

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4802079号  
(P4802079)

(45) 発行日 平成23年10月26日 (2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日 (2011.8.12)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 2 1 K
A 6 1 B 6/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/14 3 1 O
	A 6 1 B 6/03 3 2 O G
	A 6 1 B 6/03 3 2 O K
	A 6 1 B 6/03 3 7 O Z

請求項の数 8 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2006-285191 (P2006-285191)	(73) 特許権者	000138185
(22) 出願日	平成18年10月19日 (2006.10.19)		株式会社モリタ製作所
(65) 公開番号	特開2007-144136 (P2007-144136A)		京都市伏見区東浜南町680番地
(43) 公開日	平成19年6月14日 (2007.6.14)	(74) 代理人	100101454
審査請求日	平成21年3月27日 (2009.3.27)		弁理士 山田 卓二
(31) 優先権主張番号	特願2005-317493 (P2005-317493)	(74) 代理人	100081422
(32) 優先日	平成17年10月31日 (2005.10.31)		弁理士 田中 光雄
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100098280
			弁理士 石野 正弘
		(72) 発明者	鈴木 正和
			京都府京都市伏見区東浜南町680番地
			株式会社モリタ製作所内
		(72) 発明者	本庄 誠
			京都府京都市伏見区東浜南町680番地
			株式会社モリタ製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用X線CT撮影装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

コーンビームX線を発生するX線発生器と、  
前記X線発生器により発生され被写体を透過した前記コーンビームX線を検出する2次元検出面を備えるX線検出器と、

前記X線発生器と前記X線検出器を被写体の周りで旋回する旋回手段と、  
前記旋回手段の回転中心軸を被写体の体軸と平行に維持したまま、前記コーンビームX線の中心軸を前記回転中心軸に垂直な方向に対して所定角度傾斜させる傾き制御機構と、

前記コーンビームX線の中心軸が前記回転中心軸に垂直な方向に対して前記所定角度傾斜した状態で前記X線発生器と前記X線検出器を前記被写体の周りで旋回し、前記X線発生器から前記コーンビームX線を前記被写体の関心領域に照射するとともに前記関心領域を透過した前記コーンビームX線を前記X線検出器で検出するよう制御を行う制御装置と

10

前記X線検出器で検出されたX線画像をもとに前記関心領域のCT画像を作成する演算処理手段を備えており、

前記被写体の関心領域に金属が存在する場合に前記コーンビームX線が前記金属に照射されることによって生じるアーチファクトを前記旋回中心軸に垂直な面に対して斜め上方又は斜め下方に向けることで、前記金属の近傍にある前記関心領域の前記CT画像に表れる前記アーチファクトを少なくしたことを特徴とする医療用X線CT撮影装置。

【請求項2】

20

前記所定角度を角度  $\theta$  とし、角度  $\theta$  が  $-30^\circ < \theta < 0^\circ$  または  $0^\circ < \theta < 30^\circ$  であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用 X 線 CT 撮影装置。

【請求項 3】

前記被写体を固定する被写体固定手段と、前記被写体固定手段と前記旋回手段とを相対的に移動する第 1 の移動機構を備えることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の医療用 X 線 CT 撮影装置。

【請求項 4】

前記旋回手段の本体に対する前記 X 線発生器の移動または前記旋回手段の本体に対する前記 X 線検出器の移動を行う第 2 の移動機構を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の医療用 X 線 CT 撮影装置。

10

【請求項 5】

前記 X 線検出器は、着脱可能なカセットを備え、このカセットは、カセット本体と、デジタル X 線センサと、前記カセット本体に対して前記デジタル X 線センサを移動する第 3 の移動機構を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の医療用 X 線 CT 撮影装置。

【請求項 6】

前記旋回手段の回転中心軸の軸方向と平行な方向に伸長し、前記 X 線発生器から発生する X 線が X 線細隙ビームになるよう規制するスリットを備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の医療用 X 線 CT 撮影装置。

20

【請求項 7】

コーンビーム X 線を発生する X 線発生器と、前記 X 線発生器により発生され被写体を透過した前記コーンビーム X 線を検出する 2 次元検出面を備える X 線検出器と、

前記 X 線発生器と前記 X 線検出器を被写体の周りで旋回する旋回手段を備えた医療用 X 線 CT 撮影装置の撮影方法であって、

前記旋回手段の回転中心軸を被写体の体軸と平行に維持したまま、前記コーンビーム X 線の中心軸を前記回転中心軸に垂直な方向に対して所定角度傾斜させ、

前記コーンビーム X 線の中心軸が前記回転中心軸に垂直な方向に対して前記所定角度傾斜した状態で前記 X 線発生器と前記 X 線検出器を前記被写体の周りで旋回しながら、前記 X 線発生器から前記コーンビーム X 線を前記被写体の関心領域に照射するとともに前記関心領域を透過した前記コーンビーム X 線を前記 X 線検出器で検出し、

30

前記 X 線検出器で検出された X 線画像をもとに前記関心領域の CT 画像を作成し、前記被写体の関心領域に金属が存在する場合に前記コーンビーム X 線が前記金属に照射されることによって生じるアーチファクトを前記旋回中心軸に垂直な面に対して斜め上方又は斜め下方に向けることで、前記金属の近傍にある前記関心領域の前記 CT 画像に表れる前記アーチファクトを少なくすることを特徴とする医療用 X 線 CT 撮影装置の撮影方法。

【請求項 8】

前記所定角度を角度  $\theta$  とし、角度  $\theta$  が  $-30^\circ < \theta < 0^\circ$  または  $0^\circ < \theta < 30^\circ$  であることを特徴とする請求項 7 に記載の医療用 X 線 CT 撮影装置の撮影方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像の再構成を行う投影データを取得するコーンビーム型医療用 X 線 CT 撮影に関する。

【背景技術】

【0002】

コーンビーム型医療用 X 線 CT 撮影装置では、X 線源と二次元 X 線検出器を被写体（患者）を挟んで相対的に回転させ、X 線源から被写体にコーンビーム X 線を照射し、二次元 X 線検出器で投影データを検出する。特許文献 1 に記載された X 線 CT 装置では、被写体

50

(患者)を静止したままの状態、被写体(患者)の再構成に必要な完全なデータを収集するため、また、高画質の3次元CT画像を得るために、被写体(患者)の体軸方向に対して、X線源と二次元X線検出器との対から構成される撮影系(ガントリ)の回転軸を傾斜させて回転する。

【0003】

また、特許文献2に記載された医用X線CT装置は、生成される3次元X線画像の空間分解能が低下するのを防ぐため、床面に対する回転リングの内周面に対向して配置されたX線源とX線検出器を備えた撮影系(ガントリ)の回転面を傾斜させる傾斜手段を備える。

【特許文献1】特開2000-197627号公報

10

【特許文献2】特開2001-161671号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特に歯科医療の分野で歯のCT撮影等を行う場合、撮影対象の隣接する歯に、治療により金属等の材料が被されていたり、また、レジン等の樹脂材料が詰められていたりすることがある。歯に装着された金属等が存在すると、CT撮影を行った際に、金属等はX線を透過しにくいいため、その金属等の背後部分の投影データが不完全となり、それを基に得られた再構成画像にはアーチファクトが生じ、極端な場合、画像の再構成が困難になってしまうといった問題点があった。また、上述したX線CT撮影装置の場合、高画質の3次元CT画像を得ることはできるが、歯のCT撮影を行うのに必要以上に装置が大型化するという問題点もあった。

20

【0005】

本発明の目的は、コーンビーム型医療用X線CT撮影において、簡単な構成の装置で金属等によるアーチファクトを回避した再構成画像が得られる医療用X線CT撮影装置および方法を提供することである。

本発明の別の目的は、コーンビーム型医療用X線CT撮影において、装置全体が小型化される医療用X線CT撮影装置および方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

30

この目的を達成するための本発明(請求項1に係る発明)は、

コーンビームX線を発生するX線発生器と、

前記X線発生器により発生され被写体を透過した前記コーンビームX線を検出する2次元検出面を備えるX線検出器と、

前記X線発生器と前記X線検出器を被写体の周りで旋回する旋回手段と、

前記旋回手段の回転中心軸を被写体の体軸と平行に維持したまま、前記コーンビームX線の中心軸を前記回転中心軸に垂直な方向に対して所定角度傾斜させる傾き制御機構と、  
前記コーンビームX線の中心軸が前記回転中心軸に垂直な方向に対して前記所定角度傾斜した状態で前記X線発生器と前記X線検出器を前記被写体の周りで旋回し、前記X線発生器から前記コーンビームX線を前記被写体の関心領域に照射するとともに前記関心領域を透過した前記コーンビームX線を前記X線検出器で検出するよう制御を行う制御装置と、

40

前記X線検出器で検出されたX線画像をもとに前記関心領域のCT画像を作成する演算処理手段を備えており、

前記被写体の関心領域に金属が存在する場合に前記コーンビームX線が前記金属に照射されることによって生じるアーチファクトを前記旋回中心軸に垂直な面に対して斜め上方又は斜め下方に向けることで、前記金属の近傍にある前記関心領域の前記CT画像に表れる前記アーチファクトを少なくしたことを特徴とする。

【0007】

本発明の他の形態(請求項2に係る発明)の医療用X線CT撮影装置は、前記所定角度を角度とし、角度が $-30^{\circ} < 0^{\circ}$ または $0^{\circ} < 30^{\circ}$ であることを特徴と

50

する。

【0008】

本発明の他の形態（請求項3に係る発明）の医療用X線CT撮影装置は、前記被写体を固定する被写体固定手段と、前記被写体固定手段と前記旋回手段とを相対的に移動する第1の移動機構を備えることを特徴とする。

【0009】

本発明の他の形態（請求項4に係る発明）の医療用X線CT撮影装置は、前記旋回手段の本体に対する前記X線発生器の移動または前記旋回手段の本体に対する前記X線検出器の移動を行う第2の移動機構を備えることを特徴とする。

【0010】

本発明の他の形態（請求項5に係る発明）の医療用X線CT撮影装置は、前記X線検出器が、着脱可能なカセットを備え、このカセットは、カセット本体と、デジタルX線センサと、前記カセット本体に対して前記デジタルX線センサを移動する第3の移動機構を備えることを特徴とする。

【0011】

本発明の他の形態（請求項6に係る発明）の医療用X線CT撮影装置は、前記旋回手段の回転中心軸の軸方向と平行な方向に伸長し、前記X線発生器から発生するX線がX線細隙ビームになるよう規制するスリットを備えることを特徴とする。

【0012】

本発明（請求項7に係る発明）の医療用X線CT撮影方法は、  
コーンビームX線を発生するX線発生器と、  
前記X線発生器により発生され被写体を透過した前記コーンビームX線を検出する2次元検出面を備えるX線検出器と、

前記X線発生器と前記X線検出器を被写体の周りで旋回する旋回手段を備えた医療用X線CT撮影装置の撮影方法であって、

前記旋回手段の回転中心軸を被写体の体軸と平行に維持したまま、前記コーンビームX線の中心軸を前記回転中心軸に垂直な方向に対して所定角度傾斜させ、

前記コーンビームX線の中心軸が前記回転中心軸に垂直な方向に対して前記所定角度傾斜した状態で前記X線発生器と前記X線検出器を前記被写体の周りで旋回しながら、前記X線発生器から前記コーンビームX線を前記被写体の関心領域に照射するとともに前記関心領域を透過した前記コーンビームX線を前記X線検出器で検出し、

前記X線検出器で検出されたX線画像をもとに前記関心領域のCT画像を作成し、  
前記被写体の関心領域に金属が存在する場合に前記コーンビームX線が前記金属に照射されることによって生じるアーチファクトを前記旋回中心軸に垂直な面に対して斜め上方又は斜め下方に向けることで、前記金属の近傍にある前記関心領域の前記CT画像に表れる前記アーチファクトを少なくすることを特徴とする。

【0013】

本発明の他の形態（請求項8に係る発明）の医療用X線CT撮影方法は、前記所定角度を角度とし、角度が $-30^\circ < 0^\circ$ または $0^\circ < 30^\circ$ であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明の医療用X線CT撮影装置（請求項1）では、X線発生器をコーンビームX線の中心軸が前記旋回手段の回転中心軸と垂直な方向に対して傾くように前記旋回手段に配置されていることによって、歯牙に対するX線の照射角度を変更させて、アーチファクトを回避した再構成画像が得られる。また、傾き制御機構を備えていることにより、コーンビームX線の照射する傾きを任意に変更することができ、アーチファクトを回避した再構成画像が得られる。

