

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6026103号
(P6026103)

(45) 発行日 平成28年11月16日(2016.11.16)

(24) 登録日 平成28年10月21日(2016.10.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 2 O M
 A 6 1 B 6/03 3 2 O K
 A 6 1 B 6/03 3 3 O B

請求項の数 14 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2011-270048 (P2011-270048)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成23年12月9日(2011.12.9)	(74) 代理人	110000235 特許業務法人 天城国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2012-152545 (P2012-152545A)	(72) 発明者	太田 聡 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
(43) 公開日	平成24年8月16日(2012.8.16)	(72) 発明者	君島 栄 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
審査請求日	平成26年10月24日(2014.10.24)	審査官	亀澤 智博
(31) 優先権主張番号	特願2011-1947 (P2011-1947)		
(32) 優先日	平成23年1月7日(2011.1.7)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線源から照射されるX線の線量分布を調整するためのウエッジと、
前記ウエッジに付された遮蔽物と、

前記ウエッジをスライス厚方向に移動させるウエッジ駆動部と、
スキャン実行中に前記ウエッジが移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御するシステム
制御部と、を有し、

前記遮蔽物は、前記ウエッジのスライス厚方向両端部の少なくとも一方の端部に且つ当
該ウエッジのファン角方向に渡って取り付けられることを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

前記システム制御部は、スキャン実行期間の開始に生ずる再構成外範囲において、前記
X線源のスライス厚方向に広がるX線のうち、医用画像の再構成に不要なX線を前記遮蔽
物が遮蔽する第1の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御する、
又はスキャン終了に生ずる再構成外範囲においては、前記医用画像の再構成に不要なX線
を前記遮蔽物が遮蔽する第2の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を
制御することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

X線源から照射されるX線の線量分布を調整するためのウエッジと、
前記ウエッジに付された遮蔽物と、

前記ウエッジをスライス厚方向に移動させるウエッジ駆動部と、

スキャン実行中に前記ウエッジが移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御するシステム制御部と、を有し、

前記システム制御部は、スキャン実行期間の開始に生ずる再構成外範囲において、前記 X 線源のスライス厚方向に広がる X 線のうち、医用画像の再構成に不要な X 線を前記遮蔽物が遮蔽する第 1 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御する、又はスキャン終了に生ずる再構成外範囲においては、前記医用画像の再構成に不要な X 線を前記遮蔽物が遮蔽する第 2 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御することを特徴とする X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記システム制御部は、前記医用画像の再構成範囲においては、前記遮蔽物が X 線を遮蔽しない第 3 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の X 線 CT 装置。

10

【請求項 5】

前記システム制御部は、スキャン実行期間の開始に生ずる再構成外範囲において、前記 X 線源のスライス厚方向に広がる X 線のうち、医用画像の再構成に不要な X 線を前記遮蔽物が遮蔽する第 1 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御し、スキャン終了に生ずる再構成外範囲においては、前記医用画像の再構成に不要な X 線を前記遮蔽物が遮蔽する第 2 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御し、前記医用画像の再構成範囲においては、前記遮蔽物が X 線を遮蔽しない第 3 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

20

【請求項 6】

X 線源から照射される X 線の線量分布を調整するためのウエッジと、前記ウエッジに付された遮蔽物と、

前記ウエッジをスライス厚方向に移動させるウエッジ駆動部と、

スキャン実行中に前記ウエッジが移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御するシステム制御部と、を有し、

前記システム制御部は、スキャン実行期間の開始に生ずる再構成外範囲において、前記 X 線源のスライス厚方向に広がる X 線のうち、医用画像の再構成に不要な X 線を前記遮蔽物が遮蔽する第 1 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御し、スキャン終了に生ずる再構成外範囲においては、前記医用画像の再構成に不要な X 線を前記遮蔽物が遮蔽する第 2 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御し、前記医用画像の再構成範囲においては、前記遮蔽物が X 線を遮蔽しない第 3 の位置に前記ウエッジを移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御することを特徴とする X 線 CT 装置。

