

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6625428号
(P6625428)

(45) 発行日 令和1年12月25日(2019.12.25)

(24) 登録日 令和1年12月6日(2019.12.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 5 0 S
A 6 1 B 6/03 3 7 3

請求項の数 17 (全 26 頁)

| | | | |
|--------------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2015-255000 (P2015-255000) | (73) 特許権者 | 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 |
| (22) 出願日 | 平成27年12月25日(2015.12.25) | (74) 代理人 | 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 |
| (65) 公開番号 | 特開2016-154839 (P2016-154839A) | (72) 発明者 | 井田 孝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内 |
| (43) 公開日 | 平成28年9月1日(2016.9.1) | (72) 発明者 | 小野 利幸 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内 |
| 審査請求日 | 平成30年9月13日(2018.9.13) | (72) 発明者 | 新田 修平 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2015-33362 (P2015-33362) | | |
| (32) 優先日 | 平成27年2月23日(2015.2.23) | | |
| (33) 優先権主張国・地域又は機関 | 日本国(JP) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置、および画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検出器により検出された被検体を通過した放射線のエネルギーごとのX線の量を示すスペクトルに基づく投影データを取得する取得部と、

前記投影データから、前記被検体に存在する物質として選択された複数の物質それぞれの密度画像である第1密度画像を生成する第1生成部と、

前記第1密度画像から、特定のエネルギーのモノクロマティック画像を生成する第2生成部と、

前記特定のエネルギーに対応する前記投影データを再構成して再構成画像を生成する再構成部と、

前記モノクロマティック画像と前記再構成画像との画素値について比較する第1比較部と、

前記第1比較部による比較結果を通知する第1通知部と、

を備えたX線CT装置。

【請求項2】

前記第1生成部は、前記比較結果に基づいて、前記複数の物質に新たな物質を加えて、または、前記複数の物質のうち少なくとも1つが異なる複数の物質に変更して、前記投影データから前記第1密度画像と異なる第2密度画像を生成する請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

前記第1比較部は、前記モノクロマティック画像と前記再構成画像との画素値についての前記比較結果として第1差分を算出し、

前記第1差分に対する判定をする第1判定部を、さらに備え、

前記第1生成部は、前記第1判定部による前記第1差分に対する判定結果に基づいて、前記第2密度画像を生成する請求項2に記載のX線CT装置。

【請求項4】

操作入力を受け付ける入力部と、
を、さらに備え、

前記第1生成部は、前記比較結果に基づいて前記入力部により受け付けられた前記操作入力の情報に基づいて、前記第2密度画像を生成する請求項2に記載のX線CT装置。 10

【請求項5】

前記第1判定部は、前記第1差分に基づく値が第1所定値より大きいか否かを判定し、

前記第1生成部は、前記第1判定部により前記第1差分に基づく値が前記第1所定値より大きい場合、前記第2密度画像を生成する請求項3に記載のX線CT装置。

【請求項6】

前記第1生成部に対して、前記判定結果に基づいて、選択された前記物質を変更させ、または、前記第2密度画像を生成するための前記投影データに対応するエネルギーを変更させる変更部を、さらに備えた請求項3に記載のX線CT装置。

【請求項7】

前記第1生成部は、前記操作入力の情報に基づいて、選択する前記物質を変更し、または、前記第2密度画像を生成するための前記投影データに対応するエネルギーを変更して、前記第2密度画像を生成する請求項4に記載のX線CT装置。 20

【請求項8】

前記変更部は、前記被検体に存在すると想定される物質と優先順位とを関連付けた優先順位情報を参照し、前記第1生成部に選択させる前記物質として、前記優先順位情報での優先順位の高い物質から追加変更する請求項6に記載のX線CT装置。

【請求項9】

前記第1判定部は、前記モノクロマティック画像と前記再構成画像との画像全体についての前記第1差分を算出する請求項3に記載のX線CT装置。

【請求項10】

前記第1判定部は、前記モノクロマティック画像および前記再構成画像について、画素ごと、または領域ごとに前記第1差分を算出する請求項3に記載のX線CT装置。 30

【請求項11】

前記第2生成部は、前記第1密度画像から、複数の前記特定のエネルギーについてそれぞれ前記モノクロマティック画像を生成し、

前記再構成部は、前記複数の特定のエネルギーそれぞれに対応する前記投影データを再構成して前記再構成画像を生成し、

前記第1判定部は、複数の前記モノクロマティック画像と、それぞれの前記モノクロマティック画像に対応する前記再構成画像との前記第1差分をそれぞれ算出する請求項3に記載のX線CT装置。 40

【請求項12】

前記第2生成部は、前記特定のエネルギーの大きさを連続的に切り替えながら前記モノクロマティック画像を生成し、

前記変更部は、前記第2生成部による前記特定のエネルギーの大きさの連続的な切り替えに伴って、前記第1判定部により算出される前記第1差分の変化量が第2所定値を超えた場合、前記変化量が前記第2所定値を超えた前記特定のエネルギーをK吸收端とする物質を、前記第1生成部に選択させる請求項6に記載のX線CT装置。

【請求項13】

前記第1生成部は、

前記複数の物質それぞれの暫定的な密度画像である暫定密度画像を更新する更新部と、

50

前記暫定密度画像から、複数のエネルギー別の暫定的な投影データである暫定投影データを生成する第3生成部と、

前記取得部により取得された前記投影データと、前記暫定投影データとの画素値についての第2差分を算出し、前記第2差分に基づく更新値を算出する算出部と、

前記更新値に対する判定をする第2判定部と、

を有し、

前記更新部は、前記算出部により算出された前記更新値により前記暫定密度画像を更新し、前記第2判定部により前記更新値の絶対値が第3所定値以下となつた場合における前記暫定密度画像を、前記第1密度画像として出力する請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項14】

10

検出器により検出された被検体を通過した放射線のエネルギーごとのX線の量を示すスペクトルに基づく投影データを取得する取得部と、

前記投影データに基づいて、前記被検体に存在する物質として選択された複数の物質それぞれの密度画像を生成する第4生成部と、

前記密度画像から、複数のエネルギー別の暫定的な投影データである仮想投影サイノグラムを生成する第5生成部と、

前記複数のエネルギーそれぞれに対応する前記投影データから減弱率サイノグラムを生成し、生成した減弱率サイノグラムと、前記仮想投影サイノグラムとを比較する第2比較部と、

を備えたX線CT装置。

20

【請求項15】

前記第2比較部による比較結果を通知する第2通知部を、さらに備えた請求項14に記載のX線CT装置。

【請求項16】

前記被検体の周囲で前記放射線を照射するX線管と、

前記X線管から照射された前記放射線のエネルギーを検出する検出器と、

を、さらに備えた請求項1~15のいずれか一項に記載のX線CT装置。

【請求項17】

被検体を通過した放射線のエネルギーごとのX線の量を示すスペクトルに基づく投影データを取得する取得部と、

30

前記投影データから、前記被検体に存在する物質として選択された複数の物質それぞれの密度画像である第1密度画像を生成する第1生成部と、

前記第1密度画像から、特定のエネルギーのモノクロマティック画像を生成する第2生成部と、

前記特定のエネルギーに対応する前記投影データを再構成して再構成画像を生成する再構成部と、

前記モノクロマティック画像と前記再構成画像との画素値について比較する第1比較部と、

前記第1比較部による比較結果を通知する第1通知部と、

を備えた画像処理装置。

40

【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、および画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、シリコンをベースとした光電子増倍器の開発が盛んになると共に、光電子増倍器を用いたX線CT(Computed Tomography:コンピュータ断層撮影)装置等の放射線検出装置の開発が進んでいる。X線CT装置では、被検体を透過したX線が検出され、X線の減弱率に対応するCT値を画素値とする被検体の断面画像(再構成画

50

像)が再構成される。具体的には、物質(被検体)をX線が通過する時のX線の減弱率は、骨または水等のように、物質の種類によって異なるので、被検体を通過するX線強度を、被検体を周回しながら検出器により検出された投影データを基に、減弱率を被検体の断面で再構成することで被検体の内部の構造を可視化する。

【0003】

さらに、近年では、被検体の内部を、より詳細に把握するために、投影データから各物質の密度を算出するX線CT装置も実用されている。このような密度を算出するために、同じ物質でもエネルギーおよび物質の密度によって減弱率が異なる性質から、デュアルエナジーCT装置を用いて、X線管の管電圧を2種類に切り替えて2回投影して、2つの物質の密度画像を求める方法がある。X線には種々のエネルギーのフォトンが含まれているが、管電圧が異なると、エネルギー分布も異なる。上述の方法では、以下の2つのルートで2つの物質の密度画像を求めている。10

【0004】

(1) 2種類の管電圧の投影データ 2種類の管電圧の減弱率画像 2物質の密度画像

(2) 2種類の管電圧の投影データ 2種類の物質のX線透過距離 2物質の密度画像

【0005】

ここで、X線の単位長さあたりの減弱率である線減弱係数、または、空気もしくは水等の線減弱係数の相対値であるCT値を画素値として持つ画像(再構成画像)を減弱率画像と称するものとし、物質の密度を画素値として持つ画像を密度画像と称するものとする。また、線減弱係数は、物質の種類、密度、およびフォトンのエネルギーで一意に決まるので、求められた2種類の物質の密度から特定のエネルギーを想定した減弱率画像を合成でき、これをモノクロマティック画像と呼ぶ。モノクロマティック画像を合成するエネルギーを調整することで注目する物質のコントラストを向上することができる。20

【0006】

しかし、上述の方法では、想定した2種類の物質と異なる物質が存在した場合に、求めた物質の誤差が大きくなるが、求めた密度画像およびモノクロマティック画像では、その誤差の発生、すなわち、異なる物質の存在を判別できないという問題点がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2011-172803号公報30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、想定した物質とは異なる物質の存在の有無を判別することができるX線CT装置、および画像処理装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

