

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5522925号
(P5522925)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 5 0 K
A 6 1 B 6/06 (2006.01) A 6 1 B 6/06 3 3 3

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-283309 (P2008-283309)	(73) 特許権者	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成20年11月4日(2008.11.4)	(74) 代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(65) 公開番号	特開2010-110374 (P2010-110374A)	(74) 代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
(43) 公開日	平成22年5月20日(2010.5.20)	(72) 発明者	林田 真昌 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
審査請求日	平成23年11月4日(2011.11.4)	審査官	九鬼 一慶

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮影装置および処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

グリッドを介さずに放射線を検出する第1の放射線検出センサと、
 グリッドを介して放射線を検出する第2の放射線検出センサと、
 前記第1の放射線検出センサおよび前記第2の放射線検出センサと、被検体とを相対的に回転させる回転手段と、
 予め定められた回転角度ごとに前記第1の放射線検出センサから取得された画像に基づいて再構成処理を行う第1の再構成処理手段と、
 予め定められた回転角度ごとに前記第2の放射線検出センサから取得された画像に基づいて再構成処理を行う第2の再構成処理手段と、
 前記第1の再構成処理手段および第2の再構成処理手段によって再構成処理された画像に基づいて散乱線に関する分布画像を取得し、第2の再構成処理手段によって再構成処理された画像から前記分布画像を減算し散乱線の影響を低減する補正を行う補正手段と、
 を有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項2】

請求項1において、前記第1の放射線検出センサから得られる画像が前記第2の放射線検出センサから得られる画像より少なくなるように前記第1の放射線検出センサおよび第2の放射線検出センサを制御する制御手段を更に有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項3】

請求項 2 において、前記補正手段は、前記第 2 の放射線検出センサから得られる画像の回転角度に近い回転角度において撮影された前記第 1 の放射線検出センサから得られる画像に基づいて得られた散乱線分布に関する情報に基づいて、前記第 2 の放射線検出センサから得られる画像を補正することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 4】

請求項 1 において、前記第 1 の放射線検出センサおよび前記第 2 の放射線検出センサは、同一の放射線検出センサであり、かつ第 1 の放射線発生装置および第 2 の放射線発生装置は同一の放射線発生装置であり、前記グリッドを放射線の照射範囲外に移動する移動手段をさらに有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 5】

請求項 1 において、第 1 の放射線発生装置から前記第 1 の放射線検出センサへ照射される放射線の強度より、第 2 の放射線発生装置から前記第 2 の放射線検出センサへ照射される放射線の強度を弱く設定する設定手段を更に有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 6】

グリッドを介さずに放射線を検出する第 1 の放射線検出センサと、グリッドを介して放射線を検出する第 2 の放射線検出センサと、前記第 1 の放射線検出センサおよび第 2 の放射線検出センサと被検体とを相対的に回転させる回転手段とを有する放射線撮影装置の処理方法であって、

予め定められた回転角度ごとに前記第 1 の放射線検出センサから取得された画像に基づいて再構成処理を行う第 1 の再構成処理と、予め定められた回転角度ごとに前記第 2 の放射線検出センサから取得された画像に基づいて再構成処理を行う第 2 の再構成処理とによって再構成処理された画像に基づいて散乱線に関する分布画像を取得し、第 2 の再構成処理によって再構成処理された画像から前記分布画像を減算し散乱線の影響を低減する補正を行う補正ステップと、を有することを特徴とする放射線撮影装置の処理方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の放射線撮影装置の処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線検出センサを用いた放射線撮影装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、半導体型光電変換素子を用いた 2 次元平面型の放射線検出センサが開発されている。そして、この放射線検出センサを用いて、3 次元的に放射線を照射するコーンビーム型の CT 撮影装置が開発されている（特許文献 1 参照）。

【0003】

コーンビーム型の CT 撮影装置は、2 次元的に X 線を照射するナロービーム型の CT 撮影装置と比較して、X 線の散乱線の発生量が多くなるという課題がある。一方、特許文献 2 では、複数の X 線発生装置から照射される X 線をそれぞれ対向する X 線検出装置を用いて検出する際に、対向していない X 線発生装置からの X 線の散乱線を検出し、補正することが開示されている。

【特許文献 1】特開 2005 - 368

【特許文献 2】特開 2004 - 121446

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 2 では、対向していない X 線発生装置からの X 線の影響を抑制することが開示されているが、コーンビーム型の被検体の影響によって生じる 2 次元平面型 X 線検出センサ上の散乱線の分布を検出する技術は開示されていない。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

