

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5572521号  
(P5572521)

(45) 発行日 平成26年8月13日(2014.8.13)

(24) 登録日 平成26年7月4日(2014.7.4)

(51) Int.Cl.	F I
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 5 0 F
	A 6 1 B 6/03 3 5 0 Q
	A 6 1 B 6/03 3 5 0 U
	A 6 1 B 6/03 3 2 1 D

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-239234 (P2010-239234)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成22年10月26日(2010.10.26)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2012-90702 (P2012-90702A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成24年5月17日(2012.5.17)	(72) 発明者	岡部 正和
審査請求日	平成25年10月18日(2013.10.18)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		審査官	湯本 照基

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置、X線CT装置の画像再構成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体にX線を照射するX線源と、  
前記X線源に対向配置され、前記被検体を透過したX線を検出して前記被検体の投影データを出力するX線検出器と、  
前記X線源と前記X線検出器を前記被検体の回転中心で回転させる回転部と、前記被検体の投影データに基づいて前記被検体のX線CT像を再構成する画像再構成演算部と、前記X線CT像を表示する表示部と、を備えたX線CT装置であって、  
複数の撮影の回転中心を設定する回転中心設定部を備え、前記画像再構成演算部は、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換する平行投影像変換部と、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、前記重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成する投影像合成部と、  
を具備したことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

前記投影像合成部は、前記設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置の誤差値を計算し、該誤差値に基づいて設定上の回転中心位置と実際の回転中心位置の誤差を補正し、前記複数回転分の平行投影像を合成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】

前記投影像合成部は、さらに、前記重複領域の投影データの出力レベルを合わせて前記複数回転分の平行投影像を合成することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記投影像合成部は、前記 X 線検出器の傾き変位に基づく誤差を補正することを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 5】

前記投影像合成部は、複数回転の回転中心軸の傾き変位に基づく誤差を補正することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 6】

被検体に X 線を照射する X 線源と、前記 X 線源に対向配置され、前記被検体を透過した X 線を検出して前記被検体の投影データを出力する X 線検出器と、前記 X 線源と前記 X 線検出器を前記被検体の回転中心で回転させる回転部と、前記被検体の投影データに基づいて前記被検体の X 線 CT 像を再構成する画像再構成演算部と、前記 X 線 CT 像を表示する表示部と、を備えた X 線 CT 装置の画像再構成方法であって、

複数の撮影の回転中心を設定するステップと、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換するステップと、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、前記重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成するステップと、を含むことを特徴とする X 線 CT 装置の画像再構成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の X 線 CT 画像を計測する X 線 CT 装置に係り、被検体が X 線検出器の撮影視野よりはみ出る場合でも正確な CT 値である X 線 CT 画像を計測する技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

X 線 CT 装置において、被検体が検出器の端部チャンネルの外側にはみ出している場合は、特許文献 1 の開示技術によって解決される。

【0003】

具体的には、まず端部近傍チャンネルの投影データ (dn) を基にして端部チャンネルの外側の投影データ (da) を作成する。次に、外側の投影データ (da) を用いて投影データを外挿演算する。最後に、該外挿演算された投影データを基に CT 画像を生成する。これによって、検出器の端部チャンネルの外側へ被検体のはみ出している場合でも、正常な CT 画像を作成することが可能となる。

【0004】

また、X 線ビームをコーンから平行投影へ変換する技術は、特許文献 2 に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2004-65706 号公報

【特許文献 2】特開平 10-243941 号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】L.A.Feldkamp, et al.: Practical Cone-Beam Algorithm: J. Optical Society of America, A/Vol.1(6) pp. 612-619 (1984)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 7 】

上記特許文献1は、コーン状のX線ビームから平行投影するX線検出器の端部より被検体の一部がはみ出したとき、そのはみ出した部分の投影データをはみ出していない部分の投影データから外挿演算をして求めている。このため、はみ出した部分の投影データを用いてX線CT画像を再構成するときに、CT値が不正確となるおそれがあり、CT値を正確に求めることは未解決の問題であった。

## 【 0 0 0 8 】

また、上記特許文献2は、X線ビームをコーンから平行投影へ変換することにより、コーンビーム及び2次元的なX線検出器を使用した場合、画像の再構成ではその計算が複雑で膨大な量になり、一般的に普及しているコンピュータ等では処理時間が長くなり過ぎて実現できないという技術課題を解決していることが記載されているに過ぎず、上記未解決の問題の解決を示唆する記載は見受けられない。

10

## 【 0 0 0 9 】

本発明は、上記問題の一解決手段としてなされたものであり、X線検出器の撮影視野から被検体をはみ出しても正確なCT値が求めることが可能なX線CT装置を提供することを目的とする。

## 【 0 0 1 0 】

また、X線検出器の撮影視野から被検体をはみ出しても正確なCT値が求めることが可能なX線CT装置の画像再構成方法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 】

20

## 【 0 0 1 1 】

本発明の特徴は、複数の撮影の回転中心を設定し、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換し、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、前記重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成する構成となっている。

## 【 0 0 1 2 】

本発明のX線CT装置及びその画像再構成方法の具体的な構成は次の項目で示される。

## 【 0 0 1 3 】

(1)被検体(2)にX線を照射するX線源(11)と、前記X線源(11)に対向配置され、前記被検体(2)を透過したX線を検出して前記被検体(2)の投影データを出力するX線検出器(12)と、前記X線源(11)と前記X線検出器(12)を前記被検体(2)の回転中心で回転させる回転部(13)と、前記被検体(2)の投影データに基づいて前記被検体(2)のX線CT像を再構成する画像再構成演算部(20)と、前記X線CT像を表示する表示部(80)と、を備えたX線CT装置であって、複数の撮影の回転中心を設定する回転中心設定部(70)を備え、前記画像再構成演算部(20)は、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換する平行投影像変換部(20)と、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、前記重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成する投影像合成部(230)と、を具備することを特徴とするX線CT装置。

30

## 【 0 0 1 4 】

(2)被検体にX線を照射するX線源と、前記X線源に対向配置され、前記被検体を透過したX線を検出して前記被検体の投影データを出力するX線検出器と、前記X線源と前記X線検出器を前記被検体の回転中心で回転させる回転部と、前記被検体の投影データに基づいて前記被検体のX線CT像を再構成する画像再構成演算部と、前記X線CT像を表示する表示部と、を備えたX線CT装置の画像再構成方法であって、複数の撮影の回転中心を設定するステップと、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換するステップと、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、前記重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成するステップと、を含むことを特徴とするX線CT装置の画像再構成方法。

40

## 【 0 0 1 5 】

本発明の特徴は上記説明したように構成されているため、X線検出器の端部より被検体

50

の一部がはみ出したとき、そのはみ出した部分の投影データをはみ出していない部分の投影データから平行投影像から求めるため、はみ出した部分の投影データを用いてX線CT画像を再構成するときに正確なCT値が求められるから、X線検出器の撮影視野から被検体のはみ出しても正確なCT値が求めることができる。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、X線検出器の撮影視野から被検体のはみ出しても正確なCT値が求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明が適用されるCアーム方式によるコーンビームX線CT装置1の概略構成図