【0018】

本発明の他の形態（請求項3に係る発明）の医療用X線CT撮影装置では、被写体固定

10

20

30

40

50

手段の位置に対する旋回手段の位置を相対的に移動できるので、X線発生器、被写体及びX線検出器の間の相互の相対的位置関係が容易に変更できる。

【0019】

本発明の他の形態（請求項4に係る発明）の医療用X線CT撮影装置では、さらに、旋回手段の本体に対するX線発生器の位置の相対的移動または旋回手段の本体に対するX線検出器の位置の相対的移動ができるので、X線発生器、被写体及びX線検出器の間の相互の相対的位置関係が容易に変更できる。

【0020】

本発明の他の形態（請求項5に係る発明）の医療用X線CT撮影装置では、前記X線検出器のカセットにおいて、カセット本体に対して前記デジタルX線センサを移動できるので、X線発生器、被写体及びX線検出器の間の相互の相対的位置関係が容易に変更できる。

10

【0021】

本発明の他の形態（請求項6に係る発明）の医療用X線CT撮影装置では、旋回手段の回転中心軸の軸方向と平行な方向に伸長し、X線発生器から発生するX線がX線細隙ビームになるよう規制するスリットを備えるので、例えばX線細隙ビームによりパノラマ撮影や頭部X線規格写真撮影（セファロ撮影）を行うことができる。

【0022】

本発明の医療用X線CT撮影方法（請求項9）では、旋回手段の回転中心軸の被写体の体軸に対する傾きを平行に維持したまま、少なくともX線発生器またはX線検出器を、コーンビームX線の中心線を前記旋回手段の回転中心軸と垂直な方向に対して傾けるように前記旋回手段に配置するので、アーチファクトを回避した再構成画像が得られる。

20

【0023】

本発明の他の形態に係る医療用X線CT撮影装置（請求項2）や医療用X線CT撮影方法（請求項8）では、前記傾きの角度を  $-30^\circ < 0^\circ$  または  $0^\circ < 30^\circ$  の範囲に設定して、アーチファクトを回避した再構成画像が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

以下、添付の図面を参照して発明の実施の形態を説明する。

【0028】

図1は、医療用X線CT撮影装置の例を示す。垂直方向に伸びる非常に剛性の高い支柱には昇降支持部が、支柱10eに沿って上下動自在に設けられている。また、昇降支持部の上フレーム9には2次元移動機構6aを介して逆U字型の旋回手段である旋回アーム3が設けられている。旋回アーム3は、その両端にX線発生器1とX線検出器2（2次元X線イメージセンサ）とを相互に対向した状態で保持し、回転制御モータ7（図6）により被写体4の頭部の周りを回転することによりX線発生器1とX線検出器2とを被写体4の周りで旋回させる。X線発生器1はX線ビームを発生し、後述するようにコーンビームX線用のスリットによりコーンビームX線を発生する。X線検出器2は、2次元検出面を備えるデジタルX線センサを備え、被写体を透過したコーンビームX線を検出する。2次元移動機構60は、旋回アーム3の内部にあり、上フレーム9で下垂保持される機械的回転軸3Aに対し、旋回アーム3を2次元に移動可能である。X線撮影の操作を行うための操作パネル10hは、旋回アームの一部、図示の例ではX線検出器2側、に設けられている。操作パネル10hには表示部10dsが設けられ、X線撮影の操作に関する表示を行う。

30

40

【0029】

被写体4である患者は、旋回アーム3に設けられたX線発生器1とX線検出器2の間に立ち、顎固定装置（チンレスト）5'に顎を置き、頭部固定装置5Aによって固定される。顎固定装置5'や頭部固定装置5Aは、被写体固定手段の例である。

【0030】

図2は、医療用X線CT撮影装置の他の例を示す。門型の非常に剛性の高い構造体であ

50

る主フレーム10はX線CT撮影装置の全体を支持する。主フレーム10は、逆U字状の旋回アーム3を吊り下げ、回転軸により回転可能に支持する上フレーム10a、この上フレーム10aの基端部を固定保持している1対の横ビーム10b、この横ビーム10bを支えている1対の縦ビーム10c、1対の縦ビーム10cが固定載置され、この装置全体の基礎となっているベース10dから構成されている。3次元移動機構61は、ベース10dの上であり、その上に椅子5を載置している。X線撮影の操作を行うための操作パネル10hは、一方の縦ビームの表面に設けられている。操作パネル10hには表示部10dsが設けられ、X線撮影の操作に関する表示を行う。旋回アーム3は、その両端にX線発生器1とX線検出器2(2次元X線イメージセンサ)とを相互に対向した状態で保持する。旋回アーム3は、X線発生器1とX線検出器2を被写体4(図示しない)の周りで旋回する旋回手段の1例である。旋回アーム3は、回転制御モータ7(図6)により機械的回転軸3Aの回転中心軸3aの周りに回転される。

10

## 【0031】

一方、ベース10dには、3次元移動機構61が設置され、その上に患者固定用の椅子5が載置される。椅子5の上にはヘッドレスト5aが設けられ、椅子5に座る被写体4の頭の位置を固定する。当該患者固定用の椅子5やヘッドレスト5aは、被写体固定手段の例である。したがって、被写体4の体軸4aは、旋回アーム3の回転中心軸3aに平行になり、被写体4の歯列は、回転中心軸3aに垂直な面内にある。すなわち、旋回アーム3の回転中心軸3aの被写体4の体軸4aに対する傾きは平行に維持される。

## 【0032】

20

図3から図5には、旋回アーム3に設けられた2次元移動機構60の例を示す。2次元移動機構60はX軸制御モータ71とY軸制御モータ72とが独立して制御可能なように構成されている。(説明のために旋回アーム3の長手方向を図示のY軸方向とし、それに垂直な方向を図示のX軸方向とし、旋回アーム3をX軸方向、Y軸方向またはX軸方向とY軸方向を合成した方向に2次元移動可能にしているが、他の例として、2次元に移動可能な2つの軸を設けても良いことは言うまでもない。)機械的回転軸3Aは、Xテーブル71xに固定され、Xテーブル71xは移動部材71bに固定されている。Yテーブル72yに固定されたX軸制御モータ71の回転により駆動軸71aが回転する。回転した駆動軸71a上を移動部材71bが動き、図示の状態では、Yテーブル72yがX軸方向に移動され、旋回アーム3をX軸方向に動かす。また、同様にYテーブル72yは移動部材72bに固定され、梁3bに固定されたY軸制御モータ72の回転により駆動軸72aが回転し、回転した駆動軸72a上を移動部材72bが動き、図示の状態では、梁3bがY軸方向に移動する。梁3bは旋回アーム3に固定されているので、駆動軸71aと駆動軸72aの回転により、機械的回転軸3Aに対して、旋回アーム3がX軸方向、Y軸方向またはX軸方向とY軸方向を合成した方向に2次元移動可能である。機械的回転軸3Aは回転するので、Xテーブル71xとYテーブル72yの移動方向も機械的回転軸3Aの回転角度に合わせて角度変化する。

30

## 【0033】

図3から図5では、旋回アーム3内に2次元移動機構60を設けた例を示した。その代わりに、X軸制御モータ71を旋回アーム3内に、Y軸制御モータ72を上フレーム9内に設けてもよいし、X軸、Y軸の両制御モータ71,72を上フレーム9内に設けてもよいし、また、図2に示す医療用X線CT撮影装置のように3次元移動機構61として患者固定椅子5に設けてもよい。図2に示す医療用X線CT撮影装置において、さらに旋回アーム3または上フレーム10aに図1と同様の2次元移動機構60を設けてもよい。図2に示す医療用X線CT撮影装置において、図示しないが、上フレーム10aを横ビーム10bに対して昇降可能とし、3次元移動機構61の代わりに2次元移動機構60をベース10dの上に配置し、その上に椅子5を載置して椅子5を2次元に移動制御するようにしてもよい。

40

## 【0034】

図6に示す制御装置12は、CPU12a、記憶装置12b、入出力インタフェース1

50

2cなどを備え、CT撮影を制御する。操作者は、制御装置12に操作部13、キーボード14aまたはマウス14bにより指示を入力する。操作部13の位置設定手段13aは、椅子5の位置を設定する。なお、図示の例では操作部13の外にキーボード14a、マウス14bを図示しているが、キーボード14a、マウス14bも操作部13を構成する要素として機能しうる。CT撮影の際は、制御装置12は、旋回アーム3を旋回させる回転制御モータ7を等速度で駆動させて旋回アーム3を被写体4の周りに旋回する。X線発生器1が発生したコーンビームX線1aは、被写体に照射され、被写体を透過したX線がX線検出器2により投影データとして検出される。投影データを収集した後、演算処理手段15を用いて、投影データから被写体の3次元画像が再構成され、表示装置16に表示される。

10

**【0035】**

図7において、(a)と(b)は、図1と図2のそれぞれの医療用X線撮影装置において、図6の制御装置12とX軸制御モータ71、Y軸制御モータ72、Z軸制御モータ73、回転制御モータ7とが接続される位置関係を模式的に示している。

**【0036】**

図7の(a)は、図1の医療用X線撮影装置における制御装置12と、X軸制御モータ71、Y軸制御モータ72、Z軸制御モータ73、回転制御モータ7とが接続される位置関係を模式的に示す。上フレーム9は旋回アーム3の機械的回転軸3Aを回転可能に垂下保持する。上フレーム9の内部の回転制御モータ7は旋回アーム3の機械的回転軸3Aを回転駆動する。旋回アーム3の内部に2次元移動機構60が固設されており、X軸制御モータ71とY軸制御モータ72の駆動により、旋回アーム3を、機械的回転軸3Aに対して、より具体的には回転中心軸3aに対して、当該回転中心軸3aに直交する方向に2次元に移動可能である。支柱10eにはプーリ75が固定され、プーリ75にはワイヤ77が架けられ、ワイヤ77は上フレーム9を吊り下げている。ワイヤ77の上フレーム9と反対側の端部にはバランスウエイト76が吊り下げられている。ワイヤ77はZ軸制御モータ73により変位駆動され、上フレーム9と旋回アーム3を昇降させる。

20

**【0037】**

図7の(b)は、図2の医療用X線撮影装置における制御装置12と、X軸制御モータ71、Y軸制御モータ72、Z軸制御モータ73、回転制御モータ7とが接続される位置関係を模式的に示す。上フレーム10aは旋回アーム3を回転可能に垂下保持し、上フレーム10aの内部の回転制御モータ7は機械的回転軸3Aを回転駆動する。ベース10dの内部に3次元移動機構61が固設されており、3次元移動機構61はX軸制御モータ71、Y軸制御モータ72、Z軸制御モータ73の駆動により、椅子5を3次元に移動させる。より具体的には、X軸制御モータ71、Y軸制御モータ72は、図3の2次元移動機構60と同様の構造の図示しない2次元移動機構60'により、機械的回転軸3Aの代わりに椅子5を回転中心軸3aに直交する方向に2次元に移動させ、Z軸制御モータ73は2次元移動機構60'全体を昇降させて椅子5を回転中心軸3aに平行な方向に移動させる。むろん、2次元移動機構60'上にZ軸制御モータ73を設け、Z軸制御モータ73が椅子5を昇降駆動するようにしてもよい。

30

**【0038】**

ここで、本発明の特徴であるX線発生器1とX線検出器2の位置関係について説明すると、図8に示すように、X線発生器1は、旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対して傾斜する方向にコーンビームX線1aを照射する。旋回アーム3の回転中心軸3aは被写体4の体軸4aに対して傾けておらず、方向が一致している。旋回アームの旋回中、X線発生器1から照射されるコーンビームX線1aの照射方向は、回転中心軸3aと垂直な方向HRに対して傾斜する一方向に向かうように設定される。そのため、旋回アームの旋回中、コーンビームX線1aは、常に回転中心軸3aと垂直な方向HRに対して一定角度で傾斜する方向に照射される。

