(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2018-175866
(P2018-175866A)
(43)公開日　平成30年11月15日(2018.11.15)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 6/03	(2006.01)	A61B	6/03	373	4C093
		A61B	6/03	320R	
		A61B	6/03	360Q	

審査請求 未請求　請求項の数 11　ＯＬ　（全 20 頁）

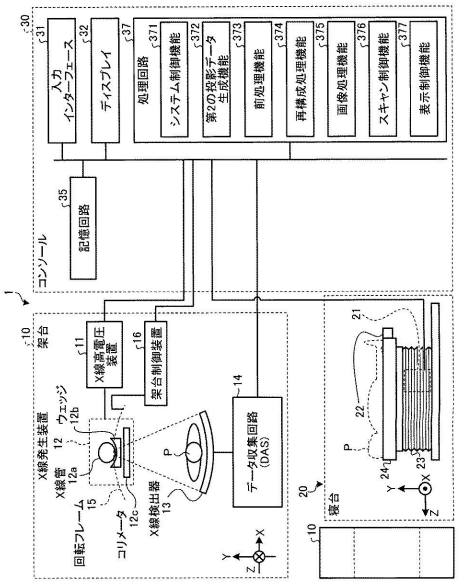
(21)出願番号　特願2018-75586(P2018-75586)
(22)出願日　平成30年4月10日(2018.4.10)
(31)優先権主張番号　特願2017-79701(P2017-79701)
(32)優先日　平成29年4月13日(2017.4.13)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(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１３８５番地
(74)代理人　110001771
特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(72)発明者　田村　恵美
栃木県大田原市下石上１３８５番地　キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者　中井　宏章
栃木県大田原市下石上１３８５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 CA04 CA06 EA07 EB12 EB13 EB18 FD09 FD11 FF06 FF35

(54)【発明の名称】Ｘ線ＣＴ装置

(57)【要約】
【課題】高い物質弁別能を有するＸ線ＣＴ装置を提供すること。
【解決手段】実施形態のＸ線ＣＴ装置は、光子計数型検出器と、第１の生成部と、第２の生成部と、再構成処理部と、を備える。光子計数型検出器は、複数の検出素子から成り、計数した光子数に応じた信号を出力する。第１の生成部は、前記複数の検出素子からの信号に基づいて第１の投影データを生成する。第２の生成部は、所定数の前記検出素子からの前記第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成する。再構成処理部は、前記第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
複数の検出素子から成り、計数した光子数に応じた信号を出力する光子計数型検出器と、
前記複数の検出素子からの信号に基づいて第１の投影データを生成する第１の生成部と、
所定数の前記検出素子からの前記第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成する第２の生成部と、
前記第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する再構成処理部と、
を備えるＸ線ＣＴ装置。
【請求項２】
前記第２の生成部は、前記空間的な単位での束ねとして、隣接するビューの単位で、前記光子計数型検出器において同一位置の各検出素子からの前記第１の投影データを加算する、請求項１に記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項３】
前記第２の生成部は、前記空間的な単位での束ねとして前記光子計数型検出器のチャネル方向に隣接する複数の前記検出素子からの前記第１の投影データを加算する、請求項１又は２に記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項４】
前記第２の生成部は、前記空間的な単位での束ねとして前記光子計数型検出器の列方向に隣接する複数の前記検出素子からの前記第１の投影データを加算する、請求項１又は２に記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項５】
前記第２の生成部は、前記空間的な単位での束ねとして前記光子計数型検出器のチャネル方向及び列方向に隣接する複数の前記検出素子からの前記第１の投影データを加算する、請求項１又は２に記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項６】
前記第２の生成部は、前記第１の投影データを移動平均することで第２の投影データを生成する、請求項１～５のいずれか一つに記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項７】
前記第２の生成部は、前記第１の投影データを所定数の前記検出器素子単位で重み付け加算することで第２の投影データを生成する、請求項１～５のいずれか一つに記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項８】
前記再構成処理部は、前記第１の投影データに基づいてベース画像を更に生成し、前記ベース画像と、前記第２の投影データに基づく複数のエネルギービンのそれぞれごとの画像とを用いて、前記第２の投影データに基づく前記複数のエネルギービンのそれぞれごとの画像よりも空間分解能が高い前記エネルギービンごとの画像を生成し、生成した前記エネルギービンごとの画像を物質弁別した結果を用いて、前記物質弁別画像を再構成する、請求項１～７のいずれか一つに記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項９】
前記第２の生成部は、前記第１の投影データにおける光子数が閾値未満である場合に、前記第２の投影データを生成する、請求項１～８のいずれか一つに記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項１０】
前記第２の生成部は、前記第１の投影データにおける光子数に応じて、束ねの単位を変更する、請求項１～８のいずれか一つに記載のＸ線ＣＴ装置。
【請求項１１】
前記第２の生成部は、被検体の体型を示す被検体情報を用いて、当該被検体を通過した場合のＸ線減弱量を前記複数の検出素子のそれぞれごとに算出し、前記複数の検出素子のうち、算出したＸ線減弱量が閾値以上である部分を透過するＸ線を検出する検出素子から

出力される第１の投影データのみ空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成する、請求項１～８のいずれか一つに記載のＸ線ＣＴ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の実施形態は、Ｘ線ＣＴ装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

フォトンカウンティングＣＴ（Computed Tomography）では、個々の入射Ｘ線をカウントし、入射したＸ線のエネルギーを計測することで、被検体を透過した後のＸ線スペクトラムを得る。そして、フォトンカウンティングＣＴは、得られたスペクトラムから、被検体に含まれる物質を同定し、各物質の画像を生成する。

【０００３】

また、近年、検査において被ばく量を低減する必要性が高まっている。フォトンカウンティングＣＴは、従来の積分型ＣＴと比較して回路ノイズの寄与がないため、高画質な画像を再構成することが可能である。このため、フォトンカウンティングＣＴでは、従来の積分型ＣＴと同等の画質の画像を得るのに必要な線量が下がると期待されている。このように、被ばく量を低減する観点からも、フォトンカウンティングＣＴの製品化が求められている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】米国特許出願公開第２０１５／１７８９５８号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

本発明が解決しようとする課題は、高い物質弁別能を有するＸ線ＣＴ装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

実施形態のＸ線ＣＴ装置は、光子計数型検出器と、第１の生成部と、第２の生成部と、再構成処理部と、を備える。光子計数型検出器は、複数の検出素子から成り、計数した光子数に応じた信号を出力する。第１の生成部は、前記複数の検出素子からの信号に基づいて第１の投影データを生成する。第２の生成部は、所定数の前記検出素子からの前記第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成する。再構成処理部は、前記第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】図１は、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置の構成例を示す図である。

【図２Ａ】図２Ａは、第１の実施形態に係るサイノグラムを説明するための図である。

【図２Ｂ】図２Ｂは、第１の実施形態に係るサイノグラムを説明するための図である。

【図３】図３は、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図４Ａ】図４Ａは、第１の実施形態を説明するための図である。