実施形態のX線CT装置は、取得部と、第1生成部と、第2生成部と、再構成部と、第1比較部と、第1通知部と、を備える。取得部は、検出器により検出された被検体を通過した放射線のエネルギーごとのX線の量を示すスペクトルに基づく投影データを取得する。第1生成部は、投影データから、被検体に存在する物質として選択された複数の物質それぞれの密度画像である第1密度画像を生成する。第2生成部は、第1密度画像から、特定のエネルギーのモノクロマティック画像を生成する。再構成部は、特定のエネルギーに対応する投影データを再構成して再構成画像を生成する。第1比較部は、モノクロマティック画像と再構成画像との画素値について比較する。第1通知部は、第1比較部による比較結果を通知する。40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の実施形態に係るX線検査装置の全体構成図である。

【図2】サイノグラムを説明する図である。

【図3】特定のチャネルで検出されたエネルギーのスペクトルの一例を示す図である。

【図4】被検体サイノグラムの例を示す図である。

【図5】第1の実施形態の画像処理部のブロック構成の一例を示す図である。

【図6】X線のエネルギーに対する線減弱係数の特性の例を示す図である。

【図7】物質特定優先順位テーブルの構成例を示す図である。

【図8】第1の実施形態の画像処理部の動作の一例を示すフローチャートである。

【図9】第1の実施形態の変形例の画像処理部のブロック構成の一例を示す図である。

【図10】第2の実施形態の画像処理部の第1生成部のブロック構成の一例を示す図である。 10

【図11】投影データと線減弱係数との関係を説明する図である。

【図12】画素の寄与度を説明する図である。

【図13】第2の実施形態の画像処理部の動作の一例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】

【0011】

以下に、図面を参照しながら、本発明の実施形態に係るX線CT装置、および画像処理装置を詳細に説明する。また、以下の図面において、同一の部分には同一の符号が付してある。ただし、図面は模式的なものであるため、具体的な構成は以下の説明を参照して判断すべきものである。 20

【0012】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係るX線検査装置の全体構成図である。図1を参照しながら、X線検査装置1の全体構成の概要を説明する。

【0013】

X線CT装置の一例であるX線検査装置1は、図1に示すように、放射線の一例であるX線を被検体40に透過させてエネルギーごとのフォトン数で示されるスペクトルとして検出することにより、計測範囲42上の被検体40の投影断面41の断面画像を得るスペクトラルCT装置またはフォトンカウンティングCT装置等である。X線検査装置1は、図1に示すように、架台装置10と、寝台装置20と、コンソール装置30(画像処理装置)と、を備えている。 30

【0014】

架台装置10は、被検体40に対してX線を照射して透過させ、上述のスペクトルを検出する装置である。架台装置10は、X線管11と、回転フレーム12と、検出器13と、照射制御部14と、架台駆動部15と、データ収集部16と、を備えている。

【0015】

X線管11は、照射制御部14から供給される高電圧によりX線を発生する真空管であり、被検体40に対してX線ビーム11aを照射する。X線管11から照射されるX線のエネルギーごとのフォトン数で示されるスペクトルは、X線管11の管電圧、管電流、および、線源に用いるターゲット(例えば、タングステン等)の種類によって定まる。そして、X線管11から照射されたX線は、被検体40を透過する際に、被検体40を構成する物質の状態に応じてX線のエネルギーが減弱(X線の各エネルギーのフォトン数が減少)し、各エネルギーのフォトン数が減少してスペクトルが変化する。 40

【0016】

回転フレーム12は、X線管11と検出器13とを、被検体40を挟んで対向するよう支持するリング状の支持部材である。

【0017】

検出器13は、チャネル毎に、X線管11から照射されて被検体40を透過したX線であるX線ビーム11bのエネルギーごとのフォトン数を検出する検出器である。すなわち、検出器13は、チャネル毎に、後述する図3に示すようなX線のエネルギーごとのフォ 50

トン数で示されるスペクトルを検出する。ここで、検出器 13 により検出されたスペクトルを、以下、「検出スペクトル」という場合があるものとする。検出器 13 は、図 1 に示すように、回転フレーム 12 の周方向に回転しながら、ビュー毎にスペクトルを検出する。ここで、ビューとは、回転フレーム 12 の周方向の 1 周 360° のうち、所定角度ごとに検出器 13 によりスペクトルが検出される場合の角度のことをいうものとする。すなわち、検出器 13 が 0.5° ごとにスペクトルを検出する場合、 $1\text{ ビュー} = 0.5^\circ$ というものをとする。検出器 13 は、チャネル方向（回転フレーム 12 の周方向）に複数の検出素子が配列された検出素子列が、被検体 40 の体軸方向（スライス方向）（図 1 に示す Z 軸方向）に沿って複数列配列された 2 次元アレイ型検出器である。なお、検出器 13 の検出素子列は、フォトカウンティング型検出素子と積分型検出素子との組み合わせで構成されてもよい。また、X 線管 11 と検出器 13 との組が、複数組設置されているものとしてもよい。10

【 0 0 1 8 】

照射制御部 14 は、高電圧を発生して、発生した高電圧を X 線管 11 に供給する装置である。

【 0 0 1 9 】

架台駆動部 15 は、回転フレーム 12 を回転駆動させることで、被検体 40 を中心とした円軌道上で X 線管 11 および検出器 13 を回転駆動させる装置である。なお、架台駆動部 15 は、X 線管 11 および検出器 13 の双方を回転駆動させる構成に限定されるものではない。例えば、検出器 13 は、回転フレーム 12 の周方向に 1 周分にわたって検出素子が配列されて構成されており、架台駆動部 15 は、X 線管 11 のみを回転駆動させる構成であってもよい。20

【 0 0 2 0 】

データ収集部 16 は、検出器 13 によりチャネル毎に検出されたエネルギーごとのフォトン数で示されるスペクトルのデータを収集する装置である。そして、データ収集部 16 は、収集したスペクトルのデータそれぞれに対して增幅処理または A/D 変換処理等を行なって、コンソール装置 30 に出力する。例えば、データ収集部 16 は、収集したスペクトルのデータに対して上述の增幅処理または A/D 変換処理等を行ったデータを、所定幅のエネルギー帯（エネルギーービン）ごと（以下、単に「エネルギーごと」という場合もあるものとする）のサイノグラム（被検体サイノグラム）として、コンソール装置 30 に出力する。30

【 0 0 2 1 】

寝台装置 20 は、被検体 40 を載せる装置であり、図 1 に示すように、寝台駆動装置 21 と、天板 22 とを、備えている。

【 0 0 2 2 】

天板 22 は、被検体 40 が載置されるベッド等の寝台である。寝台駆動装置 21 は、天板 22 に載置される被検体 40 の体軸方向（Z 軸方向）へ移動させることによって、被検体 40 を回転フレーム 12 内に移動させる装置である。

【 0 0 2 3 】

コンソール装置 30 は、操作者による X 線検査装置 1 に対する操作を受け付け、架台装置 10 によって収集されたデータから断面画像（復元画像）を再構成する装置である。コンソール装置 30 は、図 1 に示すように、入力装置 31 と、表示装置 32 と、スキャン制御部 33 と、画像処理部 34 と、画像記憶部 35 と、システム制御部 36 と、を備えている。40

【 0 0 2 4 】

入力装置 31 は、X 線検査装置 1 を操作する操作者が各種指示を操作入力するための装置であり、操作入力された各種コマンドをシステム制御部 36 に送信する装置である。入力装置 31 は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、トラックボール、またはジョイスティック等である。

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

表示装置 3 2 は、入力装置 3 1 を介して操作者から操作指示を受け付けるための G U I (G r a p h i c a l U s e r I n t e r f a c e) を表示したり、後述する画像記憶部 3 5 が記憶する復元画像(断面画像)を表示する装置である。表示装置 3 2 は、例えば、C R T (C a t h o d e R a y T u b e) ディスプレイ、L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y : 液晶ディスプレイ)、または有機E L (O r g a n i c E l e c t r o - L u m i n e s c e n c e) ディスプレイ等である。

【0026】

スキャン制御部 3 3 は、照射制御部 1 4、架台駆動部 1 5、データ収集部 1 6、および寝台駆動装置 2 1 の動作を制御する処理部である。具体的には、スキャン制御部 3 3 は、回転フレーム 1 2 を回転させながら、X線管 1 1 から X 線を連続的または間欠的に出射させることで、X線スキャンを実行させる。例えば、スキャン制御部 3 3 は、天板 2 2 を移動させながら回転フレーム 1 2 を連続回転させて撮像を行なうヘリカルスキャン、または、被検体 4 0 の周りを回転フレーム 1 2 が 1 回転して撮像を行い、続いて被検体 4 0 が載置された天板 2 2 を所定量ずらして再び回転フレーム 1 2 が 1 回転して撮影を行うノンヘリカルスキャンを実行させる。

【0027】

画像処理部 3 4 は、データ収集部 1 6 から受信したサイノグラムから被検体の断面画像を再構成する処理部である。画像処理部 3 4 のブロック構成および動作の詳細については、後述する。

【0028】

画像記憶部 3 5 は、画像処理部 3 4 による再構成処理により生成された断面画像(復元画像)を記憶する機能部である。画像記憶部 3 5 は、例えば、H D D (H a r d D i s k D r i v e)、S S D (S o l i d S t a t e D r i v e)、または光ディスク等の記憶装置である。

【0029】

システム制御部 3 6 は、架台装置 1 0、寝台装置 2 0 およびコンソール装置 3 0 の動作を制御することによって、X線検査装置 1 の全体の制御を行う処理部である。具体的には、システム制御部 3 6 は、スキャン制御部 3 3 を制御することにより、架台装置 1 0 および寝台装置 2 0 による被検体 4 0 のスペクトルのデータの収集動作を制御する。また、システム制御部 3 6 は、画像処理部 3 4 を制御することにより、断面画像の再構成処理を制御する。また、システム制御部 3 6 は、画像記憶部 3 5 から断面画像を読み出して、表示装置 3 2 に断面画像を表示させる。

【0030】

なお、データ収集部 1 6 によって、収集したスペクトルのデータから所定のエネルギー帯ごとのサイノグラムが生成されるものとしたが、これに限定されるものではない。すなわち、データ収集部 1 6 は、収集したスペクトルのデータを画像処理部 3 4 に送信し、画像処理部 3 4 によって、スペクトルのデータから所定幅のエネルギー帯ごとのサイノグラムが生成されるものとしてもよい。