本願発明は、コーンビーム型のCT撮影装置において、被検体が被爆する放射線量を抑制しつつ、被検体の影響によって生じる放射線の散乱線の分布を取得し、再構成画像から散乱線の影響を低減する補正を行うことを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

上述した目的を達成するために、散乱線を除去するためのグリッドを介さずに放射線を検出する第1の放射線検出センサと、散乱線を除去するためのグリッドを介して放射線を検出する第2の放射線検出センサと、前記第1,第2の放射線検出センサと被検体とを相対的に回転させる回転手段と、前記回転手段によって予め定められた回転角度ごとに前記第1,第2の放射線検出センサから得られた画像に基づいて散乱線分布に関する情報を取得し、該散乱線分布に関する情報に基づいて第2の放射線検出センサから得られる画像の散乱線の影響を低減する補正を行う補正手段と、前記補正手段によって補正された画像に基づいて、再構成処理を行う再構成処理手段と、を有することを特徴とする放射線撮影装置を提供する。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 7 】

被検体が被爆する放射線量を抑制しつつ、被検体の影響によって生じる放射線の散乱線の影響が抑制された再構成画像を得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 8 】

以下、図面に沿って本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 0 9 】

図1に示すように、本実施の形態の放射線撮影装置1000は、特に、放射線発生装置と放射線発生装置に対向する2次元放射線センサに対して被検体を相対的に回転させている間に連続的に取得された放射線画像からCT再構成画像を得る。

【 0 0 1 0 】

(第1の実施形態)

放射線撮影装置1000は、放射線を発生する放射線発生装置A(第1の放射線発生装置)、放射線発生装置B(第2の放射線発生装置)、2次元放射線センサA、B、被検体回転装置1009、およびこれらを制御するためのコントローラ1001からなる。

【 0 0 1 1 】

2次元放射線センサA、Bは、放射線を発生する放射線発生装置A、Bのそれぞれに対向し、被検体を透過した放射線を検出する。2次元放射線センサAはグリッドが装着されておらず、グリッドを介さずに放射線を検出する第1の放射線検出センサである。また、2次元放射線センサBはグリッド1008が装着されており、グリッド1008を介して放射線を検出する第2の放射線検出センサである。グリッドとは、放射線の散乱線を低減する散乱線低減部材である。2次元放射線センサAは、放射線の散乱線の分布を把握するためのセンサであり、2次元放射線センサBは、再構成画像を得るのに用いられる画像を取得するためのセンサである。

【 0 0 1 2 】

また、被検体回転装置1009は、放射線発生装置A、Bおよび2次元放射線センサA、Bに対して被検体を相対的に回転させる。また、コントローラ1001は、操作部1017、メインメモリ1019、ディスプレイ1023、およびCPU1018からなる。

【 0 0 1 3 】

操作部1017は、放射線撮影実行等の指示や各種設定を本装置1000に対してユーザが各種操作を入力するための操作ユニットである。また、メインメモリ1019は、CPU1018に実行させるためのプログラムを格納したROMなどのコンピュータ可読メモリ、プログラム及びCT再構成画像データなどを一時的に保持するためのRAMなどによって構成される。ディスプレイ1023は、CT再構成画像などを表示させるためのも

10

20

30

40

50

のであり、LCDなどによって構成される。

【0014】

CPU1018は、読み出されたプログラムに基づいて、回転制御部1010、放射線条件設定部1011、散乱線補正部1014、白補正部1020、画像処理部1022の機能を実行する。

【0015】

回転制御部1010は、操作部1017からの撮影開始要求を受けて、予め設定された速度で被検体を回転させる。また、放射線条件設定部1011は、操作部1017から入力された設定情報に基づいて、放射線発生装置A、Bから照射される放射線の強度をメインメモリ1019に設定させる。散乱線補正部1014は、2次元放射線検出センサBにおいて検出された画像データから散乱線の画像内での分布を取得し、その散乱線分布に基づいて2次元放射線検出センサBにおいて検出された画像データを補正する。

10

【0016】

白補正部1020は、2次元放射線検出センサA、Bにおいて検出された画像データの感度を補正する。具体的には、被検体がない状態で2次元放射線検出センサA、Bに対して放射線を照射したときの補正用画像データを用いて、被検体を配置したときに2次元放射線検出センサA、Bから出力される画像データの感度補正を行う。この補正処理は公知の技術であるのでその説明を省略する。

