(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2023年7月13日(13.07.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/132017 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/000137

(22) 国際出願日： 2022年1月5日(05.01.2022)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(71) 出願人: 株式会社島津製作所 (**SHIMADZU CORPORATION**) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 Kyoto (JP).

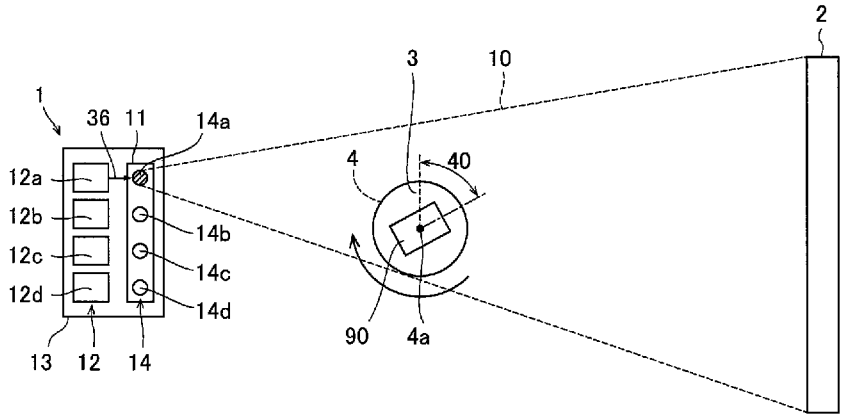
(72) 発明者: 堀場 日明(**HORIBA, Akira**); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 木村 健士(**KIMURA, Kenji**); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 田村 知巳(**TAMURA, Tomomi**); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 和田 幸久(**WADA, Yukihisa**); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 佐野 哲(**SANO, Satoshi**); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 宮園 博一 (**MIYAZONO, Hirokazu**); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島５丁目１３番９号 新大阪ＭＴビル１号館 Osaka (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,

(54) **Title:** RADIOGRAPHIC DEVICE AND RADIOGRAPHIC METHOD

(54) 発明の名称： Ｘ線撮影装置およびＸ線撮影方法



(57) **Abstract:** This radiographic device (100) is provided with an imaging control unit (6) which controls an X-ray source (1) in such a manner that the X-ray irradiation is performed by one electron emission unit selected from a plurality of electron emission units (12) for every imaging angles (40) during the acquisition of a plurality of projected image data (50), and also controls the selection of a second electron emission unit (42) that is different from the first electron emission unit (41) used for the last X-ray irradiation when the X-ray irradiation is performed.

(57) 要約：このＸ線撮影装置（１００）は、複数の投影画像データ（５０）の取得時に、撮影角度（４０）毎に、複数の電子放出部（１２）のうち選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行うようにＸ線源（１）を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部（４１）とは異なる第２の電子放出部（４２）を選択する制御を行う撮影制御部（６）を備える。

WO 2023/132017 A1

［続葉有］

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： Ｘ線撮影装置およびＸ線撮影方法

技術分野

[0001] 本発明は、Ｘ線撮影装置およびＸ線撮影方法に関し、特に、被写体のＣＴ（Ｃｏｍｐｕｔｅｄ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ）撮影を行うＸ線撮影装置およびＸ線撮影方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、被写体のＣＴ撮影を行うＸ線撮影装置が知られている。このようなＸ線撮影装置は、たとえば、特開２０１８－４６９７６号公報に開示されている。

[0003] 特開２０１８－４６９７６号公報には、Ｘ線管と、フラットパネルディテクタと、被写体が載置されるステージと、画像再構成部とを備えたＸ線イメージング装置が開示されている。ステージは、被写体を載置した状態で回転する。Ｘ線管は、ステージとともに回転する被写体に向けてＸ線を照射する。フラットパネルディテクタは、Ｘ線管から照射され被写体を透過したＸ線を検出する。画像再構成部は、フラットパネルディテクタにより取得されたＸ線の投影データに基づいて逐次近似法により画像を再構成する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１８－４６９７６号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特開２０１８－４６９７６号公報には開示されていないが、Ｘ線管は、電子源と、電子源から放出した電子ビームが衝突することによりＸ線を発生させるターゲットとを備える。ＣＴ画像の空間分解能を高くするため、電子ビームが形成するＸ線の焦点サイズを小さくすることが望まれている。

[0006] しかしながら、Ｘ線の焦点サイズを小さくするほど、ターゲットの狭い領

域に電子ビームが衝突することによりターゲットの局所領域が集中的に発熱し、発熱によりターゲットが損傷し易くなる。特に、ＣＴ画像を撮影する場合、様々な撮影角度から被写体を撮影することによりＸ線の照射時間が長くなるため、ターゲットが損傷しやすい。そのため、Ｘ線の焦点サイズを小さくした場合でもターゲットの損傷を抑制できるようにすることが望まれている。

[0007] この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、この発明の１つの目的は、Ｘ線の焦点サイズを小さくした場合でもターゲットの損傷を抑制することが可能なＸ線撮影装置およびＸ線撮影方法を提供することである。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するために、この発明の第１の局面におけるＸ線撮影装置は、ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、複数の電子放出部のそれぞれからターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなくターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源と、Ｘ線源から出射されたＸ線を検出する検出器と、Ｘ線源と検出器との間に配置され、被写体を支持する被写体設置部と、被写体の撮影角度を変化させるように、Ｘ線源と検出器とを含む撮影部と被写体設置部とを相対的に回転させる回転機構と、複数の撮影角度の各々における複数の投影画像データを検出器から取得し、取得した複数の投影画像データに基づいてＣＴ画像を生成する画像処理部と、複数の投影画像データの取得時に、撮影角度毎に、複数の電子放出部のうち選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行うようにＸ線源を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する制御を行う撮影制御部と、を備える。

[0009] この発明の第２の局面におけるＸ線撮影方法は、ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、複数の電子放出部のそれぞれからターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなくターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電

子を照射するように複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源から、複数の電子放出部のうちの選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行う第１ステップと、Ｘ線源から照射され被写体を透過したＸ線を検出器により検出することにより、投影画像データを取得する第２ステップと、Ｘ線源および検出器と被写体とを相対的に回転させることにより被写体の撮影角度を変化させる第３ステップと、複数の電子放出部のうち、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する第４ステップと、第１～第４ステップを繰り返すことにより、複数の撮影角度の各々における複数の投影画像データを取得するステップと、取得した複数の投影画像データに基づいてＣＴ画像を生成するステップと、を備える。

[0010] なお、本発明において、「一部の電子放出部」は、複数の電子放出部のうちの１以上、かつ、複数の電子放出部の総数よりも少ない数の電子放出部であって、Ｘ線照射に使用するために選択された電子放出部を意味する。「第１の電子放出部」は、複数の電子放出部のうちで直前のＸ線照射において選択された上記「一部の電子放出部」を意味する。「第２の電子放出部」は、複数の電子放出部のうちで上記「第１の電子放出部」の次のＸ線照射において選択される上記「一部の電子放出部」を意味する。

発明の効果

[0011] 上記第１の局面におけるＸ線撮影装置では、上記のように、ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、複数の電子放出部のそれぞれからターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなくターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源と、複数の投影画像データの取得時に、撮影角度毎に、複数の電子放出部のうち選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行うようにＸ線源を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する制御を行う撮影制御部と、を備える。これにより、撮影角度毎のＸ線照射を順次行う際に、第１の電子放出部による直前のＸ線照射におけるターゲット上の焦点位置と、第２の

電子放出部による次のＸ線照射におけるターゲット上の焦点位置と、を異ならせることができる。そのため、Ｘ線の焦点サイズを小さくすることにより焦点位置で集中的に発熱する場合でも、Ｘ線照射を行う度にターゲット上の焦点位置が変更されるので、ターゲットにおける発熱箇所を分散させることができる。その結果、ターゲットの同一の焦点位置が継続的に発熱する場合と比較して、ターゲットにおける局所的な温度上昇を低減することができるので、Ｘ線の焦点サイズを小さくした場合でもターゲットの損傷を抑制することができる。

[0012] 上記第２の局面におけるＸ線撮影方法では、上記のように、ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、複数の電子放出部のそれぞれからターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなくターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源から複数の電子放出部のうちの選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行う第１ステップと、複数の電子放出部のうち、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する第４ステップと、を備える。これにより、撮影角度毎のＸ線照射を順次行う際に、第１の電子放出部による直前のＸ線照射におけるターゲット上の焦点位置と、第２の電子放出部による次のＸ線照射におけるターゲット上の焦点位置と、を異ならせることができる。そのため、Ｘ線の焦点サイズを小さくすることにより焦点位置で集中的に発熱する場合でも、Ｘ線照射を行う度にターゲット上の焦点位置が変更されるので、ターゲットにおける発熱箇所を分散させることができる。その結果、ターゲットの同一の焦点位置が継続的に発熱する場合と比較して、ターゲットにおける局所的な温度上昇を低減することができるので、Ｘ線の焦点サイズを小さくした場合でもターゲットの損傷を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]一実施形態によるＸ線撮影装置の全体構成を示した模式図である。

[図2]Ｘ線源における複数の電子放出部のいずれかを選択して撮影を行う構成

を説明するための図である。

[図3]複数の電子放出部の構成を説明するための模式図である。

[図4]電子放出部に含まれる冷陰極電子源の構成を説明するための模式図である。

[図5]ターゲットにおける複数の焦点位置を説明するための模式図である。

[図6]撮影を行う際の電子放出部の選択を説明するための第１の図である。

[図7]撮影を行う際の電子放出部の選択を説明するための第２の図である。

[図8]撮影を行う際の電子放出部の選択を説明するための第３の図である。

[図9]記憶部に記憶される各種データを示す図である。

[図10]再構成処理における空間座標系を説明するための模式図である。

[図11]再構成処理を説明するための第１の模式図である。

[図12]再構成処理を説明するための第２の模式図である。

[図13]Ｘ線撮影装置の撮影動作を説明するためのフロー図である。

[図14]再構成処理の流れを説明するためのフロー図である。

[図15]Ｘ線撮影装置の変形例を示した模式図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明を具体化した実施形態を図面に基づいて説明する。

[0015] まず、図１を参照して、一実施形態によるＸ線撮影装置１００の全体構成について説明する。

[0016] 図１に示すように、Ｘ線撮影装置１００は、被写体９０のＸ線ＣＴ画像を撮影する装置である。本実施形態のＸ線撮影装置１００は、たとえば非破壊検査用途に用いられる。この場合の被写体９０は、検査対象となる試料である。

[0017] Ｘ線撮影装置１００は、Ｘ線源１と、検出器２と、被写体設置部３と、回転機構４と、画像処理部５と、撮影制御部６と、を備える。Ｘ線源１と、検出器２とは、Ｘ線画像を撮影する撮影部７を構成している。

[0018] Ｘ線源１は、被写体設置部３に配置された被写体９０にＸ線１０を照射するように構成されている。Ｘ線源１は、高電圧が印加されることにより、Ｘ

線１０を発生させるように構成されている。Ｘ線源１は、被写体設置部３を介して、検出器２と対向する。本実施形態では、Ｘ線源１と被写体設置部３と検出器２とが、水平方向に並んで配置されている。

[0019] 検出器２は、Ｘ線源１から出射されたＸ線１０を検出するように構成されている。Ｘ線源１から出射されたＸ線１０は、被写体９０を透過して、検出器２の検出面に入射する。検出器２は、検出されたＸ線１０を電気信号に変換するように構成されている。これにより、被写体９０におけるＸ線１０の透過を反映したＸ線画像が得られる。検出器２は、たとえば、ＦＰＤ（Ｆｌａｔ Ｐａｎｅｌ Ｄｅｔｅｃｔｏｒ）である。検出器２は、複数の変換素子（図示せず）と複数の変換素子上に配置された画素電極（図示せず）とにより構成されている。複数の変換素子および画素電極は、所定の周期（画素ピッチ）で、検出面内で行列状に並んで配置されている。検出器２の検出信号（画像信号）は、画像処理部５に送られる。

[0020] 被写体設置部３は、Ｘ線源１と検出器２との間に配置され、被写体９０を支持するように構成されている。本実施形態では、被写体設置部３は、被写体９０が設置される被写体ステージにより構成されている。被写体９０は、被写体９０を保持するための保持具（図示せず）などを介して被写体設置部３に設定されることがある。

[0021] 回転機構４は、Ｘ線源１と検出器２とを含む撮影部７と、被写体設置部３とを相対的に回転させる。これにより、回転機構４は、被写体９０の撮影角度４０を変化させるように構成されている。回転機構４は、撮影部７と被写体設置部３とを回転軸４ａ周りに相対回転させる。回転軸４ａは、Ｘ線源１から被写体設置部３上の被写体９０を通って検出器２に向かう直線（Ｘ線束の代表線）に対して直交する。本実施形態では、回転軸４ａは、被写体設置部３を通り、鉛直方向に沿っている。

[0022] 回転機構４は、撮影部７および被写体設置部３の少なくとも一方を、回転軸４ａ周りに回転させる。本実施形態では、回転機構４は、被写体設置部３を水平面内で回転軸４ａ周りに回転させる。回転機構４は、撮影部７を回転

させない。回転機構４は、被写体ステージである被写体設置部３を回転させるためのモータ（図示せず）および減速機（図示せず）などを含む。本実施形態では、被写体設置部３と回転機構４とにより、被写体９０の回転ステージが構成されている。