30

【請求項 7】

前記ウエッジは、前記 X 線源側に前記遮蔽物を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 8】

X 線源から照射される X 線の線量分布を調整するためのウエッジと、前記ウエッジに付された遮蔽物と、

前記ウエッジをスライス厚方向に移動させるウエッジ駆動部と、

スキャン実行中に前記ウエッジが移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御するシステム制御部と、を有し、

前記ウエッジは、前記 X 線源側に前記遮蔽物を有することを特徴とする X 線 CT 装置。

40

【請求項 9】

前記遮蔽物は、前記 X 線のファン角に影響を与えない形状を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか 1 項に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 10】

前記遮蔽物は、鉛で構成されることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか 1 項

50

に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 1 1】

前記ウエッジは、前記ウエッジの側面に前記遮蔽物を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 1 0 のいずれか 1 項に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 1 2】

前記ウエッジ駆動部は、前記 X 線を遮蔽する前記第 1 の位置、前記第 2 の位置および前記第 3 の位置を検出する位置検出部を有することを特徴とする請求項 5 又は請求項 6 に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 1 3】

前記位置検出部は、前記 X 線を遮蔽する前記第 1 の位置および前記第 2 の位置を検出する遮蔽位置センサと、前記第 3 の位置を検出するセンタ位置センサを有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の X 線 C T 装置。

10

【請求項 1 4】

前記遮蔽位置センサおよび前記センタ位置センサはフォトセンサで構成され、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置では前記遮蔽位置センサに反射光が入射し、前記第 3 の位置では、前記センタ位置センサに反射光が入力されるように、前記ウエッジに反射率の異なるラダーパターンが配置されることを特徴とする請求項 1 3 に記載の X 線 C T 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 C T 装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

現行の X 線 C T (Computed Tomography) 装置の架台内部には、X 線管球照射野の前面にコリメータを有する。このコリメータには、軟線カットや X 線の強度分布を調整するウエッジと、スキャン時のスライス厚に合わせて開閉動作するスリット機構があり、被ばく量が最適化されたファンビームを形成し、被検体に X 線を照射している。

【0003】

このスリット機構が左右単独で動作する 2 軸別開閉機構を有する場合、スキャン前後に発生する不要な X 線照射を抑えるために、左右のスリットの開閉タイミングを変えて開口幅とその位置を制御し、被ばく量を最適化するアクティブコリメーション動作が可能である。このような被検体への被ばく量を低減するアクティブコリメーションを実施するためには、一般的には光学系のスリット機構に 2 軸別開閉動作が可能で、安価な仕組みが必要である。しかし 2 軸別開閉機構を持たない通常の光学系に比べると非常に高価であるため、安価な同時開閉動作のスリット機構でアクティブコリメーション動作の実現が求められている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 0 9 - 2 2 4 1 2 号公報

【発明の概要】

40

【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、被ばく量を低減可能で、しかも安価で高性能な X 線 C T 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】

上記課題を達成するために、実施形態の X 線 C T 装置は、X 線源から照射される X 線の線量分布を調整するためのウエッジと、前記ウエッジに付された遮蔽物と、前記ウエッジをスライス厚方向に移動させるウエッジ駆動部と、スキャン実行中に前記ウエッジが移動するよう前記ウエッジ駆動部を制御するシステム制御部と、を有し、前記遮蔽物は、前記

50

ウエッジのスライス厚方向両端部の少なくとも一方の端部に且つ当該ウエッジのファン角方向に渡って取り付けられる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】第1の実施形態におけるX線CT装置のブロック構成図。

