

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4088058号
(P4088058)

(45) 発行日 平成20年5月21日(2008.5.21)

(24) 登録日 平成20年2月29日(2008.2.29)

(51) Int.Cl.		F I
A 6 1 B	6/03	(2006.01)
A 6 1 N	5/10	(2006.01)
	A 6 1 B	6/03 3 7 7
	A 6 1 B	6/03 3 2 1 P
	A 6 1 N	5/10 M

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-320927 (P2001-320927)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成13年10月18日(2001.10.18)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2003-116844 (P2003-116844A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成15年4月22日(2003.4.22)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成16年10月6日(2004.10.6)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100070437
			弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に照射するためのX線を発生する第1 X線管と、
前記被検体を透過したX線を検出する第1 X線検出器と、
前記被検体の治療対象に照射するためのX線を発生する第2 X線管と、
前記第2 X線管からのX線を絞るための幅及び位置が可変の開口を有する第2 X線コリメータと、

前記第1 X線管装置、前記第1 X線検出器及び前記第2 X線管装置を前記被検体回りに回転する回転機構と、

前記第1 X線管装置及び前記第1 X線検出器の回転と並行して、前記X線検出器で検出されたデータに基づく画像の再構成を繰り返す再構成ユニットと、

前記画像から前記治療対象の領域を繰り返し抽出する画像処理部と、

前記抽出された前記治療対象の領域に基づいて前記X線コリメータの開口の中心位置と幅との少なくとも一方を、前記第2 X線管の回転に伴って動的に変化させる制御部とを具備し、

前記第2 X線管から前記治療対象へのX線照射と並行して、前記第1 X線管装置及び前記第1 X線検出器によるデータの検出、前記画像の再構成、前記画像からの前記治療対象の領域の抽出、前記X線コリメータの開口の制御が即時的に実行されるX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項2】

前記第1 X線管からのX線を絞るための幅が可変の開口を有する第1 X線コリメータをさらに備え、前記第1 X線コリメータの開口の可変範囲は、前記第2 X線コリメータの開口の可変範囲よりも狭い請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項3】

前記第1 X線管からのX線が前記被検体の断面全域をカバーするように前記第1 X線コリメータの開口が設定され、前記第2 X線管からのX線が前記被検体の治療対象に実質的に限定して照射されるように前記第2 X線コリメータの開口が前記第1 X線コリメータの開口より狭く設定される請求項6記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項4】

前記第2 X線管に対応する第2 X線検出器をさらに備える請求項4記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、X線を被検体に透過させ、その透過データをコンピュータ処理することにより画像を再構成するX線コンピュータ断層撮影装置が知られている。こうして得られた画像により、治療対象の位置、大きさ及び病変の程度等の医学的な知見を得、それに基づいて治療計画を立てる、つまり放射線の照射範囲、照射位置、さらに照射線量等を設定する。こうして、放射線を治療領域にのみ正確に照射することによって、周囲の健常組織へのダメージを最小限に抑えて、治療対象のみを放射線で治療するようにしている。

20

【0003】

しかしながら、従来では、治療対象の位置及び大きさ等を知見を得るためのX線コンピュータ断層撮影装置と放射線治療装置との2つの装置が必要となり、大きな設置面積が必要であるとともに、多大なコストがかかる。そればかりでなく、別個の装置であるX線コンピュータ断層撮影装置で位置や大きさ等を求めてから、患者を、通常は別室の放射線治療装置に移送し、そこで改めて位置設定を行うため、位置決め精度が低下するという問題があった。

30

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、放射線治療の位置決め精度を向上し得るX線コンピュータ断層撮影装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1局面に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、被検体に照射するためのX線を発生する第1 X線管と、前記被検体を透過したX線を検出する第1 X線検出器と、前記被検体の治療対象に照射するためのX線を発生する第2 X線管と、前記第2 X線管からのX線を絞るための幅及び位置が可変の開口を有する第2 X線コリメータと、前記第1 X線管装置、前記第1 X線検出器及び前記第2 X線管装置を前記被検体回りに回転する回転機構と、前記第1 X線管装置及び前記第1 X線検出器の回転と並行して、前記X線検出器で検出されたデータに基づく画像の再構成を繰り返す再構成ユニットと、前記画像から前記治療対象の領域を繰り返し抽出する画像処理部と、前記抽出された前記治療対象の領域に基づいて前記X線コリメータの開口の中心位置と幅との少なくとも一方を、前記第2 X線管の回転に伴って動的に変化させる制御部とを具備し、前記第2 X線管から前記治療対象へのX線照射と並行して、前記第1 X線管装置及び前記第1 X線検出器によるデータの検出、前記画像の再構成、前記画像からの前記治療対象の領域の抽出、前記X線コリメータの開口の制御が即時的に実行される。

