手段 7 4 p は、補正手段 7 4 o によって生成された補正投影データセットに基づいて、補正画像を表示画像として生成する。

【0151】

表示画像によれば、第 2 投影データセット (多色 X 線の投影データセット) に基づく画像上に現れるビームハードニングアーチファクトを低減することが可能となる。

【0152】

ここで、再構成手段 7 4 p によって表示画像が生成された後、表示画像上で設定される関心領域 (R O I) について再度の再構成 (拡大再構成) が行なわれる場合がある。その場合、再構成範囲設定手段 7 4 l は、第 1 投影データ読み出し手段 7 4 j によって読み出された第 1 投影データセット上に、表示画像上の関心領域に対応する範囲を再構成範囲として設定することができる。再構成範囲設定手段 7 4 l によって、再構成手段 7 4 p による再度の再構成処理の負荷を軽減することができる。

【0153】

本実施形態の X 線 CT 装置 1 の第 2 変形例によると、ノイズが低減された第 2 投影データセット (多色 X 線の投影データセット) 上のアーチファクトの範囲を第 1 投影データセット (単色 X 線の投影データセット) を用いて補正して表示のための画像を生成することで、アーチファクト及びノイズの両方が低減された新たな画像を診断者等の操作者に提供することができる。その結果、本実施形態の X 線 CT 装置 1 によると、画像診断の精度が向上する。

【0154】

以上、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

10

20

30

40

50

の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの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】

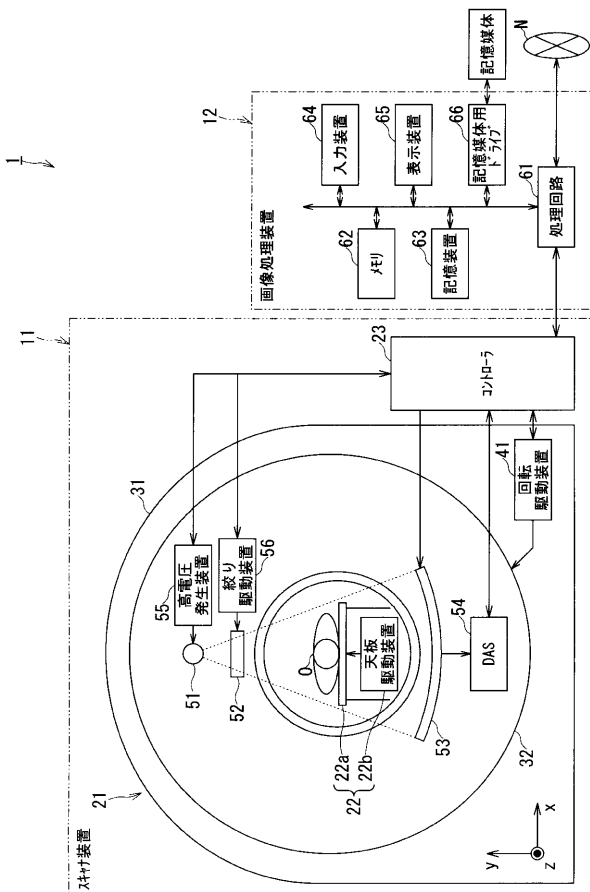
【0155】

- 1 X線CT装置
- 11 スキャナ装置
- 12 画像処理装置(コンソール)
- 51 X線管
- 53 X線検出器
- 54 DAS
- 55 高電圧発生装置
- 61 CPU
- 65 表示装置
- 74, 74A 表示画像生成手段
- 74a 第1画像データ読み出し手段
- 74b 第2画像データ読み出し手段
- 74c 差分画像生成手段
- 74d 部分抽出画像生成手段(第1部分抽出画像生成手段)
- 74e, 74i 合成画像生成手段
- 74f 第2部分抽出画像生成手段
- 74g 混合画像生成手段
- 74h 部分控除画像生成手段