【図2】本発明が適用される移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置1aを示す概略構成図

【図3】本発明のX線CT装置による、2つの異なる回転中心で撮影された投影データを合成してX線CT像を再構成する様子を説明する図

【図4】本発明による投影像合成部における、平行投影像の幾何学を説明する図

【図5】本発明の第1の実施例の動作を示すフローチャート

【図6】撮影処理を示すフローチャート

【図7】本発明の第1の実施例が、平行投影像を生成する処理を説明するフローチャート

【図8】本発明の第2の実施例の動作を示すフローチャート

【図9】本発明の第3の実施例が、平行投影像を生成する処理を説明するフローチャート

【図10】本発明を3つの異なる回転中心で撮影された投影データの合成に適用した場合のX線CT像の再構成視野を示す図

【図11】図10と異なる配置関係の、X線CT像の再構成視野を示す図

【図12】本発明を、4つの異なる回転中心で撮影された投影データの合成に適用した場合の、X線CT像の再構成視野を示す図

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、添付図面を用いて本発明に係るX線CT装置の実施の形態について詳説する。本発明の実施形態を説明する全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

【0019】

(概略構成)

まず、図1及び図2に基づいて、本発明が適用されるコーンビームX線CT装置の概略的な構成について説明する。図1は、本発明が適用されるコーンビームX線CT装置(Cアーム方式)1を示す概略構成図である。図2は、本発明が適用される移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置1aを示す概略構成図である。

【0020】

図1に示すコーンビームX線CT装置1は、被検体2に対してX線を照射し、被検体2のX線透過像111を撮影する撮影部10と、撮影部10の各構成要素を制御したり、X線透過像111に基づいて被検体2の3次元CT像を再構成したりする制御演算部20とを備える。また、画像を表示する表示装置80と、表示装置80に表示された画像の位置やパラメータを入力するための、マウス、キーボード、あるいはトラックボール等からなる情報入力装置70と、を備える。

【0021】

図2に示す移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置1aは、撮影部10aと、撮影部10aの各構成要素を制御したり、3次元CT像を再構成したりする制御演算部20aと、を備える。コーンビームX線CT装置1aには、車輪5が搭載され、検査室、手術室を移動できるようになっている。

【0022】

10

20

30

40

50

ところで、図1は、紙面に平行な方向に回転中心軸4が有り、X線源11と2次元X線検出器12が回転中心軸4を中心に回転するようになっている。一方、図2は、紙面と垂直な方向に回転中心軸4が存在し、X線源11と2次元X線検出器12が紙面と平行な面内をスライド回転するように描かれている。図1のコーンビームX線CT装置1又は図2の移動型X線装置に搭載されたコーンビームX線CT装置1aの何れであっても、X線源11とX線検出器12が被検体2の周囲を回転してX線CT画像が取得できればよく、図1のコーンビームX線CT装置1が紙面と平行な面内をスライド回転しても、図2の移動型X線装置に搭載されたコーンビームX線CT装置1aが回転してもよい。

【0023】

以下、図1に示す各構成要素を主に説明し、必要に応じ、図2に示す構成要素を説明する

10

【0024】

(撮影部10)

撮影部10は、被検体2が横臥する寝台17と、被検体2にX線を照射するX線源11と、X線源11に対向して設置され被検体2を透過したX線を検出することによりX線透過像111を出力する2次元X線検出器12と、X線源11及び2次元X線検出器12を機械的に支持するC型アーム13と、C型アーム13を保持するC型アーム保持体14と、C型アーム保持体14をX線撮影室の天井に取り付ける天井支持体15と、天井支持体15を前後左右の2次元方向に移動可能に支持する天井レール16と、被検体2に造影剤を注入するインジェクタ18と、を備える。

【0025】

X線源11は、X線を発生するX線管11tと、X線管11tからのX線照射の方向を円錐、四角錐状、あるいは多辺角錐状に制御するコリメータ11cと、を備える。

20

【0026】

2次元X線検出器12には、たとえば、複数のチャンネルの薄膜トランジスタ(TFT)素子が2次元配列されるフラットパネルディテクタ(「FPD」と略記する)が用いられるが、X線イメージインテンシファイアとCCDテレビカメラ(「I.I.+TVカメラ」と略記する)を用いてもよい。ここで、I.I.+TVカメラは、X線透過像を可視光像に変換するX線イメージインテンシファイアと、X線イメージインテンシファイアの像を結像する光学レンズ、及び光学レンズにより結像されたX線イメージインテンシファイアの可視光像を撮影するCCDテレビカメラ等の組み合わせから構成される。そして、2次元X線検出器12の撮影視野は、FPDで示される方形やI.I.+TVカメラで示される円形が代表的な形状となるが、コリメータや濃度補償フィルタを用いて、前記代表的形状から切り取った任意の形状としてもよい。

30

【0027】

C型アーム13は、被検体2の撮影に際して、所定の投影角度毎に回転中心軸4を中心として回転移動する。この回転移動により、X線源11と2次元X線検出器12は対向配置したまま、ほぼ同一の平面上にある円軌道を回転移動しながら、X線撮影を行うことが可能になる。この回転移動については、画像再構成演算に使用される撮影幾何学パラメータが存在する。撮影幾何学パラメータには、C型アーム13が回転移動することにより、X線源11が描く円軌道を含む面である回転軌道面(ミッドプレーン)3と、回転中心を通り被検体2の体軸方向に平行な軸と定義する回転中心軸4と、がある。

40

【0028】

また、2次元X線検出器12は、回転中心軸4に平行に設置されとは限らない。その理由は、2次元X線検出器12の取付角がその基準角度(0°)からずれて配置されているからである。

【0029】

2次元X線検出器12の取付角の配置のずれは、撮影幾何学パラメータで示され、撮影幾何学パラメータは、C型アーム13が回転移動することにより、X線源11の円軌道を含む面である回転軌道面3と、回転中心軸4、及び2次元X線検出器12の取付角の基準角度により表される。

【0030】

50

次に、回転中心軸4を基に3次元座標系を定義する。3次元座標系は、回転中心軸4の方向をZ軸とし、Z軸に直交し寝台17の水平面と平行な方向をX軸、Z軸及びX軸に直交する方向をY軸とする。また、回転中心は回転軌道面3と回転中心軸4との交点と定義する。

【0031】

そして、図3に示すように、回転撮影方向とY軸とのなす角度を投影角度 $24(\theta)$ と定義する。複数の、ここでは2つの回転撮影では異なる幾何学系パラメータである。図面の上下方向が $\theta_0$ 、斜め方向が $\theta_0 + 45^\circ$ 、横方向 $\theta_0 + 90^\circ$ の投影データを示す。異なる幾何学系パラメータのままでは、2つの回転撮影の投影データを合成できない。