40

**【0039】**

このコーンビームX線1aを検出する位置にX線検出器2の2次元検出面2aが配置さ

50

れている。すなわち、X線検出器2は、コーンビームX線1aが照射される位置に配置され、X線発生器1と対向している。このことをX線検出器2をもとにして考えると、X線検出器2に対して、X線発生器1は、コーンビームX線1aがX線検出器2を照射する位置に配置される。より厳密には、図8において、コーンビームX線1aの中心軸ccの軸方向が、回転中心軸3aと垂直な方向HRに対して傾斜している。

【0040】

ここで、コーンビームX線1aの中心軸ccを説明する。図9の(a)は、コーンビームX線1aがX線検出器2の2次元検出面2aに照射される模様を、コーンビームX線1aの照射方向に直交する方向から模式的に示す。X線発生器1からのX線ビームBは、後述のように、たとえばスリット21により規制されて、コーンビームX線1aとなり、X線検出器2の2次元検出面2aに照射される。位置P1において、コーンビームX線1aの照射方向に直交する照射野RF1を想定し、位置P2において、コーンビームX線1aの照射方向に直交する照射野RF2を想定する。

10

【0041】

図9の(b)は、コーンビームX線1aがX線検出器2の2次元検出面2aに照射される模様を示す模式的な斜視図である。図9の(c)は、照射野RF1と照射野RF2をそれぞれ正面から見た図である。照射野RF1の上下の辺の各中央において、照射野RF1の上下の辺から等距離(L1)にあり、かつ照射野RF1の左右の辺の各中央において、照射野RF1の左右の辺から等距離(H1)にある点を1c1とする。照射野RF2の上下の辺の各中央において、照射野RF2の上下の辺から等距離(L2)にあり、かつ照射野RF2の左右の辺の各中央において、照射野RF2の左右の辺から等距離(H2)にある点を1c2とする。コーンビームX線1aの中心軸ccは、点1c1、1c2を結ぶ線を形成する軸である。

20

【0042】

X線検出器2の2次元検出面2aは、旋回アーム3の回転中心軸3aに平行に位置されるが、X線発生器1の発生するX線ビーム1aの方向は、X線検出器2の2次元検出面2aに垂直ではない。X線検出器2の2次元検出面2aは、回転中心軸3aと平行な方向に2次元の広がりを持っている。すなわち、X線発生器1は、発生するX線コーンビーム1aの方向を、旋回アーム3の回転中心軸3aに垂直な方向に対して傾けて配置される。すなわち、X線発生器1が、コーンビームX線1aの中心軸1a'が旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対して傾くように、旋回アーム3に配置されている。

30

【0043】

図8の例では、被写体4の歯列は、旋回アーム3の回転中心軸3aにほぼ垂直な面内にある。そこで、X線は、被写体4の顔の斜め下側または斜め上側から関心領域R(斜線部分)の歯列に入射し、歯を透過して、斜め上方向または斜め下方向に抜けてX線検出器2に入射する。なお、X線検出器2は傾けられず、X線発生器1のみを傾けている。これにより、旋回アーム3を調整することなく、X線発生器1のみを調整してコーンビームX線1aの照射方向を調整できる。これに対して、特許文献1に記載されたCT撮影装置では、図10に参考に示すように、旋回アーム3の回転中心軸3a自体を被写体4の体軸4aに対して傾けており、X線発生器1とX線検出器2の両方を旋回アーム3ごと被写体4の体軸4aに対して傾けている。被写体4の歯列は、旋回アーム3の回転中心軸3aにほぼ垂直な面内にはなく、傾いたならば方をしていない。コーンビームX線1aの照射方向は、回転中心軸3aと垂直な方向HRに対して傾斜する一方向に向かうように設定されていない。旋回アームの旋回中、コーンビームX線1aは、常に回転中心軸3aと垂直な方向HRに対して一定角度で傾斜する方向に照射されていない。

40

【0044】

図10に記載されたCT撮影装置では、旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向と、コーンビームX線1aの中心軸ccの軸方向が一致する。図10記載のCT撮影装置で生じる問題点は、図13の説明で後述する。

【0045】

50

このように、コーンビームX線1aの方向を旋回アーム3の回転中心軸3aに垂直な方向に対して傾けるのは、歯に装着された金属等による影響を少なくするためである。椅子5に座っている被写体4の歯列は、旋回アーム3の回転中心軸3aにほぼ垂直な面内にある。いま、歯に装着された金属等が関心領域内にたとえば複数箇所にある場合を考える。アーチファクトはX線の入射方向に沿って存在するため、コーンビームX線1aの方向を傾けない場合は、コーンビームX線1aの方向に複数箇所に金属等が存在する場合、それらの金属等の間にある部分の投影データ及び金属等の背後側の部分の投影データが失われる。このためアーチファクトが生じる。しかし、コーンビームX線1aの方向を傾けることにより、コーンビームX線1aの方向に複数の金属等が存在する確率が低下する。この確率は、複数の金属等の間隔が広がるほど低下する。これにより、画像再構成に使用できる投影データが増加するので、アーチファクトが減少する。

10

## 【0046】

アーチファクトについてさらに図11と図12により説明すると、いま図11の(a)に示すように、歯列の一端側に金属部分(ハッチング部分)MTが存在していたとする。この例では、金属部分MTは2箇所の歯冠付近にあり、互いに隣り合っている。従来のように、X線発生器1からのコーンビームX線1aが回転中心軸3aに垂直な方向、図示の例ではX線検出器2の2次元検出面2aに垂直な方向に照射されるとする。旋回アーム3の回転中心軸3aは被写体4の体軸4aに対して傾けておらず、方向が一致している。このとき、(b)、(c)、(d)に図式的に斜視図、側面図、上面図を示す1例のように、アーチファクトAFは、回転を水平に横切る面において金属部分MTを中心として目立って発生する。これは、金属部分MTの陰になったところでX線吸収データが失われるためである。これに対して、1例として図12に示すように、同じ歯列に対して、X線発生器1からのコーンビームX線1aがX線検出器2の2次元検出面2aに対して斜め上方向に照射される場合、(b)、(c)、(d)に図式的に斜視図、側面図、上面図を示す1例のように、アーチファクトAFは、回転を水平に横切る面に対して、金属部分MTを中心として斜め上方向に(すなわち歯列の像が存在しない方向に)、さかづき状に伸びている。この場合、アーチファクトAFは図11の例に比べてかなり少なくなる。

20

## 【0047】

図13は、図12の本願発明の構成と比較するため、図10の従来技術による構成でCT撮影した場合の問題点を説明するための図である。(a)に示すように図11、図12の例と同様、歯列の一端側に金属部分(ハッチング部分)MTが存在している。X線発生器1は、(b)に示すように位置PL1からPL2、PL3へと回動する。位置PL1においては、(c)に示すように、X線発生器1からのコーンビームX線1aが上から下に打ち降ろすように照射されるので、アーチファクトAFも斜め下の方に延びて生じる。しかし、位置PL3においては、(d)に示すように、X線発生器1からのコーンビームX線1aが回転中心軸3aに垂直な方向、図示の例ではX線検出器2の2次元検出面2aに垂直な方向に照射されるので、アーチファクトAFも回転を水平に横切る面において金属部分MTを中心として目立って発生する。これを(e)で図式的に上面図として示すと、X線発生器1が位置PL1にあったときのアーチファクトAFは比較的少ないが、X線発生器1が位置PL3にあったときのアーチファクトAFが目だって生じるという問題がある。

30

40

## 【0048】

好ましくは、旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向HRに対するX線発生器1の傾き角度は $-30^\circ < 0^\circ$ または $0^\circ < 30^\circ$ である。 $30^\circ$ を越えると、投影データへの金属等の影響の角度依存性は少なくなるが、歯牙の投影データ量も少なくなるので再構成に必要なデータが完全に収集できなくなってしまう。

## 【0049】

なお、パノラマX線撮影装置においてもX線発生器1を傾けて照射を行っているが、これは、観察したい歯列の部分に下顎枝(骨)が拡大されて障害陰影となるのを防止し、歯列の画像と下顎枝の画像とが重ならないようにするためである。これに対して本発明はCT撮影に関するものであり、X線照射角度を傾ける目的及び得られる効果は異なる。CT

50

撮影の場合、金属部分があると、その近傍の投影データも失われるので、金属部分のみならず、その周囲の正常な部分の画像再構成に大きな影響を及ぼす。もっとも、後述のように、本発明の医療用X線CT撮影装置において、パノラマX線撮影も可能にした場合、金属部分によるアーチファクト低減と、パノラマ撮影における上記の障害陰影防止との双方が可能なX線撮影装置を提供できる。

【0050】

旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対して、コーンビームX線1aの中心軸ccのなす角度を可変とするには、図14に示すようにX線発生器1を傾動可能とすればよい。具体的には、図14に示すように、X線発生器1の傾きを任意に変更できる傾き制御機構20を設ける。以下、詳述する。

10

【0051】

図14において、旋回アーム3のX線発生器1側端部にはモータ74が固定されている。モータ74の駆動軸75aは旋回アーム3の旋回によりX線発生器1が旋回して行く方向とほぼ同じ方向に軸方向をとる。回転ギア75aの回動中心を貫通する回転支軸11aは駆動軸75aと同じ方向に軸方向をとり、旋回アーム3に固定されている。回転ギア75aは回転支軸11aに対し、回動可能であり、回転ギア75aの歯は駆動軸75aと噛み合っており、駆動軸75aにより回動駆動される。回転ギア75aはX線発生器1の頂部に固定され、駆動軸75aにより駆動されることによりX線発生器1に回動力が伝達し、X線発生器1が図示のRD1、RD2の方向に揺動すなわち回動する。X線発生器1が回転支軸11aを中心に回動(揺動)することにより、X線発生器1から照射されるコーンビームX線1aも照射方向を変える。なお、X線発生器1は前面にスリット21を備え、X線発生器1から発生したX線ビームBはスリット21により規制され、コーンビームX線1aとなり、照射される。X線発生器1の回動操作は、操作部13の傾き設定手段13bにより行う。こうして、以上のモータ74、駆動軸75a、回転支軸11a、回転ギア75aは傾き制御機構20を構成し、旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対して、コーンビームX線1aの中心軸ccのなす角度を可変できる。

20

【0052】

また、図15は傾き制御機構20の他の実施例である。図に示すようにX線発生器1の位置は固定されており、X線発生器1と被写体4の間のX線発生部11内に配置されているコーンビームX線1aの照射範囲を限定するスリット21を、図示しないがX線発生部11内に設けられた駆動手段により上下方向に移動させることによって、コーンビームX線1aの照射方向を、破線で示したコーンビームX線1a'の方向に変更できる。このとき、被写体4もスリット21の移動と同期して破線4'のように上下動するように構成すれば、コーンビームX線1aを水平に照射した時と同じ位置の撮影を行うことができる。上述のようにスリット21を上下方向に移動させた場合、駆動手段が小型化できるため、X線発生器自体も小型化できる利点がある。

30

【0053】

旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対するX線発生器1のコーンビームX線1aの中心軸ccの、傾き角度を可変にする場合、X線発生器1、被写体4及びX線検出器2の間の相互の相対的位置関係が変更される。これには、旋回アーム3の昇降および/または被写体4の位置の昇降と上述の傾き制御機構20とを用いればよい。旋回アーム3は、たとえば、図7に示されるワイヤ77、プーリ75、Z軸制御モータ73を用いて、支柱に対して旋回アーム3を昇降できる。また、被写体4の位置は、前述の被写体固定手段の変位により行うことができる。例えば、チンレスト5'を用いる場合(図1)、チンレスト5'の高さを変えるだけで移動できる。また、チンレストの代わりに椅子5を用いる場合(図2)、たとえば椅子5の昇降により被写体4の位置を昇降できる。

40

【0054】

いま、図16の(a)~(d)により、X線発生器1のビーム出射方向が調整可能な傾き制御機構20を用いた旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対するコーンビームX線1aの傾きの変更を説明する。(a)~(d)において、X線発生器1から照射される

50

コーンビーム X 線 1 a は、たとえば図 1 4 に示す傾き制御機構 2 0 により照射方向を上下に変更できる。X 線検出器 2 の 2 次元検出面 2 a は、コーンビーム X 線 1 a の照射野の縦幅より充分長い縦幅を有しており、コーンビーム X 線 1 a は、照射方向を変えて一定の範囲で照射野が上下に変化しても検出できる。