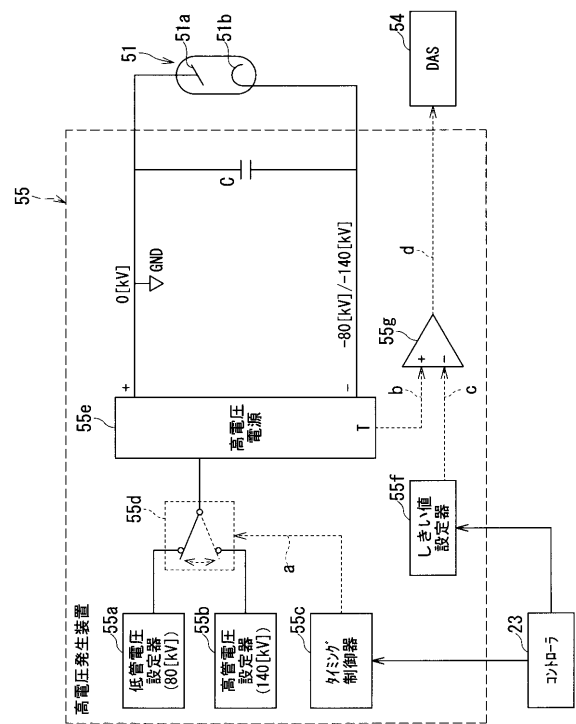
10

20

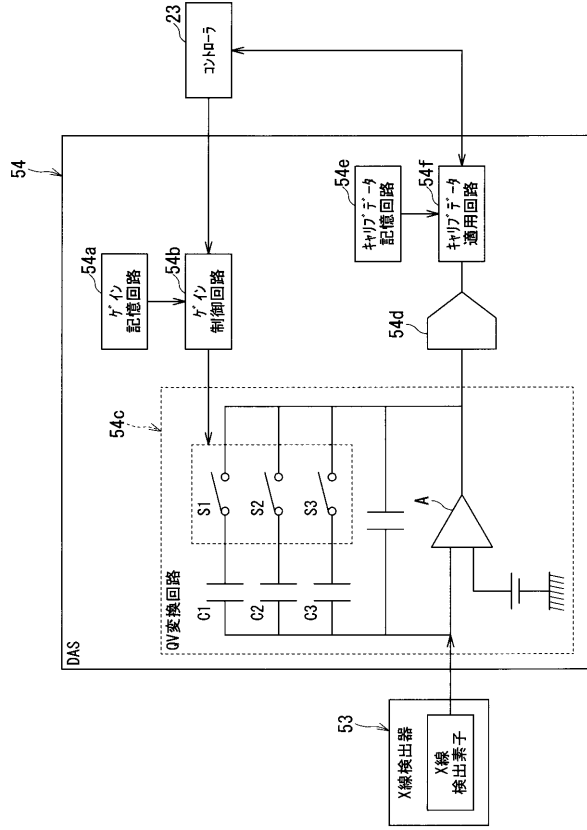
【図1】



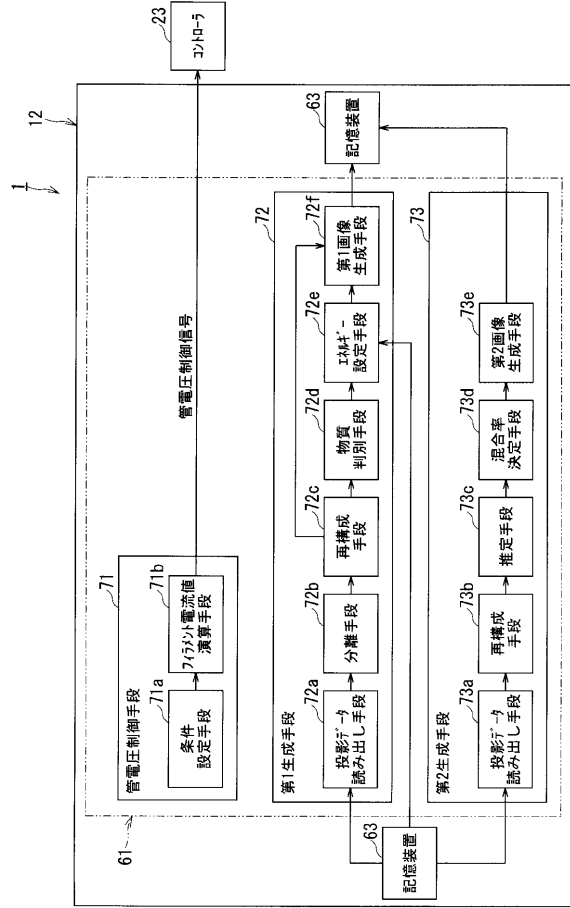
【図2】