【0031】

図 2 は、サイノグラムを説明する図である。図 3 は、特定のチャネルで検出されたエネルギーのスペクトルの一例を示す図である。図 4 は、被検体サイノグラムの例を示す図である。図 2 ~ 4 を参照しながら、サイノグラムおよび検出器 1 3 で検出されるスペクトルについて説明する。

【0032】

架台装置 1 0 のデータ収集部 1 6 は、検出器 1 3 により検出された、図 3 に示すようなエネルギーごとのフォトン数で示されるスペクトルからサイノグラムを生成する。ここで、サイノグラムとは、図 2 に示すサイノグラム 1 0 0 1 のように、X線管 1 1 のビュー毎、検出器 1 3 のチャネル毎の測定値を画素値として並べたデータである。以降の説明では、ビュー毎かつチャネル毎の測定値を画素値と見立て、サイノグラムを画像として扱うものとする。このうち、X線管 1 1 から照射された X 線が被検体 4 0 を透過して検出器 1 3

10

20

30

40

50

により検出されたスペクトル(図3参照)から生成されたサイノグラムを被検体サイノグラムというものをとする。そして、被検体40を配置せずに、X線が空気だけを通過して検出器13により検出されたスペクトルから生成されたサイノグラムを空気サイノグラムというものをとする。被検体サイノグラムおよび空気サイノグラムの画素値は、例えば、検出器13により測定値として検出されたフォトン数である。

【0033】

また、検出器13は、ビュー毎、かつ、チャネル毎にエネルギーごとのフォトン数で示されるスペクトルを検出するので、データ収集部16は、X線管11の1周分のX線スキャンにより、図4に示すような、エネルギーごとの被検体サイノグラム1011を得ることができる。図4に示す例では、スペクトルを4つのエネルギー帯に分割して、エネルギー帯ごとに4つの被検体サイノグラム1011a～1011dが得られる場合を示している。なお、図4では、4つのエネルギー帯に分割する例を示したが、この分割数に限定されるものではない。また、復元画像(減弱率画像)および後述する密度画像のS/N比の向上の観点から、再構成時、および物質密度の推定時に使用するエネルギー帯は、フォトン数が均一であることが望ましい場合がある。これを実現するために、例えば、以下の2つの方法がある。

【0034】

(方法1)サイノグラムを生成する段階で、フォトン数が均一となるようなエネルギー帯で分割する。

(方法2)まず、細かく分割しておき(例えば、1 [keV]毎に分割)、再構成または物質密度の推定を行う段階で、フォトン数を合算する。

【0035】

図5は、第1の実施形態の画像処理部のブロック構成の一例を示す図である。図6は、X線のエネルギーに対する線減弱係数の特性の例を示す図である。図7は、物質特定優先順位テーブルの構成例を示す図である。図5～7を参照しながら、本実施形態の画像処理部34のブロック構成および各ブロックの動作について説明する。

【0036】

図5に示すように、画像処理部34は、投影データ取得部341(取得部)と、第1生成部342と、第2生成部343と、再構成部344と、差分判定部345(第1比較部、第1判定部)と、変更部346と、を備えている。

【0037】

投影データ取得部341は、データ収集部16から、被検体40のサイノグラムである被検体サイノグラムを投影データとして受信して取得する機能部である。ここで、投影データ取得部341により取得された被検体サイノグラムは、上述のように、データ収集部16によってエネルギーごとに生成されたサイノグラム(エネルギー別のサイノグラム)である。

【0038】

第1生成部342は、被検体40に存在する可能性がある物質を設定し、投影データ取得部341から受け取った被検体サイノグラムを用いて、設定した物質ごとの密度画像を生成する機能部である。以下、密度画像における密度は、単位体積あたりに含まれる特定の物質の質量(単位としては、例えば[mg/cm³]等を用いる)を示すものとして説明する。設定する物質としては、被検体40が人体または動物の場合は、水、骨、脂肪、造影剤を被検体40に注入している場合ではその造影剤、血管のプラーク部分ではカルシウム、血栓および血管壁の纖維質など、ならびに、ステント等の体内にある金属等が想定される。

【0039】

まず、図6を参照しながら、物質のX線のエネルギーに対する線減弱係数の特性について説明する。図6では、X線のエネルギーに対する線減弱係数の特性の例として、造影剤の一種であるヨードおよびカルシウム、ならびに水の特性が示されている。具体的には、図6では、ヨードについては、密度が20 [mg/cm³]の場合、カルシウムについて

10

20

30

40

50

は、密度が 100 [mg / cm³] の場合、そして、水については、濃度が 100 [%] の場合の特性が示されている。図 6 に示すように、エネルギーが大きくなるほど線減弱係数は、いずれの物質についても原則として連続的に小さくなる。ただし、図 6 のヨードの特性のように、K 吸収端等のように光電効果が生じるエネルギーを超えるときに線減弱係数は不連続に増加する。K 吸収端のエネルギーは元素によって異なり、ヨードの場合、図 6 に示すように約 33 [keV] である。このように、エネルギーに対する線減弱係数の特性は、物質によって異なる。

【 0 0 4 0 】

第 1 生成部 342 は、以下のように、上述した物質の X 線のエネルギーに対する線減弱係数の特性を利用して、設定した物質ごとに密度を算出し、密度画像を生成する。X 線のエネルギー E の減弱率画像（復元画像、再構成画像）の座標 (x, y) の線減弱係数を $\mu(x, y, E)$ 、物質 M の密度画像の座標 (x, y) の密度を $(\rho_M(x, y, M))$ 、エネルギー E の物質 M が濃度 100 [%] の場合の線減弱係数を $(\mu)_M(E)$ 、物質 M が濃度 100 [%] の場合の密度を $(\rho)_M$ とすると、線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ は、以下の式(1)で表される。

【 数 1 】

$$\mu(x, y, E) = \sum_M \rho(x, y, M) \cdot \frac{(\mu)_M(E)}{(\rho)_M} \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 1 】

式(1)の線減弱係数 $(\mu)_M(E)$ 、および密度 $(\rho)_M$ は、物質 M の理論値として既知の値である。また、式(1)の $(\mu)_M(E) / (\rho)_M$ は、いわゆる質量減弱係数に相当する。第 1 生成部 342 は、具体的には、まず、特定のエネルギー帯を設定し、投影データ取得部 341 から、設定したエネルギー帯の被検体サイノグラムを受け取り、受け取った被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムを生成する。具体的には、第 1 生成部 342 は、設定したエネルギー帯の被検体サイノグラムにおいてビュー毎、かつ、チャネル毎に減弱率を算出し、この減弱率を画素値とする減弱率サイノグラムを生成する。設定するエネルギー帯としては、例えば、30 ~ 32 [keV]、34 ~ 36 [keV]、60 ~ 62 [keV] 等を選ぶ。また、設定するエネルギー帯は、ある一つのエネルギーとしてもよいが、連続する複数のエネルギーをまとめたエネルギー帯とすれば、フォトン数が多くなるので再構成の精度を向上させることができる。減弱率の算出方法としては、X 線管 11 から照射される X 線のフォトン数が既知である場合、ビュー毎、かつ、チャネル毎に、減弱率 = (X 線管 11 からそのチャネルおよびそのビューにおいて照射されたフォトン数) / (被検体 40 を透過して検出器 13 によりそのチャネルおよびそのビューで検出されたフォトン数) として、減弱率を算出する。一方、X 線管 11 から照射される X 線のフォトン数が未知である場合、第 1 生成部 342 は、予め、被検体 40 を配置せずに検出器 13 により検出されたスペクトルを入力し、そのスペクトルから空気サイノグラムを生成しておく。そして、ビュー毎、かつ、チャネル毎に、減弱率 = (空気サイノグラムのフォトン数(画素値)) / (被検体サイノグラムのフォトン数(画素値)) として、減弱率を算出する。なお、被検体 40 を配置した場合のフォトン数を A、被検体 40 を配置しない場合のフォトン数を B とした場合に、例えば、 $\log(B/A)$ を算出してこれを減弱率サイノグラムの画素値(減弱率)としてもよい。

【 0 0 4 2 】

次に、第 1 生成部 342 は、生成した減弱率サイノグラムに対して、周知の技術である逆投影法または逐次近似法等によって再構成し、線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を求める。線減弱係数は、X 線を透過させる物質の種類および密度によって異なるため、その分布を再構成画像で可視化することにより、被検体 40 内部の構造を認識することができる。

【 0 0 4 3 】

上述のように再構成の方法として、逆投影法を採用する場合、まず、あるビューにおいて検出器 13 で検出された測定値を再構成すべき画像全体に書き込み、これをすべてのビ

10

20

30

40

50

ユーにおいて行う。この場合、被検体 40 が存在しないところにも値が残るため、ぼやけた画像が得られるが、エッジを強調してアーチファクトを低減するフィルタによるフィルタ処理によって、エッジを強調してぼやけを相殺することにより鮮明な再構成画像を得る。フィルタ処理の方法は、フーリエ変換して周波数領域上で実行する方法、または、実空間においてコンボリューション（たたみ込み演算）により行う方法のいずれでもよい。このように、フィルタを用いて再構成画像を補正する方法を、特に、フィルタ補正逆投影法（F B P (F i l t e r e d B a c k P r o j e c t i o n) 法）と呼ぶ。

【 0 0 4 4 】

また、再構成の方法として、逐次近似法を採用する場合、まず、仮の画像を予め用意し、各ビューにおいて X 線を照射していく。そして、仮の画像の画素値が、実際に検出器 13 において検出された測定値より小さい場合、仮の画像の画素値を増加させていく。逆に、仮の画像の画素値が、実際に検出器 13 において検出された測定値より大きい場合、仮の画像の画素値を減少させていく。この動作を繰り返すことによって、仮の画像の画素値を、真の断面画像の画素値と等しくなるように変更して再構成画像を得る。逐次近似法には、OS - EM (O r d e r d S u b s e t E x p e c t a t i o n M a x i m i z a t i o n) 法、および ML - EM (M a x i m u m L i k e l i h o o d E x p e c t a t i o n M a x i m i z a t i o n) 法等の種々の方法がある。