【図４Ｂ】図４Ｂは、第１の実施形態を説明するための図である。

【図４Ｃ】図４Ｃは、第１の実施形態を説明するための図である。

【図５】図５は、第１の実施形態を説明するための図である。

【図６】図６は、比較例を説明するための図である。

【図７】図７は、第１の実施形態を説明するための図である。

【図８】図８は、第１の実施形態の変形例を説明するための図である。

【図９】図９は、第２の実施形態を説明するための図である。
【図１０】図１０は、光子数が第２の閾値未満である場合の処理の一例を説明するための図である。
【図１１】図１１は、変形例に係る第２の投影データ生成処理の一例の流れを示すフローチャートである。
【発明を実施するための形態】
【０００８】
以下、図面を参照して、実施形態に係るＸ線ＣＴ装置を説明する。
【０００９】
以下の実施形態で説明するＸ線ＣＴ（Computed Tomography）装置は、フォトンカウンティングＣＴを実行可能な装置である。すなわち、以下の実施形態で説明するＸ線ＣＴ装置は、従来の積分型（電流モード計測方式）の検出器ではなく、フォトンカウンティング方式の検出器を用いて被検体を透過したＸ線を計数することで、ＳＮ比の高いＸ線ＣＴ画像データを再構成可能な装置である。なお、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。
【００１０】
（第１の実施形態）
図１は、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置の構成例を示す図である。図１に示すように、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置１は、架台１０と、寝台２０と、コンソール３０とを有する。
【００１１】
架台１０は、被検体ＰにＸ線を照射し、被検体Ｐを透過したＸ線に関するデータを収集する装置であり、Ｘ線高電圧装置１１と、Ｘ線発生装置１２と、Ｘ線検出器１３と、データ収集回路１４と、回転フレーム１５と、架台制御装置１６とを有する。また、架台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軸は架台１０が非チルト時の状態における回転フレーム１５の回転中心軸方向を示す。
【００１２】
回転フレーム１５は、Ｘ線発生装置１２とＸ線検出器１３とを被検体Ｐを挟んで対向するように支持し、後述する架台制御装置１６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。
【００１３】
Ｘ線発生装置１２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る。Ｘ線発生装置１２は、Ｘ線管１２ａと、ウェッジ１２ｂと、コリメータ１２ｃとを有する。
【００１４】
Ｘ線管１２ａは、Ｘ線高電圧装置１１から高電圧の供給を受けて、陰極（フィラメントと呼ぶ場合もある）から陽極（ターゲット）に向けて熱電子を照射する真空管であり、回転フレーム１５の回転にともなって、Ｘ線ビームを被検体Ｐに対して照射する。すなわち、Ｘ線管１２ａは、Ｘ線高電圧装置１１から供給される高電圧を用いてＸ線を発生する。
【００１５】
また、Ｘ線管１２ａ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。例えば、Ｘ線管１２ａは、Ｘ線高電圧装置１１の制御により、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。また、Ｘ線管１２ａは、Ｘ線高電圧装置１１の制御により、予め設定された位置（管球位置）でＸ線（パルスＸ線）を間欠曝射したりすることが可能である。また、Ｘ線高電圧装置１１は、Ｘ線管１２ａから曝射されるＸ線の強度を変調させることも可能である。例えば、Ｘ線高電圧装置１１は、特定の管球位置では、Ｘ線管１２ａから曝射されるＸ線の強度を強くし、特定の管球位置以外の範囲では、Ｘ線管１２ａから曝射されるＸ線の強度を弱くする。

【００１６】
ウェッジ１２ｂは、Ｘ線管１２ａ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。具体的には、ウェッジ１２ｂは、Ｘ線管１２ａから被検体Ｐへ照射されるＸ線が、予め定められた分布になるように、Ｘ線管１２ａから曝射された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１２ｂは、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を加工したフィルタである。なお、ウェッジは、ウェッジフィルタ（wedge filter）や、ボウタイフィルタ（bow-tie filter）とも呼ばれる。
【００１７】
コリメータ１２ｃは、鉛板等によって構成され、一部にスリットを有する。例えば、コリメータ１２ｃは、後述するＸ線高電圧装置１１の制御により、ウェッジ１２ｂによってＸ線量が調節されたＸ線の照射範囲をスリットにより絞り込む。
【００１８】
なお、Ｘ線発生装置１２のＸ線源は、Ｘ線管１２ａに限定されるものではない。例えば、Ｘ線発生装置１２は、Ｘ線管１２ａに代えて、電子銃から発生した電子ビームを集束させるフォーカスコイルと電磁偏向させる偏向コイルと、被検体Ｐの半周を囲い偏向した電子ビーム衝突することによってＸ線を発生させるターゲットリングとによって構成されてもよい。
【００１９】
Ｘ線高電圧装置１１は、変圧器（トランス）及び整流器等の電気回路から構成され、Ｘ線管１２ａに印加する高電圧を発生する機能を有する高電圧発生装置と、Ｘ線管１２ａが照射するＸ線に応じた出力電圧の制御を行うＸ線制御装置から構成される。高電圧発生装置は、変圧器方式であってもよいし、インバータ方式であっても構わない。例えば、Ｘ線高電圧装置１１は、Ｘ線管１２ａ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線高電圧装置１１は、コンソール３０の処理回路３７から制御を受ける。
【００２０】
架台制御装置１６は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）等によって構成される処理回路とモータ及びアクチュエータ等の駆動機構から構成される。架台制御装置１６は、コンソール３０に取り付けられた入力インターフェース３１もしくは架台１０に取り付けられた入力インターフェースからの入力信号を受けて、架台１０の動作制御を行う機能を有する。例えば、架台制御装置１６は、入力信号を受けて回転フレーム１５を回転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線管１２ａとＸ線検出器１３とを旋回させる制御や、架台１０をチルトさせる制御、及び寝台２０及び天板２２を動作させる制御を行う。架台制御装置１６は、コンソール３０の処理回路３７から制御を受ける。
【００２１】
Ｘ線検出器１３は、複数の検出素子から成り、計数した光子数に応じた信号を出力する光子計数型検出器の一例である。Ｘ線検出器１３は、例えば、Ｘ線管１２ａの焦点を中心として１つの円弧に沿ってチャネル方向に複数のＸ線検出素子（「センサ」或いは単に「検出素子」とも言う）が配列された複数のＸ線検出素子列から構成される。Ｘ線検出器１３は、チャネル方向に複数のＸ線検出素子が配列されたＸ線検出素子列がスライス方向に複数配列された構造を有する。Ｘ線検出器１３の各Ｘ線検出素子は、Ｘ線発生装置１２から照射され、被検体Ｐを通過したＸ線を検出し、当該Ｘ線量に対応した電気信号（パルス）をデータ収集回路１４へと出力する。この電気信号（パルス）の波高値は、Ｘ線光子のエネルギー値と相関性を有する。なお、各Ｘ線検出素子が出力する電気信号のことを検出信号とも言う。
【００２２】
また、Ｘ線検出器１３は、例えば、グリッドと、入射したＸ線を電気信号に変換する半導体素子アレイから構成される直接変換型の検出器である。半導体素子アレイは、複数のカドミニウムジンクテルル（ＣｄＺｎＴｅ）やテルル化カドミウム（ＣｄＴｅ）などの化合物半導体、あるいはシリコンなどの単体半導体から構成され、入射Ｘ線量に応じた電気

信号を出力する。グリッドは、半導体素子アレイのＸ線入射側の面に配置され、散乱Ｘ線を吸収する機能を有するＸ線遮蔽板で構成される。なお、Ｘ線検出器１３は、グリッドと、シンチレータアレイと、光センサアレイとから構成される間接変換型の検出器であっても構わない。シンチレータアレイは、複数のシンチレータから構成され、シンチレータは入射Ｘ線量に応じた光子量の光を出力するシンチレータ結晶にて構成される。グリッドは、シンチレータアレイのＸ線入射側の面に配置され、散乱Ｘ線を吸収する機能を有するＸ線遮蔽板で構成される。光センサアレイは、シンチレータからの光量に応じた電気信号に変換する機能を有し、例えば、光電子増倍管等の光センサから構成される。ここで、光センサは、例えばＳｉＰＭ（Silicon photomultiplier）である。

【００２３】

データ収集回路１４（ＤＡＳ：Data Acquisition System）は、Ｘ線検出器１３の各Ｘ線検出素子から出力される電気信号に対して増幅処理を行う増幅器と、電気信号をデジタル信号に変換するＡ／Ｄ（Analog-to-digital）変換器とから少なくとも構成され、Ｘ線検出器１３の検出信号を用いた計数処理の結果である検出データを生成する。ここで、検出データは、例えば、サイノグラムである。サイノグラムとは、Ｘ線管１２ａの各位置において各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。図２Ａ及び図２Ｂは第１の実施形態に係るサイノグラムを説明するための図である。

【００２４】

図２Ａでは、サイノグラムの一例を示す。図２Ａに示すように、サイノグラムは、ビュー方向及びチャ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。データ収集回路１４は、例えば、Ｘ線検出器１３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。