【0017】

画像処理部1022は、2次元放射線検出センサBから出力される画像データに対して、階調処理やマルチ周波数強調処理を行い、複数の画像データに基づいてCT再構成画像(断層画像)を得る。

20

【0018】

図4は、第1の実施形態におけるコントローラ1001の動作処理フローチャートである。なお、メインメモリ1019は、コントローラ1001の動作を実施するために、CPU1018の作業用メモリ(ワークメモリ)としてCPU1018での各種処理実行に必要なデータや処理プログラム等を記憶する。

【0019】

まず、ステップS401において、被検体が撮影装置の適切な場所に固定された状態で、操作部1017において入力された放射線発生装置A、Bで発生させるための放射線の条件(強度)を放射線条件設定部1011が設定する。

30

【0020】

ステップS402において、操作部1017からの撮影要求に応じて、回転制御部1010は、被検体回転装置1009を駆動し、回転動作させる。また、放射線条件設定部1011は、予め設定した条件の放射線を発生するように放射線発生装置A、Bを制御する。そして、被検体を透過した放射線は、2次元放射線検出センサA、Bに照射される。2次元放射線検出センサA、Bで光電変換された電荷は、画像としてメインメモリ1019に保存される。

【0021】

ステップS403において、散乱線補正部1014は、2次元放射線検出センサA、Bから得られる画像を用いて散乱線分布画像を得る。具体的には、2次元放射線検出センサA、Bから得られる画像のうち、同一の放射線照射方向において得られた画像(画像の取得間隔が異なる場合はもっとも近い画像)をそれぞれ選択し、画像の信号レベルを合わせる。そして、散乱線補正部1014は、2次元放射線検出センサAから得られた画像から、2次元放射線検出センサBから得られた画像のうち低周波数領域の画像を減算して散乱画像分布を得る。

40

【0022】

なお、散乱線画像分布は人間の形状に依存するが、被検体の回転に対する変化は緩やかである。具体的には、18度の回転角ごとに散乱線画像分布を得ればよいことが実験的に分かっている。これにより、ステップS402における2次元放射線検出センサAの撮影

50

回数は、2次元放射線検出センサBの撮影回数より少なくすることが可能である。

【0023】

そのため、撮影回数の少ない放射線発生装置Aから照射される放射線の強度より、撮影回数の多い放射線発生装置Bから照射される放射線の強度を弱く設定したほうがよい。なぜならば、散乱線量を把握するための放射線発生線量を多くすると、散乱線分布の精度は高まるが、被曝線量が大きくなるためである。散乱線分布は低周波数領域に分布するため、2次元放射線検出センサBにおいて画素加算処理（ビニング処理）を行っても補正の精度は十分に維持できる。この画素加算処理を実行できるため、比較的弱い放射線強度でも散乱線分布を取得することが可能である。

【0024】

ステップS404において、散乱線補正部1014は、2次元放射線検出センサBから得られる画像の散乱線低減処理を行う。すなわち、2次元放射線検出センサBから得られる画像からステップS403において得られた散乱線の分布画像を減算する。

【0025】

ステップS405において、画像処理部1022は、ステップS404において散乱線低減処理が施された画像に対して、さらに暗電流補正処理、ゲイン補正処理などを行う。なお、図4のフローチャートでは、再構成前処理（ステップS404）を、散乱線量近似処理（ステップS405）の後に実行するものとしたが、この順番は変えても良い。特に、暗電流の分布が大きい放射線検出センサを用いる場合や、画素毎の感度分布が異なる放射線検出センサを用いる場合には、暗電流補正処理、ゲイン補正処理などを行った後で、散乱線分布画像を計算することが望ましい。なぜならば2次元検出センサ毎に異なる画素毎の暗電流量ばらつきや感度ばらつきと散乱線分布とが切り分けが難しいためである。すなわち前記ステップS403の前に、暗電流補正処理、ゲイン補正処理を行うことが、最も望ましい。

【0026】

ステップS406において、画像処理部1022は、ステップS405によって処理された複数の画像に基づいて再構成処理を行う。再構成処理の方法としては、Fieldkampの方法など、コーン角を考慮した再構成方法が望ましい。

【0027】

ステップS407において、画像処理部1022は、再構成処理後の処理として、ステップS406において得られた再構成画像を、ディスプレイ1023の表示に適するように、階調処理や周波数処理を実行する。