【 0 0 4 5 】

次に、第 1 生成部 342 は、求めた線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を用いて、上述の式(1)により、密度 (x, y, M) だけが未知の連立方程式を求め、設定したエネルギー帯の数と、設定した物質の数とを等しくすることによって、座標 (x, y) ごとに、密度 (x, y, M) を解として算出する。そして、第 1 生成部 342 は、算出した密度 (x, y, M) を座標 (x, y) ごとに画素値として配置した密度画像を生成する。第 1 生成部 342 は、生成した密度画像を、第 2 生成部 343 に送る。

【 0 0 4 6 】

なお、一般に、求められた線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ には誤差が含まれるので、設定するエネルギー帯の数を、設定する物質の数よりも多くして方程式の数を増やし、最小二乗法等を用いることで、密度 (x, y, M) の誤差を軽減することができる。また、線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ は、設定したエネルギー帯での平均値となるので、線減弱係数 $(\mu)_M(E)$ もそのエネルギー帯での平均値とする。

【 0 0 4 7 】

また、第 1 生成部 342 により設定された物質に、被検体 40 には実際に存在しない物質が設定されたとすると、存在しない物質は密度が 0、存在する物質はその密度が正しく算出されるのが理想であるが、実際は、計測誤差および計算誤差等により、算出される密度にも誤差が生じる。特に、未知数である物質の数が多いほど、密度の誤差も大きくなる。そこで、まずは、存在する可能性が低い、または、存在しても微量の物質は設定対象から除いて、物質の数を最小限にとどめることにより、主要な物質の密度を高精度に求めることができる。

【 0 0 4 8 】

第 2 生成部 343 は、第 1 生成部 342 から受け取った密度画像の密度 μ を、上述の式(1)の右辺に代入し、特定のエネルギー（以下、「差分比較エネルギー」という場合がある）を設定し、設定した差分比較エネルギーの $(\mu)_M(E) / (\mu)_M$ を用いて、差分比較エネルギーの線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を算出する機能部である。そして、第 2 生成部 343 は、算出した線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を座標 (x, y) ごとに画素値として配置したモノクロマティック画像を生成する。第 2 生成部 343 は、生成したモノクロマティック画像を、差分判定部 345 に送る。

【 0 0 4 9 】

なお、第 2 生成部 343 により設定され差分比較エネルギーは、第 1 生成部 342 により設定されたエネルギーと一致していてもよい。

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

再構成部 344 は、投影データ取得部 341 から受け取った被検体サイノグラムを再構成して再構成画像を生成する機能部である。具体的には、再構成部 344 は、まず、投影データ取得部 341 から、第 2 生成部 343 により設定された差分比較エネルギーの被検体サイノグラムを受け取り、受け取った被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムを生成する。再構成部 344 による減弱率サイノグラムの生成方法は、上述の第 1 生成部 342 による減弱率サイノグラムの生成方法と同様である。

【0051】

そして、再構成部 344 は、生成した減弱率サイノグラムに対して、周知の技術である逆投影法または逐次近似法等によって再構成して再構成画像を生成する。再構成部 344 は、生成した再構成画像を、差分判定部 345 に送る。再構成部 344 により生成される再構成画像は、特定のエネルギーである差分比較エネルギーの被検体サイノグラム、すなわち、フォトン数が少ないエネルギーに基づく被検体サイノグラムに基づいて生成されるので、ノイズを含む可能性があるが、その画素値である線減弱係数は正しい値であるとみなすことができる。10

【0052】

差分判定部 345 は、第 2 生成部 343 により生成されたモノクロマティック画像と、再構成部 344 により生成された再構成画像との比較結果である差分（第 1 差分）を求め、その差分について判定する機能部である。

【0053】

第 1 生成部 342 より密度が正しく算出されている場合、その密度を用いて第 2 生成部 343 により生成された差分比較エネルギーのモノクロマティック画像と、再構成部 344 により生成されたその差分比較エネルギーの再構成画像との画素値についての差分は、ほぼ 0 となる。一方、第 1 生成部 342 により算出された密度が誤っている場合、モノクロマティック画像と、再構成画像とは、異なる画像となり、差分が生じることになる。20

【0054】

そこで、差分判定部 345 は、モノクロマティック画像および再構成画像の画像全体の画素値の差分の絶対値の総和が、所定値（第 1 所定値）以下である場合、第 1 生成部 342 により生成された密度画像の密度は、十分に高い精度であると判定する。一方、差分判定部 345 は、差分の絶対値の総和が、所定値よりも大きい場合、密度画像の密度の精度が不十分であると判定し、第 1 生成部 342 により密度を再度求める（以下、「再処理をする」という場合がある）必要がある旨の情報を含む再処理情報を生成して、変更部 346 に送る。30

【0055】

なお、差分判定部 345 によって画素値の差分の絶対値の総和が求められるものとしたが、これに限定されるものではなく、例えば、画素値の差分の二乗和等の他の誤差尺度を用いてもよい。

【0056】

また、差分判定部 345 は、モノクロマティック画像および再構成画像の画像全体の画素値についての差分を求めるものとしたが、これに限定されるものではなく、画像において血管部等の注目領域がある場合、その注目領域における画素値について差分を求めるものとしてもよい。40

【0057】

また、差分判定部 345 は、モノクロマティック画像および再構成画像の領域ごと、または画素ごとに差分を求め、その領域ごと、または画素ごとに再処理をする必要の有無を再処理情報に含めるものとしてもよい。

【0058】

また、差分判定部 345 により求められたモノクロマティック画像と再構成画像との比較結果（例えば、差分の情報）は、例えば、表示装置 32（第 1 通知部の一例）により表示されるようにしてもよい。この場合、比較結果を通知する方法としては、表示装置 32 により表示させることに限定されない。例えば、図示しない音声出力装置（第 1 通知部の50

一例)による音声により比較結果を通知するものとしてもよく、ランプ表示装置(第1通知部の一例)のランプの点灯または点滅等により比較結果を通知するものとしてもよい。

【0059】

変更部346は、差分判定部345から受け取った再処理情報に従って、密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更する機能部である。具体的には、変更部346は、密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更するための変更情報を生成して、第1生成部342に送る。第1生成部342は、変更部346から受け取った変更情報に従って、物質の設定、または、線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更し、再度、設定変更後の各物質の密度を算出する。第2生成部343は、第1生成部342により生成された密度画像からモノクロマティック画像を再度、生成する。そして、差分判定部345は、第2生成部343により再度生成されたモノクロマティック画像と、再構成部344により生成された再構成画像との差分を求め、その差分について判定する。上述の一連の動作を、密度の精度が十分に高いと判定されるまで、または、所定回数に達するまで、変更部346による物質およびエネルギー帯の設定を変更しながら繰り返す。10

【0060】

変更部346は、例えば、予め、ブラーク部分で血栓または脂肪が存在しないと想定して、第1生成部342により他の物質だけを設定して密度が算出されていたのであれば、血栓または脂肪を、密度を算出する物質として設定変更するための変更情報を生成する。また、変更部346は、例えば、予め、金属は存在しないと想定していたのであれば、金属を、密度を算出する物質として設定変更するための変更情報を生成する。また、変更部346は、例えば、密度の算出精度を向上させるために、第1生成部342により設定された物質の線減弱係数の相対的な大小関係が異なるエネルギー帯に設定変更するための変更情報を生成する。なお、変更部346による線減弱係数 μ のエネルギー帯の変更は、例えば、予め決められたパターンに従って行われるものとしてもよい。20

【0061】

なお、変更部346が、差分判定部345から受け取った再処理情報に従って、密度を算出する物質を追加設定する場合、例えば、図7の物質特定優先順位テーブル2000(優先順位情報)が示す優先順位に従って、物質を追加設定するものとしてもよい。物質特定優先順位テーブル2000は、例えば、画像記憶部35(図1参照)等の記憶部に予め記憶されているものとすればよい。例えば、第1生成部342は、物質特定優先順位テーブル2000を参照して、被検体40に含まれる物質として想定される物質を、優先順位が1および2である水およびヨードであると想定して設定して密度画像を生成したが、差分判定部345により密度の精度が不十分であると判定された場合を考える。この場合、変更部346は、物質特定優先順位テーブル2000を参照し、次に優先順位の高いカルシウムが被検体40に含まれると想定して、追加設定するための変更情報を生成して、第1生成部342に送る。第1生成部342は、変更情報に従って、被検体40に含まれる物質が水、ヨードおよびカルシウムであるものと想定して、再度、各物質の密度を算出する。なお、上述では変更部346が、密度を算出する物質を追加設定する動作について説明したが、同様に物質特定優先順位テーブル2000等を参照して、優先順位が低い物質を削除設定するものとしてもよい。また、物質特定優先順位テーブル2000は、図7に示すように、テーブル形式としているが、物質と優先順位とを関連付ける情報であればどのような形式の情報であってもよい。30

【0062】

また、変更部346による密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定の変更は、操作者による入力装置31に対する操作に従って行われるものとしてもよい。

【0063】

また、変更部346は、差分判定部345から受け取った再処理情報に、画像の部分ごと、または画素ごとに再処理をする必要の有無の情報が含まれている場合、再処理が必要40

な部分または画素ごとに、上述と同様の方法で密度を再度算出するための変更情報を生成するものとすればよい。

【0064】

また、第2生成部343により差分比較エネルギーが設定されるものとしているが、設定される差分比較エネルギーは1つに限定されるものではない。すなわち、第2生成部343は、N個($N > 1$)の差分比較エネルギーを設定し、第2生成部343は、N個のモノクロマティック画像を生成し、再構成部344は、N個の再構成画像を生成するものとしてもよい。これによって、差分判定部345は、同じ差分比較エネルギー同士のN組それぞれの差分を用いることができ、より多くのエネルギーにおいて詳細に密度の精度を確認することができる。

10

【0065】

また、第2生成部343は、差分比較エネルギーの大きさを連続的に切り替えながらモノクロマティック画像を生成し、再構成部344は、差分エネルギーを連続的に切り替えながら再構成画像を生成して、差分判定部345は、連続的に切り替えられる差分比較エネルギー毎にモノクロマティック画像と、再構成画像との差分を求めるものとしてもよい。この場合、あるエネルギーで不連続に差分が大きくなった場合、K吸収端がそのエネルギーである物質が想定外に存在する可能性が高いため、変更部346は、その物質を追加設定するための変更情報を生成し、第1生成部342は、その物質を追加設定して、再度、密度を算出するものとしてもよい。ここで、あるエネルギーで不連続に差分が大きくなった場合とは、例えば、差分の変化量が所定値(第2所定値)を超えた場合とすればよい。K吸収端は物質によって既知なので、K吸収端が検出された場合に特定される物質が被検体40に含まれる可能性が高いので、物質の密度を高精度に求めることができる可能性も高くなる。