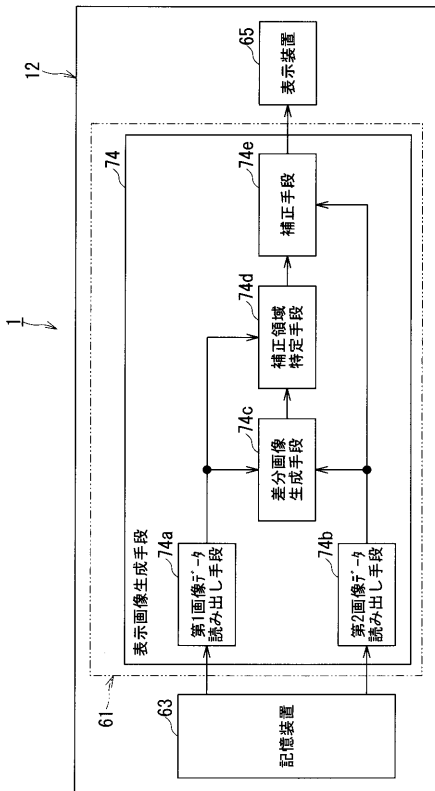
【図3】



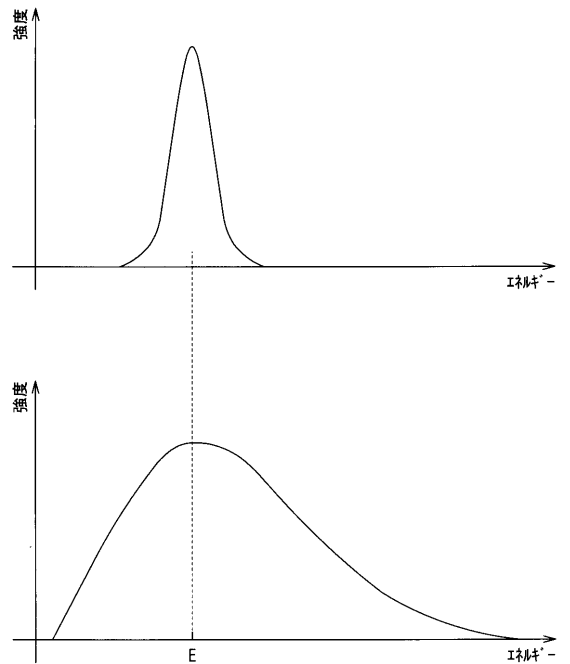
【図4】



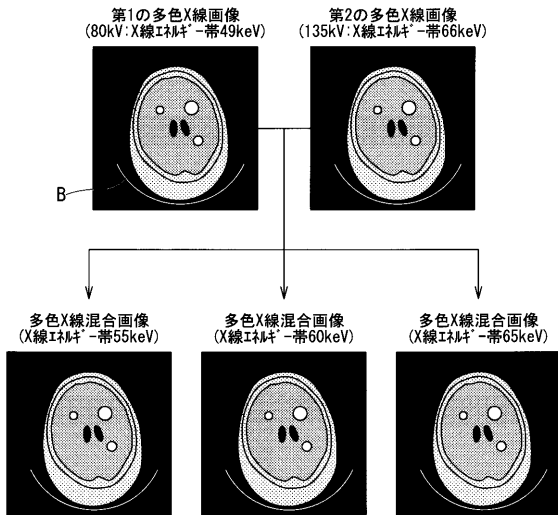
【図5】



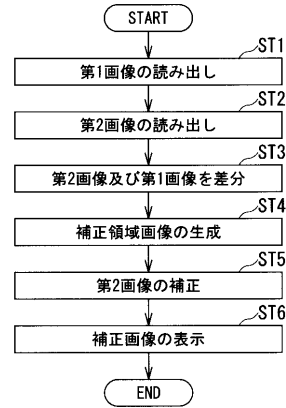