【００２５】

図２Ｂでは、計数処理の結果の一例を示す。図２Ｂに示すように、計数処理の結果は、エネルギービンごとのＸ線の光子数を割り当てたデータである。例えば、データ収集回路１４は、Ｘ線管１２ａ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（Ｘ線光子）を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別して計数処理の結果とする。図２Ｂの例では、エネルギーを７つのビンに分け、各エネルギービンにおける光子数を示している。なお、エネルギービンの分け方は７つに限定されるものではなく、任意に設定可能である。データ収集回路１４は、生成した検出データをコンソール３０へ転送する。また、データ収集回路１４は第１の生成部の一例である。

【００２６】

なお、データ収集回路１４から出力されたデータを検出データと称し、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、チャネル間の感度補正処理、チャネル間のゲイン補正処理、パイルアップ補正処理、ビームハードニング補正等の前処理を施したデータを生データと称する。また、検出データ及び生データを総称して投影データと称する。

【００２７】

寝台２０は、スキャン対象の被検体Ｐを載置、移動させる装置であり、寝台駆動装置２１と、天板２２と、基台２３と、ベース（支持フレーム）２４とを備えている。

【００２８】

天板２２は、被検体Ｐが載置される板である。ベース２４は、天板２２を支持する。基台２３は、ベース２４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２１は、被検体Ｐが載置された天板２２を天板２２の長軸方向へ移動して、被検体Ｐを回転フレーム１５内に移動するモータあるいはアクチュエータである。なお、寝台駆動装置２１は、天板２２をＸ軸方向にも移動可能である。

【００２９】

なお、天板移動方法は、天板２２だけを移動させてもよいし、寝台２０のベース２４ごと移動する方式であってもよい。また、立位ＣＴである場合には、天板２２に相当する患者移動機構を移動させる方式であってもよい。

【００３０】

なお、架台１０は、例えば、天板２２を移動させながら回転フレーム１５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。または、架台１０は、天板２２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１５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。なお、以下の実施形態では、架台１０と天板２２との相対位置の変化が天板２２を制御することによって実現されるものとして説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、架台１０が自走式である場合、架台１０の走行を制御することによって架台１０と天板２２との相対位置の変化が実現されてもよい。また、架台１０の走行と天板２２とを制御することによって架台１０と天板２２との相対位置の変化が実現されてもよい。

【００３１】

コンソール３０は、操作者によるＸ線ＣＴ装置１の操作を受け付けるとともに、架台１０によって収集された計数結果を用いてＸ線ＣＴ画像データを再構成する装置である。コンソール３０は、図１に示すように、入力インターフェース３１と、ディスプレイ３２と、記憶回路３５と、処理回路３７とを有する。

【００３２】

入力インターフェース３１は、操作者からの各種の入力操作を受け付け、受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路３７に出力する。例えば、入力インターフェース３１は、投影データを収集する際の収集条件や、ＣＴ画像を再構成する際の再構成条件、ＣＴ画像から後処理画像を生成する際の画像処理条件等を操作者から受け付ける。例えば、入力インターフェース３１は、マウスやキーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック等により実現される。また、入力インターフェース３１は、入力部の一例である。

【００３３】

ディスプレイ３２は、各種の情報を表示する。例えば、ディスプレイ３２は、処理回路３７によって生成された医用画像（ＣＴ画像）や、操作者からの各種操作を受け付けるためのＧＵＩ（Ｇｒａｐｈｉｃａｌ　Ｕｓｅｒ　Ｉｎｔｅｒｆａｃｅ）等を出力する。例えば、ディスプレイ３２は、液晶ディスプレイやＣＲＴ（Ｃａｔｈｏｄｅ　Ｒａｙ　Ｔｕｂｅ）ディスプレイ等によって構成される。

【００３４】

記憶回路３５は、例えば、ＲＡＭ（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。記憶回路３５は、例えば、投影データや再構成画像データを記憶する。

【００３５】

処理回路３７は、例えば、システム制御機能３７１、第２の投影データ生成機能３７２、前処理機能３７３、再構成処理機能３７４、画像処理機能３７５、スキャン制御機能３７６、及び表示制御機能３７７を実行する。ここで、例えば、図１に示す処理回路３７の構成要素であるシステム制御機能３７１、第２の投影データ生成機能３７２、前処理機能３７３、再構成処理機能３７４、画像処理機能３７５、スキャン制御機能３７６、及び表示制御機能３７７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記憶回路３５内に記録されている。処理回路３７は、例えば、プロセッサであり、記憶回路３５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３７は、図１の処理回路３７内に示された各機能を有することとなる。

【００３６】

システム制御機能３７１は、入力インターフェース３１を介して操作者から受け付けた入力操作に基づいて、処理回路３７の各種機能を制御する。

【００３７】

第２の投影データ生成機能３７２は、所定数の検出素子からの検出データを空間的な単位で束ねた検出データを生成する。以下では、説明の便宜上、データ収集回路１４によって生成された検出データのことを「第１の投影データ」と称し、第２の投影データ生成機

能３７２によって空間的な単位で束ねられた検出データのことを「第２の投影データ」と称す。なお、第２の投影データ生成機能３７２の詳細については後述する。また、第２の投影データ生成機能３７２は、第２の生成部の一例である。

【００３８】

前処理機能３７３は、データ収集回路１４から出力された検出データ（第１の投影データ）に対して対数変換処理やオフセット補正処理、チャネル間の感度補正処理、チャネル間のゲイン補正処理、パイルアップ補正処理、ビームハードニング補正等の前処理を施して生データを生成する。また、前処理機能３７３は、第２の投影データ生成機能３７２により生成された第２の投影データに対して対数変換処理やオフセット補正処理、チャネル間の感度補正処理、チャネル間のゲイン補正処理、パイルアップ補正処理、ビームハードニング補正等の前処理を施して生データを生成する。なお、第１の投影データを前処理して生成した生データを第１の生データと称し、第２の投影データを前処理して生成した生データを第２の生データと称す。

【００３９】

再構成処理機能３７４は、前処理機能３７３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。再構成処理機能３７４は、再構成したＣＴ画像データを記憶回路３５に格納する。なお、全てのビンの情報を画素毎に加算して全エネルギー情報を含むデータから再構成したＣＴ画像データのことを「ベース画像」とも言う。

【００４０】

ここで、フォトンカウンティングＣＴで得られる計数結果から生成された投影データには、被検体Ｐを透過することで減弱されたＸ線のエネルギーの情報が含まれている。このため、再構成処理機能３７４は、例えば、特定のエネルギー成分のＸ線ＣＴ画像データを再構成することができる。また、再構成処理機能３７４は、例えば、複数のエネルギー成分それぞれのＸ線ＣＴ画像データを再構成することができる。

【００４１】

また、再構成処理機能３７４は、例えば、各エネルギー成分のＸ線ＣＴ画像データの各画素にエネルギー成分に応じた色調を割り当て、エネルギー成分に応じて色分けされた複数のＸ線ＣＴ画像データを重畳した画像データを生成する。また、再構成処理機能３７４は、例えば、物質固有のＫ吸収端を利用して、当該物質の同定が可能となる画像データを生成することができる。再構成処理機能３７４が生成する他の画像データとしては、単色Ｘ線画像データや密度画像データ、実効原子番号画像データ等が挙げられる。

【００４２】

また、Ｘ線ＣＴの応用として、物質ごとにＸ線の吸収特性が異なることを利用して、被検体に含まれる物質の種別、存在量、密度等を弁別する技術がある。これを、物質弁別と言う。例えば、再構成処理機能３７４は、投影データに対して物質弁別を行い、物質弁別情報を得る。そして、再構成処理機能３７４は、物質弁別の結果である物質弁別情報を用いて物質弁別画像を再構成する。

【００４３】

再構成処理機能３７４は、ＣＴ画像を再構成するには、フルスキャン再構成方式及びハーフスキャン再構成方式を適用可能である。例えば、再構成処理機能３７４は、フルスキャン再構成方式では、被検体の周囲一周、３６０°分の投影データを必要とする。また、再構成処理機能３７４は、ハーフスキャン再構成方式では、１８０°＋ファン角度分の投影データを必要とする。以下では、説明を簡単にするため、再構成処理機能３７４は、被検体周囲一周、３６０°分の投影データを用いて再構成するフルスキャン再構成方式を用いるものとする。