【図2】同実施形態におけるX線CT装置のウエッジ構成図。

【図3】アクティブコリメーションの説明図。

【図4】同実施形態におけるアクティブコリメーション動作のフローチャート図。

【図5】同実施形態のウエッジによるアクティブコリメーション動作説明図。

【図6】第2の実施形態におけるX線CT装置のウエッジ構成図。

【図7】第3の実施形態におけるウエッジ駆動部のブロック構成図。

【図8】同実施形態におけるアクティブコリメーション動作のタイムチャート図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、発明を実施するための実施形態について図1から図6に示す図面を参照しながら詳細に説明する。なお、X線CT装置には、X線管とX線検出部とが対向して配置され、被検体の周囲を共に回転するタイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線源のみが被検体の周囲を回転するタイプなど様々なタイプがあるが、本実施形態はいずれのタイプにも適用可能である。本実施形態の説明では、X線管とX線検出部とが共に回転するタイプについて説明する。

【0009】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態におけるX線CT装置を示している。本実施形態のX線CT装置は、被検体P(患者)をX線でスキャンするための架台(ガントリ)11と、被検体Pを架台11内に移動する寝台12と、X線CT装置全体を制御するシステム制御部13と、架台11から得られた投影データを処理し、医用画像を再構成するコンピュータとしての再構成部14とを有する。

【0010】

架台11は、被検体P(患者)を中心にして回転運動する回転部15とそれ以外の固定部16から構成される。回転部15には、X線を発生するX線管111、X線管111から発生したX線をファン角方向に線量分布の調整を行うウエッジ112、被検体P(患者)を透過したX線を検出するX線検出器113、X線検出器113の検出データをデジタルデータに変換して収集するデータ収集装置(DAS: Data Acquisition System)114、およびデータ収集装置114で取得された投影データを回転部15外の再構成部14へ非接触で伝送する非接触データ伝送装置115から構成される。

【0011】

システム制御部13は、X線を発生するためにX線管111に印加する電圧を発生する高電圧発生装置116、ウエッジの位置をスキャン条件に応じて移動するウエッジ駆動部117、ヘリカルスキャンなどのスキャン条件に基づいて回転部15を回転させる回転駆動部118、および被検体Pが横臥する寝台12をガントリ11内に移動させる寝台駆動部119から構成される。

【0012】

再構成部14は、非接触データ伝送装置115から転送された投影データから、診断に必要な医用画像を再構成し、この再構成された医用画像は、再構成部14に接続された図示しないモニタなどに表示される。システム制御部13と再構成部14は一般的には処理能力の高いコンピュータを基本にして構成される。

【0013】

図2は、同実施形態におけるX線CT装置のウエッジ構成図を示している。図2(a)は、斜視図を示し、図2(b)は、点線で示すZ-Z'軸での断面をX-X'に沿って見た断面図である。XBはX線ビームの広がりを示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

ウエッジとは、ファン角方向のX線線量分布を調整するもので、ウエッジ中心にU字形に開口している。被検体Pを正面からスキャンする場合や横方向からスキャンする場合などに応じて開口形状の異なる数種類のウエッジが用いられ、スキャン条件に応じて選択される。

【 0 0 1 5 】

また、X線軟線はそのエネルギーが低いことから、実際には、X線管111から照射されても検出器113まで到達することなく被検体Pに吸収されてしまうことが多い。従ってウエッジ112は軟線カットの効果も有している。通常、ウエッジ112はアルミニウムなどの金属が用いられる。

10

【 0 0 1 6 】

本実施形態のウエッジは、図2(a)に示すように通常のウエッジ21の上部(X線管111側)にX線遮蔽物22が追加されている。図2(b)では、X線の焦点23から発生するX線ビームXBを図示しており、ウエッジ21の中心付近にX線の焦点23がある場合には、X線遮蔽物22は、X線が全く遮蔽されないような、例えば図2(a)に示すようなスリット形状を有する必要がある。また、ウエッジ21の中心からX線の焦点23が外れる場合には、X線遮蔽物22は、図2(b)に示すように、X線ビームXBの一部が遮蔽されるように、ウエッジ21の側面に対して庇(ひさし)のような形状を有する。このX線遮蔽物22の厚さは、X線を殆ど吸収し透過させない程度に厚さが設定される。このX線遮蔽物22は通常、鉛などX線を遮蔽する金属が使用できる。