【図6】



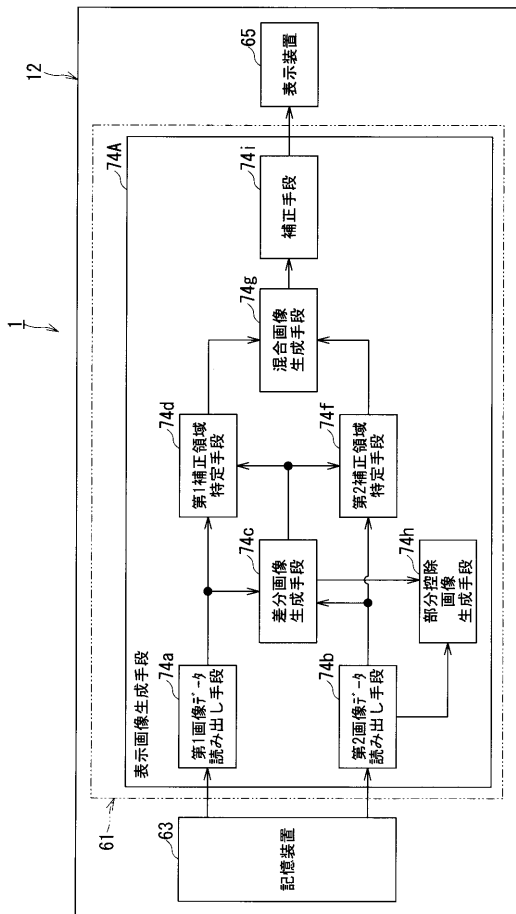
【 図 7 】



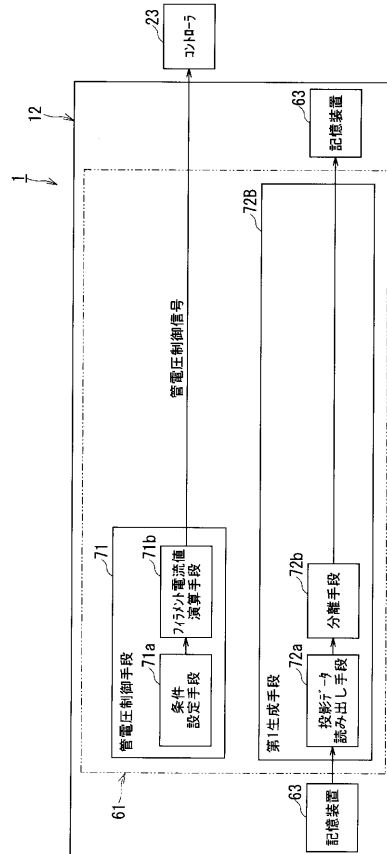
【 図 10 】



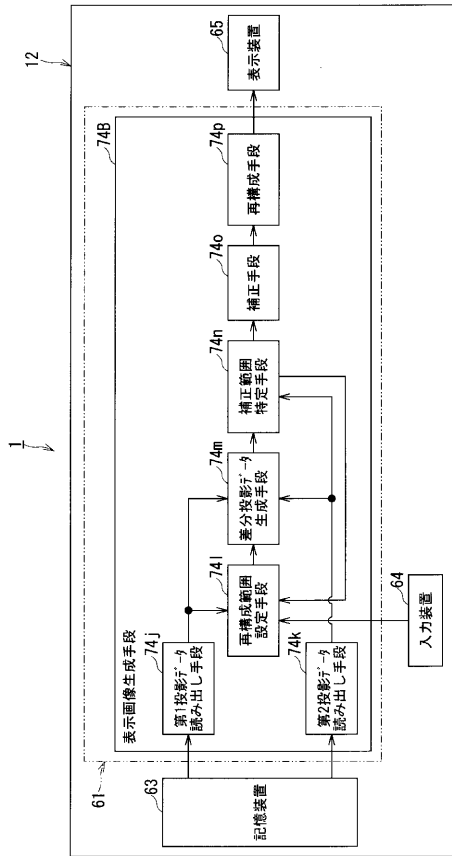