40

【0006】

50

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明によるX線コンピュータ断層撮影装置（X線CT装置）を好ましい実施形態により説明する。なお、X線コンピュータ断層撮影装置のスキャン方式としては、X線管とX線検出器とが1体として被検体の周囲を回転するローテート/ローテートタイプ、リング状にアレイされた多数の検出素子が固定され、X線管のみが被検体の周囲を回転するステーションナリ/ローテートタイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能であるが、ここではローテート/ローテートタイプを例に説明する。また、1枚の断層像データを再構成するには、被検体の周囲1周、約360°分の投影データの1セットが、またハーフスキャン法でも180°+ファン角分の投影データが必要とされる。ここでは、前者の例で説明する。なお、投影データとは、X線パス上の組織等の減弱係数（又は吸収係数）の通過距離に関する積分データとして定義される。

10

【0007】

図1に、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置の主要部の構成を示している。本実施形態のX線コンピュータ断層撮影装置は、スキャンガントリ1とコンピュータ装置2と図示しない寝台とから構成される。スキャンガントリ1は、被検体に関する投影データを収集するための構成要素であり、その投影データはコンピュータ装置2に取り込まれ、画像再構成等の処理に供される。被検体は、寝台の天板に載置された状態でスキャンガントリ1の撮影領域内に挿入される。

【0008】

コンピュータ装置2は、中央制御ユニット21と、それに対してデータ/制御バス22を介して接続された前処理部23、画像再構成ユニット24、画像表示ユニット25及び画像処理部26から構成される。

20

【0009】

スキャンガントリ1は、多管球型であり、つまり円環状の回転架台に、X線管装置とX線検出器とのペアが複数搭載されている。ここでは、2管球型として説明する。第1ペア11は、第1X線管装置110と、それに対向する多チャンネル型の第1X線検出器113とが回転架台に搭載されている。第2ペア12は、第2X線管装置120と、それに対向する多チャンネル型の第2X線検出器123とが、その中心軸が第1ペア11の中心軸と回転軸RAで所定角度（ここでは90°と仮定する）交差する位置関係で回転架台に搭載されている。

30

【0010】

第1X線管装置110は、第1X線管球111と、第1X線管球111と被検体との間に配置される、具体的には第1X線管球111のX線放射窓の直前に取り付けられる第1X線絞り装置120等の周辺要素とから構成される。この第1X線絞り装置120は、第1X線管球111から放射されるX線の広がり角（ファン角ともいう）を制限するための装置であり、複数の可動式遮蔽板と、それらを個々に移動する駆動部とを備えている。複数の可動式遮蔽板各々の位置を制御することにより、開口幅および開口位置を任意に調整することができるようになっている。

【0011】

第2X線管装置120も同様に、第2X線管球121と、第2X線絞り装置122等の周辺要素とから構成される。また、第2X線絞り装置122も、第1X線絞り装置112と同様に、第2X線管球121から放射されるX線の広がり角（ファン角）を制限するための装置であり、複数の可動式遮蔽板と、それらを個々に移動する駆動部とを備え、複数の可動式遮蔽板各々の位置を制御することにより、開口幅および開口位置を任意に調整することができるようになっている。ただし、第2X線絞り装置122はその開口幅に関する機構上の制約が、第1X線絞り装置112のそれよりも緩和されている。具体的には、第2X線絞り装置122の開口下限（最小の開口幅）が、第1X線絞り装置112の開口下限よりも、狭く構成されている。なお、第2X線絞り装置122の開口上限（最大の開口幅）に関しては、第1X線絞り装置112の開口上限と略同じに構成されている。それにより、第2X線絞り装置122は、X線を被検体の断面全域をカバーするファン角に広げ