20

【 0 0 1 7 】

次に図3を用いて、アクティブコリメーションの説明を行う。図3の横軸は1スキャンを実行する時間を表し、縦軸はスライス厚方向(被検体Pの体軸方向)の照射幅を示す。すなわち1スキャン実行中に被検体Pへの照射幅がどのように変化するかを示している。この照射幅は図示しないスリット機構の開口幅にほぼ比例する。

【 0 0 1 8 】

ヘリカルスキャンを行うためには、実際にX線が照射されスキャンが開始されるまでに、ガントリの回転部15が一定速度になるための加速時間、およびスキャン終了から停止するまでの減速にかかる時間や、寝台12の移動速度が一定になるまでの助走時間などが必要であるが、この時間は図3には含まれていない。図3のスキャン開始とはX線が照射され、再構成に必要なデータが収集される先頭を指し、スキャン終了とは、データの収集が終了し、X線の照射が終了することを示している。

30

【 0 0 1 9 】

しかし、ヘリカルスキャンで医用画像を再構成するには、実際の再構成領域より余分に広くX線の照射を行う必要がある。従って、このスキャン実行時間の前後には、再構成範囲より余分にX線の照射を行う範囲が必要であり、この余分にX線の照射を行う範囲をここでは再構成に不必要な範囲として「再構成外範囲」と定義する。

【 0 0 2 0 】

このスキャン前後に位置する再構成外範囲においては、再構成範囲と同じスリット開口幅であると、X線ビームXBの広がりにより、再構成に不要な領域部分にまで被検体Pを照射することになるため、被ばく量の最適化が行われないことになる。このため、2軸別開閉動作が可能なスリット機構では、スキャン開始の再構成外範囲では、片方のスリットを移動し、スライス厚に応じて決定されるスリット開口幅を半分にする。そして、再構成外範囲を過ぎた時点で、スライス厚に応じて決定されるスリット開口幅にする。また、スキャン終了の再構成外範囲では、スキャン開始位置とは反対のスリットを駆動して被検体Pへの照射幅を半分にする。このようなアクティブコリメーション動作によってスキャン前後のX線照射を抑制し、X線被ばく量の最適化が行える。

40

【 0 0 2 1 】

本実施形態は、図2に示したウエッジを用いることで、2軸別開閉動作機構を持たない

50

スリット機構においてもX線被ばく量低減のためのアクティブコリメーション動作を可能にするものである。したがってスキャン実行中は同じスリット開口幅でX線が被検体Pへ照射されていると仮定する。

【0022】

図4は、本実施形態におけるアクティブコリメーション動作のフローチャート図であり、図5は、本実施形態のウエッジを使用したアクティブコリメーション動作を説明する図である。図5(a)は、スキャン開始時(再構成外範囲)の説明図、図5(b)は、スキャン中程(再構成範囲)の説明図、および図5(c)はスキャン終了時(再構成外範囲)の説明図である。XBは図2と同様にX線ビームの広がりを示し、点線で示す四角SRはスキャン範囲を示している。

10

【0023】

まず、医師または検査技師は、被検体Pを寝台12に横臥させ、被検体Pに対して取得すべき医用画像のスキャン条件の入力を行う。ステップST401では、システム制御部13がこの入力されたスキャン条件を取得し、このスキャン条件に基づきスキャンを実行することになる。

【0024】

ウエッジ21(112)は、ガントリ11内に複数設置されており、ステップST402では、スキャン条件および被検体Pの体格、撮影方向などに見合ったウエッジの選択を行う。図5(a)では、ウエッジ21aと21bが図示されており、ウエッジ21aが選択されていることを示している。

20

【0025】

ステップST403では、スキャン条件より計算される、再構成外範囲および再構成範囲のスキャンスケジュールに基づきスキャンの実行を開始する。

【0026】

ステップST404では、ガントリの回転部15の回転速度と、寝台12の移動速度が一定になった時点で、図示しないスリット機構のスリットを開口しX線照射を行いスキャンが開始される。図5(a)に示すように、スキャン開始時における再構成外範囲において、システム制御部13はウエッジ駆動部117を制御し、スキャン範囲SR外にX線が照射されない位置にウエッジ21aを移動させX線ビームXBの広がりを抑える。このため、再構成外範囲での被検体PへのX線照射量は半分になる。

