

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-63775

(P2010-63775A)

(43) 公開日 平成22年3月25日(2010.3.25)

(51) Int.Cl.
A61B 6/03 (2006.01)F1
A61B 6/03 321Dテーマコード (参考)
4C093

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-235027 (P2008-235027)
(22) 出願日 平成20年9月12日 (2008.9.12)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100083806
弁理士 三好 秀和
(74) 代理人 100095500
弁理士 伊藤 正和
(74) 代理人 100101247
弁理士 高橋 俊一
(74) 代理人 100098327
弁理士 高松 俊雄

最終頁に続く

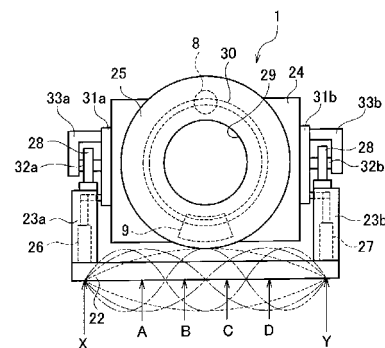
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】回転体を高速回転させた場合でも回転体の振動を抑え、X線CTスキャンして得られる画像の品質を高くする。

【解決手段】基台22に支持されたメインフレーム24と、対峙して位置するX線管8とX線検出器9とを保持してメインフレーム24に軸受30を介して回転可能に軸支された円環状の回転体25とを有するX線CT装置において、軸受30は、X線管8の回転軌跡と同径上に配置されている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

基台に支持されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、

前記軸受は、前記 X 線管の回転軌跡と同径上に配置されていることを特徴とする X 線 CT 装置。

【請求項 2】

一对のチルト軸を有してこれらのチルト軸が軸受を介してチルト可能に基台に軸支されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、

前記チルト軸は、一端が前記メインフレームに固定され、前記軸受を挟んだ他端が前記メインフレームから延出された補強部材に固定されていることを特徴とする X 線 CT 装置。

【請求項 3】

前記チルト軸を軸支する前記軸受は、深溝を有する軸箱内に収容されていることを特徴とする請求項 2 記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

一对のチルト軸が軸受を介してチルト可能に基台に軸支されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、

一方の前記チルト軸側に配置され、一端が前記基台に連結されて他端が前記メインフレームに連結され、伸縮駆動部を備える伸縮可能な駆動シリンダと、

他方の前記チルト軸側に配置され、一端が前記基台に連結されて他端が前記メインフレームに連結され、伸縮を規制するブレーキ部を備える伸縮可能な従動シリンダと、を備えることを特徴とする X 線 CT 装置。

【請求項 5】

基台に支持されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、

前記基台と前記メインフレームとは前記回転体を挟んで位置する支持部を介して連結され、

前記基台は、前記基台を床面に固定した両端の固定位置間で発生する 2 次振動と 3 次振動とのそれぞれの節と重ならない位置で前記床面に固定されていることを特徴とする X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、X 線 CT 装置に関し、特に、X 線管と X 線検出器とを保持する円環状の回転体を回転させながら X 線 CT スキャンを行なう X 線 CT 装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

例えば、下記特許文献 1 に記載されているように、X 線管と X 線検出器とを保持する円環状の回転体を有し、この回転体を軸受を介して固定部に回転可能に軸支した X 線 CT 装置が知られている。なお、回転体を回転可能に軸支する軸受の直径は、回転体の内側に形成された診断用開口部の直径と略同じ寸法に設定されている。この X 線 CT 装置は、診断用開口部内に被検体を位置させ、回転体を被検体の周りに回転させながら X 線管から X 線を照射し、被検体を透過した X 線を X 線検出器で検出することにより被検体を X 線 CT スキャンしている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

さらに、下記特許文献 2 に記載されているように、回転体を任意のチルト角にチルトさせるチルト機構を備えた X 線 CT 装置が知られている。チルト機構を備えた X 線 CT 装置によれば、チルト機構によって回転体を任意のチルト角にチルトさせることにより、被検体を様々な角度から X 線 CT スキャンすることが可能となる。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 7 2 1 1 2 号公報

【特許文献 2】特開平 0 2 - 2 0 0 2 5 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