【0032】

そこで、ファンビーム角(X-Y面)方向について、2つの回転中心 $(C_{1x}, C_{1y})$ 、 $(C_{2x}, C_{2y})$ の midpoint  $(C_x, C_y)$  を中心とする平行投影像26A、26B、26Cに変換して、平行投影像26A、26B、26Cによる幾何学系パラメータを合わせてから、平行投影像26A、26B、26Cを合成し、平行投影像26A、26B、26Cの重複領域が形成される。平行投影像の重複領域は投影角度により変化し、 $\theta_0$ のとき重複領域が少なく、 $\theta_0 + 90^\circ$ のときは、2つの平行投影像は完全に重複する。

【0033】

X線CT像の再構成視野は、第1の撮影の回転中心 $(C_{1x}, C_{1y}, C_{1z})$ を中心とする円領域と、第2の撮影の回転中心 $(C_{2x}, C_{2y}, C_{2z})$ を中心とする円領域と、2つの円領域を結ぶ共通接線とで囲まれる領域となる。

【0034】

ここでは、説明を簡単にするため、コーンビーム角(Z軸)方向については変換しないものとする。

【0035】

一方、2次元X線検出器12は複数チャンネルのTFT素子を2次元方向に配列して構成されているので、それらの2次元方向は、27(u)、28(v)を各軸として定義する。また、2次元検出器のTFT素子間の距離はu軸で $u$ 、v軸で $v$ とする。回転撮影のX線透過像111あるいは投影データ211は、2次元座標 $(u, v)$ と、投影角度 $24(\theta)$ で定まる。

【0036】

(制御演算部20)

制御演算部20は、撮影部10を制御する撮影部制御部100と、撮影部10が出力したX線透過像111を収集して格納する画像収集部110と、収集されたX線透過像111に基づいて3次元CT像を再構成する画像再構成部200と、回転中心位置入力部310、回転幾何学計算部320と、再構成部200が生成した3次元CT像を表示する画像表示部280と、を備える。

【0037】

(撮影部制御部100)

撮影部制御部100は、C型アーム13の、回転中心軸4の回りの回転移動を制御する撮影系回転制御部101と、天井支持体15の天井レール16上での位置を制御してC型アーム13の被検体2に対する位置を2次元的に制御する撮影系位置制御部102と、X線管11tに流す管電流のON、OFF等を制御するX線照射制御部103と、インジェクタ18が被検体2に注入する造影剤の注入量及び注入タイミングを制御するインジェクタ制御部104と、寝台17の位置を制御して被検体2の位置を調整するための寝台制御部105と、2次元X線検出器12によるX線透過像111の撮影を制御する検出系制御部107と、を備える。

【0038】

なお、移動型X線装置Cアーム方式コーンビームX線CT装置1aに搭載された撮影系位置制御部102は、C型アーム13の位置を前後左右及び上下方向に一定幅だけ3次元的に移動できるようになっている。また、C型アーム13の回転方向は、前述したように、紙面に平行な方向に回転中心軸4が有りX線源11と2次元X線検出器12が回転中心軸4を中心に回転するようになっている(図1)、回転中心軸4が紙面と垂直な方向に存在しX線源11と2次元X線検出器12が紙面と平行な面内をスライド回転するようになっている(図2)、あるいはその両方の回転動作を備えるものであってもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 9 】

(画像再構成部200)

画像再構成部200は、前処理部210と、フィルタリング部250と、逆投影部260と、平行投影像生成部220と、投影像合成部230と、を備える。

## 【 0 0 4 0 】

前処理部210は、画像収集部110が収集したX線透過像111をX線吸収係数の分布像(以下「投影データ211」という)に変換する。

## 【 0 0 4 1 】

本実施の形態では、まず、被検体2と寝台17を撮影視野内に配置しない状態で予め撮影された空気のX線透過像の各画素データに対して対数変換演算を施す。

10

## 【 0 0 4 2 】

次に、被検体2を寝台17に載せた状態で撮影したX線透過像111の各画素データに対して自然対数変換演算を施す。そして、上記2つの自然対数変換演算を施したX線透過像の差分を取るにより、被検体2及び寝台17の投影データ211を得る。

## 【 0 0 4 3 】

平行投影像生成部220と投影像合成部230は、本発明を特徴づける部分であり、まず、平行投影像生成部220により、2つの回転撮影による投影データを回転幾何学計算部320が計算する合成平行投影像の幾何学に変換する。次に、投影像合成部230により、2つの回転中心の異なる投影データを合成する。

## 【 0 0 4 4 】

フィルタリング部250は、投影像合成部230が合成した合成投影像237に対して、X線CT画像再構成におけるフィルタリング処理を行う。

20

## 【 0 0 4 5 】

逆投影部260は、フィルタ処理された合成投影像に対し、例えばフェルドkamp再構成法により3次元CT像270を生成する。フェルドkamp再構成法はコーンビーム画像再構成手法で、例えば、非特許文献1に開示されている。

## 【 0 0 4 6 】

(回転中心位置入力部310)

回転中心位置入力部310は、情報入力装置70から、2つの回転撮影の回転中心位置を入力する。ここで、回転中心位置は入力した回転中心位置と実際の回転中心位置との間に数mmの位置誤差を生じる。この位置誤差を補償する平行投影像の位置併せ処理は、後述する図5のステップS231において詳細に説明する。

30

## 【 0 0 4 7 】

(回転幾何学計算部320)

回転幾何学計算部320は、投影データ211の幾何学系(回転中心 $(C_1x, C_1y, C_1z)$ )、投影データ212の幾何学系(回転中心 $(C_2x, C_2y, C_2z)$ )から、次のように定義される合成平行投影像の回転中心 $(Cx, Cy, Cz)$ 、投影角度、回転中心からの距離を設定する。

## 【 0 0 4 8 】

回転中心： $(Cx, Cy, Cz) = ((C_1x + C_2x)/2, (C_1y + C_2y)/2, (C_1z + C_2z)/2)$

投影角度： $\theta_0 - 90^\circ$                        $\theta_0 + 90^\circ$

回転中心 $(Cx, Cy, Cz)$ からの距離：X-Y面方向  $R$ 、Z方向  $v$

40

次に、コーンビームX線CT装置1の各種設定条件について次のとおり説明する。

## 【 0 0 4 9 】

X線源11と回転中心軸4との距離は800mm、回転中心軸4と2次元X線検出器12のX線入射面との距離は400mm、2次元X線検出器12のX線入射面は256mm×256mmであって、TFT素子は1024×1024が配列され、素子間隔は0.25mmである。X線源11は、被検体2に向けてX線を照射する。2次元X線検出器12のX線入射面にX線源11からのX線が入射される。X線源11からのX線は被検体2を透過した透過X線と直接2次元X線検出器12のX線入射面に到達する直接X線があり、2次元X線検出器12には透過X線と直接X線の両方が入射される。2次元X線検出器12はX線蛍光層、フォトダイオード層、電荷蓄積層をX線入射方向から順に積層して形成される

50

。X線蛍光層(CsI等)はX線を光に変換する。フォトダイオード層は該変換された光を電荷に変換する。電荷蓄積層(キャパシタ等)は変換された電荷を蓄積する。該蓄積された電荷は一定のフレームレートごとに読み出される。

【0050】

回転撮影モードでは、1024×1024のTFT素子を読み出さず、時間短縮のため、2×2の素子をまとめて一つの画素に見立てて出力し、結果として画像サイズ512×512、画素ピッチ0.5mm、毎秒30フレームで、X線透過像111を読み出す。