【００４４】

画像処理機能３７５は、入力インターフェース３１を介して操作者から受け付けた入力操作に基づいて、再構成処理機能３７４によって生成されたＣＴ画像データを公知の方法により、任意断面の断層像やレンダリング処理による３次元画像等の画像データに変換す

る。画像処理機能３７５は、変換した画像データを記憶回路３５に格納する。

【００４５】

スキャン制御機能３７６は、架台１０で行なわれるＣＴスキャンを制御する。例えば、スキャン制御機能３７６は、Ｘ線高電圧装置１１、Ｘ線検出器１３、架台制御装置１６、データ収集回路１４及び寝台駆動装置２１の動作を制御することで、架台１０におけるスキャンの開始、スキャンの実行、及びスキャンの終了を制御する。具体的には、スキャン制御機能３７６は、位置決め画像（スキャノ画像）を収集する撮影及び診断に用いる画像を収集する本撮影（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。

【００４６】

表示制御機能３７７は、記憶回路３５が記憶する各種画像データを、ディスプレイ３２に表示するように制御する。

【００４７】

以上、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置１の構成について説明した。かかる構成のもと、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置１は、投影データに対して物質弁別を行い、物質弁別の結果を用いて物質弁別画像を再構成する。ところで、物質弁別を行うためには、スペクトルの微細な違いを精度よく検出する必要がある。このため、物質弁別を行う場合には、ベース画像を生成する場合よりも、高線量での撮影が求められる。しかし、物質弁別を行うために、ベース画像を生成する場合よりも高い線量で撮影すると、被検体への被ばく量が増加してしまう。このような被検体への被ばく量の増加は、臨床上受け入れられないので、臨床現場では、物質弁別を行うからといって高い線量での撮影を行うことが望ましいとは限らない。この結果、物質弁別を行う場合でも、ベース画像を生成する場合と同じ線量で撮影することになり、物質弁別の精度が低くなるという問題がある。

【００４８】

このようなことから、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置１は、高い物質弁別能を実現するために、以下の物質弁別処理を実行する。すなわち、Ｘ線ＣＴ装置１は、所定数の検出素子からの第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成する。そして、Ｘ線ＣＴ装置１は、第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する。

【００４９】

図３は、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置１による処理手順を示すフローチャートである。図３では、Ｘ線ＣＴ装置１の動作を説明するフローチャートを示し、各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。

【００５０】

ステップＳ１は、スキャン制御機能３７６に対応するステップである。処理回路３７が記憶回路３５からスキャン制御機能３７６に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、スキャン制御機能３７６が実現されるステップである。ステップＳ１では、スキャン制御機能３７６は、スキャンを実行する。

【００５１】

ステップＳ２は、データ収集回路１４により実現されるステップである。ステップＳ２では、データ収集回路１４は、第１の投影データを生成する。例えば、データ収集回路１４は、Ｘ線検出器１３の検出信号を用いた計数処理の結果である検出データを、第１の投影データとして生成する。言い換えると、データ収集回路１４は、複数の検出素子からの信号に基づいて第１の投影データを生成する。

【００５２】

ステップＳ３は、再構成処理機能３７４に対応するステップである。処理回路３７が記憶回路３５から再構成処理機能３７４に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、再構成処理機能３７４が実現されるステップである。ステップＳ３では、再構成処理機能３７４は、ベース画像を再構成する。例えば、再構成処理機能３７４は、第１の投影データに基づいてベース画像を生成する。

【００５３】

ステップＳ４は、表示制御機能３７７に対応するステップである。処理回路３７が記憶

回路３５から表示制御機能３７７に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、表示制御機能３７７が実現されるステップである。ステップＳ４では、表示制御機能３７７は、ベース画像をディスプレイ３２に表示する。

【００５４】

ステップＳ５及びステップＳ６は、ステップＳ３の開始に伴って、ステップＳ３及びステップＳ４のバックグラウンドで開始されるステップである。ステップＳ５は、第２の投影データ生成機能３７２に対応するステップである。処理回路３７が記憶回路３５から第２の投影データ生成機能３７２に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、第２の投影データ生成機能３７２が実現されるステップである。ステップＳ５では、第２の投影データ生成機能３７２は、第２の投影データを生成する。ここで、第２の投影データ生成機能３７２は、再構成処理機能３７４によるベース画像を再構成する処理の開始を契機にして、第２の投影データを生成する処理を開始する。或いは、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データをデータ収集回路１４から受け付けたことを契機にして、第２の投影データを生成する処理を開始するようにしてもよい。そして、例えば、第２の投影データ生成機能３７２は、所定数の検出素子からの第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成する。

【００５５】

図４Ａ、図４Ｂ及び図４Ｃは、第１の実施形態を説明するための図である。図４Ａ及び図４Ｂでは、Ｘ線検出器１３が有する検出素子の一部を図示する。また、図４Ａ及び図４Ｂには、チャネル方向及び列方向をそれぞれ図示している。なお、説明の便宜上、図４Ａ及び図４Ｂでは、チャネル方向に１４個の検出素子を配し、列方向に８個の検出素子を配した１４×８の検出素子群を示している。しかしながら、実施形態に係る検出素子群におけるチャネル方向及び列方向への検出素子の配列パターンは、これに限定されるものではなく、任意に変更可能である。

【００５６】

第２の投影データ生成機能３７２は、例えば、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器のチャネル方向及び列方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データを加算する。

【００５７】

一例をあげると、第２の投影データ生成機能３７２は、図４Ａに示す１４×８の検出素子群において、図４Ｂに示すように、２×２画素の４つの検出素子ごとにグループ化する。すなわち、第２の投影データ生成機能３７２は、１４×８の検出素子群を、チャネル方向に７個のグループ、列方向に４個のグループとなるように、空間的な単位で束ねる。

【００５８】

より具体的には、第２の投影データ生成機能３７２は、図４Ａに示す検出素子ｒ１ｃ１、検出素子ｒ１ｃ２、検出素子ｒ２ｃ１、及び検出素子ｒ２ｃ２を１つのグループとして束ねる。また、同様にして、第２の投影データ生成機能３７２は、図４Ａに示す検出素子ｒ１ｃ３、検出素子ｒ１ｃ４、検出素子ｒ２ｃ３、及び検出素子ｒ２ｃ４を１つのグループとして束ねる。

【００５９】

そして、第２の投影データ生成機能３７２は、束ねたグループにおいて、各第１の投影データを加算する。例えば、第２の投影データ生成機能３７２は、図４Ａに示す検出素子ｒ１ｃ１、検出素子ｒ１ｃ２、検出素子ｒ２ｃ１、及び検出素子ｒ２ｃ２からの各第１の投影データを加算する。すなわち、第２の投影データ生成機能３７２は、検出素子ｒ１ｃ１からの第１の投影データと、検出素子ｒ１ｃ２からの第１の投影データと、検出素子ｒ２ｃ１からの第１の投影データと、検出素子ｒ２ｃ２からの第１の投影データとにおけるエネルギービンごとのＸ線の光子数を加算する。各第１の投影データにおけるエネルギービンごとのＸ線の光子数を加算する処理について、図４Ｃを用いて説明する。

【００６０】

図４Ｃの左側には上から順に、検出素子ｒ１ｃ１からの第１の投影データ、検出素子ｒ

１ｃ２からの第１の投影データ、検出素子ｒ２ｃ１からの第１の投影データ、及び検出素子ｒ２ｃ２からの第１の投影データを示す。図４Ｃでは、第１の投影データは、７つのエネルギービンそれぞれにおける光子数を示す。第２の投影データ生成機能３７２は、各第１の投影データにおけるエネルギービンごとのＸ線の光子数を加算して、図４Ｃの右側に示す第２の投影データを生成する。