40

50

ること、及びX線を被検体の断面内の比較的小さい治療対象（患部）に対して限定的に照射する程度にファン角に狭く設定することが可能である。

【0012】

第2 X線管装置120は、Zシフト機構15に支持されている。Zシフト機構15は、図2に示すように、回転軸RA（Z軸に同じ）と平行又は略平行な向きに、第2 X線管装置120を移動可能に支持するために必要な構造及び電動駆動部を装備している。このZシフト機構15による第2 X線管装置120の移動は、架台制御部14の制御のもとにある。なお、典型的には、第1 X線管装置110から照射されるX線束の中心軸は、回転軸RAに直交するように、第1 X線管装置110のZ位置が設計され、その結果、第1 X線管装置110から照射されるX線束は架台回転に伴ってその回転軸RAに直交する面（スキャン面）内で移動する。Zシフト機構15が第2 X線管装置120をシフトしないとき、第2 X線管装置120から照射されるX線束は架台回転に伴って上記と同じスキャン面内を移動するが、Zシフト機構15が第2 X線管装置120をDの距離をシフトするとき、第2 X線管装置120から照射されるX線束の中心軸は回転軸RAに対して斜めに交差するので、そのX線中心軸が架台回転に伴って描く形状としてはDを高さとする2つの円錐を頂点で結合した鼓形状になる。

10

【0013】

図1に戻る。X線制御部13は、管電圧及びフィラメント電流（フィラメント電流により管電流が制御される）を第1、第2 X線管球111、121に対して個別に印加及び供給することができるように、第1 X線管球111と第2 X線管球121とにそれぞれ対応する2系統の高電圧発生器を装備している。第1 X線管球111に対応する高電圧発生器は、イメージング用のX線条件のもとで第1 X線管球111に電力を供給する。例えば、この高電圧発生器は、第1 X線管球111に対して、管電圧が150 kV以下、管電流が300 mA以下の駆動能力を持っている。一方、第2 X線管球121に対応する高電圧発生器は、イメージング用のX線条件よりも過酷な治療用のX線条件で第1 X線管球111に電力を供給することが可能な高出力型が採用されている。例えば、この高電圧発生器は、第2 X線管球121に対して、管電圧が150 kV以上、管電流が300 mA以上の駆動能力を持っている。

20

【0014】

これら2系統の高電圧発生器から第1、第2 X線管球111、121に印加される管電圧及び管電流制御用のフィラメント電流は、架台制御部14の制御のもとにある。このX線制御部13に対する制御とともに、架台制御部14は、第1、第2 X線絞り装置112、122それぞれの開口幅および開口位置、さらには回転架台の回転、天板のスライド等スキャンに関わる全てのオペレーション制御を担当する。

30

【0015】

第1、第2 X線検出器113、123の出力は、それぞれデータ収集部114、124、図示しないが連続回転を可能にするスリップリング及び前処理部23を介して投影データとして再構成ユニット24に供給され、そこで断層像データの再構成のために用いられる。この断層像データは、画像表示ユニット25に表示されるとともに、特に第1ペア11を使って取得した断層像データは画像処理部26に送られ、そこで治療対象（患部）の領域の輪郭抽出に供される。

40

【0016】

上述したように、第2 X線管球121に対応する高電圧発生器に高出力型を採用し、また第2 X線絞り装置122にその開口下限が狭いものを採用したことにより、X線コンピュータ断層撮影装置に断層撮影とともに、放射線治療を兼用させることが可能になる。それにより断層像撮影、放射線治療時の位置決め、そして実際に放射線治療に至るまで、同じX線コンピュータ断層撮影装置一台でまかなうことができ、従って患者の物理的な移送が不要になり、位置決め精度の向上を図ることができる。

【0017】

しかも、多管球型を採用しているので、一方のペア12で放射線治療を実行しながら、そ

50

れと並行して他方のペア 1 1 でイメージングのためのスキャン、つまりイメージング用 X 線条件で X 線の曝射及び透過 X 線の検出を行って、即時的に断層像を観察し、またその断層像から体動等に伴う患部の移動に対して治療 X 線の照射位置を刻々と修正することを実現する。