【 0 0 5 5 】

図 1 6 の ( a ) の状態では、コーンビーム X 線 1 a の中心軸 cc の軸方向は、旋回アーム 3 の回転中心軸 3 a と垂直な方向と一致し、コーンビーム X 線 1 a は被写体 4 の関心領域 R を照射している。X 線発生器 1 と X 線検出器 2 は、旋回アーム 3 の回転中心軸 3 a に対して垂直な方向に互いに対向していて、X 線発生器 1 は傾けられていない。

【 0 0 5 6 】

図 1 6 の ( b ) と ( c ) に示す状態では、傾き制御機構 2 0 により X 線発生器 1 の角度が変えられ、コーンビーム X 線 1 a の照射方向が上向きとなっている。コーンビーム X 線 1 a の中心軸 cc の軸方向は、旋回アーム 3 の回転中心軸 3 a と垂直な方向に対し、上向きに傾いている。コーンビーム X 線 1 a は X 線検出器 2 の 2 次元検出面 2 a の上の方を照射している。コーンビーム X 線 1 a の照射方向を変えると、そのままではコーンビーム X 線 1 a が関心領域 R を照射しなくなるので、コーンビーム X 線 1 a が関心領域 R を照射する位置にくるように、( b ) と ( c ) に示すように旋回アーム 3 が被写体 4 の位置調整が必要である。そのために、( b ) のように旋回アーム 3 を降下させてもよいし、( c ) のように被写体 4 を移動させてもよい。被写体 4 の移動は、前述のように被写体固定手段により行うことができる。もちろん、またその双方を行ってもよい。これにより、X 線発生器 1、被写体 4 及び X 線検出器 2 の間の相互位置関係が相対的に変更される。この状態で、( d ) に示すように、X 線発生器 1 は、コーンビーム X 線を斜め上方向に出射する。

【 0 0 5 7 】

図 7 において、旋回アーム 3 の昇降調整をするためのワイヤ 7 7、プーリ 7 5、Z 軸制御モータ 7 3、被写体の昇降調整をする被写体固定手段である図 1 のチンレスト 5'、図 2、図 7 の椅子 5 等は、旋回アーム 3 と被写体固定手段とを相対的に移動させる第 1 の移動機構の例である。旋回アーム 3 に対して被写体固定手段を移動させてもよいし、被写体固定手段に対して旋回アーム 3 を移動させてもよい。旋回アーム 3 と被写体固定手段とを双方移動させてもよい。

この第 1 の移動機構を、図 1 6 の実施例に適宜応用できる。

【 0 0 5 8 】

上述のように X 線検出器 2 のデジタル X 線センサの 2 次元検出面 2 a が広い場合は、傾き角度 が大きくなっても、コーンビーム X 線 1 a の照射野が 2 次元検出面 2 a 内に収まる。この場合、旋回アームと被写体の相対的位置関係を調整し、X 線発生器 1 を傾けて傾き角度 を設定すればよい。

【 0 0 5 9 】

2 次元検出面 2 a が広いデジタル X 線センサは高価である。しかし、2 次元検出面 2 a が狭いデジタル X 線センサを用いる場合、傾き角度 が大きくなると、コーンビーム X 線 1 a の照射野の一部または前部が 2 次元検出面 2 a から外れてしまう。そのような場合に対応するため、X 線発生器 1 および / または X 線検出器 2 をより広い範囲で上下に移動させる。これにより、コーンビーム X 線 1 a の照射野がデジタル X 線センサの 2 次元検出面 2 a を外れないようにできる。

【 0 0 6 0 】

図 1 7 は、旋回アーム 3 において、X 線発生器 1 と X 線検出器 2 をそれぞれ旋回アーム 3 の本体に対して回転中心軸 3 a と平行な方向に相対的に移動させる例を示す。X 線発生器 1 の側では、傾き制御機構 2 0 を含む筐体 8 0 が、旋回アーム 3 の X 線発生器側の筐体部分 8 2 の中に、上下に昇降可能に取り付けられる。筐体部分 8 2 にはモータ 8 3 が固定されていて、傾き制御機構 2 0 を含む筐体 8 0 はモータ 8 3 によりねじ軸 83a を回転して上下に昇降される。また、X 線検出器 2 の側では、デジタル X 線センサを含むカセット 8 5 が、旋回アーム 3 の X 線検出器側の筐体部分 8 6 の中に、上下に昇降可能に取り付けら

10

20

30

40

50

れる。筐体部分 8 6 にはモータ 8 7 が固定されていて、カセット 8 5 はモータ 8 7 によりねじ軸 87a を回転して上下に昇降される。この構成により、旋回アーム 3 を昇降せずに、X 線発生器 1 および / または X 線検出器 2 の位置を移動できる。

#### 【 0 0 6 1 】

また、図 1 8 は、図 1 7 に示す構成の変形例である。ここでは、X 線検出器 2 の側において、カセット 8 5 を含む X 線検出器 2 が、旋回アーム 3 の X 線検出器側の筐体部分 8 6 ' の中に、上下に昇降可能に取り付けられる。旋回アーム 3 にはモータ 8 7 ' が固定されていて、筐体部分 8 6 ' は、モータ 8 7 ' によりねじ軸 8 7 a ' を回転して上下に昇降される。X 線検出器 2 はモータ 8 7 ' により上下に昇降される。筐体 8 0、モータ 8 3、ねじ軸 8 3 a は、旋回アーム 3 の本体に対して X 線検出器 2 の位置を回転中心軸 3 a と平行な方向に移動させる移動機構であり、モータ 8 7、ねじ軸 8 7 a、筐体 8 6 '、モータ 8 7 '、ねじ軸 8 7 a は、旋回アーム 3 の本体に対して X 線発生器 1 の位置を回転中心軸 3 a と平行な方向に移動させる移動機構である。双方の移動機構は、旋回アーム 3 の本体に対して X 線発生器 1 および / または X 線検出器 2 を相対的に移動させる第 2 の移動機構の例である。

#### 【 0 0 6 2 】

いま X 線発生器 1 と X 線検出器 2 がそれぞれ上述の第 2 の移動機構を備えている場合、X 線検出器 2 のデジタル X 線センサの 2 次元検出面 2 a が小さく、傾き角度 が大きくなったために、コーンビーム 1 a の照射野の一部または全部が 2 次元検出面 2 a から外れてしまう場合、たとえば X 線発生器側で X 線発生器 1 を上下に移動し、さらに、旋回アーム 3 および / または被写体を昇降して旋回アーム 3 と被写体の相対的位置（高さ）を調整する。この場合、X 線検出器側で X 線検出器 2 の位置を上下しなくてもよい。そして、傾き制御機構 2 0 により X 線発生器 1 を X 線検出器 2 の検出面 2 a に対向させる。

#### 【 0 0 6 3 】

または、X 線検出器側で X 線検出器 2 を上下に移動し、さらに、旋回アーム 3 および / または被写体を昇降して旋回アーム 3 と被写体の相対的位置（高さ）を調整する。この場合、X 線発生器側で X 線発生器 1 の位置を上下しなくてもよい。そして、傾き制御機構 2 0 によりデジタル X 線センサを X 線発生器 1 に対向させる。いうまでもないが、X 線発生器側で X 線発生器 1 を上下に移動し、かつ、X 線検出器側で X 線検出器 2 を上下に移動してもよい。

#### 【 0 0 6 4 】

上述の例では、X 線検出器側で X 線検出器 1 の全体を昇降するための機構を説明したが、X 線検出器 1 内でデジタル X 線センサ 1 0 4 を昇降するようにしてもよい。図 1 9 に示す X 線検出器 2 の、センサホルダーに着脱可能な X 線カセット 1 0 0 では、長方形の基板 1 0 1 の中央に長方形の開口 1 0 2 が設けてある。開口 1 0 2 には、中央に上下方向にボールねじ（ねじ軸）1 0 3 が取り付けられる。ボールねじ 1 0 3 は、デジタル X 線センサ 1 0 4 を上下に貫通するねじ孔 1 0 5 と噛合している。また、デジタル X 線センサ 1 0 4 の左右の側面に、突出部 1 0 6 が設けられていて、この突出部 1 0 6 は、開口 1 0 2 の両側部に設けられた凹溝 1 0 7 に嵌合している。ボールねじ 1 0 3 には、手指で回動させるリング 1 0 8 が設けられている。リング 1 0 8 を手動で回転すると、ボールねじ 1 0 3 が回動し、突出部 1 0 6 が凹溝 1 0 7 に案内されて、デジタル X 線センサ 1 0 4 が開口 1 0 2 の内部で上昇または下降する。なお、モータ 1 0 9 を設けると、ボールねじ 1 0 3 は自動的に駆動できる。このカセットを用いると、デジタル X 線センサ 1 0 4 の位置調整の範囲が X 線検出器内で行える。

#### 【 0 0 6 5 】

図 2 0 は、X 線検出器 1 内のデジタル X 線センサを昇降する別の例を示す。この X 線検出器 2 の具体的構造を示す。この X 線検出器 2 は、上述の上下に移動可能なデジタル X 線センサ 1 0 4 の側方に縦長の第 2 のデジタル X 線センサ 1 1 0 が設けられる。この第 2 の X 線センサ 1 1 0 は、パノラマ撮影のために用いられる。第 2 の X 線センサ 1 1 0 で被写体を広範囲に走査撮影して第 1 の X 線画像（パノラマ画像）を取得する。このパノラマ画

10

20

30

40

50

像の中で操作者が関心領域を指定すると、その位置に合わせてデジタルX線センサ104を上下に昇降する。そして、指定された関心領域のCT画像を取得する。

【0066】

なお、図19と図20の例では、開口102、ボールねじ103、ねじ孔105、突出部106、凹溝107、リング108またはモータ109は、X線カセット100に対してデジタルX線センサ104を移動させる第3の移動機構の1例を構成する。

【0067】

また、旋回アーム3の回転中心軸3aは、本実施形態では鉛直方向に配置されているが、水平方向に配置する構成にしてもよい。たとえば図21に示す医療用X線CT撮影装置のように、ガントりにX線発生器1とX線検出器2が取り付けられ、被写体4がベッドに水平に仰臥する。ガント리는、被写体4の体軸4aに平行な回転中心の周りに回転される。ここでは、X線発生器1のみが、発生するX線ビーム1aの方向が回転軸に垂直な方向に対して斜めになるように設置され、旋回手段であるガントりの回転中心軸3aと垂直な方向に対して傾斜する方向にコーンビームX線1aの中心軸ccを設定してコーンビームX線1aが照射され、コーンビームX線1aを検出する位置にX線検出器2が配置される。Cアームを用いる場合も同様である。

【0068】

以上のように、傾き制御機構はX線発生器1の傾き角度を可変にするものであってもよいが、その代わりに、X線発生器1自体の傾きを変えずとも、コーンビームX線1aが、より厳密にはコーンビームX線1aの中心軸ccが旋回アーム3の回転中心軸3aと垂直な方向に対して傾くように、たとえばコーンビームX線1aの照射方向をスリットにより可変とすれば、同じ目的は達成できる。以下、いくつかの例を述べる。

【0069】

図22の(a)と(b)は、傾き制御機構20の別の実施形態を示す。X線発生器1側のハウジング内部で、X線発生器1は旋回アーム3に固定されている。X線発生器1内部のX線管(管電圧90kV、管電流10mA程度)1gからX線ビームBが照射され、後述のようにX線発生器1の前方に設けられた傾き制御機構20を構成するスリット板21cに形成されたスリット210、220、230に規制されて、さらに前方に照射されるようになっている。スリット210を通過したX線ビームBは、図示しないX線細隙ビームとなり、スリット220、230を通過したX線ビームBはコーンビームX線1aとなる。