【００６１】

より具体的には、第１の投影データにおいて、エネルギーの低い方から高い方へと順に各エネルギービンをＥ１からＥ７とした場合、各エネルギービンにおける各検出素子からの光子数を加算する。例えば、第２の投影データ生成機能３７２は、エネルギービンＥ１における、検出素子ｒ１ｃ１の光子数と、検出素子ｒ１ｃ２の光子数と、検出素子ｒ２ｃ１の光子数と、検出素子ｒ２ｃ２の光子数とを単純加算する。第２の投影データ生成機能３７２は、エネルギービンＥ２からＥ７についても同様にして光子数を加算することで、図４Ｃの右側に示す第２の投影データを生成する。図４Ｃの右側に示すように、第２の投影データでは、各エネルギービンにおける光子数が第１の投影データにおける各エネルギービンの光子数よりも増加する。この結果、第２の投影データでは、統計量が増加する。すなわち、第２の投影データ生成機能３７２は、空間分解能（解像度）を犠牲にして、統計量を増加させる。なお、第２の投影データ生成機能３７２は、解像度を犠牲にしてでも更に物質弁別精度を上げたい場合には、例えば、４×４画素の１６の検出素子ごとにグループ化することで統計量を増加させてもよい。

【００６２】

図３に戻る。ステップＳ６は、再構成処理機能３７４に対応するステップである。処理回路３７が記憶回路３５から再構成処理機能３７４に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、再構成処理機能３７４が実現されるステップである。ステップＳ６では、再構成処理機能３７４は、第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する。例えば、再構成処理機能３７４は、第２の投影データに対して物質弁別を行い、物質弁別の結果を用いて物質弁別画像（第１の物質弁別画像）を再構成する。以下では、説明の便宜上、再構成処理機能３７４は、水とカルシウムとヨウ素とを物質弁別するものとして説明する。

【００６３】

ここで、再構成処理機能３７４は、第２の投影データに対する物質弁別の結果を用いて再構成した物質弁別画像を最終的な物質弁別画像としてもよい。しかしながら、第２の投影データは、第１の投影データを束ねたものであり、空間分解能が低下している。このため、第２の投影データに対する物質弁別の結果として得られる物質弁別情報は、解像度の低い物質弁別情報となる。このようなことから、再構成処理機能３７４は、解像度の高いベース画像と、解像度の低い物質弁別情報から再構成した物質弁別画像（上述した第１の物質弁別画像）とを組み合わせて、最終的な物質弁別画像（第２の物質弁別画像）を生成するようにしてもよい。すなわち、再構成処理機能３７４は、第１の投影データに基づいてベース画像を更に生成し、ベース画像と、第２の投影データに基づく複数のエネルギービンのそれぞれごとの画像とを用いて、第２の投影データに基づく複数のエネルギービンのそれぞれごとの画像よりも空間分解能が高いエネルギービンごとの画像を生成し、生成したエネルギービンごとの画像を物質弁別した結果を用いて、第２の物質弁別画像を再構成する。なお、第２の物質弁別画像は、上述した第１の物質弁別画像よりも空間分解能が高い。ここで、例えば、再構成処理機能３７４は、特開２０１５－３３５８１号公報に開示されているハイブリッド再構成を用いる。

【００６４】

より具体的には、再構成処理機能３７４は、解像度の低い物質弁別情報からエネルギービンごとの第１の物質弁別画像を再構成する。そして、再構成処理機能３７４は、各エネルギービンの第１の物質弁別画像と、解像度の高いベース画像との目的汎関数を最小化することにより、最終的な第２の物質弁別画像を生成する。

【００６５】

なお、ベース画像の画素数が１０２４×１０２４であり、２×２画素の単位で第１の投影データを束ねた場合、物質弁別画像の画素数が５１２×５１２となり、物質弁別画像の画素数がベース画像の画素数と比較して少なくなる。このようなことから、第２の投影データを画像情報に戻す際には、加算後の光子数に基づいて、束ねた各画素に一定値で戻すことで、物質弁別画像の画素数をベース画像と同じ画素数にしてもよい。なお、束ねた画素を一定値で戻しても、物質弁別画像の空間分解能はベース画像よりも低下する。

【００６６】

図５は、第１の実施形態を説明するための図である。図５では、物質Ａ（水）、物質Ｂ（カルシウム）及び物質Ｃ（ヨウ素）の３種類の物質を弁別した場合の物質弁別画像の一例を示す。再構成処理機能３７４は、図５に示すように、物質Ａ（ＩＭ１）、物質Ｂ（ＩＭ２）及び物質Ｃ（ＩＭ３）のそれぞれに異なる色調を割り当てた物質弁別画像を生成する。

【００６７】

図３に戻る。ステップＳ７は、表示制御機能３７７に対応するステップである。処理回路３７が記憶回路３５から表示制御機能３７７に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、表示制御機能３７７が実現されるステップである。ステップＳ７では、表示制御機能３７７は、ステップＳ６で生成された物質弁別画像をディスプレイ３２に表示する。

【００６８】

上述したように、第１の実施形態では、Ｘ線ＣＴ装置１は、所定数の検出素子からの第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成し、第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する。ここで、第２の投影データは、第１の投影データを空間的な単位で束ねているので、第１の投影データよりも統計量が増加する。このように、第１の実施形態では、第１の投影データよりも統計量が増加した第２の投影データを用いることで、高い物質弁別能を実現することができる。ここで、第１の投影データを空間的な単位で束ねずに物質弁別画像を生成する場合を比較例として、第１の実施形態により得られる効果について説明する。図６は、比較例を説明するための図であり、図７は、第１の実施形態を説明するための図である。

【００６９】

図６では、比較例における物質弁別画像の一例を示し、図７では、第１の実施形態における物質弁別画像の一例を示す。図６及び図７では、カルシウムとヨウ素とを物質弁別することで、骨（カルシウム）と、造影剤によって造影された血管（ヨウ素）とを画像化した物質弁別画像を示す。比較例では、各検出素子からの第１の投影データを用いており、各エネルギービンにおける光子数の統計量が少ないので、物質弁別の精度が低くなる。このため、比較例では、カルシウムとヨウ素とを正確に物質弁別することができない。この結果、比較例では、例えば、図６に示すように、骨６１と、血管６２とに同じ色調が割り当てられた物質弁別画像が生成される。

【００７０】

一方、図７に示す例では、所定数の検出素子からの第１の投影データを空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成しており、各エネルギービンにおける光子数の統計量が増加するので、物質弁別の精度が向上する。このため、第１の実施形態では、カルシウムとヨウ素とを正確に物質弁別することができる。この結果、第１の実施形態では、例えば、図７に示すように、骨７１と、血管７２とに異なる色調が割り当てられた物質弁別画像が生成される。

【００７１】

なお、上述した実施形態では、再構成処理機能３７４は、水とカルシウムとヨウ素とを物質弁別する場合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、再構成処理機能３７４は、水、カルシウム及びヨウ素以外の物質を更に物質弁別してもよいし、水、カルシウム及びヨウ素のいずれかの組み合わせについて物質弁別してもよい。更に、再構成処理機能３７４は、入力インターフェース３１を介して、弁別する物質

の選択を操作者から受け付けてもよい。かかる場合、例えば、図３に示すステップＳ４において、ベース画像をディスプレイ３２に表示する際に、弁別可能な物質の一覧を更に表示して、操作者から弁別する物質の選択を受け付ける。

【００７２】

（第１の実施形態の変形例）

なお、上述した実施形態では、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器のチャネル方向及び列方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データを加算する場合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、第２の投影データ生成機能３７２は、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器のチャネル方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データ及び列方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データの少なくとも一方を加算するようにしてもよい。

【００７３】

より具体的には、第２の投影データ生成機能３７２は、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器のチャネル方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データを加算する。或いは、第２の投影データ生成機能３７２は、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器の列方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データを加算する。

【００７４】

また、上述した実施形態では、単純加算する場合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、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データを移動平均することで第２の投影データを生成するようにしてもよい。図８は、第１の実施形態の変形例を説明するための図である。

【００７５】

図８では、Ｘ線検出器１３が有する検出素子の一部を図示している。また、図８には、チャネル方向及び列方向をそれぞれ図示している。なお、説明の便宜上、図８では、チャネル方向に１４個の検出素子を配し、列方向に２個の検出素子を配した１４×２の検出素子群を示している。しかしながら、実施形態に係る検出素子群におけるチャネル方向及び列方向への検出素子の配列パターンは、これに限定されるものではなく、任意に変更可能である。