【 0 0 1 8 】

図 3 には、本実施形態の治療動作の流れを示している。まず、治療の準備作業が行われる。その最初の作業としては、第 1 ペア 1 1 により治療計画のためのプリスキャンが比較的低線量で実行される (S 1)。もちろん、このプリスキャンは、第 2 ペア 1 2 を使っても良いし、第 1、第 2 両方のペア 1 1, 1 2 を使っても行うようにしてもよい。

【 0 0 1 9 】

このプリスキャンにより収集した多方向の投影データに基づいて再構成ユニット 2 4 により断層像データが再構成される (S 2)。この断層像は表示ユニット 2 5 に表示される。術者は、表示された断層像上に図示しない入力デバイスを介して治療対象 (患部) を指定する。画像処理部 2 6 では、術者に指定された点を使って、患部領域の輪郭を抽出する (患部マーキング、 S 3)。輪郭抽出の手法としては、既存の手法から任意に選択される。典型的には指定点から外側に探索範囲を拡大しながら特定の C T 値変化を示す場所を輪郭として認識する領域拡大法、または輪郭線上の点が指定され、その指定点を起点として連続的に輪郭線上の点を追跡していく輪郭追跡法が採用される。

【 0 0 2 0 】

この抽出された輪郭に基づいて、この画像処理部 2 6 又は中央制御ユニット 2 1 により、患部領域の位置 (中心位置、又は重心位置) が計算され、また大きさが計算される (S 4)。さらに、患部領域の位置と大きさに基づいて、画像処理部 2 6 又は中央制御ユニット 2 1 により、回転架台の回転に伴う第 2 X 線管球 1 2 1 の回転角の変化に対する第 2 X 線絞り装置 1 2 2 の開口位置及び開口幅の変化が計算される (S 5)。具体的には、治療時に設定される Z シフト量に対応する第 2 X 線管球 1 2 1 の回転軌道上に一定間隔で所定数の離散点を与え、その離散点ごとに、第 2 X 線管装置 1 2 0 からの X 線が患部だけ又は患部とその周辺の最小限の健常組織だけに限定的に照射されるように開口幅及び開口位置が計算される。離散点間の位置に対応する開口幅及び開口位置は、補間により揃えるようにしてもよいし、治療中の開口制御を離散点の通過周期で更新するようにしてもよい。

【 0 0 2 1 】

準備作業の最終段階として、課題制御部 1 4 の制御のもとに第 2 絞り装置 1 2 2 の開口幅及び開口位置を初期値、つまり予め決められている治療開始回転角に対応する S 5 で計算した開口幅及び開口位置に設定する (S 6)。この S 6 では、開口初期設定と共に、第 2 X 線管装置 1 2 を所定距離だけ Z シフトする。この Z シフトにより、上述したように、第 2 X 線管装置 1 2 からの治療用 X 線は、第 1 X 線管装置 1 1 からのイメージング用 X 線が描くスキャン面とは一点のみで交差する鼓形状の中を移動するので、患部以外の被曝をできるだけ抑制することが実現され得る。

【 0 0 2 2 】

以上の準備作業が完了した後、実際に治療作業が開始される (S 7)。つまり、治療用の X 線条件で対応する高電圧発生装置から第 2 X 線管球 1 2 1 に電力供給 (管電圧、フィラメント電流) が開始され、それにより第 2 X 線管球 1 2 1 から治療用の比較的高線量で X 線が曝射され、そして第 2 X 線絞り装置 1 2 2 の狭い開口でビーム状に細く絞られた X 線が被検体患部に照射される。この X 線は連続的に曝射するようにしても良いし、パルス的に、つまり非常に短い周期で間欠的に曝射するようにしても良い。

【 0 0 2 3 】

そして、図 4 乃至図 7 に示すように、架台制御部 1 4 は、第 2 X 線管装置 1 2 (又は第 2 X 線管球 1 2 1) の回転角を図示しないロータリーエンコーダ等の位置センサを介して検出し、その検出した回転角と、 S 5 で事前に計算した結果とに従って、その回転角に応じた開口幅及び開口位置に設定するために、第 2 X 線絞り装置 1 2 3 を制御する (S 8)。

【 0 0 2 4 】

治療開始から、予定した治療時間（放射線照射時間）が経過していれば、治療終了する（S10）。つまり、第2 X線管球121から治療用の比較的高線量のX線の照射を停止するために、高電圧発生装置から第2 X線管球121への電力供給（管電圧、フィラメント電流）を停止する。治療開始から、予定した治療時間（放射線照射時間）が経過していないとき、次のステップS11に移行する。