【0070】

傾き制御機構20は、固定ブロック250、モータ251、軸252、被駆動部材253、コ口固定用板254、4個のコ口255およびスリット板21cからなる。固定ブロック250は、X線発生器1に固定され、X線発生器1からのX線ビームBの通過を許容する。モータ251は、貫通孔250aを内部に有し、固定ブロック250に固定される。軸252は、モータ251により回転駆動されるネジ軸である。被駆動部材253は、内部にねじ切りされ、軸252と螺合し、軸252の回動により、軸252の軸方向に駆動され、固定ブロック250に対し、X線ビームBに交差する方向に変位する。コ口固定用板254は、固定ブロック250の前面の、X線発生器からのX線ビームBの通過を妨げない位置に固定される。コ口255は、コ口固定用板254に設けられ、スリット板21cは、コ口255に案内され、被駆動部材253に固定されて、被駆動部材253とともにX線ビームBに交差する方向に変位する。

【0071】

駆動軸252により被駆動部材253を駆動すれば、スリット板21cがX線ビームBを横切る方向に変位する。スリット板21cの変位により、スリット210、220、230のいずれかが選択できる。そして、X線ビームBの照射野は、傾き制御機構20で選択されたスリット210、220、230に応じたものになる。特にスリット220、230のいずれかが選択されたときには、X線検出器2の2次元検出面2aに対し、回転中心軸3aの軸方向と平行な方向に変位することになる。

## 【 0 0 7 2 】

図 2 3 は、上述した傾き制御機構 2 0 の基本構成を具体的に示す。この傾き制御機構 2 0 では、図 2 2 で示す X 線管 1 g から X 線ビーム B を照射する X 線発生器 1 の照射方向前方に、スリット板 2 1 c が配置され、このスリット板 2 1 c は、図 2 2 で示すモータ 2 5 1 により左右にスライドできるようになっている。そして、スリット板 2 1 c には、パノラマ撮影用の X 線細隙ビームを形成するための、回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に伸長する形状のスリット 2 1 0 と、CT 撮影用のコーンビーム X 線 1 a を形成するための、回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に高さを異ならせた 2 つのスリット 2 2 0、2 3 0 が形成されている。このため、スリット板 2 1 c を X 線の光軸に対し横方向にスライドすることによって、X 線ビーム B の照射野の傾きや形状が変更される。この図では、X 線ビーム B はスリット 2 2 0 で規制されており、コーンビーム X 線 1 a が X 線発生器 1 から、前方に照射されている。

10

## 【 0 0 7 3 】

図 2 4 の ( a )、( b ) はそれぞれコーンビーム X 線 1 a の照射野の傾きを変更する様子を示している。図 2 4 において、( a ) は X 線ビーム B がスリット 2 2 0 に規制されて前方の照射野 2 2 0' を照射する様子を示し、( b ) は X 線ビーム B がスリット 2 3 0 に規制されて照射野 2 2 0' より図の上方に位置する照射野 2 3 0' を照射する様子を示す。スリット 2 3 0 は、スリット 2 2 0 と同様、CT 撮影用のコーンビーム X 線 1 a の形成のために用いられるが、スリット 2 2 0 よりも図示の高い位置に設けられており、コーンビーム X 線 1 a をスリット 2 2 0 の場合よりも上向きに照射するのに用いられる。傾き制御機構 2 0 では、これらスリット 2 2 0、スリット 2 3 0 を選択することにより、コーンビーム X 線 1 a を X 線検出器 2 の 2 次元検出面 2 a に対し、回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に変位することになり、コーンビーム X 線 1 a の中心軸 cc すなわち照射野中心が旋回アーム 3 の回転中心軸 3 a と垂直な方向に対して傾く。なお、スリット板 2 1 c の形状や、CT 撮影用のスリットの個数は特に限定されず、複数であればよい。

20

## 【 0 0 7 4 】

図 2 2、図 2 3、図 2 4 の例は、回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に高さを異ならせた複数のスリットを X 線源 9 に対して変位させて照射野の位置を変更する例であるが、別の方式も有りうる。図 2 5 と図 2 6 は、いずれもその別の方式の例を原理的に示すが、図 2 2、図 2 3、図 2 4 の変形例なので、共通する点については説明を省略する。

30

## 【 0 0 7 5 】

図 2 5 は、傾き制御機構 2 0 の構造を原理的に説明する側面図であり、図 2 6 は傾き制御機構 2 0 の斜視図である。下記に説明する「前面」とは、X 線発生器 1 から X 線ビーム B の照射を受ける方向から見た前面である。X 線発生器 1 の前面に固定された固定ブロック 2 5 0 の前面の、X 線源からの X 線ビーム B の通過を妨げない位置には、コロ固定用板 2 5 4 a、2 5 4 b が固定される。そのうち、下側のコロ固定用板 2 5 4 b の底部には、モータ 2 5 4 c が回転するネジ軸である軸 2 5 4 d を下方に向けて固定される。スリット板 2 1 c 1 は、2 枚のコロ固定用板 2 5 4 a、2 5 4 b に設けられた 4 個のコロ 2 6 6 に案内されて、回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に変位可能である。スリット板 2 1 c 1 には、X 線ビーム B がコーンビーム X 線 1 a になるよう規制するスリット 2 2 5 と、大きく開口した開口部 2 2 6 が形成されている。また、スリット板 2 1 c 1 には、内部にねじ切りされた被駆動部材 2 5 4 e が設けられていて、軸 2 5 4 d と螺合し、軸 2 5 4 d の回転により、軸 2 5 4 d の軸方向に駆動される。従って、軸 2 5 4 d を駆動すれば、スリット板 2 1 c 1 が図の上下、すなわち回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に変位する。

40

## 【 0 0 7 6 】

コロ固定用板 2 5 4 a、2 5 4 b の前面には、4 本のピン 2 6 1 により、2 枚のコロ固定用板 2 6 2 a、2 6 2 b が、変位するスリット板 2 1 c 1 の移動を妨げないように挟む形で固定される。コロ固定用板 2 6 2 a、2 6 2 b の前面には 4 個のコロ 2 6 6 が設けられている。上側のコロ固定用板 2 6 2 a の上部には、モータ 2 6 2 c が回転するネジ軸である軸 2 6 2 d を側方に向けて固定される。スリット板 2 1 c 2 には、回転中心軸 3 a の軸

50

方向と平行な方向に伸長する形状のスリット 2 1 0 が形成されている。スリット 2 1 0 はパノラマ撮影用のスリットである。また、スリット板 2 1 c 2 には、大きく開口した開口部 2 2 7 が形成されている。

【 0 0 7 7 】

図 1 の医療用 C T X 線撮影装置と図 2 の医療用 C T X 線撮影装置は、いずれも旋回アーム 3 または被写体固定手段を回転中心軸 3 a に直交する 2 次元の方向に移動制御できるので、パノラマ撮影を行うことができる。この場合、スリット 2 1 0 で X 線ビーム B を規制して、X 線細隙ビームを形成し、この X 線細隙ビームが周知のパノラマ撮影の軌道を通るように 2 次元移動制御する。X 線細隙ビームを、前述の図 2 0 に示すデジタル X 線センサ 1 0 4 に設けた第 2 の X 線センサ 1 1 0 に照射してパノラマ撮影を行ってもよいし、後述の図 2 7 に示すカセット 2 a ' の 2 次元検出面 2 a の照射野 2 1 0 ' に照射してパノラマ撮影を行ってもよい。

10

【 0 0 7 8 】

図 2 6 において、スリット板 2 1 c 2 の前面には、内部にねじ切りされた被駆動部材 2 6 2 e が設けられていて、軸 2 6 2 d と螺合し、軸 2 6 2 d の回転により、軸 2 6 2 d の軸方向に駆動される。従って、軸 2 6 2 d を駆動すれば、スリット板 2 1 c 2 が X 線ビーム B を横切る方向に変位する。このとき、コロ 2 6 6 は、スリット板 2 1 c 2 の変位を案内する。スリット板 2 1 c 2 に、図示するように、セファロスタット用（頭部 X 線規格写真撮影用）のスリット 2 1 5 を設けてもよい。なお、頭部 X 線規格写真撮影を行う装置構成は、例えば本出願人の出願に係る特開 2 0 0 2 - 1 7 7 1 8 号公報記載の X 線撮影装置や、特開 2 0 0 3 - 2 4 5 2 7 7 号公報記載の X 線撮影装置を適宜応用しうる。

20

【 0 0 7 9 】

スリット 2 2 5 は C T 撮影用のスリットである。C T 撮影の場合、スリット 2 2 5 が X 線ビーム B を規制する位置にくるよう、スリット板 2 1 c 1 をモータ 2 5 4 c により変位させる。その変位量の調整により、回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向へのスリット 2 2 5 の変位調節が可能であり、そのために X 線ビーム B はコーンビーム X 線 1 a になるよう規制され、X 線検出器 2 の 2 次元検出面に対し、照射野を回転中心軸 3 a の軸方向と平行な方向に変更できる。この場合、開口部 2 2 7 がスリット 2 2 5 の前方に来るよう、スリット板 2 1 c 2 がモータ 2 6 2 c により変位される。なお、開口部 2 2 7 はスリット 2 2 5 を通過した X 線ビーム B が通過を妨げられない大きさに設定されている。

30

【 0 0 8 0 】

パノラマ撮影の場合には、スリット 2 1 0 が X 線ビーム B を規制する位置にくるよう、スリット板 2 1 c 2 がモータ 2 6 2 c により変位される。このとき、スリット 2 1 0 を通過する X 線ビーム B が通過を妨げられないように、開口部 2 2 6 がスリット 2 1 0 の背後にくるよう、スリット板 2 1 c 1 がモータ 2 5 4 c により変位される。なお、開口部 2 2 6 はスリット 2 1 0 や開口部 2 2 7 を通過する X 線ビーム B が通過を妨げられない大きさに設定されている。

【 0 0 8 1 】

頭部 X 線規格写真撮影の場合は、上記のスリット 2 1 0 に代えてスリット 2 1 5 が X 線ビーム B を規制する位置にくるよう、スリット板 2 1 c 1 を変位させればよい。

40

【 0 0 8 2 】

開口部 2 2 7 の大きさは、X 線ビーム B の照射野が、後述する図 2 7 で示すカセット 2 ' a の 2 次元検出面 2 a の全体またはほぼ全体を照射し、2 次元検出面 2 a 以外の箇所を照射しない形状となるよう規制する大きさに設定することもできる。開口部 2 2 7 を選択し、その背後に開口部 2 2 6 が位置するようスリット板 2 1 c 1、2 1 c 2 を変位調整することで、図 2 7 で示すカセット 2 ' a の 2 次元検出面 2 a の全体またはほぼ全体をコーンビーム X 線で照射して、広い領域の C T 撮影や X 線透視画像の撮影をすることができる。

【 0 0 8 3 】

図 2 7 で示すカセット 2 ' b を用いる場合は、開口部 2 2 7 の大きさは、X 線ビームの照射野が、図 2 7 で示すカセット 2 ' b の 2 次元検出面 2 a の全体またはほぼ全体を照射

50

し、2次元検出面2 a以外の箇所を照射しない形状となるよう規制する大きさに設定すればよい。このように、開口部2 2 7は、スリット2 2 7としても機能することが可能である。

【0084】

図27は、旋回アーム3のX線検出器1側の内部の具体的構成を示した斜視図である。X線検出器2は、旋回アーム3に固着される基部88と、基部88内をX線検出器2の旋回方向とほぼ平行な方向に変位するセンサホルダとして機能する可動部89と、可動部89に装着されるカセット2'とから構成される。カセット2'は2次元検出面2 aを備えている。基部88には可動部89に設けられた被案内部89 bを案内する案内部88 dが設けられ、可動部89は、たとえばモータ88 aと回転軸88 bからなるカセット移動手段88 cにより変位駆動される。図示の例では、可動部89の上方に形成した溝の内部が回転軸88 bに接して、回転軸88 bの回転により可動部89が駆動される。この可動部89にはカセット2'を装着するための受入部89 aが設けられ、そこにはカセット2'の1例として、図示のカセット2'aが装着される。別タイプのカセット2'bが装着されるようにしてもよい。

10

【0085】

カセット2'a、2'bは、いずれも、受光したX線を検出する2次元検出面2 aを備える。カセット2'aの2次元検出面2 aの縦の幅は、パノラマ撮影に適した、たとえば14~15cm程度に設定され、横の幅も縦と同じ程度に設定される。このカセット2'aの2次元検出面2 aに対し、たとえば前述の図22や図26に示される傾き制御機構20