30

【0027】

ステップST405では、スキャン開始時の再構成外範囲を超えて再構成範囲に入ると、システム制御部13はさらにウエッジ駆動部117を制御し、図5(b)に示す白抜き矢印方向にウエッジ21aを移動させ、ウエッジ21aの中心部にX線の焦点23が位置するように制御する。この時点においてX線ビームXBが、X線遮蔽物22によって遮られることはない。

【0028】

ステップST406では、図5(c)に示すようにスキャン終了時における再構成外範囲において、ウエッジ駆動部117によりスキャン範囲SR外にX線が照射されない位置にウエッジ21aをさらに移動させてX線ビームXBの広がりを抑える。このため、再構成外範囲での被検体PへのX線照射量は半分になる。そして、ステップST407ではスキャンが終了する。

40

【0029】

このように、スキャン実行中にウエッジ21aの位置を移動させることにより、2軸開閉動作が可能なスリット機構がなくても、アクティブコリメーション動作が可能となる。

【0030】

以上説明したように、第1の実施形態によれば、同時開口動作しか行えないスリット機構を有する低価格なX線CT装置においても、ウエッジ駆動部を有するものであれば、本実施形態のウエッジを使用することによりアクティブコリメーションが可能となる。アク

50

ティブコリメーション動作は、ウエッジ駆動部のファームウエアもしくはソフトウェアを変更するだけで可能となるため、装置の低価格化、高性能化へ大きく貢献する。

【 0 0 3 1 】

(第2の実施形態)

図6は、ウエッジの変形例を示している。図6(a)は、斜視図を示し、図6(b)は、点線で示すZ-Z'軸での断面をX-X'に沿って見た断面図である。

【 0 0 3 2 】

第1の実施形態においては、X線遮蔽物22をウエッジ21の上部(X線管111側)に配置したが、本実施形態においては、ウエッジ61の側面にX線遮蔽物62を配置している。

10

【 0 0 3 3 】

ウエッジ61の側面にX線遮蔽物62を配置する場合は、X線ビームの広がりを考慮しX線遮蔽物62の厚みtと高さhを決定する。幅wについては、ウエッジ62の幅とほぼ同じとする。また、第1の実施形態では、ウエッジ21の開口形状を変化させないためには、ウエッジ21のX線管111側にX線遮蔽物22を付加して配置する。このため、ウエッジ21の機械的寸法が変化する可能性があるが、本実施形態では、X線遮蔽物62をウエッジ61の側面に埋め込むことが可能であるため、元のウエッジと同じ寸法に設計できる。このため、従来のX線CT装置に取り付けが不可能となるような構造的な制約がなくなる。

【 0 0 3 4 】

以上説明したように、第2の実施形態によれば、第1の実施形態の効果に加え、構造的な制約を取り除けるので、従来のどのようなX線CT装置でも本実施形態のウエッジの装着が可能となるという効果を奏する。

20

【 0 0 3 5 】

(第3の実施形態)

X線CT装置の仕様によっては、ウエッジ駆動の際に、ウエッジの位置精度を確保するために一旦位置情報をリセットし、ウエッジ位置を原点位置に戻すタイプのものがある。このような仕様のX線CT装置では、スキャンサイクル時間内に本実施形態のアクティブコリメーション動作を実現できないため、再構成外範囲におけるX線を遮蔽する位置と再構成範囲におけるウエッジ中心位置間の移動動作に対しては新たな位置検出方式を付加することにより実現可能とする。