[0023] 被写体設置部３の回転に伴って、被写体設置部３に支持された被写体９０が水平面内で回転軸４ａ周りに回転される。回転により、被写体９０の撮影角度４０（図２参照）が変化する。撮影角度は、被写体９０と撮影部７との相対角度である。本実施形態では、撮影角度４０は、回転機構４の原点角度（初期角度）を０度とした、回転軸４ａ周りの被写体設置部３の角度である。図２では、被写体設置部３が、原点角度から、ある撮影角度４０に回転された状態の例を示している。回転機構４は、被写体９０を任意の撮影角度４０に位置付けるように、被写体設置部３を任意の角度に回転させることができる。

[0024] 図１に戻り、画像処理部５は制御装置２０に設けられている。制御装置２０は、たとえばＰＣ（パーソナルコンピュータ）により構成される。制御装置２０は、主制御部２１、画像処理部５、記憶部２２および入出力部２３を備える。制御装置２０は、表示装置２４および入力装置２５と接続されている。

[0025] 主制御部２１は、たとえば、ＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ）などのプロセッサにより構成され、記憶部２２に記憶されたアプリケーションプログラムを実行することにより、Ｘ線撮影装置１００における撮影条件の設定や、撮影開始および撮影停止の制御を行う。

[0026] 画像処理部５は、たとえば、ＧＰＵ（Ｇｒａｐｈｉｃｓ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ）または画像処理用に構成されたＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ－Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ　Ｇａｔｅ　Ａｒｒａｙ）などのプロセッサにより構成されている。

[0027] 画像処理部５は、複数の撮影角度４０の各々における複数の投影画像データ５０（図９参照）を検出器２から取得する。つまり、画像処理部５は、撮

影角度４０毎に、検出器２の検出信号（画像信号）から投影画像データ５０を生成する。上記のように、回転機構４によって被写体９０の撮影角度４０を変化させることにより、予め設定された複数の撮影角度４０の各々で、撮影部７による被写体９０のＸ線画像が撮影される。投影画像データ５０は、撮影角度４０毎に取得されるＸ線画像のデータである。

[0028] 撮影角度４０毎の投影画像データ５０の取得は、予め設定された所定角度範囲に亘って行われる。予め設定された所定角度範囲は、３６０度（１回転）である。また、投影画像データ５０は、予め設定された撮影角度数（ビュー数）に応じた数だけ取得される。本実施形態では、複数の撮影角度４０は、３６０度（１回転）を撮影角度数で分割した等角度間隔で設定された各々の角度である。したがって、複数の投影画像データ５０は、撮影部７と被写体９０とを撮影角度数に応じた単位角度ずつ順次相対回転させた各々の撮影角度４０において取得されたＸ線画像である。

[0029] 画像処理部５は、取得した複数の投影画像データ５０（図９参照）に基づいてＣＴ画像５６（図９参照）を生成するように構成されている。画像処理部５は、３６０度分の撮影角度４０毎の複数の投影画像データ５０のセット（投影データセットと呼ぶ）に対して、再構成処理を実行することにより、ＣＴ画像５６を生成する。ＣＴ画像５６とは、被写体９０の３次元構造を反映する画像であり、様々な撮影角度４０で撮影された複数のＸ線画像（投影画像データ５０）から演算処理によって再構成される。ＣＴ画像５６は、被写体９０の断層画像、３次元立体画像などの形態でありうる。

[0030] 記憶部２２は、揮発性記憶装置および不揮発性記憶装置を含んで構成される。記憶部２２は、プログラム５１（図９参照）、Ｘ線撮影装置１００のＣＴ撮影に関する各種の設定情報５３（図９参照）などを記憶している。記憶部２２は、取得された複数の投影画像データ５０（図９参照）と、それらの投影画像データ５０に基づいて生成されたＣＴ画像５６とを記憶する。

[0031] 入出力部２３は、制御装置２０に対する信号の入出力を行うための各種のインターフェースにより構成されている。入出力部２３は、表示装置２４お

よび入力装置２５と接続されている。表示装置２４は、たとえば液晶表示装置などである。入力装置２５は、キーボードおよびマウスなどを含む。画像処理部５は、入出力部２３を介して、検出器２からの検出信号（画像信号）を取得する。主制御部２１は、入出力部２３を介して、撮影制御部６に対して撮影開始または撮影停止の指示などを送信する。

[0032] 撮影制御部６は、Ｘ線源１の動作制御を行う。また、撮影制御部６は、回転機構４の動作制御を行う。撮影制御部６は、Ｘ線源１の制御機器、回転機構４の制御機器などから構成されている。撮影制御部６は、複数の投影画像データ５０（図９参照）の取得時に、Ｘ線源１からＸ線１０を照射させる制御および照射を停止させる制御を行うとともに、被写体９０を複数の撮影角度４０に順次位置付けるように回転機構４を制御する。

[0033] （Ｘ線源の構成）

図２に示すように、本実施形態では、Ｘ線源１は、ターゲット１１と、複数の電子放出部１２とを含む。ターゲット１１と、複数の電子放出部１２とは、真空容器１３中に収容されている。

[0034] Ｘ線源１は、陰極である電子放出部１２と陽極であるターゲット１１との間に電圧を印加することによって電子放出部１２から電子を放出させ、放出した電子をターゲット１１に衝突させることによって、ターゲット１１からＸ線１０を発生させるように構成されている。

[0035] 複数の電子放出部１２は、複数の電子放出部１２のそれぞれからターゲット１１へ向かう電子線軸が互いに交わることなくターゲット１１上の異なる焦点位置１４にそれぞれ電子を照射するように構成されている。図１の撮影制御部６は、複数の電子放出部１２からの電子放出を、個別に制御することが可能である。撮影制御部６は、複数の電子放出部１２のうち、いずれか１つの電子放出部１２を選択して電子ビーム３６を放出させることが可能であり、複数の電子放出部１２から選択した複数の電子放出部１２または全部の電子放出部１２から同時に電子ビーム３６を放出させることが可能である。このため、本実施形態では、Ｘ線源１は、Ｘ線源１が備える電子放出部１２

の数と等しい数の、互いに異なる焦点（焦点位置１４）からそれぞれＸ線１０を出射することが可能である。

[0036] 電子放出部１２の数は、特に限定されない。Ｘ線源１が有する電子放出部１２の数は、たとえば、２個、３個、４個、５個、１０個、２０個、５０個、１００個でありうる。図２では、便宜的に、４つの電子放出部１２ａ、１２ｂ、１２ｃ、１２ｄだけを図示している。４つの電子放出部１２ａ、１２ｂ、１２ｃ、１２ｄは、それぞれターゲット１１の焦点位置１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄに向けて、電子ビーム３６を放出することが可能である。これにより、電子放出部１２ａ、１２ｂ、１２ｃ、１２ｄに対応する焦点位置１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄから、それぞれ検出器２に向けて、Ｘ線１０を出射させることができる。

[0037] ターゲット１１の構造は、特に限定されない。ターゲット１１は、反射型（図示せず）と透過型（図３参照）とのいずれであってもよい。反射型ターゲットは、電子ビーム３６に対して斜めに傾斜した表面を有し、傾斜した表面により電子ビーム３６の飛来方向とは異なる方向へＸ線１０が反射するように出射するタイプのターゲットである。透過型ターゲットは、電子ビーム３６に対して直交する一対（表裏）の表面を有し、一方表面への電子ビーム３６の衝突により、Ｘ線１０がターゲットを透過するように他方表面から出射するタイプのターゲットである。また、ターゲット１１は、真空容器１３中に固定状態で設けられていてもよいし、モータなどの駆動源によって回転されてもよい。すなわち、Ｘ線源１は、いわゆる回転陽極型の構造を有していてもよい。

[0038] 図３は、電子放出部１２およびターゲット１１の、より詳細な構成例を示す。図３は、透過型ターゲットの例を示している。図３では、Ｘ線源１は、平面上に配列された複数の冷陰極電子源３０を有する電子源ユニット１５を含む。複数の電子放出部１２は、それぞれ、複数の冷陰極電子源３０のうちの互いに異なるグループにより構成されている。

[0039] 電子源ユニット１５は、半導体製造技術の応用により、基板３１上に多数

の冷陰極電子源３０をアレイ状に形成したものである。基板３１は、シリコンやガラスなどの平板である。アレイ状に配列された複数の冷陰極電子源３０のうちの一部により構成されたグループが、１つの電子放出部１２を構成する。

[0040] 複数の電子放出部１２の１つを構成するグループは、ターゲット１１の同一の焦点位置１４へ電子を照射する１つ以上の冷陰極電子源３０により構成されている。１つの電子放出部１２は、１個以上の冷陰極電子源３０を含む。１つの電子放出部１２は、たとえば１０個以上、１００個以上、または１０００個以上の冷陰極電子源３０を含む。１つの電子放出部１２が複数の冷陰極電子源３０から構成される場合、その電子放出部１２を構成する複数の冷陰極電子源３０の各々から放出される電子の集合が、その電子放出部１２から放出される電子ビーム３６を形成する。電子ビーム３６は、ターゲット１１上の１つの焦点位置１４に対して照射される。電子ビーム３６の衝突によって、ターゲット１１上の焦点位置１４からＸ線１０が発生する。焦点位置１４で電子ビーム３６が衝突したスポット（点状領域）が、Ｘ線１０の焦点となる。

[0041] 個々の冷陰極電子源３０は、電界が印加されたエミッタからトンネル効果によって電子を放出させる電界放出型電子源である。冷陰極電子源３０は、図４に示すように、たとえばスピント型電子源である。スピント型電子源は、基板３１上に形成された陰極電極３２と、陰極電極３２上に形成された先細り形状のエミッタ３３と、エミッタ３３の周囲を囲む絶縁層３４を介して絶縁層３４上に形成されたゲート電極３５と、を含む。陰極電極３２とゲート電極３５との間に所定の引き出し電圧が印加されることによって、エミッタ３３の先端に高い電界が発生してエミッタ３３の先端から電子が放出される。

[0042] なお、スピント型電子源では、ゲート電極３５および絶縁層３４を貫通する孔をエッチングにより形成し、形成された孔内にエミッタ材料を堆積させる手法でエミッタ３３が作成される。冷陰極電子源３０は、スピント型以外

の構造を有していてもよい。たとえばエミッタ３３は、カーボンナノチューブなどの針状体により形成されうる。また、図示しないが、１つまたは複数の冷陰極電子源３０には、エミッタ３３からの電子を集束させるためのフォーカス制御用の電極が１つまたは複数設けられ得る。

[0043] 図３の個々の電子放出部１２は、このような冷陰極電子源３０のグループにより構成されている。Ｘ線源１は、個々の電子放出部１２（冷陰極電子源３０のグループ）に対して、電圧の印加を個別に制御するための切替部１７を備える。撮影制御部６（図１参照）は、陰極電極３２（図４参照）とターゲット１１との間に所定の電圧を印加するように電源８を制御する。撮影制御部６は、選択された電子放出部１２に属する冷陰極電子源３０のゲート電極３５（図４参照）を電源８と選択的に接続し、ゲート電極３５に引き出し電圧を印加するように切替部１７を制御する。これにより、選択された電子放出部１２に属する冷陰極電子源３０のグループから電子ビーム３６が放出され、選択された電子放出部１２に対応する焦点位置１４からＸ線１０が出射される。

[0044] 図３の例では、ターゲット１１は、複数の電子放出部１２に対して１つ設けられている。複数の電子放出部１２の各々の焦点位置１４は、図５に示すように、ターゲット１１の表面上に離散的に位置する。言い換えると、各焦点位置１４がターゲット１１の表面上に離散的に分布するように、複数の電子放出部１２が形成されている。図５では、複数の電子放出部１２（図３参照）のアレイ状配列を反映して、各焦点位置１４がターゲット１１の表面上にアレイ状に配置されている。各焦点位置１４は、行方向に一定の距離１８ａで配列されている。各焦点位置１４は、列方向に一定の距離１８ｂで配列されている。個々の電子放出部１２によって形成される焦点のスポット径（焦点サイズ）は、隣り合う焦点位置１４の間の距離１８ａ、１８ｂよりも小さい。このため、Ｘ線源１の焦点サイズを効果的に小さくできる。また、いずれかの焦点位置１４への電子衝突によって発生した熱の影響が、隣の他の焦点位置１４にまで及ぶことを抑制できる。

[0045] （電子放出部の切り替え制御）

本実施形態では、撮影制御部６（図１参照）は、複数の投影画像データ５０（図９参照）の取得時に、撮影角度４０毎に、複数の電子放出部１２のうち選択された一部の電子放出部１２によりＸ線照射を行うようにＸ線源１を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、図６～図８に示すように、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１（図７、図８参照）とは異なる第２の電子放出部４２（図７、図８参照）を選択する制御を行うように構成されている。

[0046] 撮影制御部６（図１参照）は、図６～図８に示すように、Ｘ線源１および検出器２による投影画像データ５０の取得と、回転機構４による撮影角度４０の変更と、を繰り返すことにより、撮影角度４０毎の複数の投影画像データ５０を取得するように、Ｘ線源１および回転機構４を制御する。そして、撮影制御部６は、投影画像データ５０の取得のためにＸ線照射を行う毎に、Ｘ線照射に使用する電子放出部１２を変更させる。なお、図６～図８では、説明の便宜のため、撮影角度４０の変更幅（単位角度）を大きくしている。

[0047] 具体的には、まず図６に示すように、撮影制御部６は、初期の撮影角度４０ａにおいて、いずれかの電子放出部１２、たとえば電子放出部１２ａを選択して、焦点位置１４ａからＸ線照射を行うよう制御する。検出器２により、撮影角度４０ａの投影画像データ５０ａが取得される。投影画像データ５０ａの取得後、撮影制御部６は、被写体設置部３を単位角度回転させて、撮影角度４０ａから次の撮影角度４０ｂ（図７参照）に変更するように、回転機構４を制御する。