20

【0086】

このカセット2'aの2次元検出面2 aに対し、スリット板21 cを変位調整して、X線ビームBをスリット210で規制してX線細隙ビームを形成して照射し、パノラマ撮影をすることができる。この場合、カセット2'aの2次元検出面2 a上で、スリット210に対応した照射野210'の部分にX線細隙ビームが照射される。

【0087】

図22に示される傾き制御機構を用いた場合、スリット板21 cを変位調整して、X線ビームBをスリット220で規制してコーンビームX線を照射してCT撮影ができる。この場合、カセット2'aの2次元検出面2 a上で、スリット220に対応した照射野220'の部分にX線細隙ビームが部分的に照射される。

30

【0088】

同様に、スリット板21 cを変位調整して、X線ビームBをスリット230で規制してコーンビームX線1 aを照射してCT撮影をすることができる。この場合、カセット2'aの2次元検出面2 a上で、スリット230に対応した照射野230'の部分にコーンビームX線1 aが部分的に照射される。照射野230'は、照射野220'よりも2次元検出面2 aの上では、上方に位置する。

【0089】

図26に示される傾き制御機構を用いた場合、スリット板21 c1、21 c2を変位調整して、X線ビームBをスリット225で規制してコーンビームX線1 aを照射してCT撮影することができる。この場合、カセット2'aの2次元検出面2 a上で、スリット225に対応した照射野が、たとえば図28の220'の部分や230'の部分に部分的に照射される。スリット225は無段階で変位できるので、照射野220'、230'以外の部分も無段階に照射調整できる。

40

【0090】

前述のように、開口部227の大きさを、X線ビームBの照射野が、カセット2'aの2次元検出面2 aの全体またはほぼ全体を照射し、2次元検出面2 a以外の箇所を照射しない形状となるよう規制する大きさに設定した場合は、コーンビームX線1 aを2次元検出面2 aの全体またはほぼ全体を示す照射野227'の部分に照射できる。

【0091】

50

図 27 に示すカセット 2' b は、2次元検出面 2 a の横の幅がカセット 2' a における 2次元検出面 2 a の横の幅と異なるのみであり、他は同じであるので、カセット 2' a について述べた事項の説明は繰り返さない。カセット 2' a においては、2次元検出面 2 a の横の幅が照射野 220'、照射野 230' の幅よりも大きく設定されているところ、カセット 2' b においては、2次元検出面 2 a の横の幅が照射野 220'、照射野 230' の幅と同じ、またはほぼ同じ幅に設定されているのみである。2次元検出面 2 a が大きいほど X線検出器 2 の価格は高額になるので、カセット 2' b はカセット 2' a に比べて低コストで提供できる。

#### 【0092】

スリット 220 で規制された X線ビームの照射方向、スリット 230 で規制された X線ビームの照射方向の少なくとも一方は、図 8 で示された X線ビーム 1 a のように、X線検出器 2 の 2次元検出面 2 a に垂直でない方向に設定される。同様に、スリット 225 で規制された X線の照射方向は、スリット 225 の可動範囲の中で、少なくとも一部が図 8 で示された X線ビーム 1 a のように、X線検出器 2 の 2次元検出面 2 a に垂直でない方向をとるように設定される。

#### 【0093】

図 28 において、(a) は、図 22、図 26 に記載の医療用 X線 CT 撮影装置の X線発生器 1 と図 27 の X線検出器 2 のカセット 2' の位置関係の 1 例を示し、(b) は、X線発生器 1 を (a) の配置とは異なる位置に配置した場合の位置関係の 1 例を示す。(a) においては、コーンビーム X線 1 a が前述の照射野 220'、照射野 230' に照射される様子を示している。2次元検出面 2 a に垂直な方向、この例では回転アーム 3 の回転中心軸 3 a に垂直な方向に対し、照射野 220' についてはコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc が 1 の角度をなしている。照射野 230' についてはコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc が 2 の角度をなしている。関心領域 R 1 は、中心軸 cc が 1 の角度をなすコーンビーム X線 1 a に照射される。関心領域 R 2 は、中心軸 cc が 2 の角度をなすコーンビーム X線 1 a に照射される。照射野 220' におけるコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc も、照射野 230' におけるコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc も、共に回転中心軸 3 a に垂直な方向ではなく、被写体 4 に対し、打ち上げるように下から上方に向かって入射していることがわかる。関心領域 R 1、関心領域 R 2 とともに打ち上げるように下から上方に向かって照射される。2次元検出面 2 a はパノラマ撮影にも用いることができるので、後述のように、この配置でパノラマ撮影も可能である。

#### 【0094】

図 28 の (b) においても、コーンビーム X線 1 a が前述の照射野 220'、照射野 230' に照射される様子を示している。回転中心軸 3 a に垂直な方向に対し、照射野 230' についてはコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc が 2 の角度をなしているが、照射野 220' についてはコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc が回転中心軸 3 a に垂直な方向と一致している。すなわち回転中心軸 3 a に垂直な方向に対し、照射野 220' についてのコーンビーム X線 1 a の中心軸 cc のなす角度 1 はゼロである。関心領域 R 1 は、中心軸 cc が 1 の角度をなすコーンビーム X線 1 a に照射される。関心領域 R 2 は、中心軸 cc が 2 の角度をなすコーンビーム X線 1 a に照射される。関心領域 R 2 は打ち上げるように下から上方に向かって照射されるが、関心領域 R 1 は、回転中心軸 3 a に垂直な方向からコーンビーム X線 1 a に照射される。照射野 230' についてはコーンビーム X線 1 a が回転中心軸 3 a に垂直な方向ではなく、被写体 4 に対し、打ち上げるように下から上方に向かって入射しており、照射野 220' についてはコーンビーム X線 1 a が回転中心軸 3 a に垂直な方向に入射している。照射野 220' は 2次元検出面 2 a の下端に位置するため、2次元検出面 2 a の大部分に対し、コーンビーム X線 1 a は打ち上げるように下から上方に向かって入射してくる。このため、照射野 230' に照射するように、少なくともコーンビーム X線 1 a が上向きになる範囲で、被写体を打ち上げるように下から上方に向かって X線照射して X線撮影することも可能であるが、照射野 220' に照射するように、回転中心軸 3 a に垂直な方向からコーンビーム X線 1 a を照射して被写体を X線撮影することも

10

20

30

40

50

可能である。２次元検出面２aはパノラマ撮影にも用いることができるので、後述のように、この配置でパノラマ撮影も可能である。

【 0 0 9 5 】

以上より、図２２と図２６の医療用X線CT撮影装置は、単一の２次元検出面２aにより、歯同士の重なりを避けて、好条件でパノラマ撮影が可能であると共に、金属アーチファクトを避けて好条件でCT撮影をすることが可能である。かつ、CT撮影において、２次元検出面２aに対し、CT撮影用の照射野を回転中心軸３aの軸方向と平行な方向に変更することが可能であるので、CT撮影したい対象部位のみを目標にして細かくコーンビームX線１aの照射ができ、余分なX線被爆を避けることができる。この構成は、CT撮影のための照射野の位置設定のために回転アーム３を昇降しなくともよいという利点があり、図１の医療用X線CT撮影装置のように、チンレスト５'など被写体固定手段が回転アーム３と共に昇降する構造において、特に有効である。本実施形態において、コーンビームX線１aは、被写体の一部である局所部位の撮影に用いることができる。

10

【 0 0 9 6 】

なお、局所照射X線CT撮影については、本出願人の出願に係る特開２０００-１３９９０２号公報に詳細が説明されている。本発明においては、たとえば、この特開２０００-１３９９０２号公報に記載された局所照射X線CT撮影方法や局所照射X線CT撮影装置を適宜用いることができる。

【 0 0 9 7 】

図２９の（a）と（b）は、局所部位の撮影を示す。図２９には被写体４である人間の頭部にある歯列弓Sが示され、歯列弓Sの一部を中心とした、撮影対象となる局所部位４Pが示されている。局所部位４Pは関心領域Rでもある。局所部位４Pの中心に回転アーム３の回転中心軸３aを設定し、X線発生器１とX線検出器２が局所部位４Pを挟んで対向しつつ回転し、X線発生器１から照射されたコーンビームX線１aが局所部位４Pを照射して、回転アーム３が１８０°以上の回転角度で回転し、局所部位４Pの１８０°以上の分のX線投影データを２次元検出面２aで取得する。図２９において、（a）では、回転アーム３が回転角度θ分回転し、X線発生器１が位置PS１から位置PS２に移動した様子を模式的に示し、（b）では、図２９の（a）のX線発生器１が位置PS２にあるときの様子を模式的に示している。（b）の（b-2）の部分は局所部位４PにコーンビームX線１aが照射される様子を平面視した図であり、（b-1）の部分は局所部位４Pを透過したコーンビームX線１aを２次元検出面２aで受けた投影データの値（例えばX線減衰量）を模式的に示している。なお、（b）は、２次元検出面２aでどのように局所部位４Pの投影データを得るかを視覚的に示すための図なので、（a）に示す局所部位４Pおよびその周囲の形状を忠実に再現していない。

20

30

【 0 0 9 8 】

２次元検出面２aは局所部位４Pに照射されたコーンビームX線１aの端から端までを、図２９の（b）の（b-1）における-rからrの範囲において検出する。CTの断層画像を得るための再構成計算では、（b-1）における-rからrの範囲以外の投影データの値をゼロとして計算しても構わない。これは、局所部位４P以外の部分を通過するX線のデータが、常に照射される局所部位４Pに比べて一時的に照射される部分のデータであることから、誤差の範囲にとどまるためである。X線検出器２の２次元検出面２aが、局所部位４Pに対応する程度の面積であるとき、上記の局所部位の撮影が有効である。

40

【 0 0 9 9 】

図３０の（a）は、図２８の（a）のX線発生器１と図２７に示すX線検出器２のカセット２'の位置関係により、X線発生器側でたとえば前述の図２２、図２６のスリット２１０を選択して、X線発生器１からのX線ビームBを規制してX線細隙ビーム１anを形成し、２次元検出面２aに照射する模様を示している。この状態で、パノラマ撮影を行うことができる。２次元検出面２a上では、図２７に示す照射野２１０'にX線細隙ビーム１anが照射される。

【 0 1 0 0 】

50

図30の(a)の配置では、被写体に入射するX線は全てX線検出器2の2次元検出面2aに垂直な方向ではなく、被写体4に対し、打ち上げるように下から上方に向かって入射するので、歯同士の重複を避けてパノラマ画像を取得することができる。

【0101】

図30の(b)は、図30の(a)と同様、図28の(a)のX線発生器1からのX線細隙ビーム1anを、図27に示すX線検出器2のカセット2'の2次元検出面2aに照射する模様を示している。図30の(a)と異なるのは、X線発生器1とX線検出器2のカセット2'の位置関係が図28の(a)の位置関係ではなく、図28の(b)の位置関係であるという点である。図30の(a)と異なり、図30の(b)の配置では、被写体に入射するX線の全てが被写体4に対し、打ち上げるように下から上方に向かって入射しているわけではないが、大部分のX線は被写体4に対し、打ち上げるように下から上方に向かって入射しているため、歯同士の重複をおおむね避けてパノラマ画像を取得することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0102】