【0028】

図5は、図4のステップS403を詳述したCPU1018の散乱線補正部1014が実行する散乱線の画像分布を取得する動作処理フローチャートである。

【0029】

まず、ステップS501において、CPU1018は、2次元放射線検出センサA、Bから得られた画像をメインメモリ1019に保存する。ここで、2次元放射線検出センサAで検出した画像を画像Aとし IMG_{A, i_1} で表すことにする。また、2次元放射線検出センサBで検出した画像を画像Bとし IMG_{B, i_1} で表すことにする。

【0030】

ステップS502において、CPU1018は、ある方向を基準にして2次元放射線検出センサA、Bが撮影する回転角度を2次元放射線検出センサA、Bから得られる画像 IMG_{A, i_1} および画像 IMG_{B, i_1} にそれぞれ関連付ける。この回転角度情報は、被検体回転装置1009が有するポテンシオメータから得られる。本実施の形態においては、2次元放射線検出センサA、Bが画像を取得するときのそれらの回転角度をテーブルとして予めメインメモリ1019に保持しておく。例えば、2次元放射線検出センサAが画像を取得する回転角度は0, 18, 36度、...とし、2次元放射線検出センサBが画像を取得する回転角度は0, 0.5, 1.0, 1.5度、...とする。すなわち、CPU1018は、2次元放射線検出センサAから得られる画像は2次元放射線検出セン

10

20

30

40

50

サ B から得られた画像より少ない枚数が取得されるように制御する。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 5 0 3 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、2次元放射線検出センサ B から得られる画像と、2次元放射線検出センサ B から得られる画像の回転角度に近い回転角度が関連付けられている2次元放射線検出センサ A から得られた画像との関連付けを行う。2次元放射線検出センサ A から得られる画像は2次元放射線検出センサ B から得られた画像より少ない枚数である。そのため、ある2次元放射線検出センサ B から得られた画像に対して、同じ2次元放射線検出センサ A から得られた画像が関連付けられる場合がある。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 5 0 4 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、2次元放射線検出センサ A から得られる画像と、その画像の回転角度に最も近い（あるいは同一の）2次元放射線検出センサ B から得られる画像内の被検体の大きさ合わせを行う。この大きさ合わせを行う理由は、放射線発生装置から2次元放射線検出センサまでの距離および放射線発生装置から被検体までの距離がそれぞれ異なる可能性があるからである。ここで、被検体の2次元放射線検出センサに投影される拡大率が異なる場合、被検体の大きさ合わせの処理を実行する。具体的には、2次元放射線検出センサ A , B の拡大率を求める。拡大率は、（放射線発生装置から2次元放射線検出センサ面までの距離） / （放射線発生装置と被検体の間の距離）である。そしてこの拡大率の比に基づいて被検体の大きさ合わせを行う。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 5 0 5 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、被写体の大きさあわせが行われた2次元放射線検出センサ A , B から得られる画像の画素値のレベル合わせを行う。具体的には、散乱線補正部 1 0 1 4 は、予め被検体が存在しない状態で、2次元放射線検出センサ B から検出された画像の画素値が、2次元放射線検出センサ A から検出された画像の画素値と同一になる値を得ておく。そして、この倍率を2次元放射線検出センサ B から検出された画像を乗算する。

【 0 0 3 4 】

また本実施形態では、2次元放射線検出センサ A , B の解像力が異なる時には、散乱線量を算出するための準備処理として、周波数処理等を行い解像力を同等になるようにする処理を加える。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 5 0 6 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、S 5 0 5 において処理された2次元放射線検出センサ A から得られた画像から、2次元放射線検出センサ B から得られた画像のうち低周波数領域の画像を減算して散乱線分布画像を得る。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 5 0 7 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、2次元放射線検出センサ B から得られる投影画像のそれぞれに対して、該投影画像を補正するための散乱線分布画像を選択する。この選択は、ステップ S 5 0 3 において2次元放射線検出センサ B から得られる投影画像に関連付けられており、2次元放射線検出センサ A から得られる投影画像に対応する散乱線分布画像が選択される。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 5 0 8 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、2次元放射線検出センサ B から得られる投影画像から、選択された散乱線分布画像を減算することによって、散乱線量が低減された投影画像を得る。

【 0 0 3 8 】

本処理によって、再構成処理された画像に散乱線の影響によって出現するムラの量が小さくなる。

【 0 0 3 9 】

図 6 は、本実施の形態の放射線撮影装置における撮影処理から C T 再構成処理までの動作処理フローチャートである。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