【0025】

S11では、第1ペア11により、スキャン面がスキャンされる。つまり、イメージング用のX線条件で高電圧発生装置から第1 X線管球111に電力供給（管電圧、フィラメント電流）が開始され、それにより第1 X線管球111からイメージング用の比較的低い線量でX線が曝射され、そして第1 X線絞り装置112の広い開口を通して広いファン角でX線が被検体に照射され、その透過X線が第1 X線検出器113で検出される。次のS12で、その検出された投影データに基づいて再構成ユニット24で断層像データが即時的に再構成され、表示される（CT透視）。この断層像から、画像処理部26で、患部領域の輪郭が抽出され（S13）、その抽出された輪郭に基づいてこの画像処理部26又は中央制御ユニット21により患部領域の位置が再計算される（S14）。

10

【0026】

この再計算した患部領域の位置に基づいて、事前に計算した第2 X線管球121の回転角の変化に対する第2 X線絞り装置122の開口位置の変化を、補正する（S15）。なお、この開口位置とともに、開口幅も補正するようにしてもよいが、補正処理の即時性を考慮して、ここでは開口位置補正にとどめることが好ましいと考えられる。

20

【0027】

この補正した“第2 X線管球121の回転角の変化に対する第2 X線絞り装置122の開口位置の変化”に基づいて、S8に戻り、第2 X線絞り装置122の開口幅及び開口位置を制御する。

【0028】

このように治療と並行して、断層撮影を行い、その断層像から抽出した患部領域に基づいて、第2 X線絞り装置122の開口位置を制御することにより、患者の体動等による患部に対する治療用X線の照射位置のずれを逐次修正することができる。

【0029】

なお、上述したS11の第1ペア11によるスキャンは、1回転周期で連続的に繰り返され、それに伴い再構成ユニット24で1周ごとに収集した投影データに基づいて断層像データの再構成を1周分のフレームレートで繰り返すようにしても良いし、それよりも実質的なスキャン間隔を短縮してフレームレートを高くするために、いわゆるハーフスキャンを採用してもよいし、さらにそれよりも実質的なスキャン間隔を短縮してフレームレートを高くするために、例えば60°ごとに新旧の投影データを1周期前の断層像データに加える/引き算するという再構成処理を採用しても良い。

30

【0030】

また、上述では、S11の第1ペア11によるスキャンは、連続的に繰り返していたが、図8に示すように、S16において、例えば患者の体動を目視確認して、患部位置修正の必要性が生じて術者が手動で位置修正を指示したときにだけ、または一定の時間間隔を空けて間欠的に実行するようにしてもよい。これは位置変動に対する追従性は多少低下するものの、イメージングのための被曝量低減に効果的である。

40

【0031】

本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。

【0032】

【発明の効果】

本発明によれば、1台の装置を使って、治療対象の位置決めから、放射線治療まで被検体移動なく行うことができるので、被検体の移送に伴う位置ずれ等が解消され、従って放射線治療の位置決め精度を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【図 1】本発明の実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置の主要部の構成図。