30

【 0 0 3 6 】

本実施形態のX線CT装置のウエッジ駆動部117について図7を用いて説明する。

【 0 0 3 7 】

図7に示すように、ウエッジ112の上部または側面などに位置検出のために配置されたラダーパターン71と、このウエッジ112に配置されたラダーパターン71の位置関係を光の反射率の違いによって読み取るフォトセンサ72a、72bからウエッジ112の位置を検出する位置検出部73と、この位置検出部73の出力からX線を遮断する位置とウエッジ中心位置間の位置にウエッジ112を制御する位置制御部74、位置制御部からの制御信号によってウエッジを所定の位置に駆動するモータ75を有する。また、必要に応じて、ラダーパターン71を照明する照明光76が付加される。

40

【 0 0 3 8 】

例えば、ラダーパターン71は、黒と白からなるパターンであって、ウエッジ112がX線を遮蔽する位置においては、フォトセンサ72aは反射光を受信し(白パターンで反射)、フォトセンサ72bは、反射光を受信しない(黒パターンで吸収)。また、ウエッジ112がウエッジ中心位置では、フォトセンサ72aは反射光を受信せず、フォトセンサ72bは、反射光を受信するようなパターンとする。また、フォトセンサ72a、72bは、上記位置関係が識別できるようにラダーパターン71に対向して配置される。ウエッジが複数ある場合には、ウエッジ毎にラダーパターンが異なってもよい。

50

【 0 0 3 9 】

従って、以上のように構成された、フォトセンサ 7 2 a をセンタ位置センサ 7 2 a、フォトセンサ 7 2 b を遮蔽位置センサ 7 2 b と呼ぶことにする。

【 0 0 4 0 】

図 8 は、本実施形態のアクティブコリメーション動作のタイムチャートを示している。センタ位置センサ 7 2 a の出力波形 8 2 a と、遮蔽位置センサ 7 2 b の出力波形 8 2 b を示している。図 8 を用いてスキャン開始からスキャン終了までのウエッジ 1 1 2 の制御について説明する。

【 0 0 4 1 】

複数あるウエッジ 1 1 2 の中から所定のウエッジを選択するために、ステップ S T 8 0 1 で示す矢印では、位置制御部 7 4 はモータを制御し一旦ウエッジの原点位置にもどり、ステップ S T 8 0 2 では、選択されたウエッジ 1 1 2 のセンタ位置に、位置制御を行う。

【 0 0 4 2 】

スキャン開始の構成外範囲においては、ステップ S T 8 0 3 で示す矢印のようにモータ 7 4 を逆回転させ遮蔽位置 1 に位置制御を行いスキャンが開始される。この遮蔽位置 1 では、遮蔽位置センサ 7 2 b の出力波形 8 2 b が ON となり、センタ位置センサ 7 2 a の出力波形 8 2 a が OFF になることで制御可能である。

【 0 0 4 3 】

構成範囲内では、ステップ S T 8 0 4 で示す矢印のようにモータ 7 4 を順回転させセンタ位置に制御する。このセンタ位置では、センタ位置センサ 7 2 a の出力波形 8 2 a が OFF から ON になり、遮蔽位置センサ 7 2 b の出力波形 8 2 b が ON から OFF となることで制御可能である。

【 0 0 4 4 】

さらに、スキャン終了間際の再構成外範囲においては、ステップ S T 8 0 5 で示す矢印のようにモータ 7 4 を順回転させ遮蔽位置 2 に位置制御を行う。この遮蔽位置 2 では、遮蔽位置センサ 7 2 b の出力波形 8 2 b が OFF から ON となり、センタ位置センサ 7 2 a の出力波形 8 2 a が ON から OFF になることで制御可能である。

【 0 0 4 5 】

以上述べたように、第 3 の実施形態によれば、ウエッジ駆動の際にウエッジ位置を原点位置に戻す仕様の X 線 C T 装置においてもアクティブコリメーション動作が可能となる。しかも、付加されるラダーパターン 7 1 とフォトセンサ 7 2 などは安価であり、小型で場所をとらないため機構的な制約をほとんど受けない。このため従来のどのような X 線 C T 装置でも本実施形態のウエッジの装着が可能となるという効果を奏する。