ステップS701において、CPU1018は、操作部1017からの撮影指示に応じて撮影処理が開始される。

【0041】

ステップS702, S703において2次元放射線検出センサA, Bがそれぞれ画像を取得する。そして、白補正部1020は、取得した画像の白補正処理を、画像処理部1022は、取得した画像の黒補正(暗電流補正)処理を実行する。

【0042】

ステップS706において、散乱線補正部1014は、補正処理が行われた各画像に基づいて散乱線分布画像(散乱線分布に関する情報)を得る。そして、ステップS707において、散乱線補正部1014は、ステップS706において取得した散乱線分布画像に基づいて2次元放射線検出センサAによって検出された画像に対して散乱線の低減処理を行う。その後、画像処理部1022は、CT再構成処理を行い、断層画像を得る。

【0043】

なお、静止画を取得する場合、散乱線の影響によって画像がボケる。一方、CTの再構成後の断層画像は、その画素値(通称CT値)が異なってしまう。本実施の形態では、これらの散乱線の影響を低減することができる。

【0044】

また、散乱線を低減するためには、グリッドを装着した1台の2次元放射線検出センサを用いて画像を取得する一般的な方法も考えられるが、グリッドの影響によって、本実施の形態より被検体の被爆量が多くなる可能性が高い。グリッドが装着されていない場合(2次元放射線検出センサAに対する放射線強度)と比較すると、一般的なグリッドを装着した2次元放射線検出センサに対して、例えば、1.5~2倍の放射線強度を必要とする。ところが本実施の形態においてグリッド1008が装着された2次元放射線検出センサBは、2次元放射線検出センサAに対する放射線強度と比較して0.2倍程度で済む。そのため、本実施の形態の方が被検体の被爆量より少なく済む。

【0045】

また、グリッドを装着した1台の2次元放射線検出センサを用いて画像を取得する場合、グリッドによって散乱線以外の放射線も減弱されてしまう。本実施の形態ではこのような課題も解決するものである。

【0046】

(第2の実施形態)

図2は、第2の実施形態の放射線撮影装置を示している。第2の実施形態では、1対の放射線発生装置および2次元放射線検出センサを用いて第1の実施形態の機能を達成する形態である。

【0047】

原理的には、CT撮影は、回転角度 $180^\circ +$ (:ファン角)の各画像が取得されれば、再構成して断層画像を得る十分な画像となる。そこで、第2の実施形態では、回転角度 $180^\circ +$ (:ファン角)においてはグリッド1008を2次元放射線センサBに装着した状態で撮影を行う。このとき、放射線発生装置Bから発生される放射線は強度の弱い放射線であり、画素加算処理が行われる。

【0048】

次に、グリッド移動装置1012によって、グリッド1008が放射線の照射範囲から移動する。その方法としては、モータ等で外力を加えても良いし、重力を利用しても良い。ただしグリッドを移動させた時に、機械的な振動が2次元放射線検出センサに伝わらないようにすることが望ましい。なぜならば、前記2次元放射線検出センサは、各電気基板を電氣的な配線や接触等を有しているように設計されていることが多いためである。

【0049】

さらに、グリッド1008を放射線の照射野外に移動させた状態で、2次元放射線センサBによって放射線画像を取得する。このとき、放射線発生装置Bから発生される放射線はグリッド装着時より強度の強い放射線であり、画像の取得間隔も長い。

【 0 0 5 0 】

第2の実施形態によれば、体動などの影響を受けやすいものの、実施形態1の放射線検出センサA、Bを同一の放射線検出センサとして構成することにより、装置を小型化できる。

【 0 0 5 1 】

また、散乱線分布画像を、本撮影とは別の時間に取得できるため、他の放射線発生装置で発生された放射線が、被検体で相互作用を起こして発生しうる散乱線が無くなるという効果がある。

【 0 0 5 2 】

図8は、実施形態2における撮影状態の概念図である。放射線発生装置から発生された放射線は、被検体1003を通過して、2次元放射線検出センサBに到達する。グリッド1008が前面に配置されており、再構成に必要な $180^\circ +$ の回転を実行すると、グリッド1008は、グリッド移動装置1012によって、前記放射線照射範囲外に移動される。この移動期間は、画像を撮影しないため、放射線の発生を停止するように、放射線条件設定部1011等で設定制御される。