【0051】

撮影系回転制御部101は、2次元X線検出器12を、寝台17に横臥している被検体2左手の方向(-100度)から天井方向(0度)を通過し、被検体2の右手方向(+100度)まで回転移動させる。この回転移動は、角度が200度の投影データを取得可能であることを示している。ここでは、被検体2のX線透過像111の撮影を200度分行って、X線CT画像のもととなる投影データを取得する。

10

【0052】

また、X線CT装置のスキャン時間は、C型アーム13の回転速度に依存し、代表例は1秒当たり40度で、スキャン時間は例えば5秒である。

【0053】

先ず、撮影系回転制御部101は、回転中心軸4を中心にC型アーム13の旋回を開始する。

【0054】

X線照射制御部103は、C型アーム13の回転加速期間を経て回転速度が一定になった後、X線管11tからX線を照射し、検出系制御部107は2次元X線検出器12による撮像を開始する。X線管11tから照射されたX線は、被検体2を透過した後、2次元X線検出器12で検出され電気信号に変換される。2次元X線検出器12からの電気信号は、図示しないA/D変換を経た後、デジタル信号からなるX線透過像111として画像収集部110に収集される。2次元X線検出器12は毎秒30フレームで、回転撮影における投影角度間隔は1.33度で、5秒間に150枚のX線透過像111を収集する。200度の回転撮影が完了すると、X線照射制御部103はX線管11tのX線照射を終了し、撮影系回転制御部101は回転減速期間を経たのち回転を停止する。

20

【0055】

画像再構成部200は、回転撮影動作中にあるいは回転撮影終了直後に、画像収集部110からX線透過像111を読み出し、このX線透過像111に再構成演算を行い、被検体2の3次元CT像を生成する。画像表示部280は、3次元CT像を、CRT装置や液晶ディスプレイ装置等からなる表示装置80に表示する。なお画像表示部280は、画像収集部110に記憶されたX線透過像111を表示するためにも使用される。

30

【0056】

画像表示部80は、直交断面像や中心投影像、及び3次元CT像を、表示装置80に表示する。なお、画像表示部280は、画像収集部110に記憶されたX線透過像111を表示するためにも使用される。

【0057】

図4は、本発明の多数回撮影のCT像の合成表示を説明するための概念図である。

【0058】

ここでは、回転中心31から2次元X線検出器12aに投影される投影データと、回転中心32から2次元X線検出器12bに投影される投影データとを合成する。

40

【0059】

まず、投影データ同士の合成に際して、2つの回転撮影の幾何学系パラメータが異なるため、そのままでは投影データは合成できないから、ファンビーム角(X-Y面)方向について、2つの回転中心31、32をと通る線分33を引き、線分33上で2つの回転中心31、32の中点34を中心とする平行投影像に変換して、幾何学系を合わせてから、投影データを合成する。

【0060】

X線ビームにおけるコーンビームから平行ビームの変換法は特許文献2に開示されている

50

。

## 【 0 0 6 1 】

そして、複数回転分の平行投影像同士の重複領域を計算し、重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成することにより、被検体2の2次元検出器12の視野からのみ出しを解消し、CT値が正確なX線CT像を生成することが可能となる。

## 【 0 0 6 2 】

次に、本発明の各実施例の詳細について、以下に説明する。

## 【実施例 1】

## 【 0 0 6 3 】

図5は、本発明の第1の実施例の動作を示すフローチャート、図6は図5の撮影処理、図7は平行投影像を生成する動作を説明するフローチャートである。

## 【 0 0 6 4 】

以下、図5～図7にしたがって、処理の詳細を説明する。

## 【 0 0 6 5 】

(ステップS310)

操作者は、情報入力装置70を用い回転中心位置入力部310に、第1の撮影の回転中心( $C_{1x}$ ,  $C_{1y}$ ,  $C_{1z}$ )と、第2の撮影の回転中心( $C_{2x}$ ,  $C_{2y}$ ,  $C_{2z}$ )を入力する。回転幾何学計算部320は、回転中心位置入力部310への第1の撮影の回転中心( $C_{1x}$ ,  $C_{1y}$ ,  $C_{1z}$ )と、第2の撮影の回転中心( $C_{2x}$ ,  $C_{2y}$ ,  $C_{2z}$ )の入力を受けて、第1の撮影の回転中心( $C_{1x}$ ,  $C_{1y}$ ,  $C_{1z}$ )と、第2の撮影の回転中心( $C_{2x}$ ,  $C_{2y}$ ,  $C_{2z}$ )を記憶する。

## 【 0 0 6 6 】

(ステップS320)

回転幾何学計算部320は、第1の回転撮影データと第2の回転撮影データから別々に再構成演算した場合に、2つのX線CT像に重複領域があるかどうかを判定する。

## 【 0 0 6 7 】

具体的には、X線CT像に重複領域があれば、投影データにも重複領域があり、X線CT像に重複領域がなければ、投影データにも重複領域がないと判定する。

## 【 0 0 6 8 】

ここで、X線源11と回転中心軸4との距離をSO、X線源11と2次元X線検出器12との距離を

## 【 0 0 6 9 】

SD、2次元X線検出器12の左右方向の有効視野を2Rとすると、半径rは{数1}で表される

。

## 【 0 0 7 0 】

{数1}

$$r = R \times \frac{SO}{\sqrt{SD^2 + R^2}} \quad (1)$$

X線CT像の再構成視野は半径rの球形または円柱形状となる。ステップS310で入力した、第1の撮影の回転中心と第2の撮影の回転中心の、XY平面における距離Lは{数2}で表される。

## 【 0 0 7 1 】

{数2}

$$L = \sqrt{(C_{2x} - C_{1x})^2 + (C_{2y} - C_{1y})^2} \quad (2)$$

ここで、{数3}のような関係式になれば重複領域が存在しない(No)のでステップS310に戻り、回転中心位置を再入力することになる。

## 【 0 0 7 2 】

{ 数 3 }

$$L > 2r \quad (3)$$

重複領域が存在する(Yes)の場合、回転幾何学計算部320は、合成平行投影像の幾何学(回転中心( $C_x=(C_{1x}+C_{2x})/2$ ,  $C_y=(C_{1y}+C_{2y})/2$ ,  $C_z=(C_{1z}+C_{2z})/2$ )と、投影角度  $\theta_0$  が { 数 4 } のとおり計算される。ステップS331に進む。

【 0 0 7 3 】

{ 数 4 }

$$\beta_0 = \arctan\left(\frac{C_{2Y}-C_{1Y}}{C_{2X}-C_{1X}}\right) \quad (4)$$

10

(  $\theta_0 - 90^\circ$   $\theta_0 + 90^\circ$  )

(ステップS331)

制御演算部20は、第1の撮影の回転中心において第1の回転撮影を行う。画像収集部110が収集したX線透過像111は、前処理手段210により前処理が施され、第1の投影データ211を生成する。

【 0 0 7 4 】

(ステップS332)