【 図 11 】



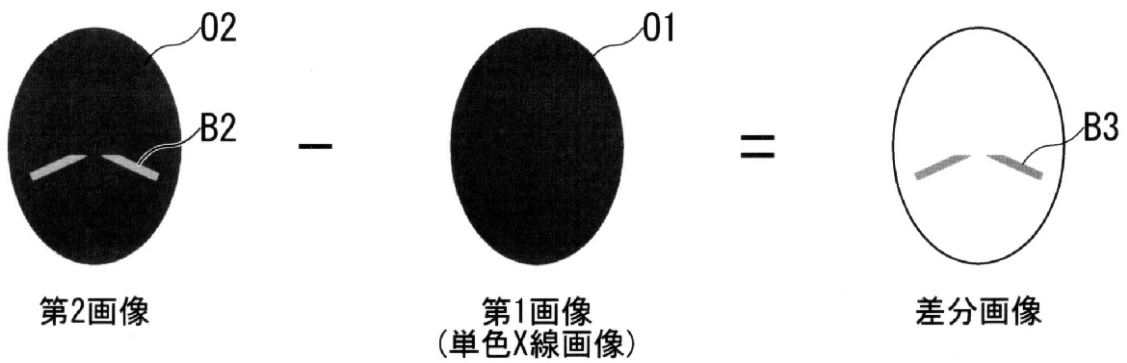
【 図 13 】



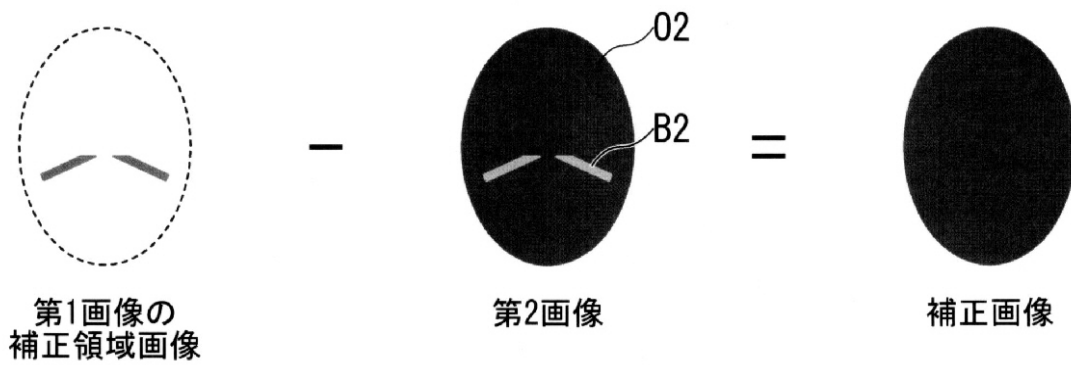
【 図 1 4 】



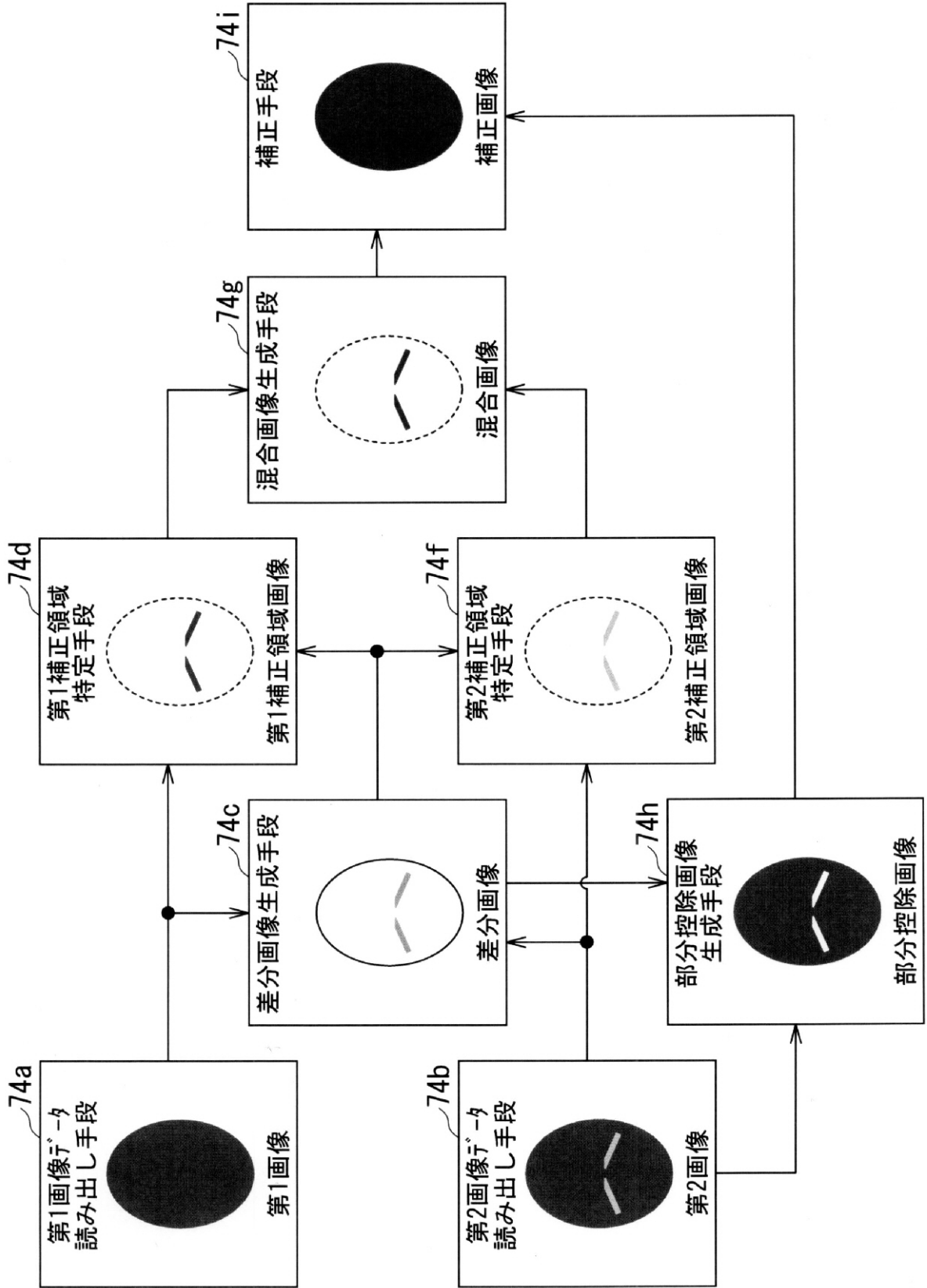
【 図 8 】



【 図 9 】



【図 12】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA06 CA13 EA07 FC11 FC24 FD09 FD12 FF27 FF34
FF35 FF36 FF37