10

【 0 0 5 3 】

グリッド1008が、放射線照射範囲外に移動すると、放射線発生許可信号がONとなり、放射線の発生が再開される。そして、再構成に必要な $180^\circ +$ の回転角度の画像の取得が完了すると、放射線の発生および被検体回転装置1009の回転動作を停止する。なお、本実施例では、いわゆるハーフスキャンで再構成を行うことを前提として $180^\circ +$ の角度を記載したが、いわゆる 360° のフルスキャンであっても適用できる。

20

【 0 0 5 4 】

図9は、グリッド移動装置1012の移動の概念例である。グリッド1008は、被検体が $180^\circ +$ 回転した後、放射線の照射野範囲外に移動される。グリッド移動装置1012は、モータなどで力を発生させてグリッド1008を移動させても良いし、重力等の力を用いても良い。

【 0 0 5 5 】

図9では、両者を組み合わせた外力を用いて移動させる形態である。本撮影装置の放射線照射範囲を例えば縦43cm×横51cmとすると、43cm重力だけで移動させるには、 $(2 \times 0.43 / 9.8) \approx 0.3$ となり約0.3秒かかる。これは半回転2.5秒で被検体を回転させる装置から見ると、大きな時間ではないが、振動や衝撃を抑えながら、移動をしなければならない。そのため、散乱線低減手段1008またはその固定部分に何らかの防音材、衝撃吸収材などが配置されていることが望ましい。

30

【 0 0 5 6 】

(第3の実施形態)

図3は、本発明を適用できる実施形態3の放射線撮影装置1000が示されている。実施形態3では、ガントリ型CT撮影装置を用いた例が示されている。実施形態1、2と異なる点は、実施形態3では、放射線発生装置A、Bと放射線検出センサA、Bがそれぞれ被検体1003に対して 180° に対向する角度を保ったまま回転することである。ガントリ型CT撮影装置であるので、被検体1003は、通常は寝台の上に寝ているままで撮影が可能である。放射線検出センサで得られた各画像の処理は、実施形態1とほぼ同様である。すなわち、撮影された各画像は、散乱線補正部1014によって散乱線補正が行われる。

40

【 0 0 5 7 】

実施形態3では、被検体1003と放射線検出センサA、Bの距離は、例えば70cm以上離れていることが望ましい。距離が離れているほどグレーデル効果により、もう一方の放射線発生装置で発生された放射線が相互作用することにより発生した散乱線を、放射線画像センサで検出する量が低くなる。

【 0 0 5 8 】

(第4の実施形態)

50

実施形態 4 では、再構成後の処理で、散乱線低減処理を行うものである。

【 0 0 5 9 】

図 7 は、実施形態 4 の撮影装置における撮影処理から C T 再構成処理までの動作処理フローチャートである。

【 0 0 6 0 】

図 7 において、ステップ S 7 0 1 からステップ S 7 0 5 までは、図 6 で説明した事項と同じである。ステップ S 8 0 6 , ステップ S 8 0 7 において、画像再構成部 1 0 2 1 は、2 次元放射線センサ A , B で取得された画像に基づいてそれぞれ再構成処理を行い、2 つの再構成画像を得る。

【 0 0 6 1 】

ステップ S 8 0 8 において、散乱線補正部 1 0 1 4 は、2 つの再構成画像を用いて、再構成画像の散乱線分布を把握する。なお、再構成画像は、例えば 3 次元のボクセル画像となっており、例えば 5 1 2 画素 × 5 1 2 画素 × 5 1 2 画素で表されている。

【 0 0 6 2 】

2 次元放射線センサ A から取得された画像に基づいて再構成処理（第 1 の再構成処理）された再構成画像は、グリッド 1 0 0 8 が装着されずに撮影された画像であるため、散乱線を含んだ画像となっている。その結果として、画素値つまり C T 値が、正確性を欠くことになる。つまり、被写体を構成する物質の減弱係数から算出される値とかけ離れた値になる。また、C T 値に面内分布が生じ、再構成画像内でシェーディングが発生する可能性がある。また、再構成画像が、散乱線によって、ボケて解像力が低くなる可能性がある。これを処理するために、再構成画像のボクセル内での散乱線分布を得る。

【 0 0 6 3 】

具体的には、2 次元放射線センサ A から取得された画像に基づいて再構成された再構成画像から、2 次元放射線センサ B から取得された画像に基づいて再構成処理（第 2 の再構成処理）された再構成画像を減算することにより、散乱線近似再構成画像を得る。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 8 0 9 において、2 次元放射線センサ B から取得された画像に基づいて再構成された再構成画像から、ステップ S 8 0 8 で得られた散乱線近似再構成画像を減算することにより、散乱線の影響が低減された再構成画像を得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 5 】