[0048] 図７に示すように、撮影角度４０ｂにおける投影画像データ５０ｂを取得する場合、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１は、電子放出部１２ａである。撮影制御部６は、第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２として、電子放出部１２ａとは異なる電子放出部１２、たとえば電子放出部１２ｂを選択する。撮影制御部６は、選択した電子放出部１２ｂにより焦点位置１４ｂからＸ線照射を行い、撮影角度４０ｂの投影画像デ

ータ５０ｂを取得させる。投影画像データ５０ｂの取得後、撮影制御部６は、撮影角度４０ｂから次の撮影角度４０ｃ（図８参照）に変更させる。

[0049] 図８に示すように、撮影角度４０ｃの投影画像データ５０ｃを取得する場合、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１は、電子放出部１２ｂである。撮影制御部６は、第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２として、電子放出部１２ｂとは異なる電子放出部１２、たとえば電子放出部１２ｃを選択する。撮影制御部６は、選択した電子放出部１２ｃにより焦点位置１４ｃからＸ線照射を行い、撮影角度４０ｃの投影画像データ５０ｃを取得させる。投影画像データ５０ｃの取得後、撮影制御部６は、撮影角度４０ｃから、次の撮影角度４０に変更させる。

[0050] 撮影制御部６（図１参照）は、３６０度を予め設定された撮影角度数で分割した複数の撮影角度４０の各々に位置付けるように、回転機構４を制御するように構成されている。そのため、撮影制御部６は、上記の制御を撮影角度数だけ繰り返すことにより、撮影部７に３６０度分の複数の投影画像データ５０を撮影させる。

[0051] このような制御により、撮影角度４０毎の投影画像データ５０の取得のためにＸ線照射を行う毎に、Ｘ線照射に使用する電子放出部１２が変更される。この制御により、図３に示したように、Ｘ線源１のターゲット１１では、投影画像データ５０を取得する度に、直前にＸ線照射を行った焦点位置１４とは異なる他の焦点位置１４が選択されて、電子ビーム３６が照射されることとなる。これにより、今回選択された他の焦点位置１４では、直前にＸ線照射を行った焦点位置１４における電子ビーム３６の衝突に起因する発熱の影響が低減される。電子ビーム３６の衝突に起因して発生した熱は、ターゲット１１に速やかに拡散するため、同一の１つの焦点位置１４に対して連続して電子ビーム３６が照射され続けないことにより、ターゲット１１の局所的な熱負荷が低減されることになる。

[0052] なお、各撮影角度４０で順次撮影を行う過程では、それまでの投影画像データ５０の取得において使用した電子放出部１２と同じ電子放出部１２が選

択される場合がある。本実施形態では、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２を選択すればよく、Ｎ（Ｎは２以上）回前のＸ線照射に使用した電子放出部と同じ電子放出部１２が、今回のＸ線照射に使用するために選択されてもよい。

[0053] （再構成処理）

次に、画像処理部５（図１参照）による、複数の投影画像データ５０（図９参照）を用いた再構成処理について説明する。

[0054] まず、再構成処理に用いるデータについて説明する。図９に示すように、制御装置２０（図１参照）の記憶部２２は、複数の電子放出部１２の各々の焦点位置１４の情報５２を予め記憶している。Ｘ線源１のターゲット１１の表面上における各焦点位置１４は、複数の電子放出部１２およびターゲット１１の構造的関係に基づいて決定され、既知である。焦点位置１４の情報５２は、複数の電子放出部１２の各々の焦点位置１４が、ＣＴ画像の再構成処理における空間座標系においてどの位置座標に配置されるかを特定可能な情報である。焦点位置１４の情報５２は、再構成処理プログラムにおける空間座標系の座標（ベクトル）情報である。

[0055] なお、記憶部２２には、主制御部２１および画像処理部５が実行するプログラム５１と、設定情報５３とが記憶されている。設定情報５３は、複数の電子放出部１２の切り替え順序、管電圧、および撮影角度数、再構成処理における定数データなどを規定する。また、個々の投影画像データ５０は、その投影画像データ５０を取得したときの撮影角度４０および放出部識別情報５４と関連付けて、記憶部２２に記憶されている。放出部識別情報５４は、その投影画像データ５０の取得に使用した電子放出部１２が、複数の電子放出部１２のいずれであるかを識別する情報である。１回のＣＴ画像５６を生成するために、設定情報５３に設定された撮影角度数に対応する数の投影画像データ５０のセット（以下、投影データセット５５と呼ぶ）が、記憶部２２に記憶される。記憶部２２は、生成されたＣＴ画像５６を記憶する。

[0056] 画像処理部５（図１参照）は、記憶部２２に記憶されたプログラム５１を

実行することにより、投影データセット５５および焦点位置１４の情報５２に基づいて、ＣＴ画像を生成する。

[0057] 本実施形態では、画像処理部５（図１参照）は、複数の投影画像データ５０の各々の取得に用いた電子放出部１２の焦点位置１４の情報５２（図９参照）に基づいて、複数の投影画像データ５０の各々の焦点位置補正を含む再構成処理を行うことにより、ＣＴ画像を生成するように構成されている。

[0058] 本実施形態では、再構成処理の一例として、解析的再構成法の一種であるＦＤＫ法（Ｆｅｌｄｋａｍｐ法）を応用した再構成処理において、焦点位置補正を実施する手法を説明する。

[0059] 図１０に示すように、再構成処理における空間座標系をΣ（ｘ，ｙ，ｚ）とする。空間座標系における原点Ｏ（０，０，０）とし、再構成対象点の座標を、位置ベクトルｒ（ｘ，ｙ，ｚ）で表す。回転軸４ａが、原点Ｏ（０，０，０）を通ると仮定し、回転軸４ａの方向ベクトルを（０，０，１）とする。各撮影角度４０は、回転軸４ａ周りの角度変数βで表される。なお、本実施形態では撮影部７（Ｘ線源１および検出器２）が固定で、被写体９０（被写体設置部３）が回転するが、以下の説明では、便宜上、撮影部７（Ｘ線源１および検出器２）が回転軸４ａ周りに回転すると仮定する。被写体９０が回転軸４ａ周りに回転することと撮影部７が回転軸４ａ周りに回転することとは、再構成処理において等価である。

[0060] ここで、各投影画像データ５０は、撮影角度４０毎に、いずれかの焦点位置１４から照射されたＸ線によって得られる。図１０では、便宜的に４つの焦点位置１４のみを図示しているが、焦点位置１４は、図５に示した通り、離散的かつアレイ状に分布しうる。

[0061] 各焦点位置１４の相違を補正するため、各焦点の仮想回転軌道６１（二点鎖線）と、仮想回転軌道６１上の仮想焦点６２（黒色の四角形の点）とを仮定する。仮想回転軌道６１は、被写体９０に対して相対回転する各焦点位置１４の軌道を代表する仮想的な円軌道である。各焦点位置１４は、ターゲット１１の表面上に分布しているため、必ずしも仮想回転軌道６１上には存在

しない。各焦点位置１４の位置は、仮想回転軌道６１上の仮想焦点６２からの変位として表すことができる。

[0062] 図１１に示すように、検出器２の検出面を原点Ｏ（０，０，０）に移動させた基準検出面６０を仮定する。基準検出面６０の原点は、空間座標系の原点Ｏ（０，０，０）に一致し、基準検出面６０における座標を（ｕ，ｖ）とする。図１１、図１２において、ある撮影角度βにおいてＸ線照射を行う焦点位置１４を黒色の丸点で示し、その他の焦点位置１４を白色の丸点で示す。

[0063] 本実施形態による再構成処理は、概略で、３つの処理ステップから構成される。

処理ステップ－１：各撮影角度４０の各投影画像データ５０に、重み付け処理を行う。

処理ステップ－２：重み付け処理後の各撮影角度４０の各投影画像データ５０に、フィルタ処理を行う。

処理ステップ－３：フィルタ処理後の各撮影角度４０の各投影画像データ５０に対して、逆投影処理を行う。

[0064] 〈処理ステップ－１：重み付け処理〉

画像処理部５（図１参照）は、再構成処理において、複数の投影画像データ５０の各々に対して、複数の投影画像データ５０の各々に対応する焦点位置１４の情報５２に基づく重み付け処理を行うように構成されている。

[0065] 重み付け処理は、下記式（１）の演算により行われる。

[数1]

$$g^{W}(\beta,u,v)=\frac{\|\boldsymbol{a}_{\beta}^{V}\|}{\sqrt{\|\boldsymbol{a}_{\beta}^{V}\|^{2}+\|\boldsymbol{c}_{\beta}(u,v)-\boldsymbol{d}_{\beta}^{V}\|^{2}}}g(\beta,u,v) \quad \cdots\left(1\right)$$

ここで、

$$\boldsymbol{d}_{\beta}^{V}=\boldsymbol{a}_{\beta}-\boldsymbol{a}_{\beta}^{V} \quad \cdots(2)$$

ｇは、撮影角度βの投影画像データにおける検出点（ｕ，ｖ）の投影値である。ｇ^{W}は、重み付け処理された投影値である。ａ$_{\beta}$は、撮影角度βにおけ

る実際の焦点位置１４の位置ベクトルである。a_β^Vは、撮影角度βにおける仮想焦点６２の位置ベクトルである。図１２に示すように、d_β^Vは、仮想焦点６２からの実際の焦点位置１４の変位を示すベクトルである。c_βは、実際の焦点位置a_βと検出点（ｕ，ｖ）とを結んだ直線と仮想検出面６３の交点座標を示す位置ベクトルである。実際の焦点位置１４と仮想検出面６３とは、仮想焦点６２と基準検出面６０とが変位ベクトルd_β^Vだけ平行移動したものと考えられる。

[0066] 仮想焦点６２の位置ベクトルa_β^V、仮想検出面６３における検出点の位置ベクトルc_βは、設定情報５３（プログラム５１）に予め設定されており、既知である。焦点位置の変位ベクトルd_β^Vは、焦点位置１４の情報５２から既知である。実際の焦点の位置ベクトルa_βは、上式（２）から分かるように、仮想焦点６２の位置ベクトルa_β^Vと焦点位置の変位ベクトルd_β^Vとで表される。画像処理部５（図１参照）は、焦点位置１４の情報５２および設定情報５３（プログラム５１）（図９参照）に基づいて、これらのベクトルの値を取得する。なお、焦点位置１４の情報５２は、実際の焦点の位置ベクトルa_βと焦点位置の変位ベクトルd_β^Vとの少なくともいずれかを含んでいればよい。

[0067] このように、本実施形態では、画像処理部５（図１参照）が、焦点位置１４の情報５２に基づき、仮想焦点６２の位置a_β^Vからの、実際の焦点の位置a_βの変位d_β^Vを取得する。変位d_β^Vを上記式（１）に含めることにより、重み付け処理における撮影角度４０毎の焦点位置１４の変化の影響が補正される。

[0068] 〈処理ステップ－２：フィルタ処理〉

フィルタ処理は、下記式（３）の演算により行われる。

[数2]

$$g^F(\beta,u',v')=\int_{-u_{max}}^{u_{max}} h(u'-u)g^W(\beta,u,v')du \quad \cdots(3)$$

ここで、g^Fは、重み付け処理された投影値である。ｈ（ｕ）は、再構成フィルタ関数である。再構成フィルタ関数には、Ｒａｍ－Ｌａｋフィルタ、Ｓ

ｈｅｐｐ－Ｌｏｇａｎフィルタなどの公知の関数が採用される。ｕ$_{max}$、－ｕ$_{max}$は、投影画像データにおけるフィルタ方向の範囲である。

[0069] 〈処理ステップ－３：逆投影処理〉

本実施形態では、画像処理部５（図１参照）は、再構成処理において、複数の投影画像データ５０の各々に対して、複数の投影画像データ５０の各々に対応する焦点位置１４の情報５２に基づく逆投影処理を行うように構成されている。

[0070] 逆投影処理は、下記式（４）の演算により行われる。

[数3]

$$f(\boldsymbol{r})=\frac{1}{2}\int_0^{2\pi}\frac{\|\boldsymbol{a}_\beta^V\|^2}{\left(\|\boldsymbol{a}_\beta^V\|+(\boldsymbol{r}-\boldsymbol{d}_\beta^V)\cdot\hat{\boldsymbol{z}}_\beta^V\right)^2}g^F\left(\beta,U_\beta(\boldsymbol{r}),V_\beta(\boldsymbol{r})\right)d\beta \quad \cdots(4)$$

ただし、

$$\hat{\boldsymbol{z}}_\beta^V=-\boldsymbol{a}_\beta^V/\|\boldsymbol{a}_\beta^V\| \quad \cdots(5)$$

ここで、ｆ（ｒ）は再構成対象点ｒ（ｘ，ｙ，ｚ）における再構成値である。この再構成値を被写体９０の全体に亘って取得することにより、ＣＴ画像（の各画素値）が得られる。Ｕ$_\beta$（ｒ）、Ｖ$_\beta$（ｒ）は、実際の焦点の位置ａ$_\beta$と再構成対象点ｒとを結んだ直線（つまり、Ｘ線の光線）と基準検出面６０との交点座標（つまり、再構成対象点ｒの検出点）である。ｚ$_\beta{}^V$は、上式（５）の通り、仮想焦点６２から原点に向かう単位ベクトルである。画像処理部５（図１参照）は、焦点位置１４の情報５２（図９参照）から変位ベクトルｄ$_\beta{}^V$を取得し、上式（４）による逆投影処理を行う。