【００７６】

図８に示す例では、第２の投影データ生成機能３７２は、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器のチャネル方向及び列方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データを加算する場合について説明する。第２の投影データ生成機能３７２は、図８に示す１４×２の検出素子群において、２×２画素の４つの検出素子ごとにグループ化する。ここで、第２の投影データ生成機能３７２は、一部の検出素子からの第１の投影データが重複するように移動平均する。すなわち、第２の投影データ生成機能３７２は、１４×２の検出素子群を、チャネル方向に１３個のグループ、列方向に１個のグループとなるように、空間的な単位で束ねる。

【００７７】

より具体的には、第２の投影データ生成機能３７２は、図８に示す検出素子ｒ１ｃ１、検出素子ｒ１ｃ２、検出素子ｒ２ｃ１、及び検出素子ｒ２ｃ２からの各第１の投影データを加算する。続いて、第２の投影データ生成機能３７２は、図８に示す検出素子ｒ１ｃ２、検出素子ｒ１ｃ３、検出素子ｒ２ｃ２、及び検出素子ｒ２ｃ３からの各第１の投影データを加算する。そして、第２の投影データ生成機能３７２は、図８に示す検出素子ｒ１ｃ３、検出素子ｒ１ｃ４、検出素子ｒ２ｃ３、及び検出素子ｒ２ｃ４からの各第１の投影データを加算する。このように、第２の投影データ生成機能３７２は、一部の検出素子からの第１の投影データが重複するように移動平均することで、第２の投影データを生成する。

【００７８】

なお、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データを所定数の検出器素子単位で重み付け加算することで第２の投影データを生成するようにしてもよい。例えば、第

２の投影データ生成機能３７２は、ＰＳＦ（Point spread function）で重み付け加算する。

【００７９】

（第２の実施形態）

上述した実施形態では、空間的な単位での束ねとして光子計数型検出器のチャネル方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データ及び列方向に隣接する複数の検出素子からの第１の投影データの少なくとも一方を加算する場合について説明した。第２の実施形態では、空間的な単位での束ねとして、隣接するビューの単位で、光子計数型検出器において同一位置の各検出素子からの第１の投影データを加算する場合について説明する。

【００８０】

なお、第２の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置１の構成は、第２の投影データ生成機能３７２の一部が異なる点を除いて、図１に示すＸ線ＣＴ装置１の構成と同様である。このため、第２の実施形態では、第２の投影データ生成機能３７２が実行する機能についてのみ説明する。

【００８１】

第２の投影データ生成機能３７２は、空間的な単位での束ねとして、隣接するビューの単位で、光子計数型検出器において同一位置の各検出素子からの第１の投影データを加算する。図９は、第２の実施形態を説明するための図である。

【００８２】

図９では、Ｘ線検出器１３が有する検出素子の一部を図示している。また、図９の上段では、ｉ番目のビューにおける検出素子群を示し、図９の下段では、ｉ＋１番目のビューにおける検出素子群を示す。また、図９には、チャネル方向及び列方向をそれぞれ図示している。なお、説明の便宜上、図９では、チャネル方向に１４個の検出素子を配し、列方向に４個の検出素子を配した１４×４の検出素子群を示している。しかしながら、実施形態に係る検出素子群におけるチャネル方向及び列方向への検出素子の配列パターンは、これに限定されるものではなく、任意に変更可能である。

【００８３】

第２の投影データ生成機能３７２は、図９に示すように、ｉ番目のビューにおける検出素子ｒ１ｃ１と、ｉ＋１番目のビューにおける検出素子ｒ１ｃ１とを１つのグループとして束ねる。また、同様にして、第２の投影データ生成機能３７２は、図９に示すように、ｉ番目のビューにおける検出素子ｒ１ｃ２と、ｉ＋１番目のビューにおける検出素子ｒ１ｃ２とを１つのグループとして束ねる。

【００８４】

そして、第２の投影データ生成機能３７２は、束ねたグループにおいて、各第１の投影データを加算する。例えば、第２の投影データ生成機能３７２は、図９に示すｉ番目のビューにおける検出素子ｒ１ｃ１からの第１の投影データと、ｉ＋１番目のビューにおける検出素子ｒ１ｃ１からの第１の投影データとにおけるエネルギービンごとのＸ線の光子数を加算して、第２の投影データを生成する。ここで、第２の投影データ生成機能３７２は、各エネルギービンにおける各検出素子からの光子数を単純加算する。そして、再構成処理機能３７４は、第２の投影データに基づいて、物質弁別画像を再構成する。

【００８５】

上述したように、第２の実施形態では、空間的な単位での束ねとして、隣接するビューの単位で、光子計数型検出器において同一位置の各検出素子からの第１の投影データを加算する。これにより、第２の実施形態によれば、各エネルギービンにおける光子数の統計量が増加するので、物質弁別の精度が向上する。

【００８６】

なお、第２の実施形態では、隣接するビューの単位で第１の投影データを束ねる場合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、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の実施形態で説明した空間的な単位での束ね方と、第２の実施形態で説明した空間的な単位での束ね方とを併用してもよい。より具体的には、第２の投

影データ生成機能３７２は、チャネル方向で束ねるとともに、隣接するビューの単位で第１の投影データを束ねてもよい。或いは、第２の投影データ生成機能３７２は、列方向で束ねるとともに、隣接するビューの単位で第１の投影データを束ねてもよい。また、或いは、第２の投影データ生成機能３７２は、チャネル方向及び列方向で束ねるとともに、隣接するビューの単位で第１の投影データを束ねてもよい。

【００８７】

また、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データを束ねる場合に、単純加算する場合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、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データを移動平均することで第２の投影データを生成するようにしてもよい。或いは、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データを所定数の検出器素子単位で重み付け加算することで第２の投影データを生成するようにしてもよい。例えば、第２の投影データ生成機能３７２は、３つのビューで重み付け加算する場合には、真ん中のビューが１番重くなるように重みを付けて加算する。

【００８８】

（その他の実施形態）

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【００８９】

また、上述した実施形態では、第２の投影データ生成機能３７２は、再構成処理機能３７４によるベース画像を再構成する処理の開始や第１の投影データをデータ収集回路１４から受け付けたことを契機にして、第２の投影データを生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、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データの統計量が基準よりも少ない場合にのみ、第２の投影データを生成してもよい。より具体的には、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データにおける全てのエネルギービンにおいて光子数が閾値（第１の閾値）未満である場合に、第２の投影データを生成するようにしてもよい。ここで、全てのエネルギービンで共通の閾値が設定されてもよいし、エネルギービンごとに異なる閾値が設定されてもよい。なお、第２の投影データ生成機能３７２は、光子数が閾値未満であるエネルギービンの数が所定数以上である場合や特定のエネルギービンにおける光子数が閾値未満である場合に、第２の投影データを生成するようにしてもよい。すなわち、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データにおける光子数が閾値未満である場合に、第２の投影データを生成する。

【００９０】

また、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データにおける光子数が第１の閾値よりも小さい第２の閾値未満である場合には、束ねの単位となる１つのグループに属するＸ線検出素子の個数を増加してもよい。図１０は、光子数が第２の閾値未満である場合の処理の一例を説明するための図である。例えば、図１０に示すように、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データにおける光子数が第１の閾値未満かつ第２の閾値以上である場合には、２×２画素の４個の検出素子を１つのグループとする。また、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データにおける光子数が第２の閾値未満である場合には、４×４画素の１６個の検出素子を１つのグループとする。すなわち、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データにおける光子数に応じて、束ねの単位を変更してもよい。

【００９１】

また、被検体の厚さが厚い部分を透過したＸ線由来の光子数よりも、被検体の厚さが薄い部分を透過したＸ線由来の光子数の方が多い傾向があり、被検体のＸ線の透過位置によってＸ線の減弱量は異なる。そこで、第２の投影データ生成機能３７２は、被検体のＸ線が透過される部分のうち、厚さが閾値以下の部分を透過するＸ線を検出するＸ線検出素子から出力される第１の投影データのみ空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成してもよい。あるいは、第２の投影データ生成機能３７２は、被検体のＸ線が透過される部分のうち、被験体の厚さから予測されるＸ線減弱量が閾値以上の部分を透過するＸ線を検出