【 図 1 】 実施形態 1 の放射線撮影装置の構成図。

【 図 2 】 実施形態 2 の放射線撮影装置の構成図。

【 図 3 】 実施形態 3 の放射線撮影装置の構成図。

【 図 4 】 コントローラの動作処理フローチャート。

【 図 5 】 散乱線補正部 1 0 1 4 が実行する散乱線の画像分布を取得する動作処理フローチャート。

【 図 6 】 放射線撮影装置における撮影処理から C T 再構成処理までの動作処理フローチャート。

【 図 7 】 放射線撮影装置における撮影処理から C T 再構成処理までの動作処理フローチャート。

【 図 8 】 実施形態 2 における撮影状態の概念図。

【 図 9 】 グリッド移動装置 1 0 1 2 の移動の概念例を示す図。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

1 0 0 0 放射線撮影装置

1 0 0 1 コントローラ

1 0 0 8 グリッド

1 0 1 8 C P U

1 0 2 3 ディスプレイ

10

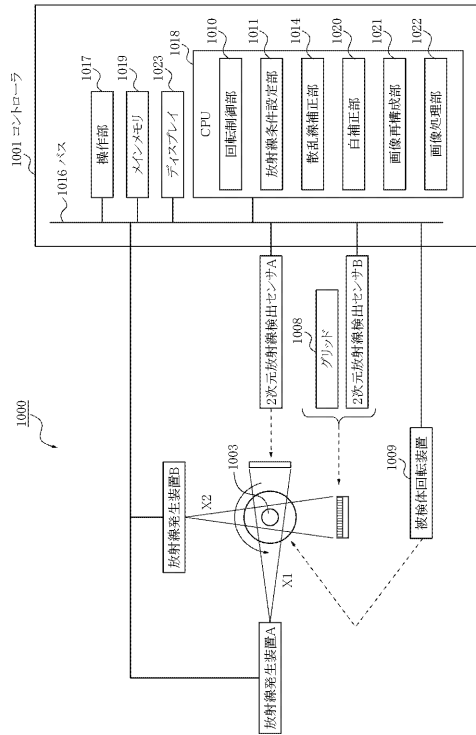
20

30

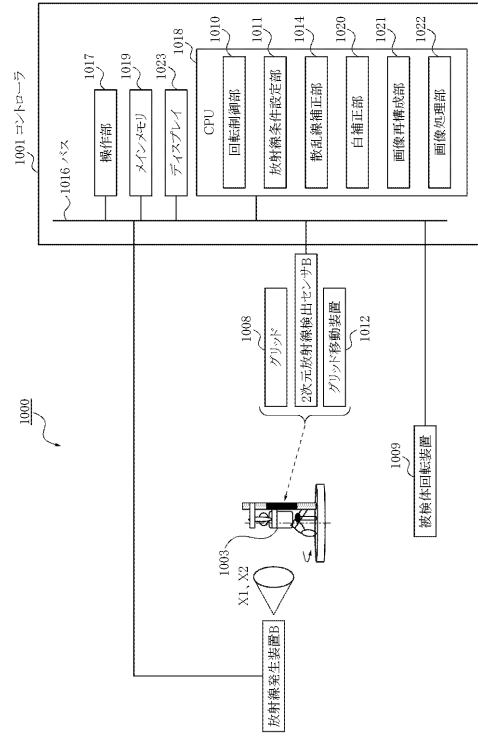