[0071] このように、本実施形態では、画像処理部５（図１参照）が、焦点位置１４の情報５２に基づき、仮想焦点６２の位置ａ$_\beta{}^V$からの、実際の焦点の位置ａ$_\beta$の変位ｄ$_\beta{}^V$を取得し、上式（４）において変位ｄ$_\beta{}^V$を考慮した係数を計算することにより、逆投影処理における撮影角度４０毎の焦点位置１４の変化の影響が補正される。

[0072] 再構成処理の結果、画像処理部５は、被写体９０のＣＴ画像５６（図９参照）を生成する。

[0073] ところで、仮想焦点６２および仮想回転軌道６１は、従来の単一の焦点のＸ線源を用いて得られた投影画像データを再構成処理する場合の、単一の焦点位置およびその焦点軌道に相当する。そのため、仮に、本実施形態のように複数の焦点位置１４から選択的にＸ線１０を照射して得られた複数の投影画像データ５０に対して、従来の単一焦点を前提とした再構成処理を行う場合、各々の投影画像データ５０について、単一焦点と実際の焦点位置１４との変位（変位ベクトル$d_\beta^{\vee}$）に相当する誤差が含まれることになる。上述した本実施形態の再構成処理では、個々の投影画像データ５０の取得に用いた実際の焦点位置１４（電子放出部１２）を特定し、仮想焦点６２と実際の焦点位置１４との変位（変位ベクトル$d_\beta^{\vee}$）を補正することにより、焦点位置１４の変化に起因する再構成画像（ＣＴ画像）の品質低下が抑制される。

[0074] （Ｘ線撮影装置の動作）

次に、図１３を参照して、本実施形態のＸ線撮影装置１００の撮影動作を説明する。Ｘ線撮影装置１００は、本実施形態によるＸ線撮影方法を実施する。Ｘ線撮影装置１００における撮影動作の制御は撮影制御部６が行う。投影画像データ５０の取得およびＣＴ画像の生成は画像処理部５が行う。以下の動作説明において、Ｘ線撮影装置１００の装置構成については図１を参照し、各種データについては図９を参照するものとする。

[0075] 撮影動作は、制御装置２０が入力装置２５を介した操作入力を受け付けることにより開始される。被写体９０が被写体設置部３に設置された後、入力装置２５を介して撮影開始の操作入力を受け付けると、主制御部２１が、撮影制御部６へ撮影動作の開始を指示する信号を送信する。主制御部２１からの信号を受信することにより、撮影制御部６は、Ｘ線源１および回転機構４を制御し、被写体９０の撮影動作を開始する。

[0076] 図１３のステップ１０１において、撮影制御部６は、今回の撮影角度４０におけるＸ線照射に用いる電子放出部１２を、複数の電子放出部１２のうちから選択する。ＣＴ撮影における初回の撮影時には、予め設定された初期の撮影角度４０（$\beta=0$度）におけるＸ線照射に用いる電子放出部１２が選択

される。選択順序は、設定情報５３において予め設定されている。

[0077] ステップ１０２において、撮影制御部６は、ステップ１０１で選択した電子放出部１２を用いてＸ線１０を出射するように、Ｘ線源１を制御する。撮影制御部６は、切替部１７（図３参照）を制御することにより、複数の電子放出部１２のうちの選択された一部の電子放出部１２からターゲット１１に電子ビーム３６（図３参照）を照射させる。これにより、選択された電子放出部１２に対応する焦点位置１４からＸ線１０が出射される。

[0078] Ｘ線源１の焦点位置１４から出射されたＸ線１０は、被写体９０を透過して、検出器２の検出面において検出される。ステップ１０３において、画像処理部５は、検出器２から出力される画像信号により投影画像データ５０を取得（生成）する。取得された投影画像データ５０は、撮影角度４０と、使用した電子放出部１２の放出部識別情報５４とに関連付けられて記憶部２２に記憶される。

[0079] ステップ１０４において、撮影制御部６は、予め設定された所定角度範囲（３６０度）分、撮影（投影画像データ５０の取得）が実行されたか否かを判断する。撮影制御部６は、所定角度範囲分の撮影が実行されていない場合には、ステップ１０５に処理を進める。

[0080] ステップ１０５において、撮影制御部６は、次に撮影を行う撮影角度４０に移動するように、回転機構４を制御する。撮影制御部６は、所定角度範囲（３６０度）を撮影角度数で分割した単位角度だけ、被写体設置部３と撮影部７とを相対回転させるように回転機構４を制御する。本実施形態では、上記の通り回転機構４が被写体設置部３を回転させる。

[0081] その後、撮影制御部６は、処理をステップ１０１に戻す。ステップ１０１において、撮影制御部６は、今回の撮影角度４０におけるＸ線照射に用いる電子放出部１２を、複数の電子放出部１２のうちから選択する。このとき、撮影制御部６は、図７および図８に示したように、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２を選択する。そして、ステップ１０２およびステップ１０３によって、今回の撮影角度４０で

の投影画像データ５０が取得される。

[0082] 撮影制御部６は、ステップ１０１～ステップ１０５を、撮影角度数に対応した回数だけ繰り返すことにより、所定角度範囲（３６０度）の各投影画像データ５０の撮影を行う。その結果、所定角度範囲（３６０度）の各投影画像データ５０からなる投影データセット５５が記憶部２２に記憶される。所定角度範囲分の撮影が実行された場合、撮影制御部６は、ステップ１０４からステップ１０６に処理を進める。

[0083] ステップ１０６において、画像処理部５は、投影データセット５５に含まれる各投影画像データ５０に基づいて、上記した再構成処理を行う。

[0084] ステップ１０７において、画像処理部５は、ステップ１０６の結果生成されたＣＴ画像５６を出力する。画像処理部５は、ＣＴ画像を記憶部２２に記憶させるとともに、表示装置２４へ表示させる。このようにして、Ｘ線撮影装置１００の撮影動作が行われる。

[0085] 以上のように、本実施形態のＸ線撮影方法は、ターゲット１１と、ターゲット１１上の異なる焦点位置１４にそれぞれ電子を照射する複数の電子放出部１２とを含むＸ線源１から、複数の電子放出部１２のうちの選択された一部の電子放出部１２によりＸ線照射を行う第１ステップ（ステップ１０２）と、Ｘ線源１から照射され被写体９０を透過したＸ線１０を検出器２により検出することにより、投影画像データ５０を取得する第２ステップ（ステップ１０３）と、Ｘ線源１および検出器２と被写体９０とを相対的に回転させることにより被写体９０の撮影角度４０を変化させる第３ステップ（ステップ１０５）と、複数の電子放出部１２のうち、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２を選択する第４ステップ（ステップ１０１）と、第１～第４ステップを繰り返すことにより、複数の撮影角度４０の各々における複数の投影画像データ５０を取得するステップ（ステップ１０１～ステップ１０５）と、取得した複数の投影画像データ５０に基づいてＣＴ画像５６を生成するステップ（ステップ１０６）と、を備える。

[0086] （再構成処理の制御）

次に、図１３のステップ１０６における再構成処理の動作の流れを説明する。

[0087] 図１４のステップ１１１において、画像処理部５は、投影データセット５５に含まれるいずれかの投影画像データ５０と、その投影画像データ５０に関連付けられた撮影角度４０および放出部識別情報５４とを記憶部２２から取得する。画像処理部５は、放出部識別情報５４によって特定される電子放出部１２に対応する焦点位置１４の情報５２（仮想焦点６２からの実際の焦点位置１４の変位ベクトルd_β^V）を、記憶部２２から取得する。

[0088] ステップ１１２において、画像処理部５は、焦点位置１４の情報５２（変位ベクトルd_β^V）に基づいて、撮影角度４０における投影画像データ５０に対して、上式（１）による重み付け処理を行う。

[0089] ステップ１１３において、画像処理部５は、重み付け処理後の投影画像データ５０に対して、上式（３）によるフィルタ処理を行う。

[0090] ステップ１１４において、画像処理部５は、投影データセット５５に含まれる複数の投影画像データ５０の全てについて、重み付け処理およびフィルタ処理を完了したか否かを判断する。全ての投影画像データ５０について重み付け処理およびフィルタ処理が完了していない場合、画像処理部５は、ステップ１１１に処理を戻す。

[0091] ステップ１１１～ステップ１１４が繰り返される結果、画像処理部５は、投影データセット５５に含まれる各撮影角度４０の投影画像データ５０の全てについて、重み付け処理およびフィルタ処理を行う。この場合、画像処理部５は、ステップ１１５に処理を進める。

[0092] ステップ１１５において、画像処理部５は、重み付け処理およびフィルタ処理が行われた各撮影角度４０の投影画像データ５０に対して、焦点位置１４の情報５２（変位ベクトルd_β^V）に基づいて、上式（４）による逆投影処理を行う。

[0093] これにより、ステップ１１６において、画像処理部５は、ＣＴ画像５６を

生成する。

[0094] （本実施形態の効果）

本実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0095] 本実施形態では、上記のように、Ｘ線撮影装置１００は、ターゲット１１と、複数の電子放出部１２とを含み、複数の電子放出部１２のそれぞれからターゲット１１へ向かう電子線軸が互いに交わることなくターゲット１１上の異なる焦点位置１４にそれぞれ電子を照射するように複数の電子放出部１２の各々が構成されたＸ線源１と、Ｘ線源１から出射されたＸ線１０を検出する検出器２と、Ｘ線源１と検出器２との間に配置され、被写体９０を支持する被写体設置部３と、被写体９０の撮影角度４０を変化させるように、Ｘ線源１と検出器２とを含む撮影部７と被写体設置部３とを相対的に回転させる回転機構４と、複数の撮影角度４０の各々における複数の投影画像データ５０を検出器２から取得し、取得した複数の投影画像データ５０に基づいてＣＴ画像５６を生成する画像処理部５と、複数の投影画像データ５０の取得時に、撮影角度４０毎に、複数の電子放出部１２のうち選択された一部の電子放出部１２によりＸ線照射を行うようにＸ線源１を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２を選択する制御を行う撮影制御部６と、を備える。

[0096] また、本実施形態のＸ線撮影方法は、上記のように、ターゲット１１と、ターゲット１１上の異なる焦点位置１４にそれぞれ電子を照射する複数の電子放出部１２とを含むＸ線源１から、複数の電子放出部１２のうちの選択された一部の電子放出部１２によりＸ線照射を行う第１ステップ（ステップ１０２）と、Ｘ線源１から照射され被写体９０を透過したＸ線１０を検出器２により検出することにより、投影画像データ５０を取得する第２ステップ（ステップ１０３）と、Ｘ線源１および検出器２と被写体９０とを相対的に回転させることにより被写体９０の撮影角度４０を変化させる第３ステップ（ステップ１０５）と、複数の電子放出部１２のうち、直前のＸ線照射に使用

した第１の電子放出部４１とは異なる第２の電子放出部４２を選択する第４ステップ（ステップ１０１）と、第１～第４ステップ（ステップ１０１）を繰り返すことにより、複数の撮影角度４０の各々における複数の投影画像データ５０を取得するステップ（ステップ１０１～ステップ１０５）と、取得した複数の投影画像データ５０に基づいてＣＴ画像５６を生成するステップ（ステップ１０６）と、を備える。

[0097] 本実施形態では、これにより、撮影角度４０毎のＸ線照射を順次行う際に、第１の電子放出部４１による直前のＸ線照射におけるターゲット１１上の焦点位置１４と、第２の電子放出部４２による次のＸ線照射におけるターゲット１１上の焦点位置１４と、を異ならせることができる。そのため、Ｘ線の焦点サイズを小さくすることにより焦点位置１４で集中的に発熱する場合でも、Ｘ線照射を行う度にターゲット１１上の焦点位置１４が変更されるので、ターゲット１１における発熱箇所を分散させることができる。その結果、ターゲット１１の同一の焦点位置１４が継続的に発熱する場合と比較して、ターゲット１１における局所的な温度上昇を低減することができるので、Ｘ線の焦点サイズを小さくした場合でもターゲット１１の損傷を抑制することができる。

[0098] また、本実施形態では、以下のように構成したことによって、下記のような更なる効果が得られる。

[0099] すなわち、本実施形態では、上記のように、Ｘ線源１は、平面上に配列された複数の冷陰極電子源３０を有する電子源ユニット１５を含み、複数の電子放出部１２は、それぞれ、複数の冷陰極電子源３０のうちの互いに異なるグループにより構成されている。これにより、平面上に配列された複数の冷陰極電子源３０の一部ずつをグループ化することによって、ターゲット１１上の異なる焦点位置１４にそれぞれ電子を照射する複数の電子放出部１２を、まとめて構築することができる。また、マイクロマシニング技術を利用することによって、複数（多数）の微小な冷陰極電子源３０を基板表面に一括して形成できる。そのため、従来の熱電子放出型電子源を複数設ける場合と

比べて、複数の電子放出部１２の小型化、および、焦点サイズの小型化を実現できる。その結果、個々の電子放出部１２により形成される焦点サイズが小さくなった場合でも、上記のターゲット１１上の焦点位置１４を変更する制御によって、電子ビーム３６の衝突に伴う発熱に起因するターゲット１１の損傷を抑制できる。