するＸ線検出素子から出力される第１の投影データのみを空間的に束ねて第２の投影データを作成してもよい。このような変形例に係る第２の投影データ生成処理について、図１１を参照して説明する。

【００９２】

図１１は、変形例に係る第２の投影データ生成処理の一例の流れを示すフローチャートである。なお、変形例に係る第２の投影データ生成処理は、ビュー毎に行われる。例えば、図１１に示すように、第２の投影データ生成機能３７２は、記憶回路３５に記憶された被検体の体型を示す被検体情報を取得する（ステップＳ２０）。なお、ステップＳ２０で取得される被検体情報により体型が示される被検体は、処理対象となる第１の投影データが収集された被検体である。そして、第２の投影データ生成機能３７２は、被検体情報を用いて、被検体のＸ線が透過する部分の厚さを導出する（ステップＳ２１）。

【００９３】

そして、第２の投影データ生成機能３７２は、複数のＸ線検出素子のうち、導出した厚さが閾値（第３の閾値）以上である部分を透過するＸ線を検出するＸ線検出素子を特定する（ステップＳ２２）。そして、第２の投影データ生成機能３７２は、特定したＸ線検出素子から出力される第１の投影データのみ空間的な単位で束ねて第２の投影データを生成し（ステップＳ２３）、第２の投影データ生成処理を終了する。

【００９４】

このような第２の投影データ生成処理により、被検体情報から光子数が少ないと想定されるＸ線検出素子のみからの第１の投影データに基づいて第２の投影データがビュー毎に生成される。そして、再構成処理機能３７４は、例えば、１周分（３６０°分）の投影データ（１周分の第２の投影データ、及び、厚さが閾値未満である部分を透過するＸ線を検出するＸ線検出素子からの１周分の投影データ）を用いて、ＣＴ画像データを再構成する。

【００９５】

また、第２の投影データ生成機能３７２は、第１の投影データとして、位置決め画像の撮影の際に収集された投影データを用いて、第１の投影データにおける全てのエネルギービンにおいて光子数が閾値未満であるか否かを判定してもよい。そして、第２の投影データ生成機能３７２は、全てのエネルギービンにおいて光子数が閾値未満である場合に、本撮影の際に収集された投影データを空間的な単位で束ねたデータを第２の投影データとして生成してもよい。

【００９６】

また、再構成処理機能３７４が物質弁別情報を得る際に、物質弁別が行われる対象は、投影データであっても画像データであってもよい。

【００９７】

上述した実施形態では、Ｘ線管１２ａとＸ線検出器１３とが一体として被検体の周囲を回転するＲｏｔａｔｅ／Ｒｏｔａｔｅ－Ｔｙｐｅ（第３世代ＣＴ）のＸ線ＣＴ装置１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ＣＴ装置には、第３世代ＣＴ以外にも、複数のＸ線検出素子を有するＸ線検出器がリング状に分散して固定され、Ｘ線管のみが被検体の周囲を回転するＳｔａｔｉｏｎａｒｙ／Ｒｏｔａｔｅ－Ｔｙｐｅ（第４世代ＣＴ）がある。上述した実施形態は、第４世代ＣＴにも適用可能である。また、第３世代ＣＴと第４世代ＣＴとを組み合わせたハイブリッド型のＸ線ＣＴ装置にも、上述した実施形態は、適用可能である。

【００９８】

また、上述した実施形態は、従来からの一管球型のＸ線ＣＴ装置にも適用可能であるし、Ｘ線管と検出器との複数のペアを回転リングに搭載した、いわゆる多管球型のＸ線ＣＴ装置にも適用可能である。

【００９９】

また、上述した実施形態では、処理回路３７において複数の機能を実行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、複数の機能を独立の回

路としてコンソール３０内に設け、各回路がそれぞれの機能を実行するようにしてもよい。例えば、処理回路３７が実行する第２の投影データ生成機能３７２を第２の投影データ生成回路として設け、第２の投影データ生成回路が第２の投影データ生成機能を実行してもよい。また、処理回路３７が実行する再構成処理機能３７４を再構成処理回路として設け、再構成処理回路が再構成処理機能を実行してもよい。

【０１００】

また、上述した実施形態では、第２の投影データ生成機能３７２及び再構成処理機能３７４をコンソール３０内にて実行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、外部のワークステーションにおいて、第２の投影データ生成機能３７２及び再構成処理機能３７４を実行するようにしてもよい。

【０１０１】

また、上述した実施形態において説明した物質弁別処理は、ソフトウェアによって実現することもできる。例えば、物質弁別処理は、上記の実施形態において第２の投影データ生成機能３７２及び再構成処理機能３７４が行うものとして説明した処理の手順を規定した物質弁別プログラムをコンピュータに実行させることで実現される。この物質弁別プログラムは、例えば、ハードディスクや半導体メモリ素子等に記憶され、ＣＰＵやＭＰＵ等のプロセッサによって読み出されて実行される。また、この物質弁別プログラムは、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc－Read Only Memory）やＭＯ（Magnetic Optical disk）、ＤＶＤ（Digital Versatile Disc）などのコンピュータ読取り可能な記録媒体に記録されて、配布され得る。

【０１０２】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）、或いは、特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ＡＳＩＣ）、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：ＳＰＬＤ）、複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：ＣＰＬＤ）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：ＦＰＧＡ））等の回路を意味する。プロセッサはプロセッサの回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、プロセッサの回路内にプログラムを組み込む代わりに、コンソール３０が有する記憶回路にプログラムを保存するように構成しても構わない。この場合、プロセッサは、記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせて１つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図１における複数の構成要素を１つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【０１０３】

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。

【０１０４】

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。

【０１０５】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、高い物質弁別能を実現することができる。

【０１０６】

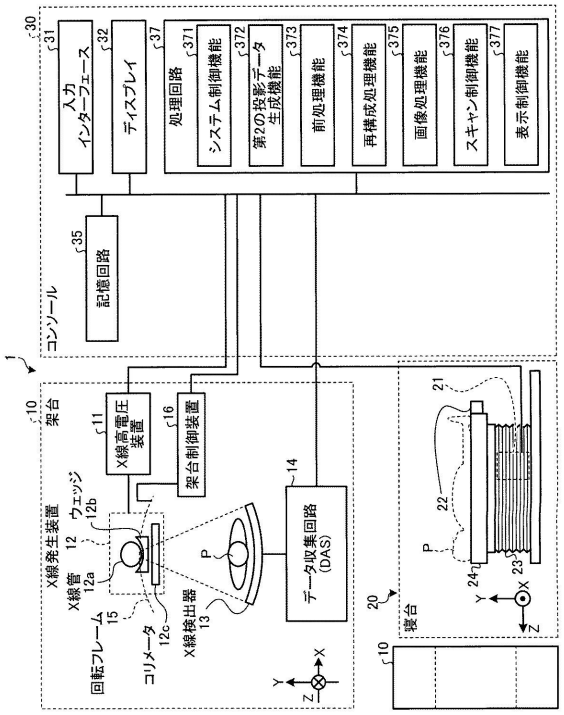
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