20

【0066】

また、図5に示す投影データ取得部341、第1生成部342、第2生成部343、再構成部344、差分判定部345および変更部346は、機能を概念的に示したものであって、このような構成に限定されるものではない。例えば、図5で独立した機能部として図示した複数の機能部を、1つの機能部として構成してもよい。一方、図5の1つの機能部が有する機能を複数に分割し、複数の機能部として構成するものとしてもよい。

30

【0067】

図8は、第1の実施形態の画像処理部の動作の一例を示すフローチャートである。図8を参照しながら、第1の実施形態の画像処理部34による画像処理の全体動作について説明する。

【0068】

<ステップS11>

投影データ取得部341は、データ収集部16により生成された被検体40のサイノグラムである被検体サイノグラムを投影データとして受信して取得する。そして、ステップS12へ移行する。

【0069】

<ステップS12>

第1生成部342は、特定のエネルギー帯を設定し、投影データ取得部341から、設定したエネルギー帯の被検体サイノグラムを受け取り、受け取った被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムを生成する。次に、第1生成部342は、生成した減弱率サイノグラムに対して、周知の技術である逆投影法または逐次近似法等によって再構成し、線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を求める。次に、第1生成部342は、求めた線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を用いて、上述の式(1)により、密度 (x, y, M) だけが未知の連立方程式を求め、設定したエネルギー帯の数と、設定した物質の数とを等しくすることによって、座標 (x, y) ごとに、密度 (x, y, M) を解として算出する。そして、第1生成部342は、算出した密度 (x, y, M) を座標 (x, y) ごとに画素値として配置した密度画像を生成する。第1生成部342は、生成した密度画像を、第2生成部343に

40

50

送る。そして、ステップ S 1 3 へ移行する。

【 0 0 7 0 】

<ステップ S 1 3 >

第 2 生成部 3 4 3 は、第 1 生成部 3 4 2 から受け取った密度画像の密度 μ を、上述の式(1)の右辺に代入し、差分比較エネルギーを設定し、設定した差分比較エネルギーの(μ)_M(E)/()_Mを用いて、差分比較エネルギーの線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を算出する。そして、第 2 生成部 3 4 3 は、算出した線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を座標(x, y)ごとに画素値として配置したモノクロマティック画像を生成する。第 2 生成部 3 4 3 は、生成したモノクロマティック画像を、差分判定部 3 4 5 に送る。

【 0 0 7 1 】

10

再構成部 3 4 4 は、投影データ取得部 3 4 1 から、第 2 生成部 3 4 3 により設定された差分比較エネルギーの被検体サイノグラムを受け取り、受け取った被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムを生成する。そして、再構成部 3 4 4 は、生成した減弱率サイノグラムに対して、周知の技術である逆投影法または逐次近似法等によって再構成して再構成画像を生成する。再構成部 3 4 4 は、生成した再構成画像を、差分判定部 3 4 5 に送る。そして、ステップ S 1 4 へ移行する。

【 0 0 7 2 】

<ステップ S 1 4 >

差分判定部 3 4 5 は、第 2 生成部 3 4 3 により生成されたモノクロマティック画像と、再構成部 3 4 4 により生成された再構成画像との差分を求め、その差分について判定する。例えば、差分判定部 3 4 5 は、モノクロマティック画像および再構成画像の画像全体の画素値の差分の絶対値の総和が、所定値以下である場合(ステップ S 1 4 : Yes)、第 1 生成部 3 4 2 により生成された密度画像の密度は、十分に高い精度であると判定し、画像処理が終了する。一方、差分判定部 3 4 5 は、差分の絶対値の総和が、所定値よりも大きい場合(ステップ S 1 4 : No)、密度画像の密度の精度が不十分であると判定し、第 1 生成部 3 4 2 により再処理をする必要がある旨の情報を含む再処理情報を生成して、変更部 3 4 6 に送り、ステップ S 1 5 へ移行する。

20

【 0 0 7 3 】

<ステップ S 1 5 >

変更部 3 4 6 は、差分判定部 3 4 5 から受け取った再処理情報に従って、密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更する。具体的には、変更部 3 4 6 は、密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更するための変更情報を生成して、第 1 生成部 3 4 2 に送る。そして、ステップ S 1 2 へ戻る。

30

【 0 0 7 4 】

上述のステップ S 1 2 ~ S 1 5 の一連の動作を密度の精度が十分に高いと判定されるまで(ステップ S 1 4)、変更部 3 4 6 による物質およびエネルギー帯の設定を変更しながら繰り返す。なお、上述のように所定回数に達するまで繰り返すものとしてもよい。

【 0 0 7 5 】

以上のように、第 2 生成部 3 4 3 は、特定のエネルギーである差分比較エネルギーの線減弱係数 μ を算出してモノクロマティック画像を生成し、再構成部 3 4 4 は、その差分比較エネルギーの被検体サイノグラムから、画素値である線減弱係数が正しいとみなせる再構成画像を生成し、差分判定部 3 4 5 は、モノクロマティック画像と再構成画像との差分を判定し、モノクロマティック画像と再構成画像との一致度を判定するものとしている。これによって、差分が大きくモノクロマティック画像の画素値である線減弱係数が正しくない、すなわち、密度画像の密度が精度よく算出されていないことが判別でき、被検体 4 0 に含まれると想定した物質とは異なる物質の存在の有無を判別することができる。さらに、被検体 4 0 に含まれると想定した物質の構成が異なることが判別された場合、他の物質を追加もしくは削除設定、または、線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定の変更をすることで、正しい密度画像を生成することができる。

40

50

【0076】

<変形例>

図9は、第1の実施形態の変形例の画像処理部のブロック構成の一例を示す図である。図9を参照しながら、本実施形態の変形例に係る画像処理部34aのブロック構成および各ブロックの動作について、第1の実施形態の画像処理部34と相違する点を中心に説明する。第1の実施形態においては、モノクロマティック画像と再構成画像との差分が所定値よりも大きい場合、変更部346が、差分判定部345の再処理情報に従って、自動で、密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更するための変更情報を生成する動作を説明した。本変形例においては、操作者が変更情報を手動で生成する動作について説明する。なお、本変形例に係るX線検査装置の構成は、図1に示す画像処理部34が画像処理部34aに置換された構成である。

10

【0077】

図9に示すように、画像処理部34aは、投影データ取得部341と、第1生成部342と、第2生成部343と、再構成部344と、差分算出部345a(第1算出部)と、を備えている。さらに、本変形例に係るX線検査装置は、入力部311と、表示部321(第1通知部の一例)と、を備えている。なお、画像処理部34aの投影データ取得部341、第1生成部342、第2生成部343および再構成部344の動作は、それぞれ、図5に示す画像処理部34の投影データ取得部341、第1生成部342、第2生成部343および再構成部344の動作と同様である。

20

【0078】

差分算出部345aは、第2生成部343により生成されたモノクロマティック画像と、再構成部344により生成された再構成画像との比較結果である差分を求める機能部である。差分算出部345aは、例えば、モノクロマティック画像および再構成画像を構成する各画素の画素値の差分を求め、それぞれの差分を画素値とする差分画像を生成して、表示部321に送信する。

【0079】

表示部321は、差分算出部345aにより求められたモノクロマティック画像と再構成画像との比較結果である差分の情報(例えば、差分画像)を表示する機能部である。表示部321は、図1に示す表示装置32によって実現される。

30

【0080】

入力部311は、表示部321に表示されたモノクロマティック画像と再構成画像との差分情報を確認した操作者が、密度を算出する物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更する操作を入力する機能部である。入力部311は、操作入力された変更情報を第1生成部342に送信する。操作者は、例えば、表示部321に表示された差分画像を確認して、注目する領域で差分が大きい部分等、密度の精度を上げたい部分を、入力部311を介して手動で操作入力し、入力部311は、操作入力された情報を変更情報として、第1生成部342に送信する。入力部311は、図1に示す入力装置31によって実現される。

【0081】

以上のように、操作者が、モノクロマティック画像と再構成画像との差分の情報を表示部321で確認し、変更情報を、入力部311を介して手動で操作入力するものとしている。これによって、操作者の考えを、被検体40に含まれる物質、または線減弱係数 μ を求めるエネルギー帯の設定を変更する処理に反映することができ、操作者の考えに沿って密度の精度を向上させることができる。

40

【0082】

なお、差分算出部345aにより求められたモノクロマティック画像と再構成画像との比較結果(例えば、差分の情報)を操作者に対して表示部321により表示しているものとしたが、比較結果を通知する方法としては、表示部321により表示させることに限定されない。例えば、図示しない音声出力装置(第1通知部の一例)による音声により比較結果を通知するものとしてもよく、ランプ表示装置(第1通知部の一例)のランプの点灯

50

または点滅等により比較結果を通知するものとしてもよい。

【0083】

(第2の実施形態)

本実施形態の画像処理部について、第1の実施形態の画像処理部34と相違する点を中心説明する。第1の実施形態においては、被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムおよび線減弱係数を求め、その線減弱係数、および設定した物質から、その物質の密度画像を生成する動作について説明した。本実施形態においては、減弱率サイノグラムから、直接、密度画像を生成する動作について説明する。

【0084】

図10は、第2の実施形態の画像処理部の第1生成部のブロック構成の一例を示す図である。図11は、投影データと線減弱係数との関係を説明する図である。図12は、画素の寄与度を説明する図である。図10～12を参照しながら、本実施形態の画像処理部の第1生成部342aのブロック構成および各ブロックの動作について説明する。

10

【0085】

本実施形態の画像処理部は、図5に示す第1の実施形態の画像処理部34の第1生成部342を、図10に示す第1生成部342aで置換した構成を有する。すなわち、第1生成部342aは、第1生成部342と同様に、投影データ取得部341から被検体サイノグラムを入力し、密度画像を生成して、第2生成部343に出力する機能部である。図10に示すように、第1生成部342aは、更新値算出部3421（算出部、第2比較部）と、判定部3422（第2判定部）と、密度画像生成部3423（更新部、第4生成部）と、画像記憶部3424と、仮想投影部3425（第3生成部、第5生成部）と、を有する。