[0100] また、本実施形態では、上記のように、複数の電子放出部１２の１つを構成するグループは、ターゲット１１の同一の焦点位置１４へ電子を照射する１つ以上の冷陰極電子源３０により構成されている。これにより、平面上に配列された複数の冷陰極電子源３０のうち、同一の焦点位置１４へ電子を照射する冷陰極電子源３０で電子放出部１２を構成するので、平面上で分散して配置された複数の冷陰極電子源３０により電子放出部１２を構成する場合と比べて、効果的に焦点サイズを小さくすることができる。

[0101] また、本実施形態では、上記のように、ターゲット１１は、複数の電子放出部１２に対して１つ設けられ、複数の電子放出部１２の各々の焦点位置１４は、ターゲット１１の表面上に離散的に位置する。これにより、複数の電子放出部１２に対応して複数のターゲット１１を設ける場合と比べて、装置構成を簡素化できる。また、各々の焦点位置１４はターゲット１１の表面上に離散的に位置するので、いずれかの焦点位置１４への電子ビーム照射によってターゲット１１に局所的に発熱が生じた場合でも、他の焦点位置１４への電子ビーム照射が行われる間に熱を拡散させることができるので、ターゲット１１の熱負荷を効果的に低減することができる。

[0102] また、本実施形態では、上記のように、複数の電子放出部１２の各々の焦点位置１４の情報５２を記憶する記憶部２２をさらに備え、画像処理部５は、複数の投影画像データ５０の各々の取得に用いた電子放出部１２の焦点位置１４の情報５２に基づいて、複数の投影画像データ５０の各々の焦点位置補正を含む再構成処理を行うことにより、ＣＴ画像５６を生成するように構成されている。これにより、ターゲット１１上の異なる焦点位置１４にそれぞれ電子を照射する複数の電子放出部１２を設けて、焦点位置１４を変更さ

せながら複数の投影画像データ５０の各々を取得する場合でも、焦点位置１４の情報５２に基づいて、再構成処理において焦点位置１４の変化の影響を補正することができる。その結果、複数の投影画像データ５０の各々を異なる焦点位置１４から照射されるＸ線１０により取得した場合でも、焦点位置１４の変化がＣＴ画像５６の画質へ影響することを抑制できる。

[0103] また、本実施形態では、上記のように、画像処理部５は、再構成処理において、複数の投影画像データ５０の各々に対して、複数の投影画像データ５０の各々に対応する焦点位置１４の情報５２に基づく重み付け処理を行うように構成されている。これにより、再構成処理において、複数の投影画像データ５０の各々に対して、焦点位置１４の変化を考慮した適切な重み付け処理を行うことができる。その結果、焦点位置１４の変化に起因するアーチファクトの発生などの影響を抑制できる。

[0104] また、本実施形態では、上記のように、画像処理部５は、再構成処理において、複数の投影画像データ５０の各々に対して、複数の投影画像データ５０の各々に対応する焦点位置１４の情報５２に基づく逆投影処理を行うように構成されている。これにより、再構成処理において、複数の投影画像データ５０の各々に対して、焦点位置１４の変化を考慮した適切な逆投影処理を行うことができる。その結果、焦点位置１４の変化に起因するアーチファクトの発生などの影響を抑制できる。

[0105] また、本実施形態では、上記のように、撮影制御部６は、３６０度を予め設定された撮影角度数で分割した複数の撮影角度４０の各々に位置付けるように、回転機構４を制御するように構成されている。このように構成すれば、撮影制御部６に対して撮影角度数を設定することによって、任意の角度間隔（任意の投影画像データ５０数）で投影画像データ５０を収集することができる。これにより、たとえば被写体９０を取り囲むように複数のＸ線源１を配置し、機械的に固定された一定の角度間隔でＣＴ撮影を行う構成と異なり、被写体９０やＣＴ撮影の目的に応じた適切な空間分解能でＣＴ画像５６を生成できる。

[0106] ［変形例］

なお、今回開示された実施形態は、すべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した実施形態の説明ではなく請求の範囲によって示され、さらに請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更（変形例）が含まれる。

[0107] たとえば、上記実施形態では、回転機構４が被写体設置部３を回転させることにより、被写体９０の撮影角度４０を変化させる例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、図１５に示すように、回転機構２０４が撮影部７（Ｘ線源１および検出器２）を回転させることにより、被写体９０の撮影角度４０を変化させてもよい。図１５では、回転機構２０４は、Ｘ線源１および検出器２を含む撮影部７を、回転軸４ａ周りに回転可能に構成されている。一方、被写体設置部３は、Ｘ線源１と検出器２との間で、回転不能に設けられている。これにより、撮影部７を回転させることで被写体９０の撮影角度４０を変化させることができる。なお、図１５は、破線で示した位置から実線で示した位置へ撮影部７を回転させた状態を示している。

[0108] また、上記実施形態では、ターゲット１１が複数の電子放出部１２の全てに対して１つ設けられている例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、複数の電子放出部１２と同じ数のターゲット１１を設けて、電子放出部１２とターゲット１１とを一対一で設けてもよい。また、複数の電子放出部１２のうち一部に対して１つのターゲット１１を設けてもよい。たとえば９×９のアレイ状の電子放出部１２を仮定した場合に、３×３の９個の電子放出部１２に対して１つのターゲット１１を設けて、合計９個のターゲット１１を、９×９の電子放出部１２に対して設けてもよい。

[0109] また、上記実施形態では、ターゲット１１において複数の焦点位置１４がアレイ状に配列される例（図５参照）を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、複数の焦点位置１４は、非アレイ状に配列されてよい。たとえば、複数の焦点位置１４は、直線状、同心円状などに配列されていてもよい。

[0110] また、上記実施形態では、複数の撮影角度４０の各々が、３６０度を予め設定された撮影角度数で分割したそれぞれの角度である例を示したが、本発明はこれに限られない。複数の撮影角度４０は、３６０度よりも大きい範囲または３６０度よりも小さい範囲内の角度であってもよい。また、上記実施形態では、複数の撮影角度４０の各々が等角度間隔で設定されるが、複数の撮影角度４０の各々が非等角度間隔で設定されてもよい。

[0111] また、上記実施形態では、画像処理部５が、複数の投影画像データ５０の各々の取得に用いた電子放出部１２の焦点位置１４の情報５２に基づいて、複数の投影画像データ５０の各々の焦点位置補正を含む再構成処理を行う例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、焦点位置補正を含まない従来型の再構成処理を行ってもよい。その場合、上述の通り、複数の投影画像データ５０の各々において演算に用いる焦点位置（仮想焦点６２）と実際の焦点位置との間にズレが生じることになるため、ＣＴ画像５６の画質を向上させるためには、焦点位置補正を含む再構成処理を行うことが好ましい。

[0112] また、焦点位置補正を含む再構成処理を行う場合、上記実施形態（上式（１）～（５））で示した焦点位置補正を含む再構成処理は、あくまでも一例である。本発明の焦点位置補正を含む再構成処理は、投影画像データ５０の各々の取得に用いた電子放出部１２の焦点位置１４の情報５２に基づいて焦点位置補正を行っていればよく、再構成処理の演算手法（演算式）は上式（１）～（５）には限定されない。

[0113] また、上記実施形態では、再構成処理において、焦点位置１４の情報５２に基づく重み付け処理（焦点位置補正を含む重み付け処理）と、焦点位置１４の情報５２に基づく逆投影処理（焦点位置補正を含む逆投影処理）とを行う例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、重み付け処理および逆投影処理のいずれかについて、焦点位置１４の情報５２に基づく処理（焦点位置補正）を行わなくてもよい。つまり、重み付け処理および逆投影処理のいずれかについて、仮想焦点６２からの焦点位置１４の変位d_βを考慮

しなくてもよい。

[0114] また、上記実施形態では、再構成処理の一例として、解析的手法の一種であるＦＤＫ法を応用した演算手法を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、画像処理部５によるＣＴ画像の再構成処理として、ＦＤＫ法以外の他の解析的手法による再構成処理を行ってもよい。また、解析的手法以外の、たとえば逐次近似法を利用した再構成処理を行ってもよい。

[0115] また、上記実施形態では、１つの撮影角度４０で投影画像データ５０を取得する際に、１つの電子放出部１２を用いてＸ線照射を行う例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、１つの撮影角度４０で投影画像データ５０を取得する際に、２以上の電子放出部１２（複数の電子放出部１２のうちの一部であって、２以上の電子放出部１２）を用いてＸ線照射を行ってもよい。

[0116] また、上記実施形態では、Ｘ線源１から出射されたＸ線１０が、そのまま被写体９０を透過して検出器２に入射する装置構成の例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、Ｘ線源１と被写体９０との間、および／または、被写体９０と検出器２との間に、格子を配置して、タルボ効果を利用したＸ線干渉撮影を行ってもよい。つまり、本発明によるＸ線撮影装置は、タルボ干渉計として構成されてもよい。

[0117] ［態様］

上記した例示的な実施形態は、以下の態様の具体例であることが当業者により理解される。

[0118] （項目１）

ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、前記複数の電子放出部のそれぞれから前記ターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなく前記ターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように前記複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源と、

前記Ｘ線源から出射されたＸ線を検出する検出器と、

前記Ｘ線源と前記検出器との間に配置され、被写体を支持する被写体設置

部と、

前記被写体の撮影角度を変化させるように、前記Ｘ線源と前記検出器とを含む撮影部と前記被写体設置部とを相対的に回転させる回転機構と、

複数の前記撮影角度の各々における複数の投影画像データを前記検出器から取得し、取得した前記複数の投影画像データに基づいてＣＴ画像を生成する画像処理部と、

前記複数の投影画像データの取得時に、前記撮影角度毎に、前記複数の電子放出部のうち選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行うように前記Ｘ線源を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する制御を行う撮影制御部と、を備える、Ｘ線撮影装置。

[0119]（項目２）

前記Ｘ線源は、平面上に配列された複数の冷陰極電子源を有する電子源ユニットを含み、

前記複数の電子放出部は、それぞれ、前記複数の冷陰極電子源のうちの互いに異なるグループにより構成されている、項目１に記載のＸ線撮影装置。

[0120]（項目３）

前記複数の電子放出部の１つを構成する前記グループは、前記ターゲットの同一の前記焦点位置へ電子を照射する１つ以上の冷陰極電子源により構成されている、項目２に記載のＸ線撮影装置。

[0121]（項目４）

前記ターゲットは、前記複数の電子放出部に対して１つ設けられ、

前記複数の電子放出部の各々の前記焦点位置は、前記ターゲットの表面上に離散的に位置する、項目１に記載のＸ線撮影装置。

[0122]（項目５）

前記複数の電子放出部の各々の前記焦点位置の情報を記憶する記憶部をさらに備え、

前記画像処理部は、前記複数の投影画像データの各々の取得に用いた前記

電子放出部の前記焦点位置の情報に基づいて、前記複数の投影画像データの各々の焦点位置補正を含む再構成処理を行うことにより、前記ＣＴ画像を生成するように構成されている、項目１に記載のＸ線撮影装置。

[0123]（項目６）

前記画像処理部は、前記再構成処理において、前記複数の投影画像データの各々に対して、前記複数の投影画像データの各々に対応する前記焦点位置の情報に基づく重み付け処理を行うように構成されている、項目５に記載のＸ線撮影装置。

[0124]（項目７）

前記画像処理部は、前記再構成処理において、前記複数の投影画像データの各々に対して、前記複数の投影画像データの各々に対応する前記焦点位置の情報に基づく逆投影処理を行うように構成されている、項目５に記載のＸ線撮影装置。

[0125]（項目８）

前記撮影制御部は、３６０度を予め設定された撮影角度数で分割した複数の前記撮影角度の各々に位置付けるように、前記回転機構を制御するように構成されている、項目１に記載のＸ線撮影装置。

[0126]（項目９）

ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、前記複数の電子放出部のそれぞれから前記ターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなく前記ターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように前記複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源から、前記複数の電子放出部のうちの選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行う第１ステップと、

前記Ｘ線源から照射され被写体を透過したＸ線を検出器により検出することにより、投影画像データを取得する第２ステップと、

前記Ｘ線源および前記検出器と前記被写体とを相対的に回転させることにより前記被写体の撮影角度を変化させる第３ステップと、

前記複数の電子放出部のうち、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出

部とは異なる第２の電子放出部を選択する第４ステップと、

前記第１～前記第４ステップを繰り返すことにより、複数の前記撮影角度の各々における複数の投影画像データを取得するステップと、

取得した前記複数の投影画像データに基づいてＣＴ画像を生成するステップと、を備える、Ｘ線撮影方法。

符号の説明

[0127] １　Ｘ線源

２　検出器

３　被写体設置部

４、２０４　回転機構

５　画像処理部

６　撮影制御部

７　撮影部

１０　Ｘ線

１１　ターゲット

１２（１２ａ、１２ｂ、１２ｃ、１２ｄ）　電子放出部

１４（１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄ）　焦点位置

１５　電子源ユニット

２２　記憶部

３０　冷陰極電子源

４０（４０ａ、４０ｂ、４０ｃ）　撮影角度

４１　第１の電子放出部

４２　第２の電子放出部

５０（５０ａ、５０ｂ、５０ｃ）　投影画像データ

５２　焦点位置の情報

５６　ＣＴ画像

９０　被写体

１００　Ｘ線撮影装置

請求の範囲

[請求項1] ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、前記複数の電子放出部のそれぞれから前記ターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなく前記ターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように前記複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源と、