【図1】医療用X線CT撮影装置の構成を示す図

【図2】医療用X線CT撮影装置の他の構成を示す図

【図3】旋回アーム内の2次元移動機構を示す図

【図4】旋回アーム内の2次元移動機構を示す他の図

【図5】旋回アーム内の2次元移動機構を示す断面図

20

【図6】X線CT撮影装置の制御系を示す図

【図7】医療用X線CT撮影装置において、制御装置と各制御モータの接続関係を説明する図

【図8】X線発生器とX線検出器の位置関係を示す図

【図9】コーンビームX線の中心軸を説明する図

【図10】従来のX線発生器とX線検出器の位置関係を示す図

【図11】従来のアーチファクトの発生を説明するための図

【図12】アーチファクトの発生を説明するための図

【図13】従来のCT撮影を用いる場合の問題点を説明するための図

【図14】X線発生器の傾き制御機構を示す図

30

【図15】コーンビームX線の傾き制御機構を示す図

【図16】X線発生器とX線検出器の位置関係の調整を示す図

【図17】X線発生器とX線検出器がそれぞれ伸縮機構を備える旋回アームの図

【図18】X線発生器とX線検出器がそれぞれ伸縮機構を備える別の旋回アームの図

【図19】X線カセットの斜視図

【図20】X線カセットの斜視図

【図21】ガントリを用いる例を示す図

【図22】コーンビームX線の傾き制御機構の別の例を示す図

【図23】コーンビームX線の傾き制御機構の別の例を示す図

【図24】コーンビームX線の傾き制御機構の別の例を示す図

40

【図25】コーンビームX線の傾き制御機構の別の例を示す図

【図26】コーンビームX線の傾き制御機構の別の例を示す図

【図27】旋回アームX線検出器側の構成およびX線検出器の構成を示す斜視図

【図28】コーンビームX線の照射角度を説明する図

【図29】局所部位の撮影を示す図

【図30】X線細隙ビームをカセットの2次元検出面に照射する状況を示す図

【符号の説明】

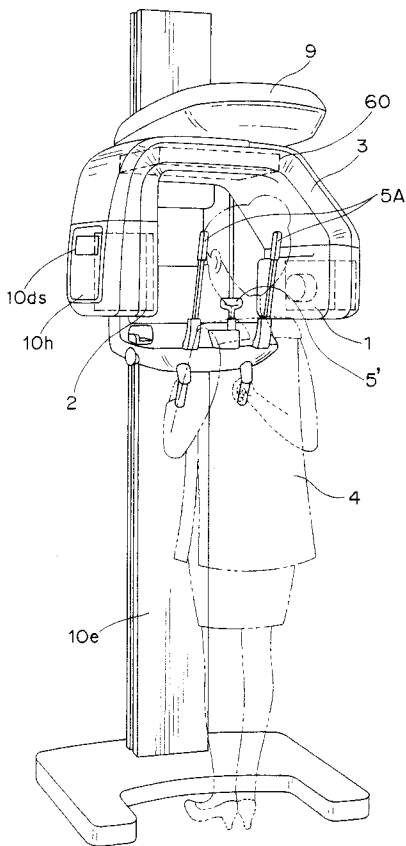
【0103】

1 X線発生器、 1 a コーンビームX線、 1 an X線細隙ビーム、 2 X線検出器、 2 a 2次元検出面、 3 旋回アーム(旋回手段)、 3 a 回転

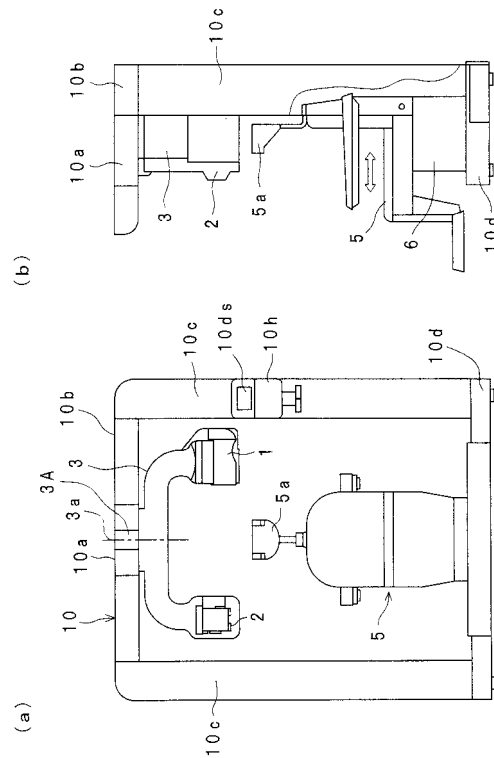
50

中心軸、 4 被写体、 4 a 被写体の体軸、 20 傾き制御機構、 5、  
5'、5 A、5 a 被写体固定手段、 74、75、73、5'、5 第1の移動機構  
、 80、83、83 a、87、87 a、86'、87'、87 a 第2の移動機構、  
102、103、105、106、107、108、109 第3の移動機構、  
100、2' カセット、 104 デジタルX線センサ、 21、210、215  
、220、225、230 スリット、 c c コーンビームX線の中心軸。

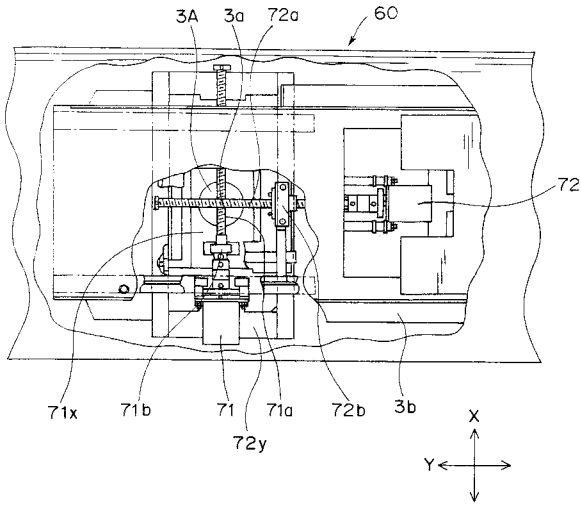
【図1】



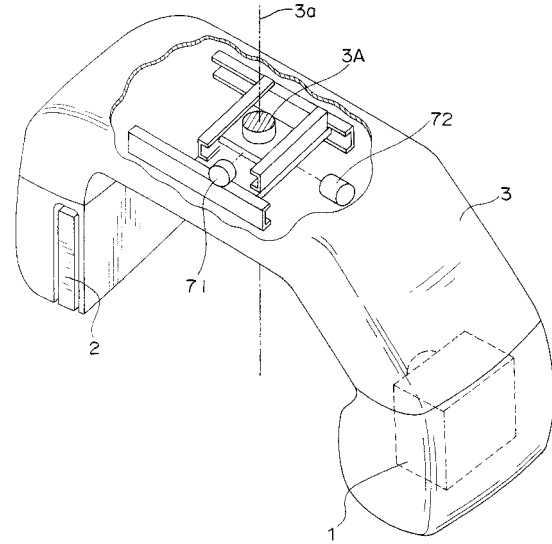
【図2】



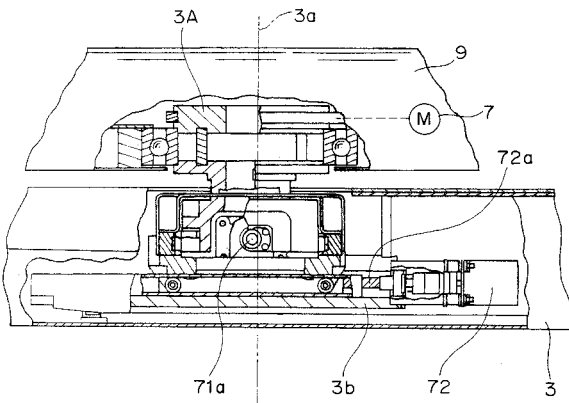
【図3】



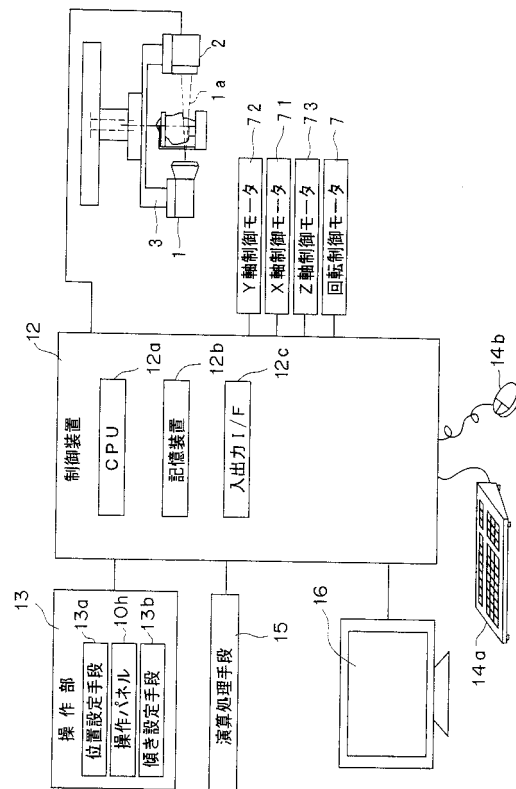
【図4】



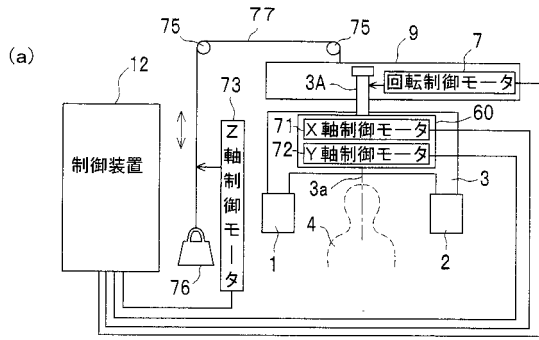
【図5】



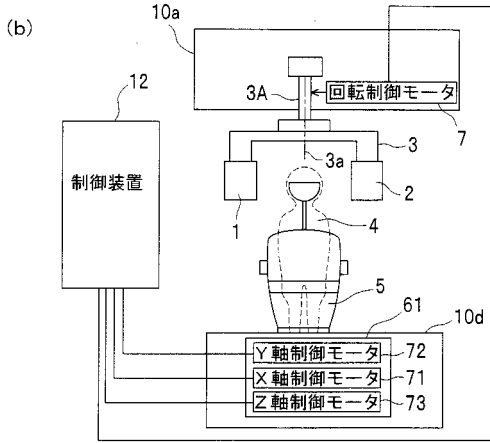
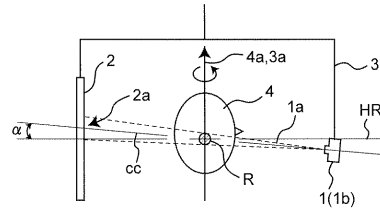
【図6】



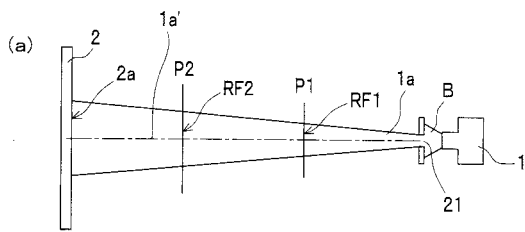
【図7】



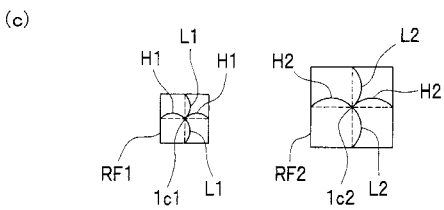
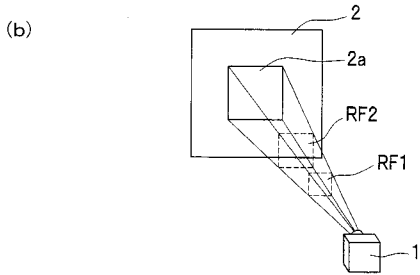
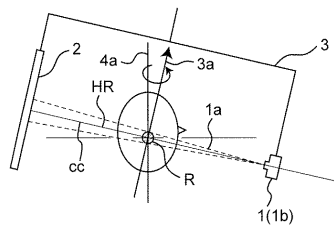
【図8】