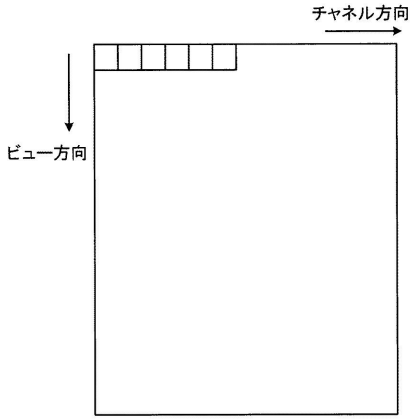
【０１０７】

１０　架台
１３　Ｘ線検出器
１４　データ収集回路
３０　コンソール
３７　処理回路
３７２　第２の投影データ生成機能
３７４　再構成処理機能

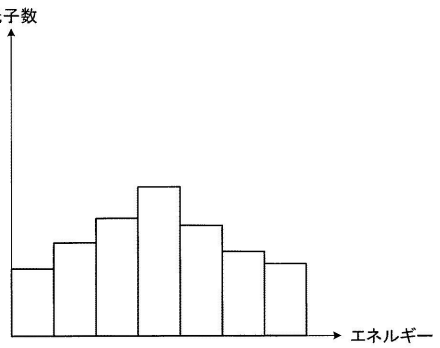
【図１】



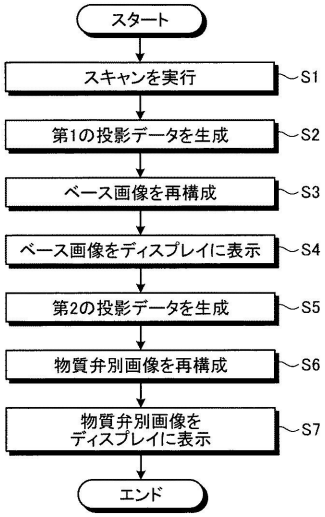
【図２Ａ】



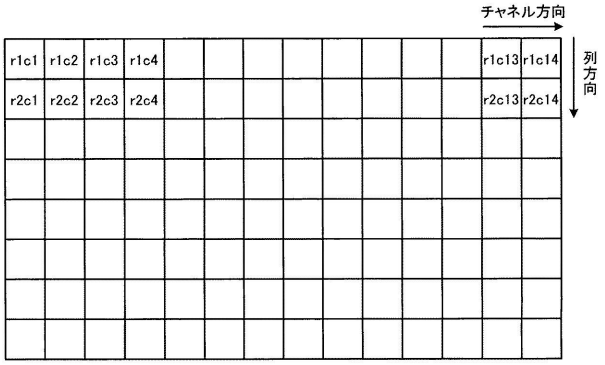
【図２Ｂ】



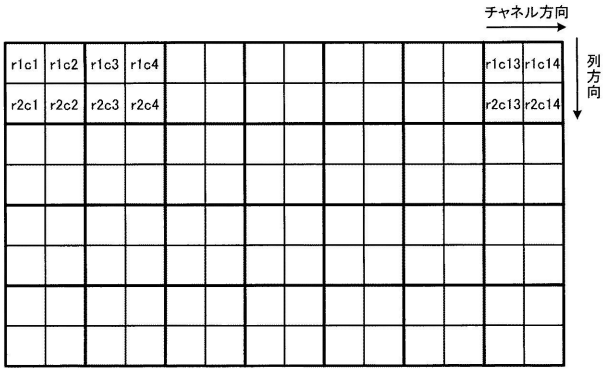
【図３】



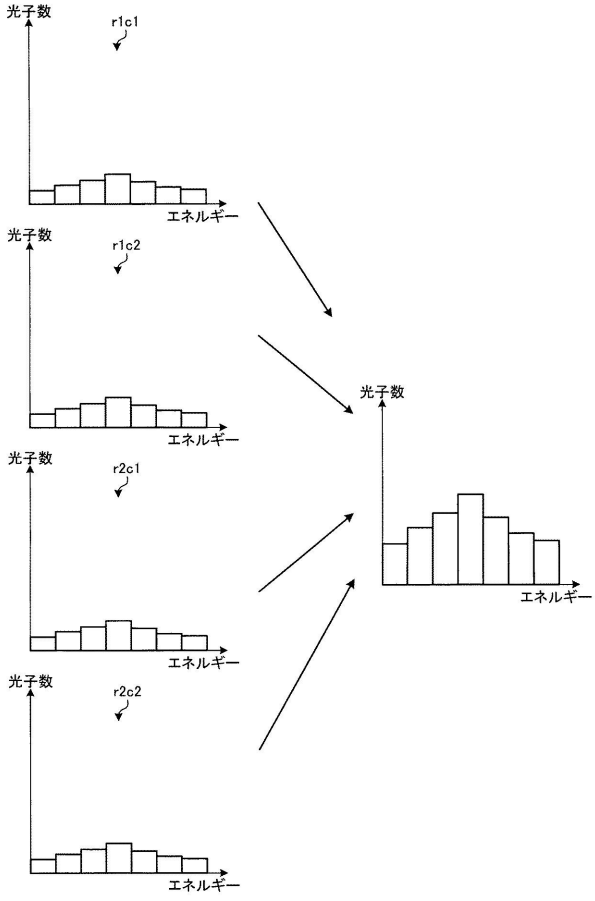
【図４Ａ】



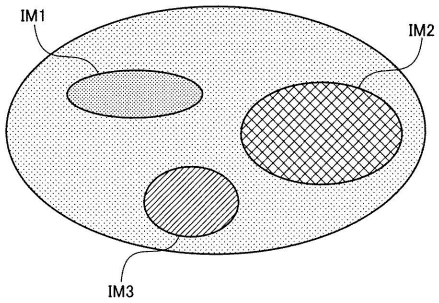
【図４Ｂ】



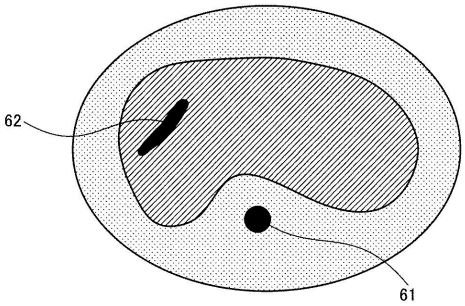
【図４Ｃ】



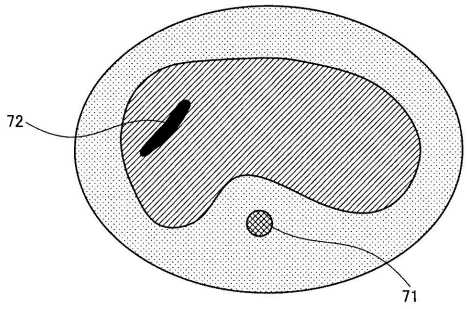
【図５】



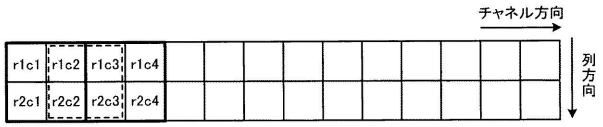
【図６】



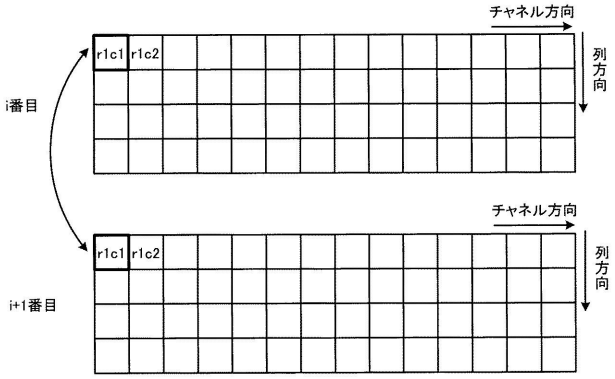
【図７】



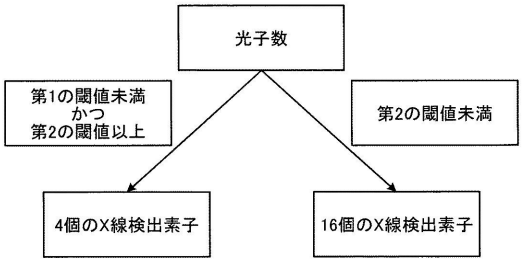
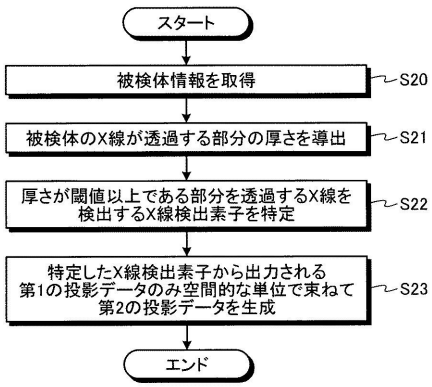
【図８】



【図９】



【図１０】



【図１１】