前記Ｘ線源から出射されたＸ線を検出する検出器と、

前記Ｘ線源と前記検出器との間に配置され、被写体を支持する被写体設置部と、

前記被写体の撮影角度を変化させるように、前記Ｘ線源と前記検出器とを含む撮影部と前記被写体設置部とを相対的に回転させる回転機構と、

複数の前記撮影角度の各々における複数の投影画像データを前記検出器から取得し、取得した前記複数の投影画像データに基づいてＣＴ画像を生成する画像処理部と、

前記複数の投影画像データの取得時に、前記撮影角度毎に、前記複数の電子放出部のうち選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行うように前記Ｘ線源を制御するとともに、Ｘ線照射を行う際に、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する制御を行う撮影制御部と、を備える、Ｘ線撮影装置。

[請求項2] 前記Ｘ線源は、平面上に配列された複数の冷陰極電子源を有する電子源ユニットを含み、

前記複数の電子放出部は、それぞれ、前記複数の冷陰極電子源のうちの互いに異なるグループにより構成されている、請求項１に記載のＸ線撮影装置。

[請求項3] 前記複数の電子放出部の１つを構成する前記グループは、前記ターゲットの同一の前記焦点位置へ電子を照射する１つ以上の冷陰極電子源により構成されている、請求項２に記載のＸ線撮影装置。

[請求項4] 前記ターゲットは、前記複数の電子放出部に対して１つ設けられ、

前記複数の電子放出部の各々の前記焦点位置は、前記ターゲットの表面上に離散的に位置する、請求項１に記載のＸ線撮影装置。

[請求項5] 前記複数の電子放出部の各々の前記焦点位置の情報を記憶する記憶部をさらに備え、

前記画像処理部は、前記複数の投影画像データの各々の取得に用いた前記電子放出部の前記焦点位置の情報に基づいて、前記複数の投影画像データの各々の焦点位置補正を含む再構成処理を行うことにより、前記ＣＴ画像を生成するように構成されている、請求項１に記載のＸ線撮影装置。

[請求項6] 前記画像処理部は、前記再構成処理において、前記複数の投影画像データの各々に対して、前記複数の投影画像データの各々に対応する前記焦点位置の情報に基づく重み付け処理を行うように構成されている、請求項５に記載のＸ線撮影装置。

[請求項7] 前記画像処理部は、前記再構成処理において、前記複数の投影画像データの各々に対して、前記複数の投影画像データの各々に対応する前記焦点位置の情報に基づく逆投影処理を行うように構成されている、請求項５に記載のＸ線撮影装置。

[請求項8] 前記撮影制御部は、３６０度を予め設定された撮影角度数で分割した複数の前記撮影角度の各々に位置付けるように、前記回転機構を制御するように構成されている、請求項１に記載のＸ線撮影装置。

[請求項9] ターゲットと、複数の電子放出部とを含み、前記複数の電子放出部のそれぞれから前記ターゲットへ向かう電子線軸が互いに交わることなく前記ターゲット上の異なる焦点位置にそれぞれ電子を照射するように前記複数の電子放出部の各々が構成されているＸ線源から、前記複数の電子放出部のうちの選択された一部の電子放出部によりＸ線照射を行う第１ステップと、

前記Ｘ線源から照射され被写体を透過したＸ線を検出器により検出することにより、投影画像データを取得する第２ステップと、

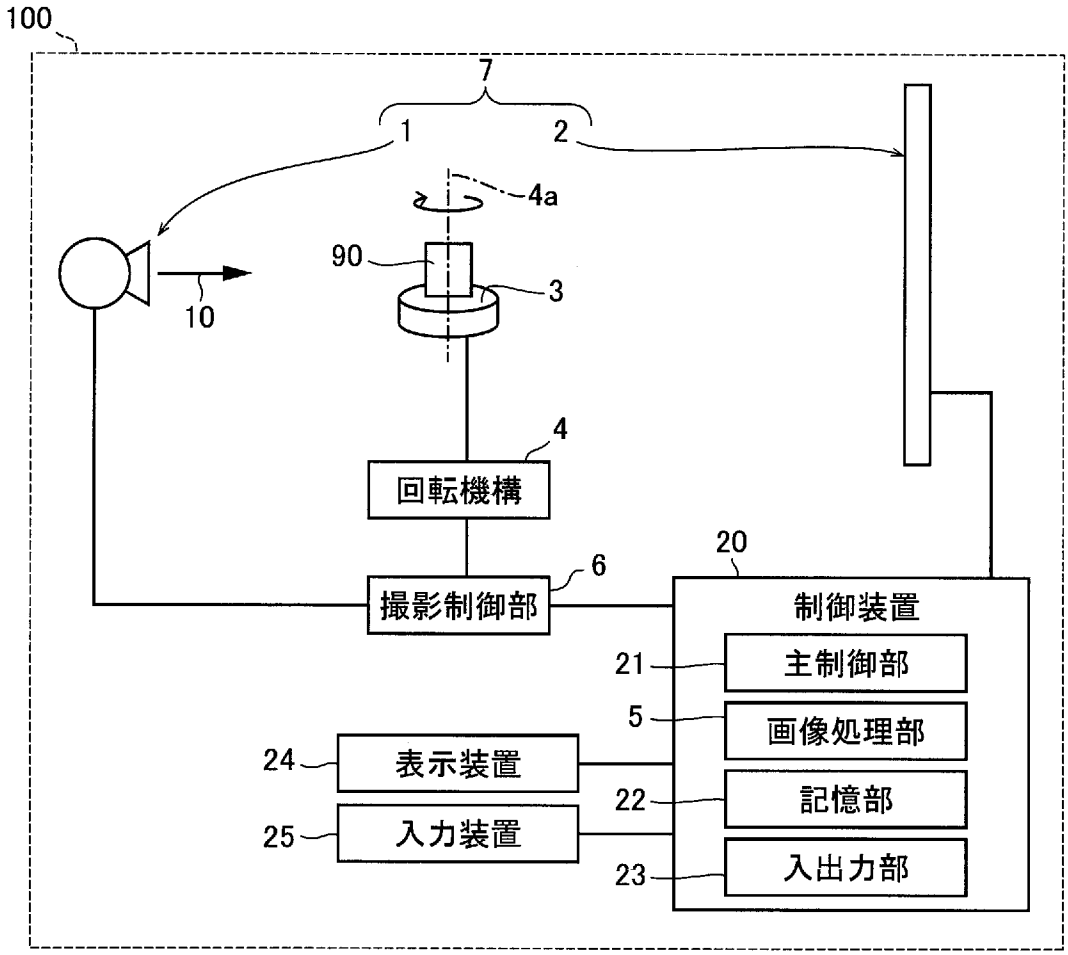
前記Ｘ線源および前記検出器と前記被写体とを相対的に回転させることにより前記被写体の撮影角度を変化させる第３ステップと、

前記複数の電子放出部のうち、直前のＸ線照射に使用した第１の電子放出部とは異なる第２の電子放出部を選択する第４ステップと、

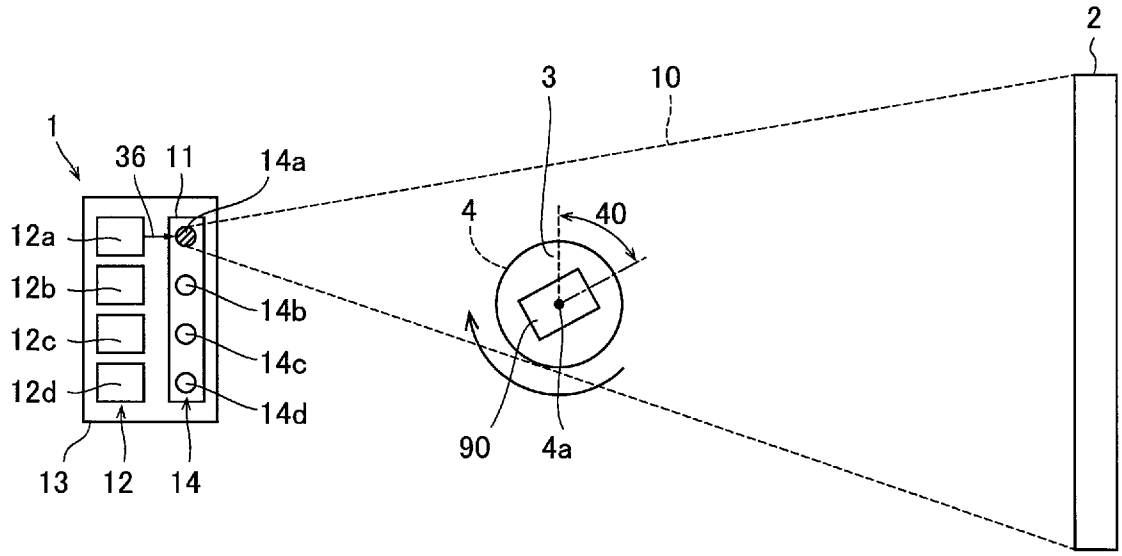
前記第１～前記第４ステップを繰り返すことにより、複数の前記撮影角度の各々における複数の投影画像データを取得するステップと、

取得した前記複数の投影画像データに基づいてＣＴ画像を生成するステップと、を備える、Ｘ線撮影方法。

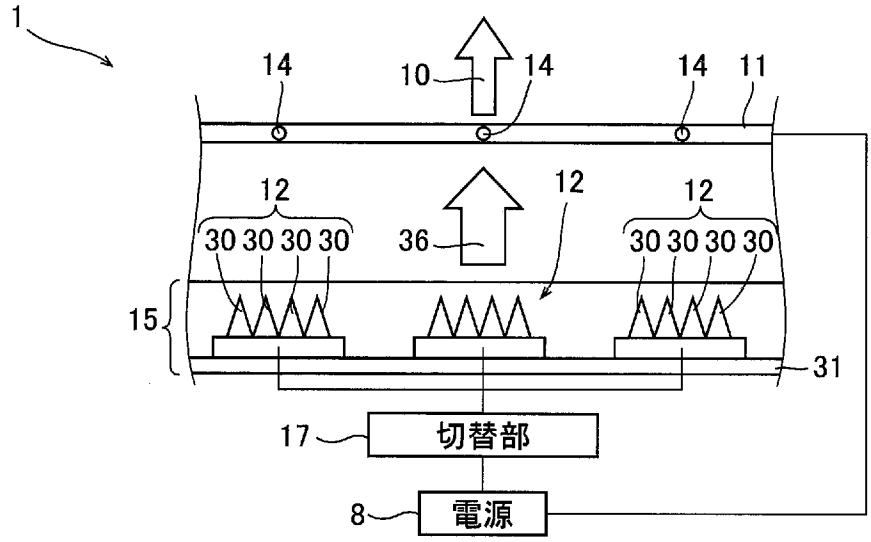
[図1]


100
7
1
2
4a
90
3
10
4
回転機構
20
6
撮影制御部
制御装置
21
主制御部
5
画像処理部
24
表示装置
22
記憶部
25
入力装置
23
入出力部

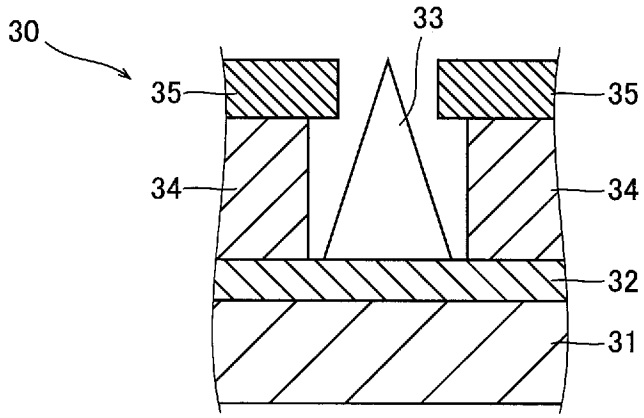
[図2]


2
3
10
1
36
11
14a
12a
12b
12c
12d
14b
14c
14d
4
40
13
12
14
90
4a

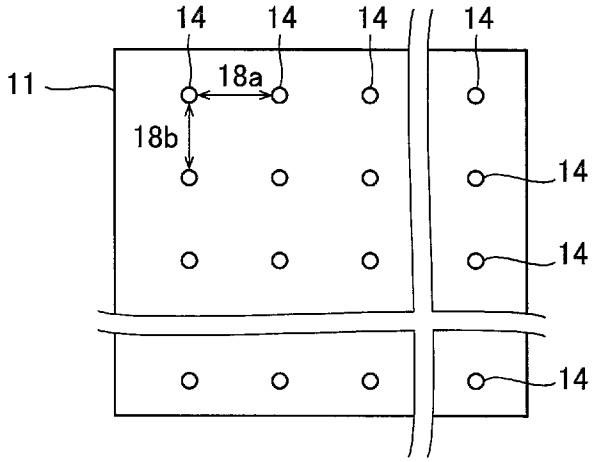
[図3]