【図 2】図 1 の Z シフト機構の機能説明図。

【図 3】本実施形態において、回転架台が基準位置のときの第 2 X 線絞り装置の開口幅及び開口位置を示す図。

【図 4】本実施形態において、回転架台が基準位置から 90° 回転したときの第 2 X 線絞り装置の開口幅及び開口位置を示す図。

【図 5】本実施形態において、回転架台が基準位置から 180° 回転したときの第 2 X 線絞り装置の開口幅及び開口位置を示す図。

【図 6】本実施形態において、回転架台が基準位置から 270° 回転したときの第 2 X 線絞り装置の開口幅及び開口位置を示す図。

10

【図 7】本実施形態による治療動作の流れを示すフローチャート。

【図 8】本実施形態による他の治療動作の流れを示すフローチャート。

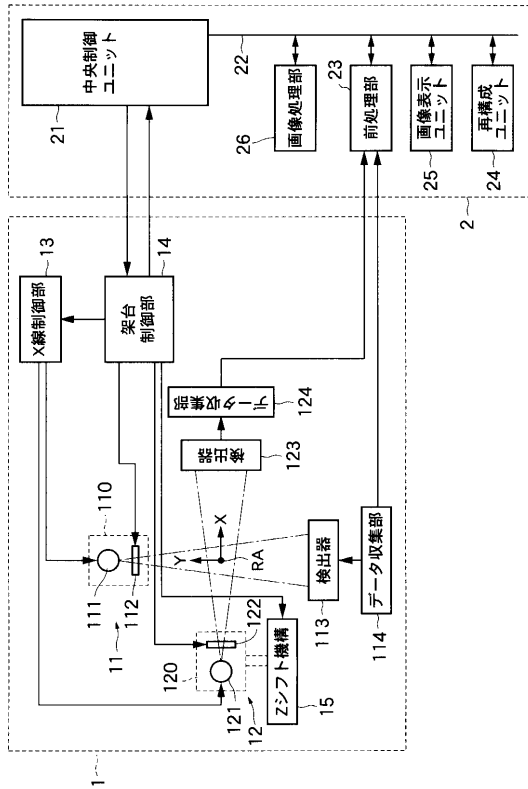
【符号の説明】

- 1 ... スキャンガントリ、
- 1 1 ... 第 1 ペア、
- 1 1 0 ... 第 1 X 線管装置、
- 1 1 1 ... 第 1 X 線管球、
- 1 1 2 ... 第 1 X 線絞り装置、
- 1 1 3 ... 第 1 X 線検出器、
- 1 1 4 ... 第 1 データ収集部、
- 1 2 ... 第 2 ペア、
- 1 2 0 ... 第 2 X 線管装置、
- 1 2 1 ... 第 2 X 線管球、
- 1 2 2 ... 第 2 X 線絞り装置、
- 1 2 3 ... 第 2 X 線検出器、
- 1 2 4 ... 第 2 データ収集部、
- 1 3 ... X 線制御部、
- 1 4 ... 架台制御部、
- 1 5 ... Z シフト機構、
- 2 ... コンピュータ装置、
- 2 1 ... 中央制御ユニット、
- 2 2 ... データノ制御バス、
- 2 3 ... 前処理部、
- 2 4 ... 再構成ユニット、
- 2 5 ... 画像表示ユニット、
- 2 6 ... 画像処理部。