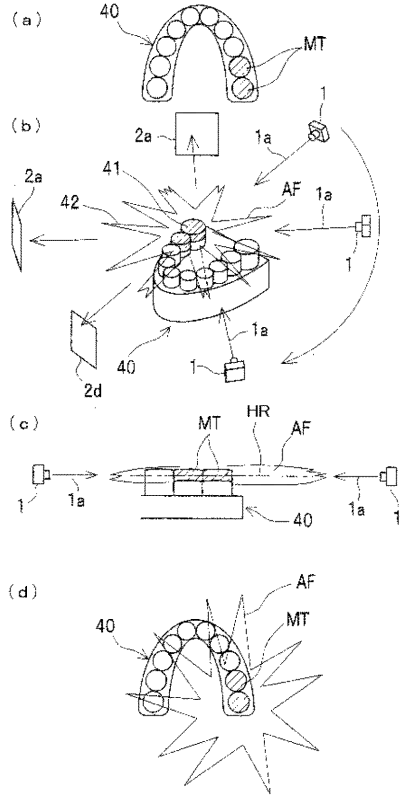
【図9】



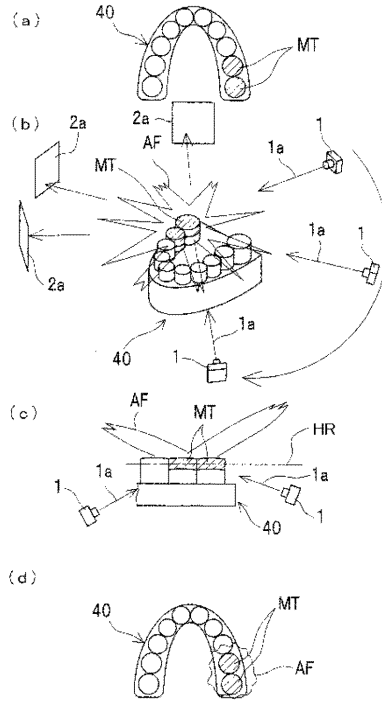
【図10】



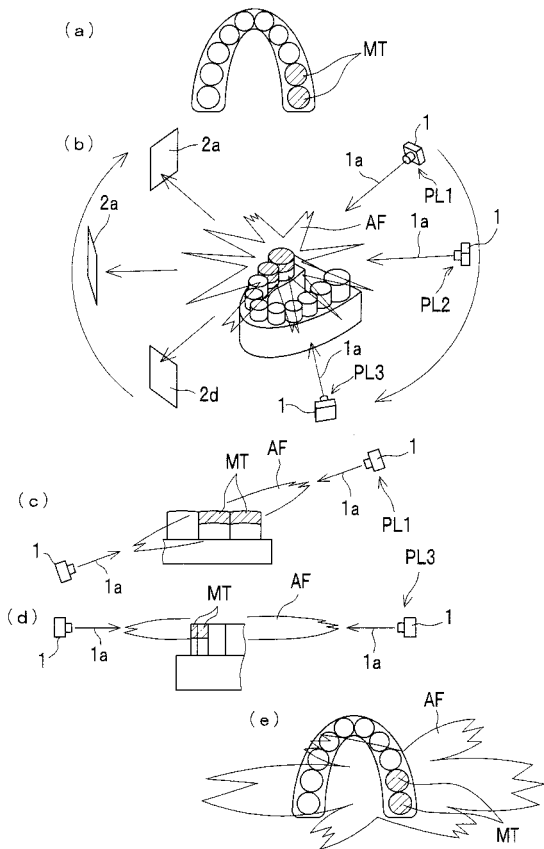
【図 1 1】



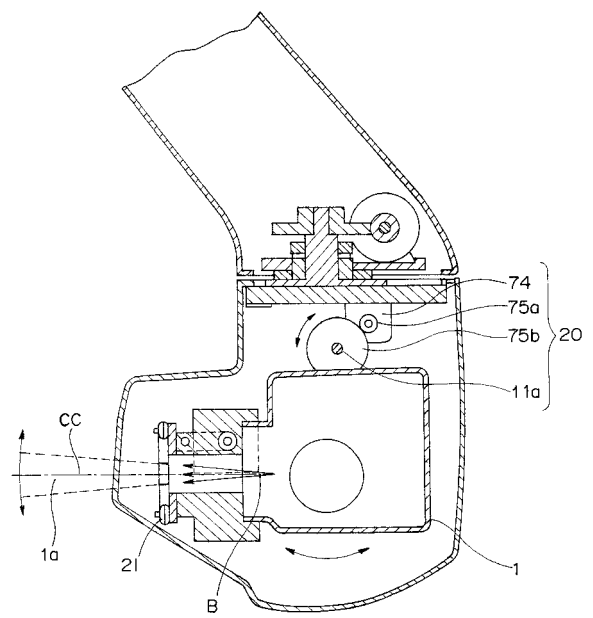
【図 1 2】



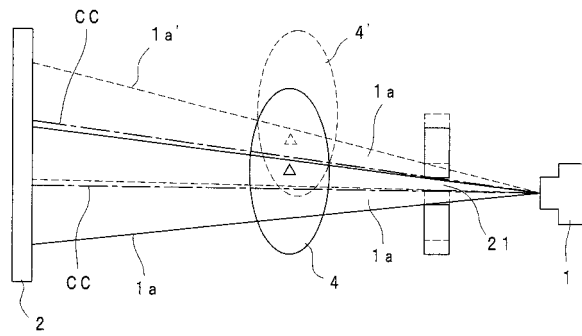
【図 1 3】



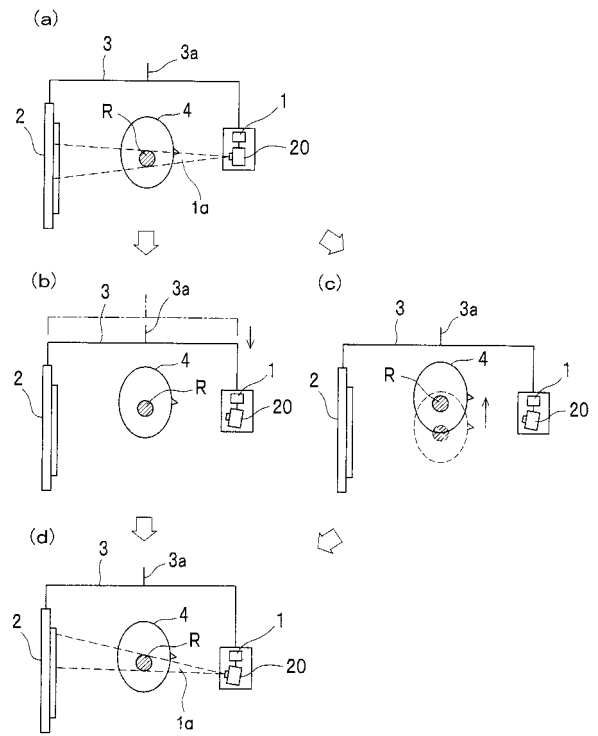
【図 1 4】



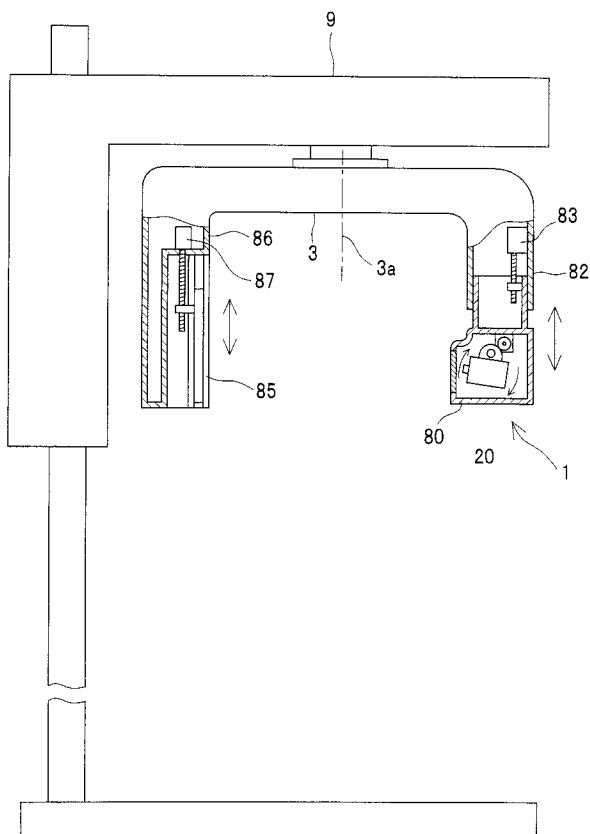
【 15 】



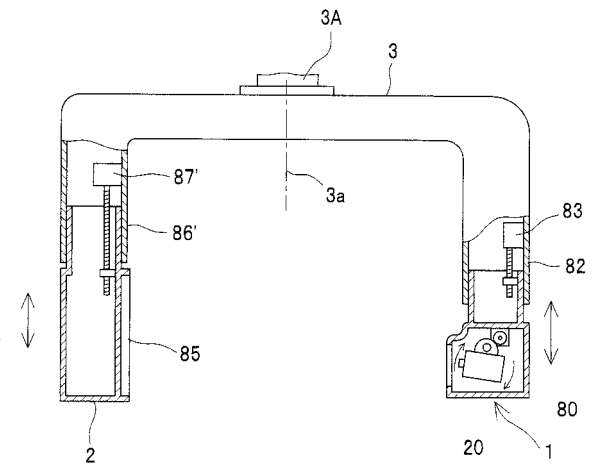
【 16 】



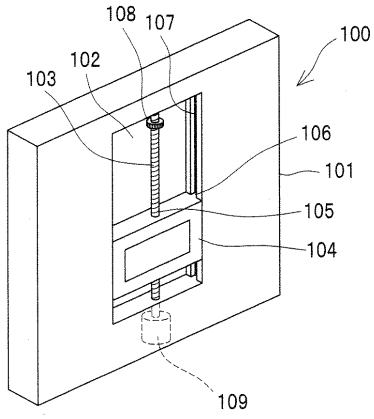
【 17 】



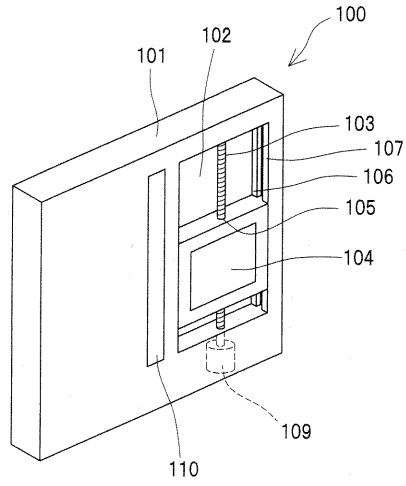
【 18 】



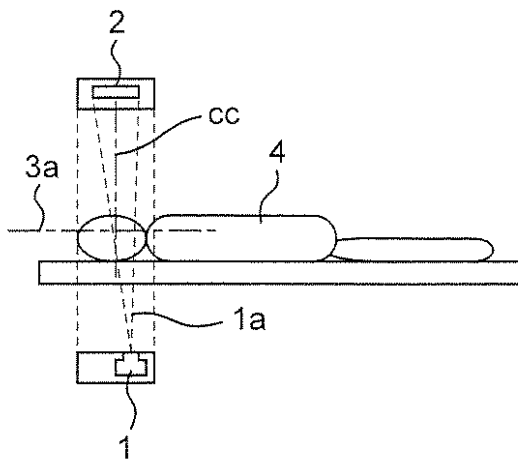
【図19】



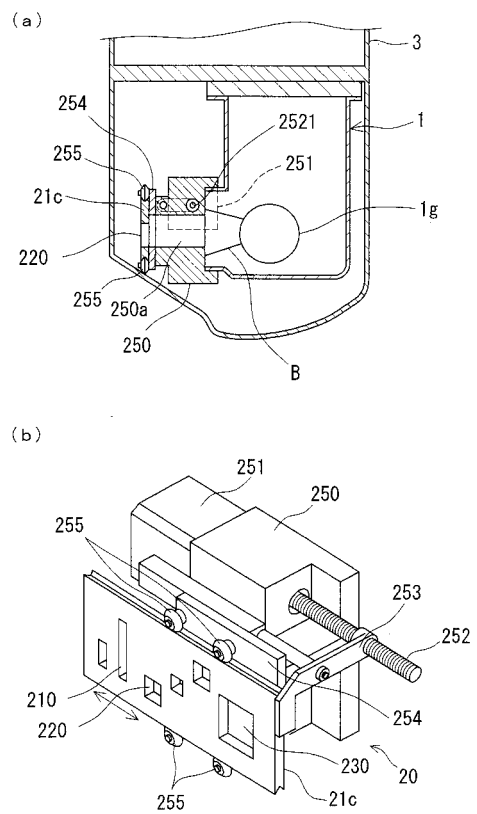
【図20】



【図21】



【図22】







---

フロントページの続き

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2001-190550(JP,A)  
特開平09-098971(JP,A)  
特開平04-354942(JP,A)  
特開平10-192271(JP,A)  
特開2002-143138(JP,A)  
特開平09-122118(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14