20

【0086】

更新値算出部3421は、投影データ取得部341から受け取った被検体サイノグラムから生成した減弱率サイノグラムと、仮想投影部3425により生成された仮想投影サイノグラム（暫定投影データ）との比較結果である差分（第2差分）を算出し、その差分が小さくなるように画素ごとの更新値を生成する機能部である。

【0087】

更新値算出部3421は、具体的には、まず、特定のエネルギー帯を設定し、投影データ取得部341から、設定したエネルギー帯の被検体サイノグラムを受け取り、受け取った被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムを生成する。減弱率サイノグラムの画素値である減弱率の算出方法は、第1の実施形態で上述した方法と同様である。なお、被検体40を配置した場合のフォトン数をA、被検体40を配置しない場合のフォトン数をBとした場合に、例えば、 $10g(B/A)$ を算出してこれを減弱率サイノグラムの画素値（減弱率）とすればよい。

30

【0088】

次に、更新値算出部3421は、仮想投影部3425から仮想投影サイノグラムを受け取り、下記の式(2)により、チャネル、ビューおよびエネルギー（エネルギー帯）毎に、仮想投影サイノグラムと減弱率サイノグラムとの差分Dを算出する。すなわち、更新値算出部3421は、設定した各エネルギー帯の減弱率サイノグラムについて、画素ごとに仮想投影サイノグラムとの差分Dを算出する。

40

【0089】

$$D = (\text{仮想投影サイノグラムの画素値}) - (\text{減弱率サイノグラムの画素値})$$

… (2)

【0090】

更新値算出部3421により算出された差分Dが $D > 0$ の場合、後述の密度画像生成部3423により設定された物質の密度および質量、ならびに線減弱係数がいずれも正の値であることから、後述の密度画像生成部3423により生成される暫定密度画像の画素値を減少させれば差分Dは小さくなる。更新値算出部3421は、例えば、暫定密度画像の画素ごとの、そのチャネルおよびビューでの寄与度と、物質ごとのそのエネルギーでの（

50

$\mu_M(E) / (\quad)_M$ (上述の式(1)参照)と、別に定める調整パラメータとを差分Dに乘じた値を更新値(>0)として物質ごとに算出する。そして、後述するように、密度画像生成部3423は、物質ごとの暫定密度画像の画素値から、更新値算出部3421により算出された更新値で減算する。

【0091】

一方、更新値算出部3421により算出された差分Dが $D < 0$ の場合、後述の密度画像生成部3423により生成される暫定密度画像の画素値を増加させれば差分Dは小さくなる。更新値算出部3421は、上述と同様に、更新値(<0)を物質ごとに算出する。そして、後述するように、密度画像生成部3423は、物質ごとの暫定密度画像の画素値から、更新値算出部3421により算出された更新値で減算する。この場合、更新値は負の値なので、暫定密度画像の画素値は増加することになる。10

【0092】

さらに、更新値算出部3421により算出された差分Dが $D = 0$ の場合、仮想投影サイノグラムおよび減弱率サイノグラム(の画素値)は一致するので、更新値算出部3421は、更新値を算出しない。または、この場合、更新値算出部3421は、更新値を0とする。

【0093】

更新値算出部3421は、算出した更新値を、判定部3422に送る。なお、更新値算出部3421は、変更部346(図5参照)から変更情報を受け取った場合、変更情報に従って、例えば、設定したエネルギー帯を変更し、再度、投影データ取得部341から設定変更したエネルギー帯の被検体サイノグラムを受け取り、上述の更新値を算出する。20

【0094】

判定部3422は、更新値算出部3421により算出された更新値が所定値以下となつたか否かを判定する機能部である。更新値が所定値(第3所定値)以下になつた場合、後述する密度画像生成部3423により生成される暫定密度画像の画素値が正しい密度に近づいたものと判断できる。また、判定部3422は、更新値に対する判定結果と、更新値算出部3421から受け取った更新値とを密度画像生成部3423に送る。なお、実際には、上述のように更新値は正負の値を取り得るので、更新値の絶対値について判定を行えばよい。また、判定部3422は、更新値が所定値以下であるか否かを判定するものしたが、これに限定されるものではなく、判定回数(すなわち、後述する密度画像生成部3423による更新処理の回数)が所定回数に達したか否かを判定するものとしてもよい。30

【0095】

密度画像生成部3423は、画像記憶部3424に記憶された暫定的な密度画像(以下、「暫定密度画像」という)を読み出して取得し、その暫定密度画像に対して、判定部3422から受け取った更新値により逐次更新する機能部である。具体的には、密度画像生成部3423は、まず、被検体40に存在する可能性がある物質を設定し、設定した物質ごとに画像記憶部3424から初期の暫定密度画像を読み出して取得する。初期の暫定密度画像としては、例えば、全画素値を一定値とした画像とする。次に、密度画像生成部3423は、暫定密度画像の画素値から、判定部3422から受け取った更新値で減算することによって、暫定密度画像を更新する。そして、密度画像生成部3423は、更新した暫定密度画像を、画像記憶部3424に記憶させ、かつ、仮想投影部3425に送る。さらに、密度画像生成部3423は、判定部3422から受け取った判定結果が、更新値が所定値以下であることを示す場合、更新した暫定密度画像を正式な密度画像として、第2生成部343(図5参照)に送る。なお、密度画像生成部3423は、変更部346(図5参照)から変更情報を受け取った場合、変更情報に従って、例えば、被検体40に存在する可能性がある物質の設定を変更し、再度、初期の暫定密度画像に対する更新処理を行う。40

【0096】

画像記憶部3424は、上述のように初期の暫定密度画像、および、更新された暫定密度画像を記憶する機能部である。画像記憶部3424は、例えば、図示しない記憶装置に50

より実現される。なお、画像記憶部 3424 は、図 1 に示す画像記憶部 35 により実現されてもよい。

【0097】

仮想投影部 3425 は、密度画像生成部 3423 から受け取った物質ごとの暫定密度画像から、上述の減弱率サイノグラムと同じチャネル、ビューおよびエネルギー（エネルギー帯）毎に、仮想投影サイノグラムを生成する機能部である。

【0098】

ここで、各エネルギー（エネルギー帯）の減弱率サイノグラムから再構成される再構成画像の線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ は、密度 (x, y, M) を用いて、上述の式(1)により算出される。

10

【0099】

また、チャネルを 、ビューを 、被検体 40 を配置した場合の X 線のエネルギー E のフォトン数を $I_d(\alpha, \beta, E)$ 、被検体 40 を配置しない場合の X 線のエネルギー E のフォトン数を $I_0(\alpha, \beta, E)$ とした場合、仮想投影サイノグラムの画素値 $\log(I_0(\alpha, \beta, E) / I_d(\alpha, \beta, E))$ は、図 11 に示す投影ビーム s の経路（ここでは、s と表す）に沿った積分であって、下記の式(3)によって表される。

【数 2】

$$\log \frac{I_0(\alpha, \beta, E)}{I_d(\alpha, \beta, E)} = \int \mu(x, y, E) ds \quad \dots (3)$$

20

【0100】

この式(3)に、上述の式(1)で示される線減弱係数 $\mu(x, y, E)$ を代入すると、下記の式(4)が得られる。

【数 3】

$$\log \frac{I_0(\alpha, \beta, E)}{I_d(\alpha, \beta, E)} = \sum_M \left[\frac{(\mu)_M(E)}{(\rho)_M} \int \rho(x, y, M) ds \right] \quad \dots (4)$$

【0101】

仮想投影部 3425 は、設定された物質 M ごとの暫定密度画像の画素値である密度 (x, y, M) から、式(4)によって、仮想投影サイノグラムの画素値 $\log(I_0(\alpha, \beta, E) / I_d(\alpha, \beta, E))$ を算出して、上述の減弱率サイノグラムと同じチャネル、ビューおよびエネルギー（エネルギー帯）毎に、仮想投影サイノグラムを生成する。すなわち、仮想投影部 3425 は、各チャネル、ビューおよびエネルギー E に対して、まず、チャネルおよびビューで定まる投影ビーム s の経路に沿って各物質 M の密度を積分し、その物質 M が濃度 100 [%] の場合の $(\mu)_M(E) / (\rho)_M$ を乗じて得られる値をすべての物質 M で加算する。

30

【0102】

実際には、暫定密度画像は離散データであるので、投影ビーム s の経路に沿った積分は、例えば、図 12 に示すように、密度画像 1101 を構成する画素 1111 のうち、塗り潰して示した各チャネルに至る投影ビーム s と画素 1111 との重なり部分 1112 の面積を、その画素の寄与度（必要に応じて、その投影ビーム s において正規化する）とする。そして、仮想投影部 3425 は、密度画像 1101 において投影ビーム s が重なる画素について、画素値に寄与度を乗じた値を加算した値を密度の積分値とする。

40

【0103】

仮想投影部 3425 は、生成した仮想投影サイノグラムを更新値算出部 3421 に送る。

【0104】

なお、画素値の更新は、チャネル、ビュー、およびエネルギーの組ごとに行わなくてても、例えば、あるビューとあるエネルギーとの組における、すべてのチャネルについてまとめた、更新値で画素値を更新すれば、それらチャネルは並列に処理でき、処理時間を短縮

50

できる。または、同様に、ビューについてまとめたり、エネルギーについてまとめたりしても同様の効果がある。

【0105】

また、更新値算出部3421により求められた減弱率サイノグラムと仮想投影サイノグラムとの比較結果（例えば、差分の情報）は、例えば、表示装置32（第2通知部の一例）により表示されるようにしてもよい。この場合、比較結果を通知する方法としては、表示装置32により表示させることに限定されない。例えば、図示しない音声出力装置（第2通知部の一例）による音声により比較結果を通知するものとしてもよく、ランプ表示装置（第2通知部の一例）のランプの点灯または点滅等により比較結果を通知するものとしてもよい。例えば、特定のエネルギーのサイノグラムを受け取った更新値算出部3421が更新値を求め、判定部3422により判定が行われ、密度画像生成部3423により暫定密度画像が更新値により更新され、仮想投影部3425により仮想投影サイノグラムが生成される繰り返し動作が所定回数繰り返された後における、更新値算出部3421により求められた比較結果を表示装置32に表示するものとしてもよい。この場合、表示装置32に表示された比較結果を確認した操作者が入力装置31を介して、密度を算出する物質、またはサイノグラムのエネルギー帯の設定を変更した後に、上述の繰り返し処理を続行させる等の動作としてもよい。10