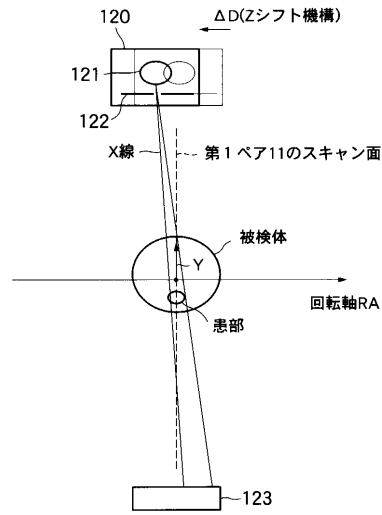
20

30

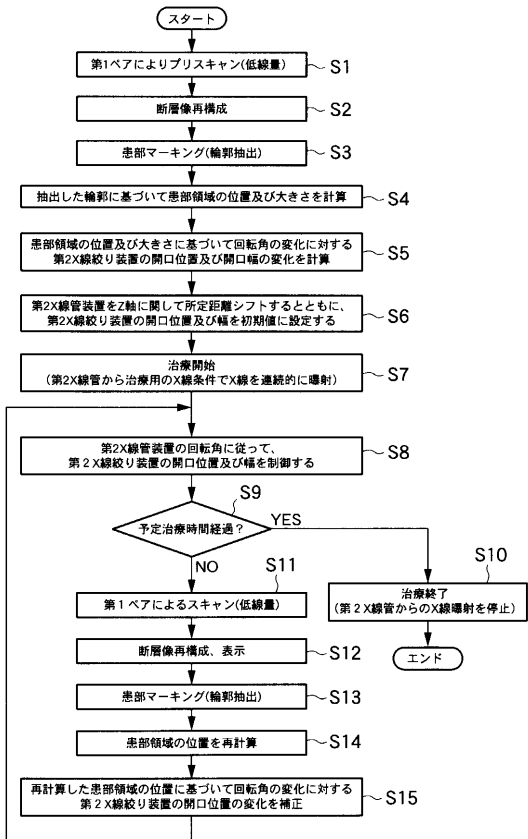
【図1】



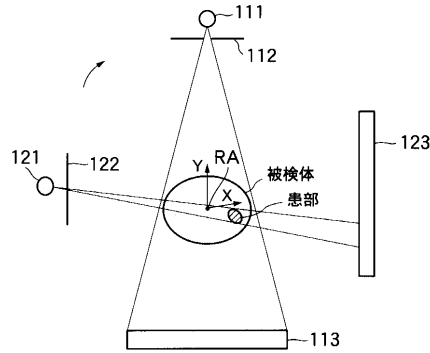
【図2】



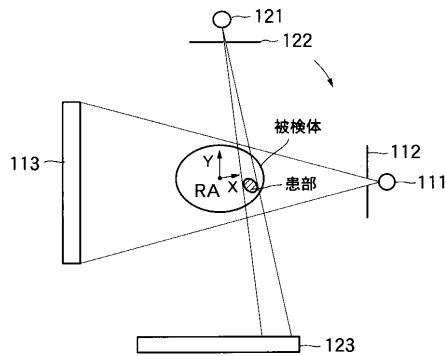
【図3】



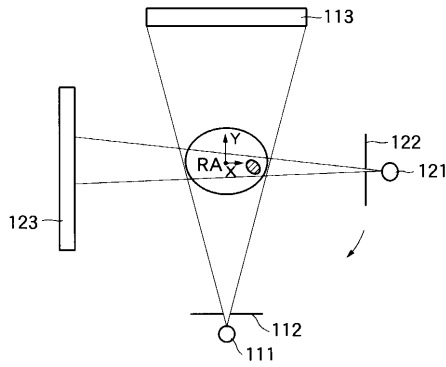
【図4】



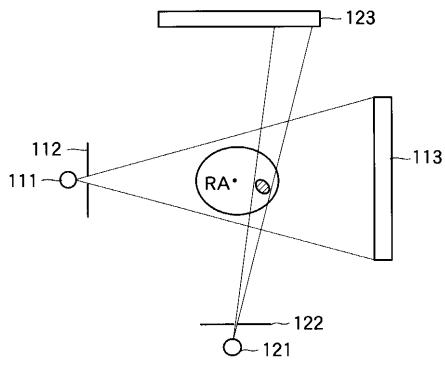
【図5】



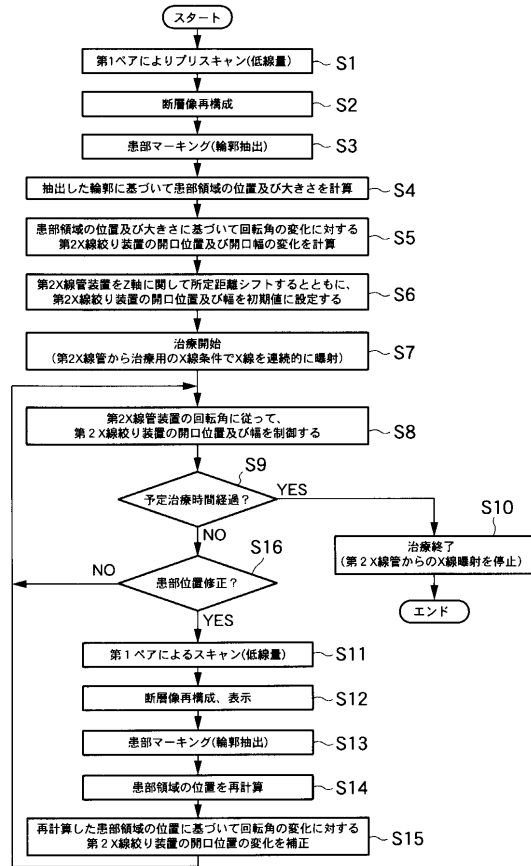
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (72)発明者 中島 成幸
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 柳田 祐司
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 新野 俊之
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 国際公開第00/007667(WO, A1)
特公昭35-016842(JP, B1)
特開2000-116638(JP, A)
特開平10-076020(JP, A)
特開平02-289271(JP, A)
特開2001-259060(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B6/00-6/14