しかしながら、上述した X 線 CT 装置においては、以下の点について配慮がなされていない。

【 0 0 0 5 】

近年では、被検体を X 線 CT スキャンする時間の短縮化の要請から、回転体の回転速度を高速化する傾向にある。回転体の回転速度が高速化されると、回転体の回転中心の位置と回転体の重心位置との僅かなずれが原因となり、回転体に振れが生じ、回転中の回転体が振動するようになる。回転中の回転体が振動すると、X 線 CT スキャン面がズレを生じ、X 線 CT スキャンして得られる画像の品質が低下する。

【 0 0 0 6 】

また、回転体が回転中に振動する他の原因としては、回転体をチルト可能に支持する片持ち状態のチルト軸の根元部分が変形することや、回転体をチルトさせるための駆動シリンダが回転体の片側にしか設けられていないために回転体を支持するバランスが回転体の両側で異なることや、回転体を支持して床面に固定された基台が回転体の回転に伴って共振すること等が挙げられる。

【 0 0 0 7 】

本発明はこのような課題を解決するためになされたもので、その目的は、回転体を高速回転させた場合でも回転体の振動を抑えることができ、X 線 CT スキャンして得られる画像の品質を高くすることができる X 線 CT 装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

請求項 1 記載の発明の特徴は、基台に支持されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、前記軸受は、前記 X 線管の回転軌跡と同径上に配置されていることである。

【 0 0 0 9 】

請求項 2 記載の発明の特徴は、一对のチルト軸を有してこれらのチルト軸が軸受を介してチルト可能に基台に軸支されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、前記チルト軸は、一端が前記メインフレームに固定され、前記軸受を挟んだ他端が前記メインフレームから延出された補強部材に固定されていることである。

【 0 0 1 0 】

請求項 4 記載の発明の特徴は、一对のチルト軸が軸受を介してチルト可能に基台に軸支されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、一方の前記チルト軸側に配置され、一端が前記基台に連結されて他端が前記メインフレームに連結され、伸縮駆動部を備える伸縮可能な駆動シリンダと、他方の前記チルト軸側に配置され、一端が前記基台に連結されて他端が前記メインフレームに連結され、伸縮を規制するブレーキ部を備える伸縮可能な従動シリンダと、を備えることである。

【 0 0 1 1 】

10

20

30

40

50

請求項 5 記載の発明の特徴は、基台に支持されたメインフレームと、対峙して位置する X 線管と X 線検出器とを保持して前記メインフレームに軸受を介して回転可能に軸支された円環状の回転体とを有する X 線 CT 装置において、前記基台と前記メインフレームとは前記回転体を挟んで位置する支持部を介して連結され、前記基台は、前記基台を床面に固定した両端の固定位置間で発生する 2 次振動と 3 次振動とのそれぞれの節と重ならない位置で前記床面に固定されていることである。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、回転体を高速回転させた場合でも回転体の振動を抑えることができ、X 線 CT スキャンして得られる画像の品質を高くすることができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の一実施の形態を図面を用いて説明する。

【0014】

図 1 は、本発明の一実施の形態の X 線 CT 装置の概略構成を示すブロック図である。X 線 CT 装置は、架台装置 1 と寝台装置 2 と操作コンソール装置 3 とにより構成されている。

【0015】

架台装置 1 は、架台制御部 4 と、高電圧発生部 5 と、回転駆動部 6 と、チルト駆動部 7 と、X 線管 8 と、X 線検出器 9 と、データ収集部 10 とを備えている。

20

【0016】

寝台装置 2 は、寝台基台 11 と、寝台駆動部 12 と、寝台天板 13 とを備えている。

【0017】

操作コンソール装置 3 は、コンソール制御部 14 と、入力操作部 15 と、前処理部 16 と、X 線投影データ記憶部 17 と、再構成処理部 18 と、画像データ記憶部 19 と、画像処理部 20 と、表示部 21 とを備えている。

【0018】

架台制御部 4 は、操作コンソール装置 3 の入力操作部 15 からの入力に応じ、架台装置 1 内の各部を制御する。

【0019】

高電圧発生部 5 は、X 線管 8 から X 線を照射するために必要な高電圧を、架台制御部 4 から送信される制御信号に応じて X 線管 8 に供給する。

30

【0020】

X 線管 8 は、高電圧発生部 5 から供給された高電圧によって X 線を照射する。X 線管 8 から照射される X 線は、ファン状又はコーン状に成形されている。