制御演算部20は、第2の撮影の回転中心において第2の回転撮影を行う。画像収集部110が収集したX線透過像111は、前処理手段210により前処理が行われ、第2の投影データ212

20

【 0 0 7 5 】

(ステップS220)

平行投影像変換部220は、合成平行投影像を生成する平行投影角度  $\theta$  を設定する。平行投影角度  $\theta$  は、ステップS320で計算した： $\theta_0 - 90^\circ$   $\theta_0 + 90^\circ$  の角度範囲をとり、等角度間隔  $\Delta\theta$  で変化させる。 $\Delta\theta$  として、例えば、 $180^\circ$  を撮影枚数で割算した値を使用する。

【 0 0 7 6 】

(ステップS221)

平行投影像変換部220は、第1の撮影処理(ステップS331)が出力した第1の投影データ211から、合成平行投影像の幾何学に変換した、第1の平行投影角度  $\theta_1$  の平行投影像(221p)を生成する。平行投影変換は、図7に示したサブルーチンより実施される。

30

【 0 0 7 7 】

(ステップS225)

合成平行投影像上の画素は( $R, v$ )と定義する。 $R$ は、検出器面左右方向(X-Y面)における合成平行投影像の回転中心( $C_x, C_y, C_z$ )からの距離であり、 $v$ は検出器上下方向(Z軸)の距離である。平行投影像変換部220は、合成平行投影像上の画素( $R, v$ )から、ステップS220で設定した平行投影角度  $\theta$  の方向に直線を引く演算を行う。

【 0 0 7 8 】

(ステップS226)

平行投影像変換部220は、画素は( $R, v$ )と第1の投影データ211の再構成領域1との交点があるかを計算し、交点有り(YES)の場合は、次のステップS227に進む。交点無し(NO)の場合は、ステップS228へ進む。

40

【 0 0 7 9 】

(ステップS227)

平行投影像変換部220は、第1の投影データ211(投影角度  $\theta_1$  と、検出器座標( $u_1, v_1$ ))で定義されている対応する投影値を二次元X線検出器12から読み出す。

【 0 0 8 0 】

(ステップS228)

平行投影像変換部220は、現在の平行投影角度  $\theta$  について、すべての平行投影像の画素(

50

R, v)についてステップS226の交点の有無を計算したか確認し、すべての平行投影像の画素(R, v)について計算していない(NO)の場合は、ステップS225～ステップS227の処理を繰り返す。すべての平行投影像の画素(R, v)について計算した(YES)の場合は、第1の平行投影角度の平行投影像(221p)を出力し、ステップS222に進む。

【0081】

(ステップS222)

平行投影像変換部220は、第2の撮影処理(ステップS332)が出力した第2の投影データ212から、第2の平行投影角度の平行投影像(222p)を生成する。

【0082】

(ステップS231)

平行投影像変換部220は、u方向(横方向)に検出器ピッチの数分の1(0.1mm程度)、v方向(縦方向)には検出器ピッチ(0.5mm)程度の精度で、位置合わせをする。

【0083】

回転中心位置入力部310が、入力した回転中心位置の誤差を、第1の平行投影像(221p)と、第2の平行投影像(222p)の重複領域の相関を用いて補正する。相関値を計算する領域は、コーン角(Z軸)方向の影響を抑えるため、回転軌道面(ミッドプレーン)3付近に横長のROIをとる。第2の平行投影像を、u方向(横方向)に検出器ピッチの数分の1(0.1mm程度)、v方向(縦方向)には検出器ピッチ(0.5mm程度)ずつ、ずらしながら、平行移動し、第1の平行投影像との相関値を求め、相関値が最も大きい(R, v)を計算する。相関値の計算式は、{数5}を用いる。

【0084】

{数5}

$$\phi_{\beta}(\Delta R, \Delta v) = \frac{\sum_{R, v} \left[ \text{Pr } j_{1,\beta}(R, v) - \overline{\text{Pr } j_{1,\beta}} \right] \left[ \text{Pr } j_{2,\beta}(R + \Delta R, v + \Delta v) - \overline{\text{Pr } j_{2,\beta}} \right]}{\sqrt{\sum_{R, v} \left[ \text{Pr } j_{1,\beta}(R, v) - \overline{\text{Pr } j_{1,\beta}} \right]^2} \cdot \sqrt{\sum_{R, v} \left[ \text{Pr } j_{2,\beta}(R + \Delta R, v + \Delta v) - \overline{\text{Pr } j_{2,\beta}} \right]^2}} \quad (5)$$

(ステップS233)

投影像合成部230は、ステップS231が計算した補正量(R, v)を用いて、第1の平行投影像(221p)と第2の平行投影像(222p)を合成し、平行投影角度の合成投影像233を生成する。

【0085】

(ステップS250)

フィルタリング手段250は、平行投影角度の合成投影像233に対するフィルタリング処理を行う。

【0086】

(ステップS260)

逆投影手段260は、フィルタリング処理された平行投影角度の合成投影像の逆投影処理を行う。

【0087】

(ステップS270)

画像再構成部200は、すべての平行投影角度について処理したかを確認し、すべての平行投影角度について処理していない(NO)の場合は、平行投影角度を増分し、ステップS220～ステップS260の処理を繰り返す。すべての平行投影角度について処理した(YES)の場合は、ステップS280に進む。

【0088】

(ステップS280)

画像再構成部200は、すべての平行投影角度について逆投影した再構成像を、いわゆ

10

20

30

40

50

るHounsfield値として定義されたCT値に変換し、X線CT像を出力する。

【0089】

以上説明したように、実施例1によれば、複数の撮影の回転中心を設定し、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換し、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成するので、二次元X線検出器12の端部より被検体の一部がはみ出したとき、そのはみ出した部分の投影データをはみ出していない部分の投影データから平行投影像から求めるため、はみ出した部分の投影データを用いてX線CT画像を再構成するときに正確なCT値が求められるから、X線検出器の撮影視野から被検体がはみ出しても正確なCT値が求めることができる。

10

【0090】

また、実施例1の特有の効果は、二次元X線検出器12の有効視野の半径と2つの回転中心間の距離Lを最初の工程で判断するから、操作者に適正な2つの回転中心の設定操作するようにガイドすることができる。

【実施例2】

【0091】

第2の実施例では、2回の回転撮影において、X線透過像111の出力レベルが変化する場合を説明する。

【0092】

特に、1回目の撮影では、X線管11tや、X線検出器12の収集回路の環境温度が低い状態であることがあり、前記温度が安定した状態で収集した場合と比較してX線透過像111の出力値が小さくなり、両者の出力レベルが異なる場合がある。

20

【0093】

また、2つの投影データの接合画素に入射するX線源11の放射角度が異なる(いわゆる、ヒール効果の)影響により、投影データの接合部の値に差が生じ、X線CT像の偽像の原因となる場合がある。

【0094】

図8に、本発明の第2の実施例の動作を示すフローチャートを示す。第2の実施例と第1の実施例との相違点は、ステップS231とステップS233の間に、ステップS232が追加されることである。

30

【0095】

(ステップS232)