1
14
10
14
14
11
12
12
12
30 30 30 30
36
30 30 30 30
15
31
17
切替部
8
電源

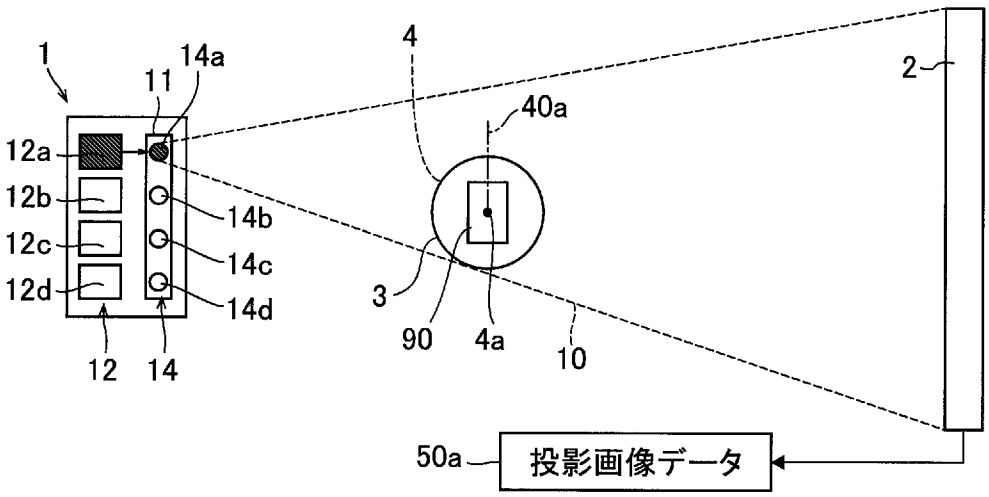
[図4]


30
33
35
35
34
34
32
31

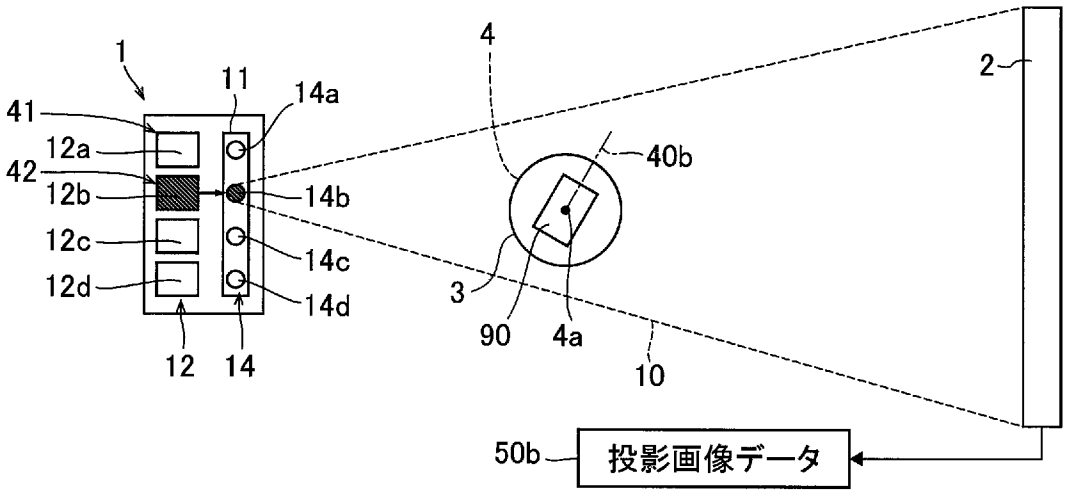
[図5]


14
14
14
14
11
18a
18b
14
14
14

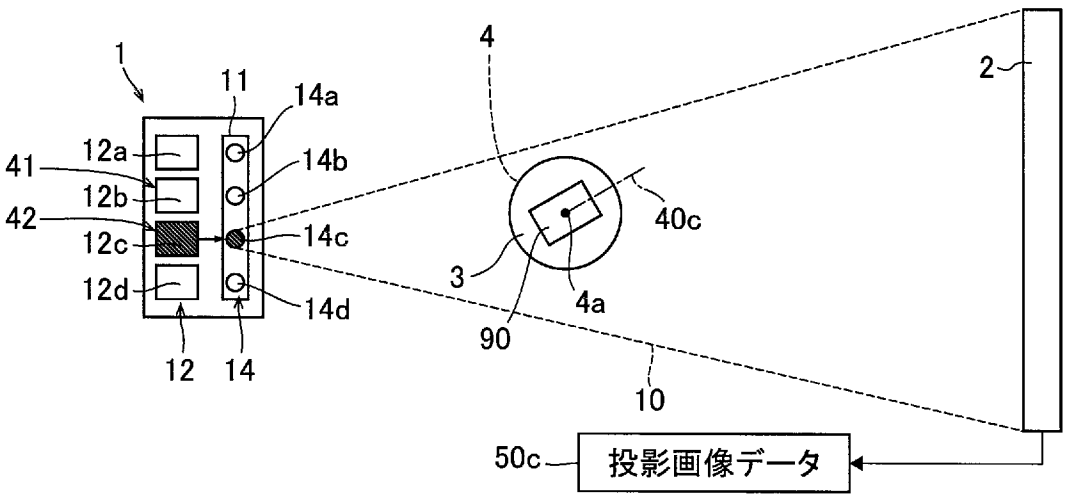
[図6]


1
11
14a
12a
12b
12c
12d
14b
14c
14d
12
14
4
40a
3
90
4a
10
2
50a
投影画像データ

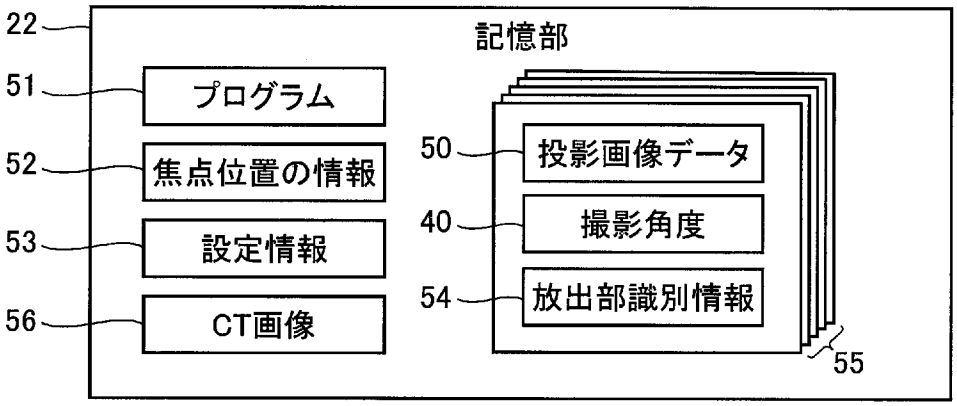
[図7]


1
11
14a
41
12a
42
12b
12c
12d
14b
14c
14d
12
14
4
40b
3
90
4a
10
2
50b
投影画像データ

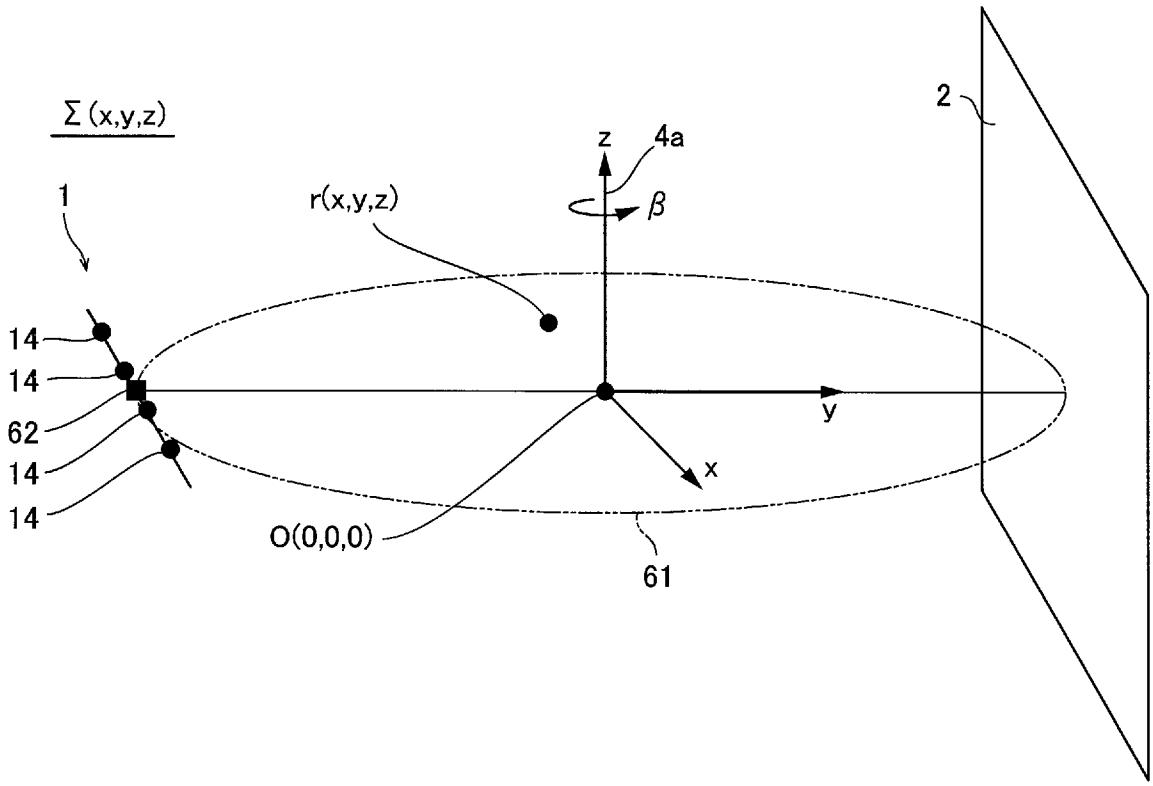
[図8]


1
11
14a
41
12a
12b
42
12c
12d
14b
14c
14d
12
14
4
40c
3
90
4a
10
2
50c
投影画像データ

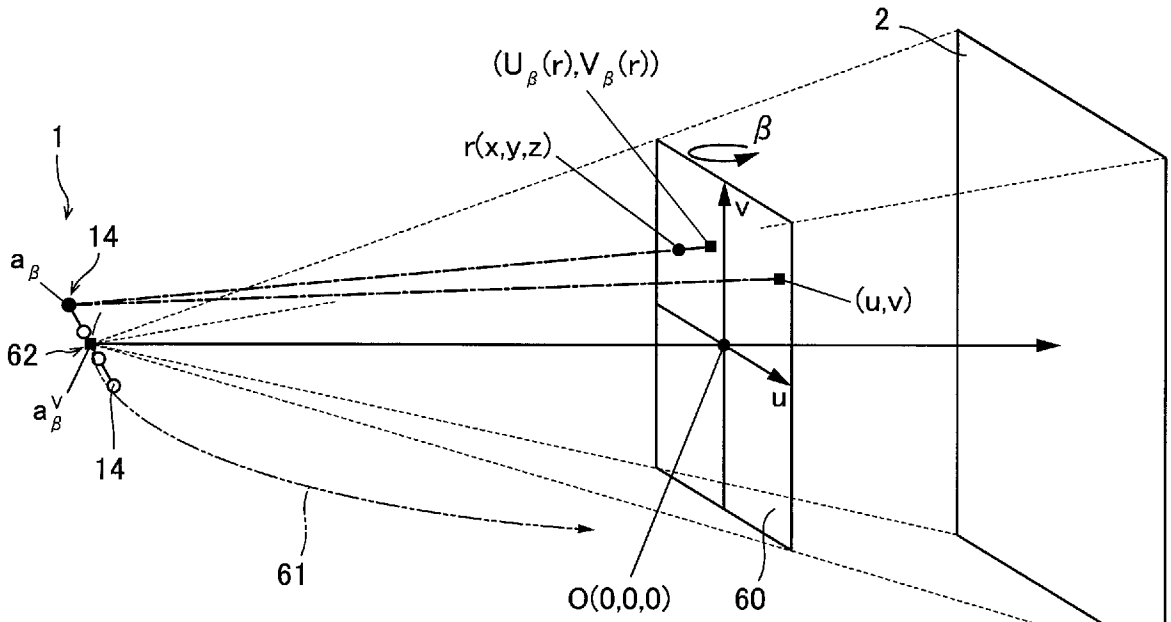
[図9]


22
記憶部
51
プログラム
52
焦点位置の情報
53
設定情報
56
CT画像
50
投影画像データ
40
撮影角度
54
放出部識別情報
55

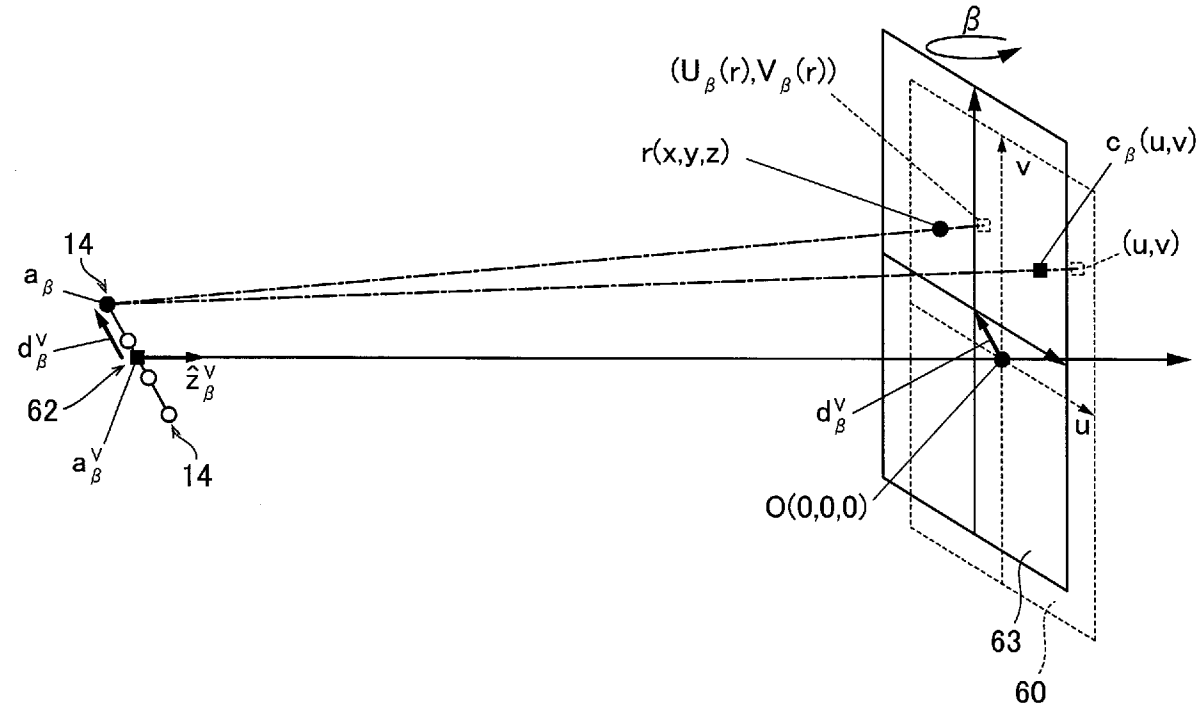
[図10]