【0106】

また、図10に示す更新値算出部3421、判定部3422、密度画像生成部3423、画像記憶部3424および仮想投影部3425は、機能を概念的に示したものであって、このような構成に限定されるものではない。例えば、図10で独立した機能部として図示した複数の機能部を、1つの機能部として構成してもよい。一方、図10の1つの機能部が有する機能を複数に分割し、複数の機能部として構成するものとしてもよい。20

【0107】

図13は、第2の実施形態の画像処理部の動作の一例を示すフローチャートである。図13を参照しながら、第2の実施形態の画像処理部の第1生成部342aによる密度画像の生成処理の動作を中心に説明する。なお、画像処理部による画像処理のうち、第1生成部342aの密度画像処理以外の処理は、第1の実施形態の画像処理部34による画像処理と同様である。30

【0108】

<ステップS21>

投影データ取得部341（図5参照）は、データ収集部16（図1参照）により生成された被検体40のサイノグラムである被検体サイノグラムを投影データとして受信して取得する。更新値算出部3421は、特定のエネルギー帯を設定し、投影データ取得部341から、設定したエネルギー帯の被検体サイノグラムを受け取り、受け取った被検体サイノグラムから減弱率サイノグラムを生成する。そして、ステップS22へ移行する。

【0109】

<ステップS22>

密度画像生成部3423は、被検体40に存在する可能性がある物質を設定し、設定した物質ごとに画像記憶部3424から初期の暫定密度画像を読み出して取得（設定）する。密度画像生成部3423は、取得した暫定密度画像を、仮想投影部3425に送る。そして、ステップS23へ移行する。40

【0110】

<ステップS23>

仮想投影部3425は、設定された物質ごとの暫定密度画像の画素値である密度 (x, y, M) から、上述の式(4)によって、仮想投影サイノグラムの画素値 $I_{og}(I_0(x, y, E) / I_d(x, y, E))$ を算出して、上述の減弱率サイノグラムと同じチャネル、ビューおよびエネルギー（エネルギー帯）毎に、仮想投影サイノグラムを生成する。仮想投影部3425は、生成した仮想投影サイノグラムを更新値算出部3421に送る。そして、ステップS24へ移行する。50

【0111】

<ステップS24>

更新値算出部3421は、仮想投影部3425から仮想投影サイノグラムを受け取り、上述の式(2)により、チャネル、ビューおよびエネルギー(エネルギー帯)毎に、仮想投影サイノグラムと減弱率サイノグラムとの差分Dを算出する。すなわち、更新値算出部3421は、設定した各エネルギー帯の減弱率サイノグラムについて、画素ごとに仮想投影サイノグラムとの差分Dを算出する。次に、更新値算出部3421は、例えば、暫定密度画像の画素ごとの、そのチャネルおよびビューでの寄与度と、物質ごとのそのエネルギーでの(μ)_M(E)/(μ)_M(上述の式(1)参照)と、別に定める調整パラメータとを差分Dに乗じた値を更新値として物質ごとに算出する。更新値算出部3421は、算出した更新値を、判定部3422に送る。そして、ステップS25へ移行する。10

【0112】

<ステップS25>

判定部3422は、更新値算出部3421により算出された更新値が所定値以下となつたか否かを判定する。更新値が所定値以下になった場合、密度画像生成部3423により生成された暫定密度画像の画素値が正しい密度に近づいたものと判断できる。また、判定部3422は、更新値に対する判定結果と、更新値算出部3421から受け取った更新値とを密度画像生成部3423に送る。更新値が所定値以下である場合(ステップS25: Yes)、ステップS27へ移行し、所定値より大きい場合(ステップS25: No)、ステップS26へ移行する。20

【0113】

<ステップS26>

密度画像生成部3423は、画像記憶部3424に記憶された暫定密度画像を読み出して取得し、その暫定密度画像に対して、判定部3422から受け取った更新値により逐次更新する。具体的には、密度画像生成部3423は、暫定密度画像の画素値から、判定部3422から受け取った更新値で減算することによって、暫定密度画像を更新する。そして、密度画像生成部3423は、更新した暫定密度画像を、画像記憶部3424に記憶させ、かつ、仮想投影部3425に送る。そして、ステップS23へ戻る。

【0114】

<ステップS27>

密度画像生成部3423は、判定部3422から受け取った判定結果が、更新値が所定値以下であることを示す場合、更新した暫定密度画像(画像記憶部3424から読み出した暫定密度画像)を正式な密度画像として、第2生成部343(図5参照)に出力する。30

【0115】

上述のステップS23~26の一連の動作を更新した暫定密度画像の密度が正しい値であると判定されるまで(ステップS25)、更新値算出部3421による更新値の算出、および、密度画像生成部3423による暫定密度画像の更新を繰り返す。なお、上述のように所定回数に達するまで繰り返すものとしてもよい。

【0116】

以上のように、仮想投影部3425は、密度画像生成部3423から受け取った暫定密度画像から式(4)を用いて、仮想投影サイノグラムを生成し、更新値算出部3421は、仮想投影サイノグラムと減弱率サイノグラムとの差分に基づいて更新値を算出し、密度画像生成部3423は、暫定密度画像に対して、更新値算出部3421により算出された更新値により更新する、という逐次近似法に基づく処理を行う。そして、判定部3422は、更新値算出部3421により算出された更新値(絶対値)が所定値以下であると判定した場合、密度画像生成部3423は、更新した暫定密度画像の画素値が正しい密度であると判断し、その更新した暫定密度画像を正式な密度画像として出力する。これによって、減弱率サイノグラムから、線減弱係数を求めることなく、直接、密度画像を求めることができるので、途中で線減弱係数を求める場合と比較して、発生する誤差を小さくすることができます。4050

【 0 1 1 7 】

また、サイノグラムから線減弱係数で構成される再構成画像を生成し、さらに再構成画像から密度画像を生成する場合、再構成画像および密度画像の双方を、記憶手段に記憶させる必要があるが、本実施形態では、サイノグラムから密度画像を直接求めるので、密度画像のみを記憶させておけばよいので、記憶手段の容量を削減することができる。

【 0 1 1 8 】

なお、上述の各実施形態では、X線検査装置1がスペクトラルCT装置またはフォトンカウンティングCT装置であるものとして説明したが、これに限定されるものではない。例えば、X線検査装置1としてデュアルエナジーCT装置を用いるものとしてもよい。デュアルエナジーCT装置の場合、高低の各管電圧で照射されるX線の2種類のエネルギー帯で、被検体サイノグラムおよび減弱率サイノグラムを生成し、2つの物質の密度の算出の際の2つのエネルギー帯も管電圧で決まるエネルギー帯とし、差分比較エネルギーも管電圧で決まるエネルギー帯のいずれか、または両方とすることで、密度画像の精度を判定することができる。差分が大きい場合には、物質の種類を変更することで密度画像の精度が向上する可能性がある。また、マルチエナジーCT装置についても、X線検査装置1として使用することが可能である。10

【 0 1 1 9 】

また、上述の各実施形態および変形例の画像処理装置(コンソール装置30)は、コンピュータを利用した構成となっている。すなわち、コンソール装置30は、CPU(Central Processing Unit)等の制御装置(図1のスキャン制御部33およびシステム制御部36等)と、ROM(Read Only Memory)またはRAM(Random Access Memory)等の記憶装置と、HDD(Hard Disk Drive)またはCDドライブ等の外部記憶装置(図1の画像記憶部35等)と、キーボードまたはマウス等の入力装置(図1の入力装置31)と、ディスプレイ等の表示装置(図1の表示装置32)とを備えている。20

【 0 1 2 0 】

ここで、上述のように、投影データ取得部341、第1生成部342、第2生成部343、再構成部344、差分判定部345および変更部346、ならびに、更新値算出部3421、判定部3422、密度画像生成部3423および仮想投影部3425のうち少なくともいずれかがプログラムで実現される場合、コンソール装置30で実行されるそのプログラムは、インストール可能な形式または実行可能な形式のファイルでCD-ROM、フレキシブルディスク(FD)、CD-RまたはDVD(Digital Versatile Disk)等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録してコンピュータプログラムプロダクトとして提供される。30

【 0 1 2 1 】

また、上述の各実施形態および変形例に係る画像処理装置(コンソール装置30)で実行されるプログラムを、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードされることにより提供するように構成してもよい。また、上述の各実施形態および変形例に係る画像処理装置(コンソール装置30)で実行されるプログラムをインターネット等のネットワーク経由で提供または配布するように構成してもよい。また、上述のプログラムを、ROM等に予め組み込んで提供するように構成してもよい。40

【 0 1 2 2 】

また、上述の各実施形態および変形例に係る画像処理装置(コンソール装置30)で実行されるプログラムは、上述した投影データ取得部341、第1生成部342、第2生成部343、再構成部344、差分判定部345および変更部346、ならびに、更新値算出部3421、判定部3422、密度画像生成部3423および仮想投影部3425のうち少なくともいずれかを含むモジュール構成となっており、実際のハードウェアとしてはCPUが上述の記憶媒体からプログラムを読み出して実行することにより、上述の各機能部が主記憶装置上にロードされて生成されるようになっている。なお、上述の画像処理裝50

置の各機能部の一部または全部は、ソフトウェアであるプログラムではなく、ハードウェア回路によって実現されてもよい。

【0123】

本発明のいくつかの実施形態および変形例を説明したが、これらの実施形態および変形例は、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。これらの新規な実施形態および変形例は、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、および変更を行うことができる。これらの実施形態および変形例は、発明の範囲および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】