平行投影像変換部220は、ステップS231の(数4)において相関値を計算する際に計算したROI平均値

$$\overline{Prj_{1,\beta}}$$

と

$$\overline{Prj_{2,\beta}}$$

を使用する。

40

各ROI平均値の中間値を求め、第1の平行投影像(221p)を各ROI平均値の加算値を前者のROI平均値の2倍で除した数を乗じ、第2の平行投影像(222p)を各ROI平均値の加算値を後者のROI平均値の2倍で除した数を乗じて、2つの投影データの輝度を等しくしてから、ステップS233に進む。

【0096】

以上説明したように、実施例2によれば、複数の撮影の回転中心を設定し、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換し、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成するので、二次元X線検出器12の端部より被検体の一部がはみ出したとき、そのはみ出した部分の投影データをはみ出していない部分

50

の投影データから平行投影像から求めるため、はみ出した部分の投影データを用いてX線CT画像を再構成するときには正確なCT値が求められるから、X線検出器の撮影視野から被検体のはみ出しでも正確なCT値が求めることができる。

【0097】

また、実施例2の特有の効果は、温度環境が異なるデータ収集でも被検体のはみ出しでも正確なCT値が求めることのできることであり、それ故、被検体2への無効X線被曝を低減することが可能になる。

【実施例3】

【0098】

第3の実施例では、2回の回転撮影において、その回転中心軸及び検出器傾き角がZ軸方向にずれが生じる場合を説明する。回転中心軸と検出器傾き角のずれの原因には、C型アーム13、C型アーム保持体14、及び天井支持体15の、機械的精度と、力学的歪みがあり、C型アーム13の3次元位置と回転角度により変化する。第1の回転撮影と、第2の回転撮影とでは、C型アーム13の3次元位置の違いはわずかであるが、回転中心軸と検出器傾き角はわずかながら異なるものとなり、CT像の結像及びアーチファクトの発生に影響が無いとはいえないものとなっている。Z軸からのずれの補正は、平行投影変換処理の中で行われる。

【0099】

第3の実施例では、前記X線検出器の傾き変位に基づく誤差と、前記回転中心軸の傾き変位に基づく誤差といずれか一方または両方を補正する。

【0100】

図9に、本発明の第3の実施例が、平行投影像を生成する処理を説明するフローチャートを示す。あらかじめ、C型アーム13の3次元位置と回転角度の関数として、回転中心軸の変位、方向ベクトル( $e_x, e_y, e_z$ )と、検出器傾き角が測定され、そのテーブルが用意されている。

【0101】

(ステップS224)

平行投影像変換部220は、回転中心軸変位・検出器傾き角変位テーブルを参照し、第1の撮影の回転中心軸方向ベクトル( $e_{1x}, e_{1y}, e_{1z}$ )、検出器傾き角 $\theta_1$ と、第2の撮影の回転中心軸方向ベクトル( $e_{2x}, e_{2y}, e_{2z}$ )、検出器傾き角 $\theta_2$ を計算する。

【0102】

(ステップS225)

平行投影像変換部220は、合成平行投影像上の画素( $R, v$ )から、ステップS220で設定した平行投影角度 $\alpha$ の方向に直線を引く演算を行う。

【0103】

(ステップS226)

平行投影像変換部220は、画素( $R, v$ )が第1の投影データ211の再構成領域と交点があるかを計算し、画素( $R, v$ )が第1の投影データ211の再構成領域と交点がある(YES)の場合は、次のステップS227に進む。画素( $R, v$ )が第1の投影データ211の再構成領域と交点がない(NO)の場合は、ステップS228へ進む。

【0104】

(ステップS227)

平行投影像変換部220は、回転中心軸方向ベクトル( $e_{1x}, e_{1y}, e_{1z}$ )と、平行投影角度 $\alpha$ の検出器面、回転軌道面方向の単位ベクトル( $\cos \alpha, -\sin \alpha, 0$ )との内積 $t$ を計算する。第1の投影データ211を、 $\theta_1 - \arctan(t)$ だけ回転し、合成平行投影像の画素( $R, v$ )に対応する投影値を読み出す。

【0105】

(ステップS228)

平行投影像変換部220は、現在の平行投影角度 $\alpha$ について、すべての( $R, v$ )についてスキップしたかを確認し、NOの場合は、ステップS225～ステップS227の処理を繰り返す。YESの場合は、第1の平行投影角度 $\alpha$ の平行投影像(221p)を出力し、ステップS222に進む。

10

20

30

40

50

## 【0106】

以上説明したように、実施例3によれば、複数の撮影の回転中心を設定し、複数の回転中心で撮影された投影データを平行投影像に変換し、複数回転分の前記平行投影像同士の重複領域を計算し、重複領域について設定上の回転中心位置と実際の撮影における回転中心位置に基づき複数回転分の平行投影像を合成するので、X線検出器の端部より被検体の一部がはみ出したとき、そのはみ出した部分の投影データをはみ出していない部分の投影データから平行投影像から求めるため、はみ出した部分の投影データを用いてX線CT画像を再構成するときに正確なCT値が求められるから、X線検出器の撮影視野から被検体がはみ出しても正確なCT値が求めることができる。

## 【0107】

また、実施例3の特有の効果は、ステップS231の平行投影像の位置合わせにおいて、回転中心位置補正量の計算に加えて、投影データ211、222の回転補正角に対する相関値の計算を加え、位置合わせの精度を向上させることができることである。

## 【0108】

<その他の変形例>

実施例1~3で説明した構成は一例であり、本発明は、技術思想を逸脱しない範囲内で適宜変更が可能である。

## 【0109】

例えば、本発明を3以上の異なる回転中心で撮影された投影データの合成に適用する事も可能である。図10と図11は、3つの異なる回転中心で撮影された投影データの合成に適用した場合であり、X線CT像の再構成視野は、3つの円領域とそれらを結ぶ共通接線とで囲まれる領域となる。また、図12に示すように、4つの異なる回転中心で撮影された投影データの合成に適用する事も可能である。本発明の適用により、小さなX線検出器を使用しても、大視野かつCT値が正確なX線CT像を得ることが可能となる。