【 0 0 4 6 】

また、X 線 C T 装置内に空間的に余裕がある場合には、ラダーパターン 7 1 とフォトセンサ 7 2 の代わりにエンコーダなどを装着し、エンコーダ出力によってモータ 7 5 の制御を行い、アクティブコリメーション動作を実現してもよい。

【 0 0 4 7 】

本発明は、上記実施態様に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。例えば上記実施形態で示したウエッジに付加する X 線遮蔽物の形状は例示にすぎず、種々多様な形状が考えられる。

【 0 0 4 8 】

また、上記実施形態では、回転部を有する X 線 C T 装置に特化して説明したが、例えば回転部がない X 線装置においても X 線遮蔽物が付加されたウエッジを移動することによって X 線ビームの一部もしくは全部の遮蔽が可能である。

【 0 0 4 9 】

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

10

20

30

40

50

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】

【0050】

1 1 ... 架台 (ガントリ)

1 2 ... 寝台

1 3 ... システム制御部

1 4 ... 再構成部

1 5 ... 回転部

1 6 ... 固定部

1 1 1 ... X線管

2 1、2 1 a、2 1 b、6 1、1 1 2 ... ウエッジ

2 2、6 2 ... X線遮蔽物

1 1 3 ... X線検出器

1 1 4 ... データ収集装置