10

【0124】

- 1 X線検査装置
- 1 0 架台装置
- 1 1 X線管
- 1 1 a、1 1 b X線ビーム
- 1 2 回転フレーム
- 1 3 検出器
- 1 3 a チャネル
- 1 4 照射制御部
- 1 5 架台駆動部
- 1 6 データ収集部
- 2 0 寝台装置
- 2 1 寝台駆動装置
- 2 2 天板
- 3 0 コンソール装置
- 3 1 入力装置
- 3 2 表示装置
- 3 3 スキャン制御部
- 3 4、3 4 a 画像処理部
- 3 5 画像記憶部
- 3 6 システム制御部
- 4 0 被検体
- 4 1 投影断面
- 4 2 計測範囲
- 3 1 1 入力部
- 3 2 1 表示部
- 3 4 1 投影データ取得部
- 3 4 2、3 4 2 a 第1生成部
- 3 4 3 第2生成部
- 3 4 4 再構成部
- 3 4 5 差分判定部
- 3 4 5 a 差分算出部
- 3 4 6 変更部
- 1 0 0 1 サイノグラム
- 1 0 1 1、1 0 1 1 a ~ 1 0 1 1 d 被検体サイノグラム
- 1 1 0 1 密度画像
- 1 1 1 1 画素
- 1 1 1 2 重なり部分
- 2 0 0 0 物質特定優先順位テーブル
- 3 4 2 1 更新値算出部

20

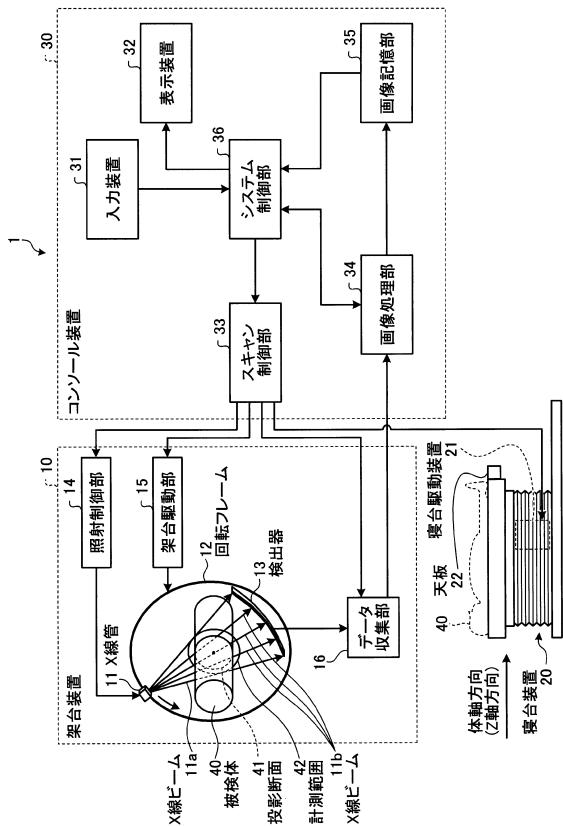
30

40

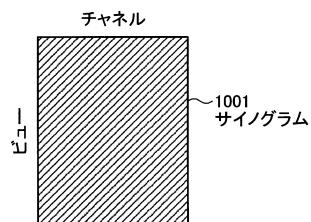
50

- 3 4 2 2 判定部
 3 4 2 3 密度画像生成部
 3 4 2 4 画像記憶部
 3 4 2 5 仮想投影部
 s 投影ビーム

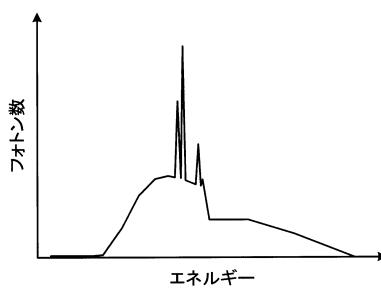
【図 1】



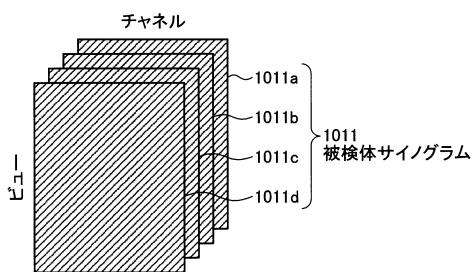
【図 2】



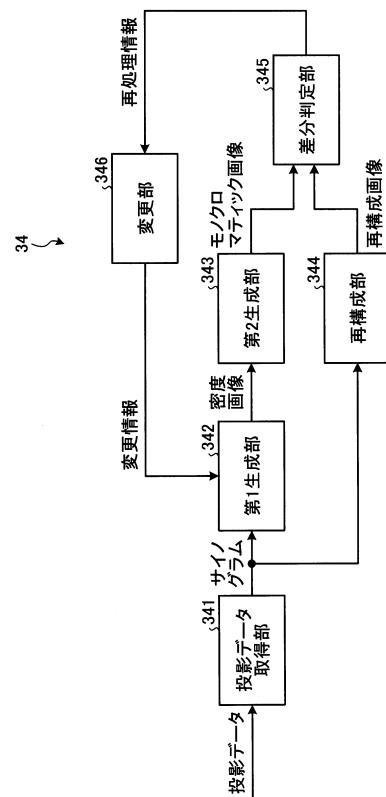
【図 3】



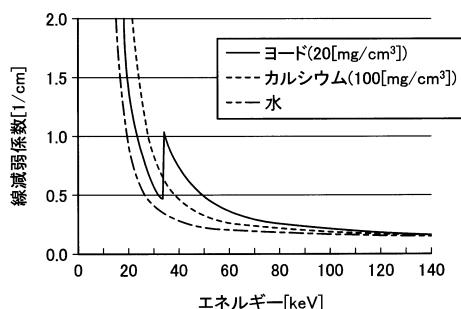
【図4】



【図5】



【図6】

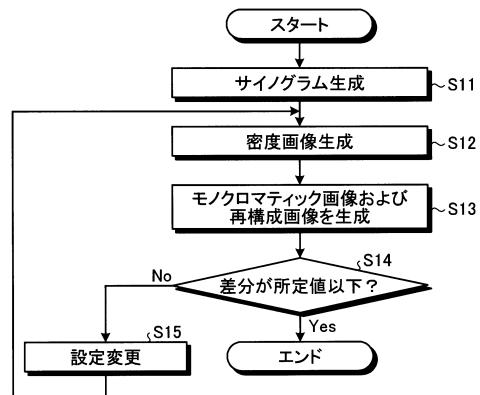


【図7】

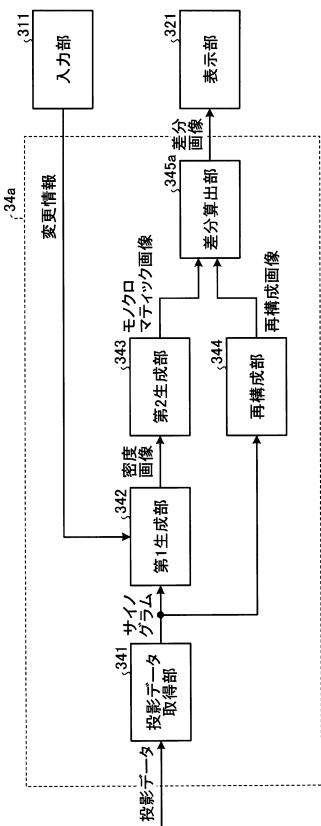
物質特定優先順位テーブル 2000

| 優先順位 | 物質名 |
|------|-------|
| 1 | 水 |
| 2 | ヨード |
| 3 | カルシウム |
| 4 | 脂肪 |
| : | : |

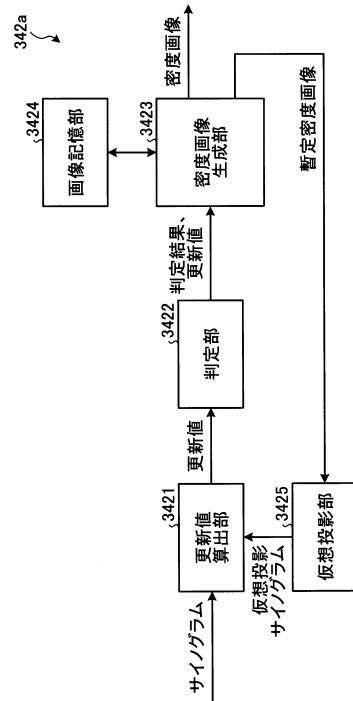
【図8】



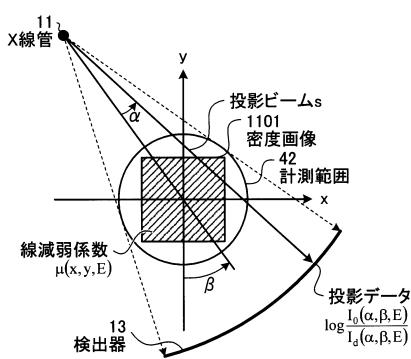
【図 9】



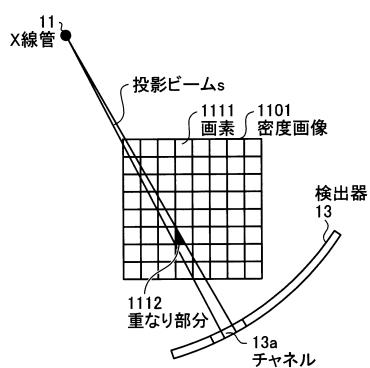
【図 10】



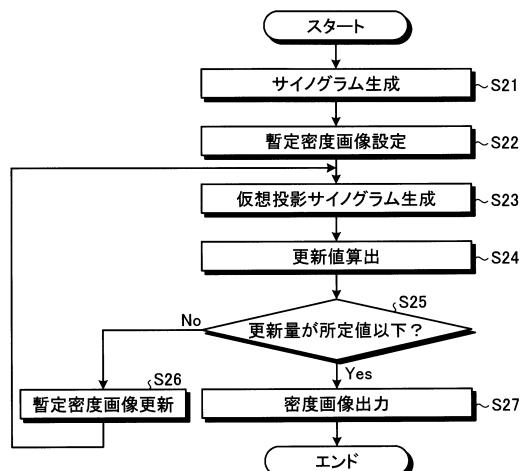
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 中井 宏章

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

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 特開2007-167663(JP,A)

特開2013-116213(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14