40

50

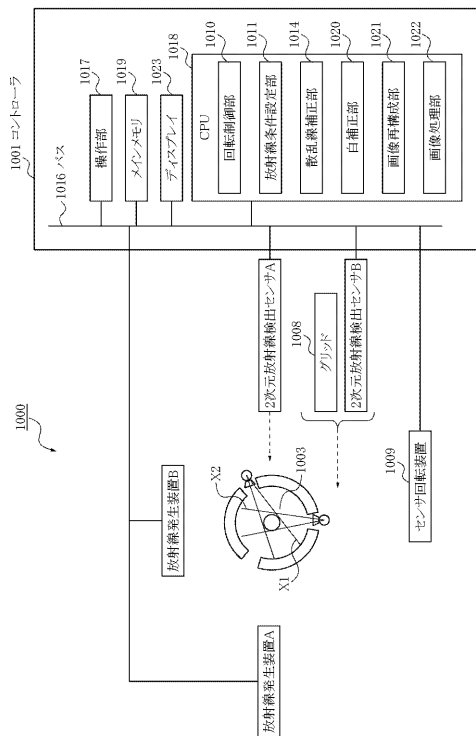
【図1】



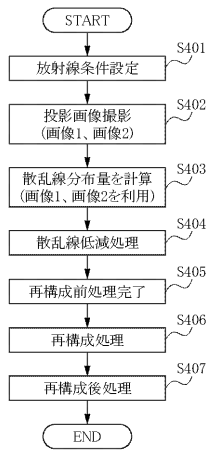
【図2】



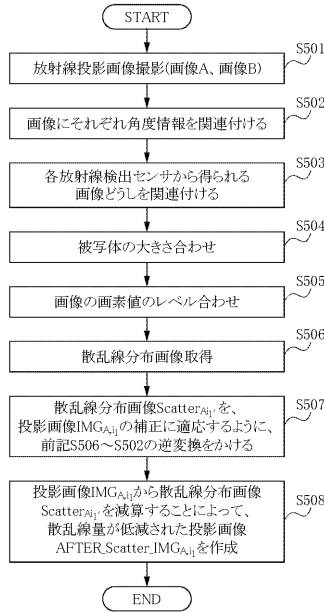
【図3】



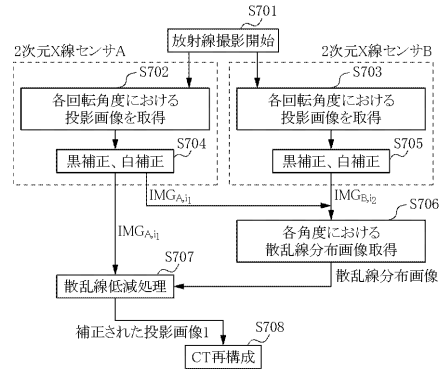
【図4】



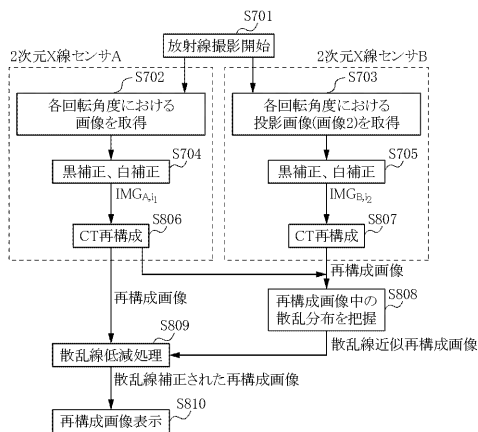
【図5】



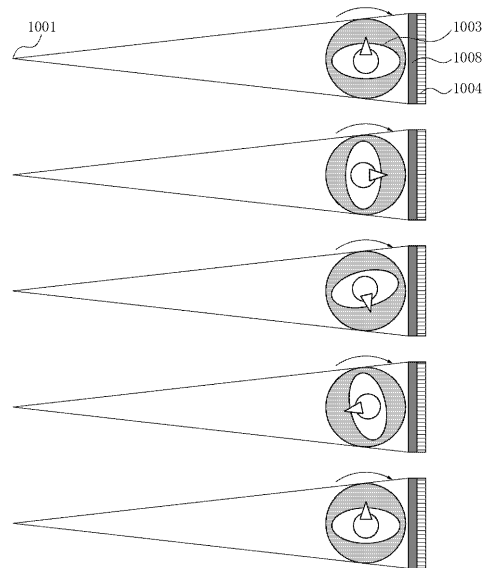
【図6】



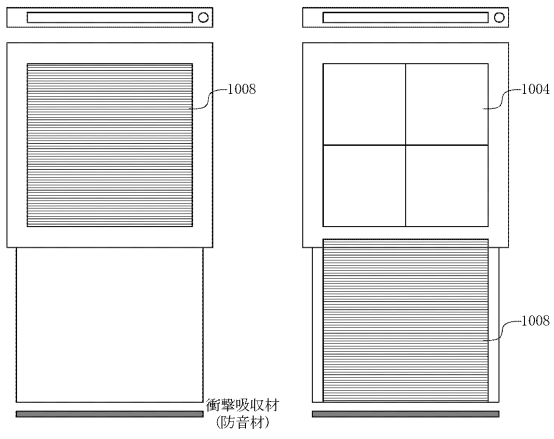
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭58-116890(JP,A)
特開2000-197628(JP,A)
特開2005-046199(JP,A)
特開2000-139898(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03
A61B 6/06