1 1 5 ... 非接触データ伝送装置

1 1 6 ... 高電圧発生装置

1 1 7 ... ウエッジ駆動部

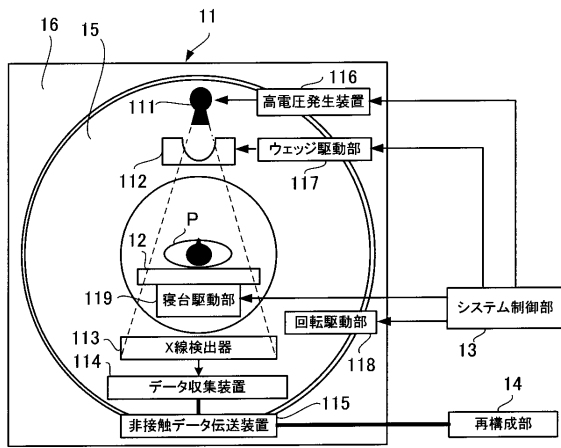
1 1 8 ... 回転駆動部

1 1 9 ... 寝台駆動部

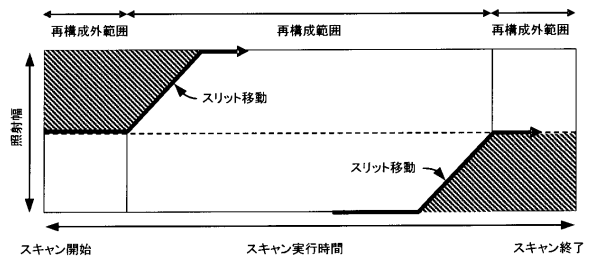
10

20

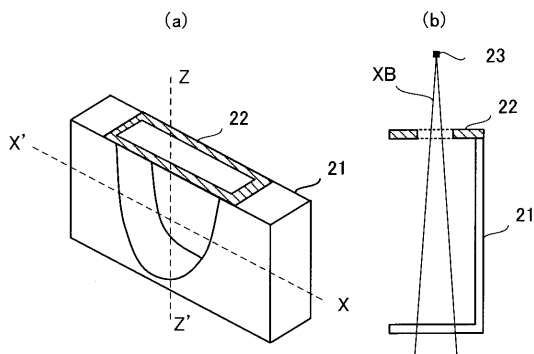
【図1】



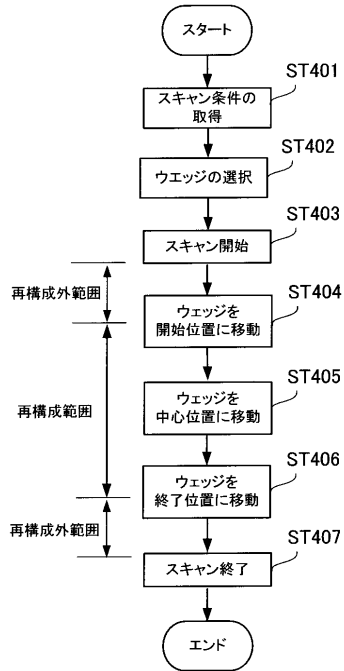
【図3】



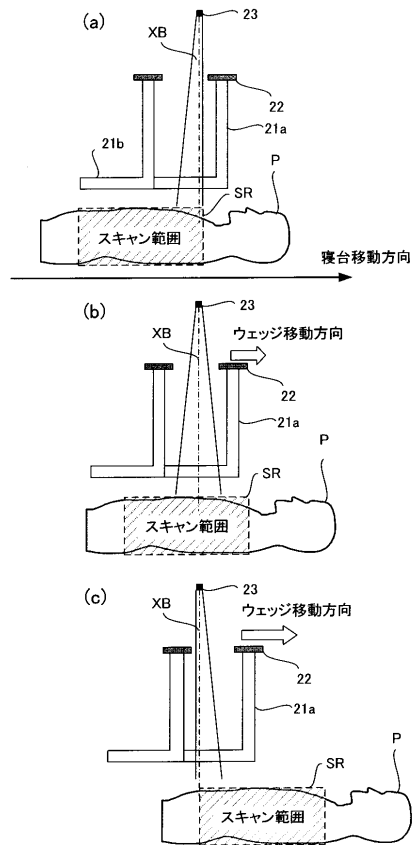
【図2】



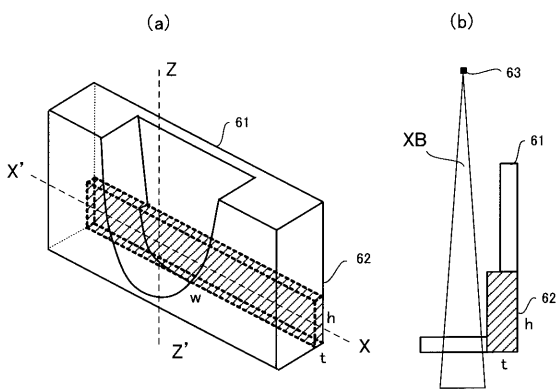
【図4】



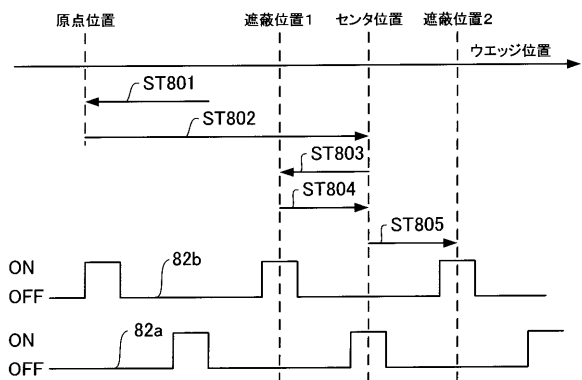
【図5】



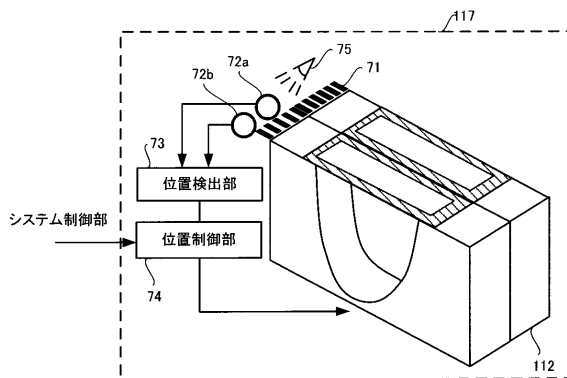
【図6】



【図8】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-107163(JP,A)
特開平06-022951(JP,A)
特開昭62-047346(JP,A)
特開2007-289297(JP,A)
特開昭62-098300(JP,A)
特開2000-229076(JP,A)
国際公開第2010/128431(WO,A1)
特開平04-221531(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14