Σ(x,y,z)
1
r(x,y,z)
z
4a
β
2
14
14
62
14
14
y
x
O(0,0,0)
61

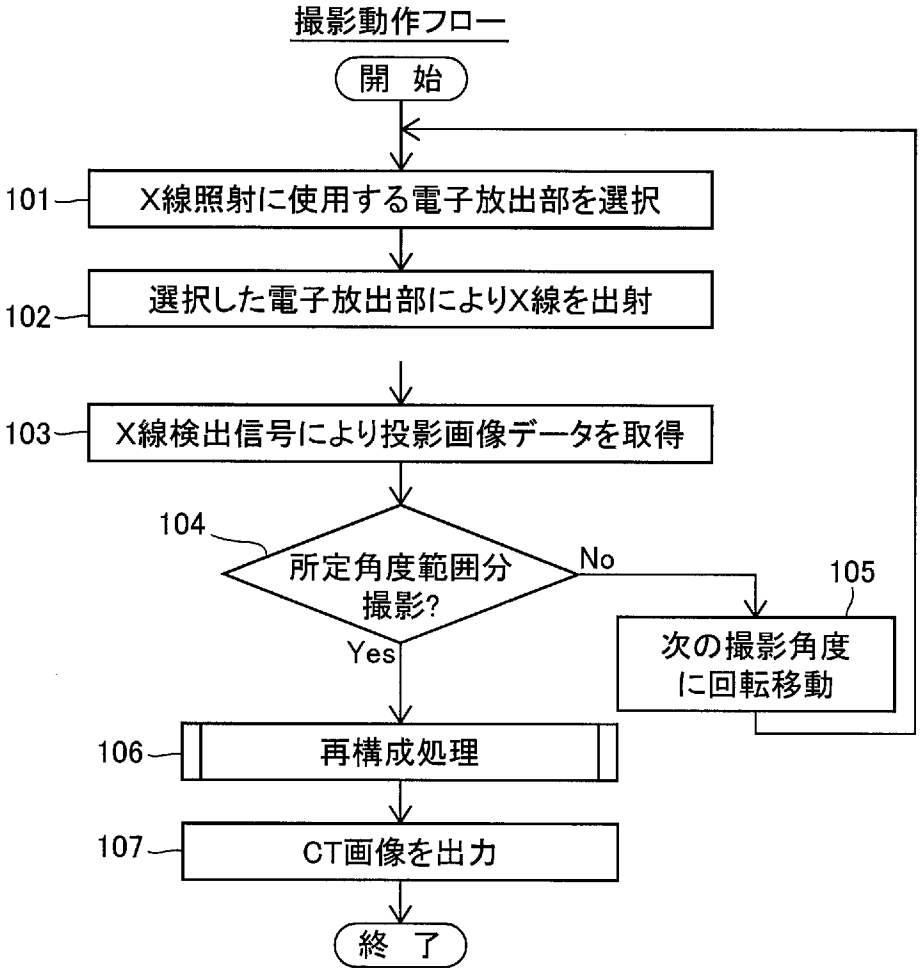
[図11]


2
$(U_\beta(r),V_\beta(r))$
1
r(x,y,z)
β
v
14
a_β
(u,v)
62
u
a_β^V
14
61
O(0,0,0)
60

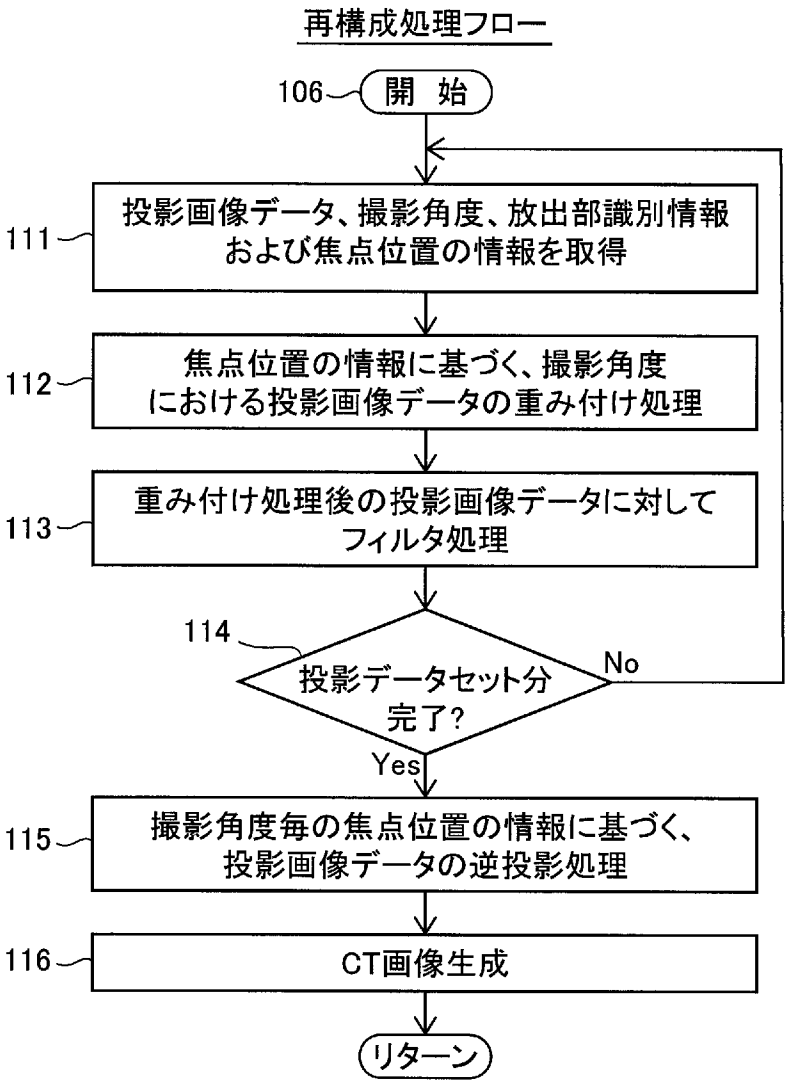
[図12]


β
$(U_\beta(r),V_\beta(r))$
r(x,y,z)
$c_\beta(u,v)$
v
14
a_β
(u,v)
d_β^V
$\hat{z}_\beta^V$
62
u
a_β^V
14
d_β^V
O(0,0,0)
63
60

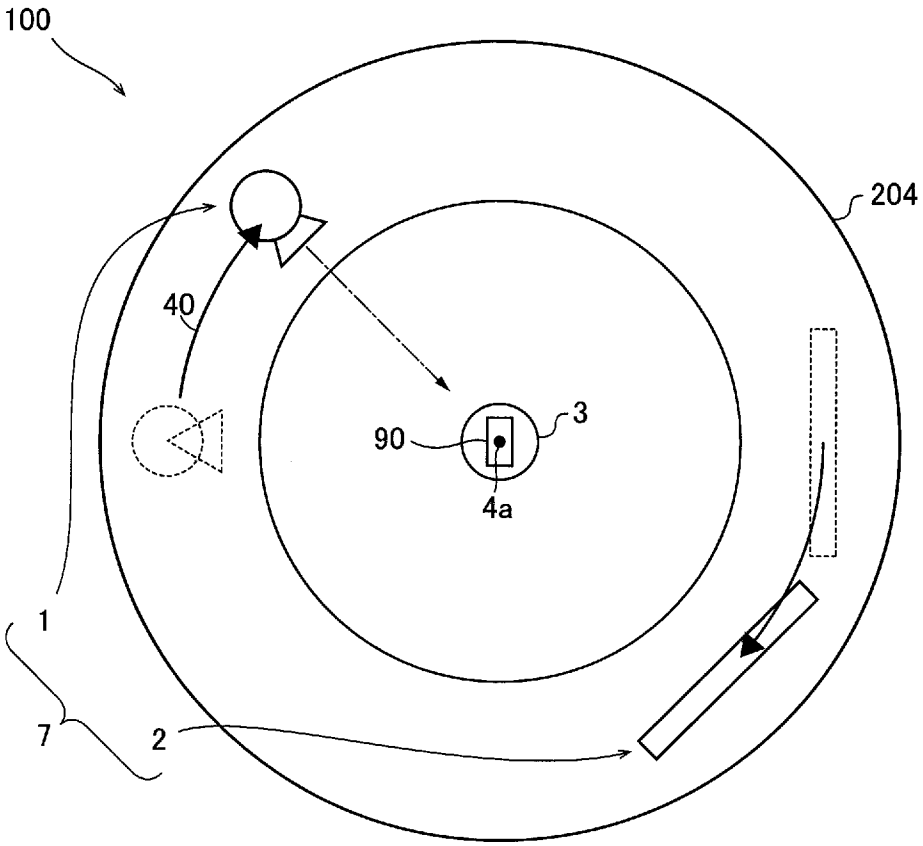
[図13]


撮影動作フロー
開 始
101
X線照射に使用する電子放出部を選択
102
選択した電子放出部によりX線を出射
103
X線検出信号により投影画像データを取得
104
所定角度範囲分撮影?
No
105
次の撮影角度に回転移動
Yes
106
再構成処理
107
CT画像を出力
終 了

[図14]


再構成処理フロー
106
開 始
111
投影画像データ、撮影角度、放出部識別情報
および焦点位置の情報を取得
112
焦点位置の情報に基づく、撮影角度
における投影画像データの重み付け処理
113
重み付け処理後の投影画像データに対して
フィルタ処理
114
投影データセット分
完了?
No
Yes
115
撮影角度毎の焦点位置の情報に基づく、
投影画像データの逆投影処理
116
CT画像生成
リターン

[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/000137

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/03(2006.01)i
FI: A61B6/03 350G

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2020-186913 A (RIGAKU DENKI CO LTD) 19 November 2020 (2020-11-19) paragraphs [0016], [0019]-[0050], fig. 1-7	1-9
Y	JP 2005-516343 A (THE UNIVERSITY OF NORTH CAROLINA AT CHAPEL HILL) 02 June 2005 (2005-06-02) paragraphs [0020], [0026]-[0032], fig. 3-4	1-9
Y	JP 2016-502886 A (NUCTECH CO LTD) 01 February 2016 (2016-02-01) paragraphs [0001], [0029]-[0031], fig. 1	1-9
Y	JP 2015-208601 A (HITACHI MEDICAL CORP) 24 November 2015 (2015-11-24) paragraphs [0018]-[0073]	6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
24 March 2022	**05 April 2022**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2022/000137

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2020-186913 A	19 November 2020	(Family: none)	
JP 2005-516343 A	02 June 2005	US 2002/0094064 A1 paragraphs [0020], [0026]-[0032], fig. 3-4 CN 1643641 A KR 10-2004-0085163 A	
JP 2016-502886 A	01 February 2016	US 2014/0185739 A1 paragraphs [0002], [0049]-[0053], fig. 1 CN 103903941 A	
JP 2015-208601 A	24 November 2015	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/000137

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 6/03(2006.01)i
FI: A61B6/03 350G

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B6/00-6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2020-186913 A (株式会社リガク) 19.11.2020 (2020-11-19) [0016], [0019]-[0050], 図1-7	1-9
Y	JP 2005-516343 A (ザ ユニバーシティ オブ ノース カロライナ アット チャペル ヒル) 02.06.2005 (2005-06-02) [0020], [0026]-[0032], 図3-4	1-9
Y	JP 2016-502886 A (同方威視技術股▲フン▼有限公司) 01.02.2016 (2016-02-01) [0001], [0029]-[0031], 図1	1-9
Y	JP 2015-208601 A (株式会社日立メディコ) 24.11.2015 (2015-11-24) [0018]-[0073]	6

☐ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☑ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
"A" 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
"E" 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
"L" 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
"O" 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
"P" 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
"T" 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
"X" 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
"Y" 特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
"&" 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
24.03.2022	05.04.2022

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
宮川　数正 2U 4634

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/000137

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2020-186913 A	19.11.2020	（ファミリーなし）	
JP 2005-516343 A	02.06.2005	US 2002/0094064 A1 [0020], [0026] - [0032], 図3-4 CN 1643641 A KR 10-2004-0085163 A	
JP 2016-502886 A	01.02.2016	US 2014/0185739 A1 [0002], [0049] - [0053], 図1 CN 103903941 A	
JP 2015-208601 A	24.11.2015	（ファミリーなし）	