## 【符号の説明】

## 【0110】

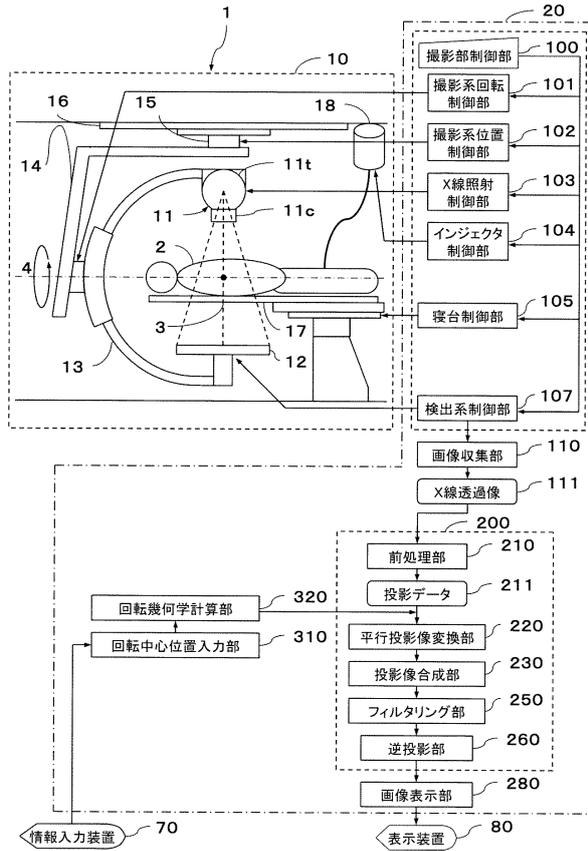
1 コーンビームX線CT装置、1a 移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置、2 被検体、3 回転軌道面(ミッドプレーン)、4 回転中心軸、5 車輪、10 撮影部、10a 移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置1aの撮影部、11 X線源、11t X線管、11c コリメータ、12 2次元X線検出器、13 C型アーム、14 C型アーム保持体、15 天井支持体、16 天井レール、17 寝台、18 インジェクタ、20 制御演算部、20a 移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置1aの制御演算部、70 情報入力装置、80 表示装置、100 撮影部制御部、100a 移動型X線装置に搭載されたCアーム方式コーンビームX線CT装置1cの撮影部制御部、101 撮影系回転制御部、102 撮影系位置制御部、103 X線照射制御部、104 インジェクタ制御部、105 寝台制御部、107 検出系制御部、110 画像収集部、111 X線透過像、200 画像再構成部、210 前処理部、211 投影データ、250 フィルタリング部、260 逆投影部、270 3次元CT像、280 画像表示部、310 回転中心位置入力部、320 回転幾何学計算部

10

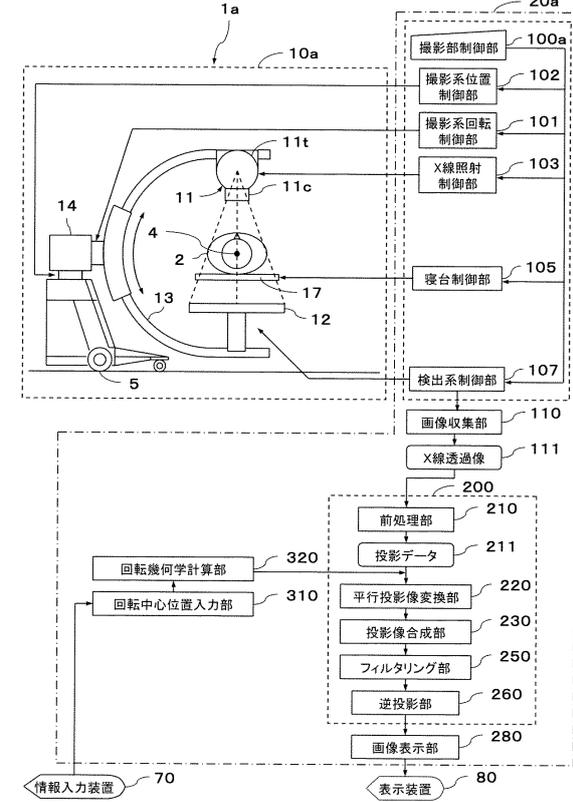
20

30

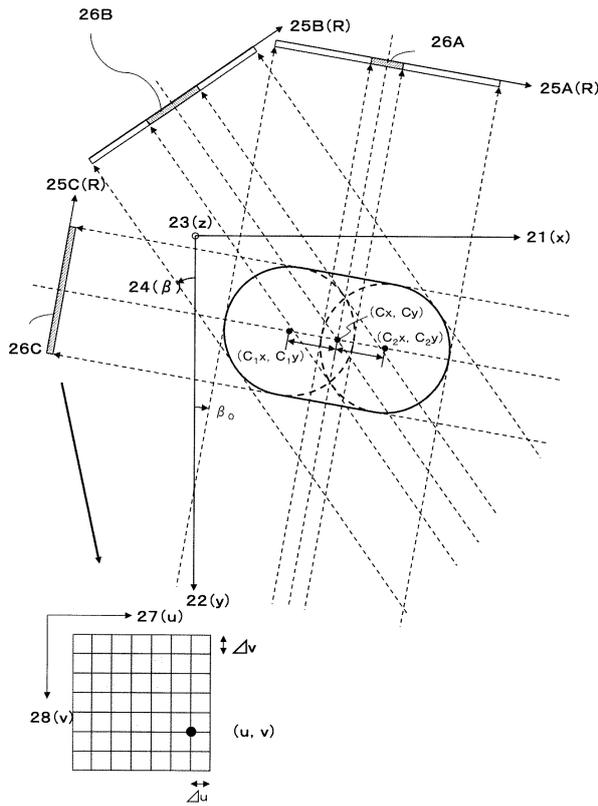
【図1】



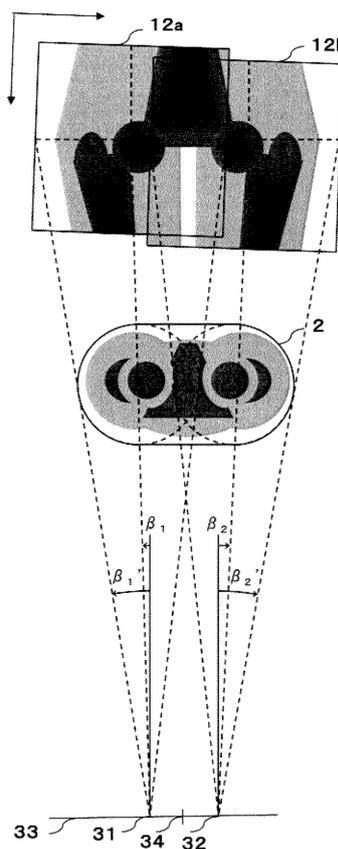
【図2】



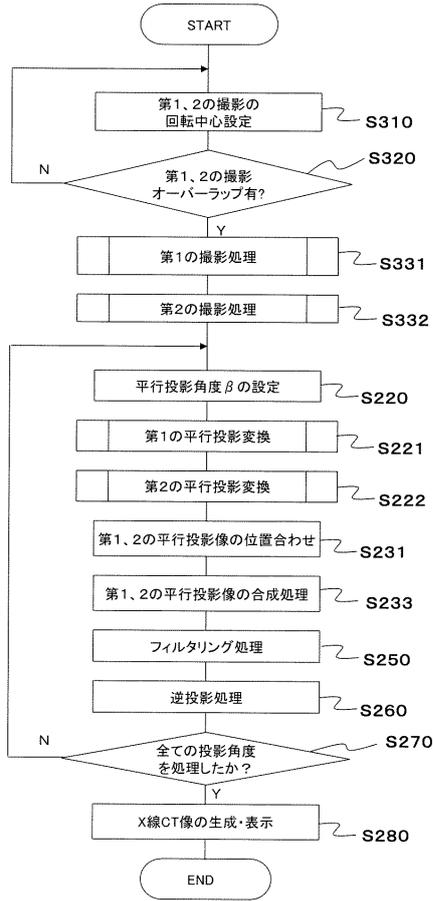
【図3】



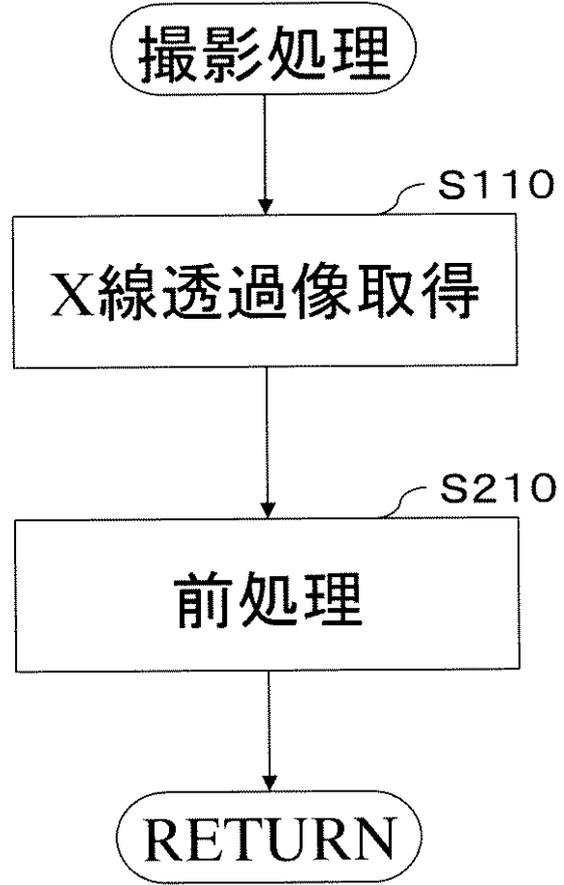
【図4】



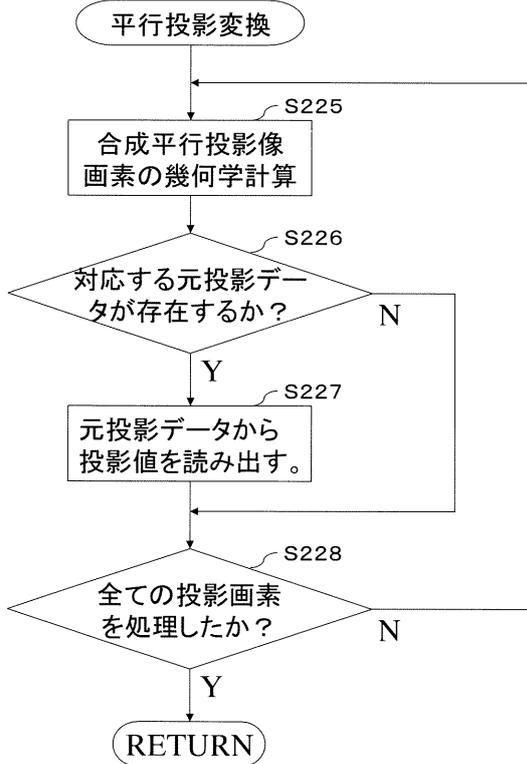
【図5】



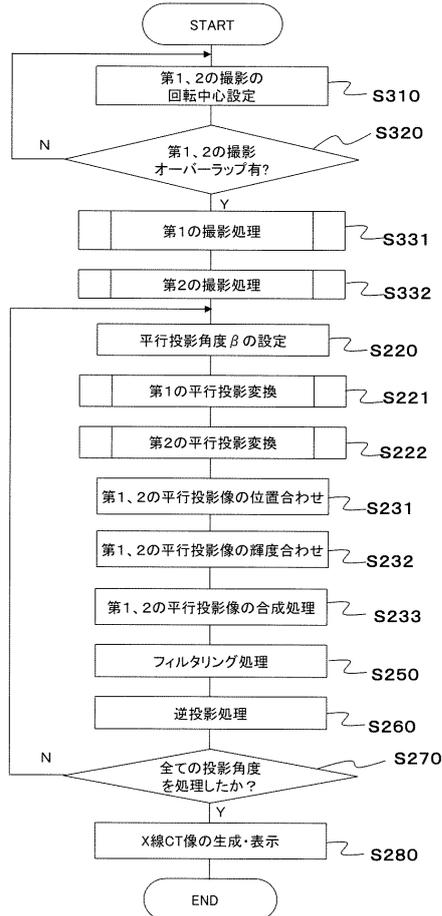
【図6】



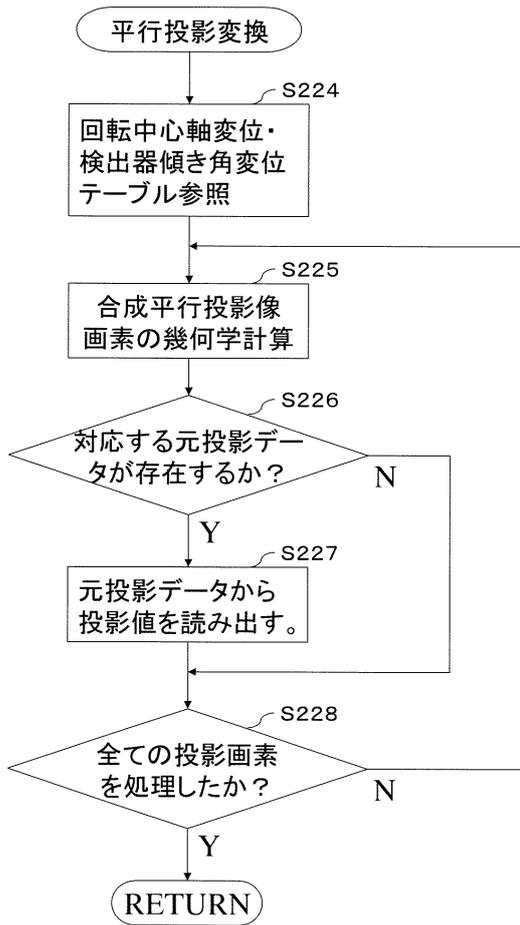
【図7】



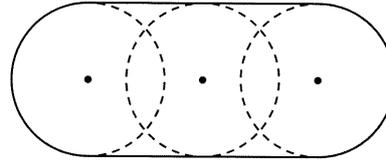
【図8】



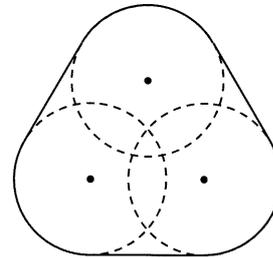
【図9】



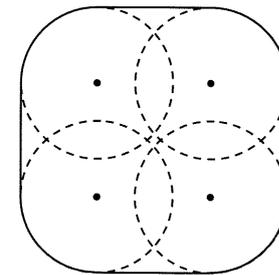
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2008-055171(JP,A)  
特開2009-082250(JP,A)  
特開2005-144167(JP,A)  
特開昭61-181443(JP,A)  
特開平11-188030(JP,A)  
特開2000-237182(JP,A)  
特開2004-065706(JP,A)  
特開平10-243941(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03