【0021】

X 線検出器 9 は、X 線管 8 から照射され、被検体 P を透過した X 線を検出する。シングルスライス CT 装置の場合、X 線検出器 9 は、ファン状又は直線状に例えば 1000 チャンネルの X 線検出素子を 1 列に並べて構成されている。また、マルチスライス CT 装置の場合、X 線検出器 9 は、X 線検出素子を互いに直交する 2 方向（スライス方向及びチャンネル方向）それぞれにアレイ状に複数個配列され、これにより 2 次元の X 線検出器が構成されている。

40

【0022】

データ収集部 10 は、X 線検出器 9 の各 X 線検出素子と同様にアレイ状に配列されたデータ収集素子を有し、X 線検出器 9 により検出された X 線（実際には検出信号）を、架台制御部 4 から出力されたデータ収集制御信号に応じて収集する。この収集されたデータが X 線投影データとなる。

【0023】

回転駆動部 6 は、架台制御部 4 から出力された制御信号により図示しないモータを駆動し、後述する回転体を回転駆動させる。

50

【 0 0 2 4 】

チルト駆動部 7 は、架台制御部 4 から出力された制御信号により後述する駆動シリンダと従動シリンダとを伸縮させ、回転体を後述するメインフレームと共に任意の角度にチルトさせる。

【 0 0 2 5 】

寝台駆動部 1 2 は、操作コンソール装置 3 の入力操作部 1 5 からの入力に応じ、寝台基台 1 1 を上下方向に移動させ、及び、寝台天板 1 3 を長手方向（矢印 X 方向）に移動させる。X 線 C T スキャンを受ける被検体 P は、被検体 P の体軸方向と寝台天板 1 3 の移動方向（矢印 X 方向）とが一致する向きに寝台天板 1 3 上に載せられる。

【 0 0 2 6 】

入力操作部 1 5 は、キーボード、タッチパネル、マウス等からなり、X 線 C T 装置を駆動させるための各種の入力操作が行われる。

【 0 0 2 7 】

コンソール制御部 1 4 は、入力操作部 1 5 からの入力に応じた制御信号を発生させ、この制御信号を、架台制御部 4 や寝台駆動部 1 2、及び、操作コンソール装置 3 内の各部に送信する。

【 0 0 2 8 】

前処理部 1 6 は、データ収集部 1 0 から出力された X 線投影データに感度補正や X 線強度補正等の前処理を施す。前処理部 1 6 にて感度補正等の前処理が施された X 線投影データは、X 線投影データ記憶部 1 7 に一旦記憶される。

【 0 0 2 9 】

再構成処理部 1 8 は、X 線投影データ記憶部 1 7 に記憶された X 線投影データを逆投影処理することにより、画像データを再構成する。この逆投影の方法は公知の方法と同じであり、説明は省略する。また、X 線投影データに対して補間処理を行う場合は、360 度補間法又は 180 度補間法（対向データ補間法）等の公知の補間法により、目的のスライス位置における X 線投影データを求める。

【 0 0 3 0 】

再構成された画像データは、画像データ記憶部 1 9 に一旦記憶された後、画像処理部 20 に送られる。画像処理部 20 は、入力操作部 1 5 からの入力に応じ、画像データを公知の方法により、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、又はレンダリング処理による 3 次元画像等の画像データに変換して表示部 21 に送信する。表示部 21 では、画像データに基づく画像が表示される。

【 0 0 3 1 】

図 2 は、架台装置 1 の外観構成を示す正面図であり、図 3 は架台装置 1 の外観構成を示す側面図である。

【 0 0 3 2 】

架台装置 1 は、基台 2 2 と、支持部である一对の支柱 2 3 a、2 3 b と、メインフレーム 2 4 と、回転体 2 5 と、駆動シリンダ 2 6 と、従動シリンダ 2 7 とを備えている。

【 0 0 3 3 】

基台 2 2 は、矩形の枠状に形成されており、この基台 2 2 の長手方向の両端部であって短手方向の略中央部に支柱 2 3 a、2 3 b が立設されている。支柱 2 3 a、2 3 b の上端部には、内部に軸受（図示せず）を収容した軸箱であるピローブロック 2 8 が固定されている。ピローブロック 2 8 における軸受の外輪を支持する部分は凹面状に湾曲して形成されており、軸受はピローブロック内で偏心可能に支持されている。

【 0 0 3 4 】

回転体 2 5 は、中央部に診断用開口部 2 9 が形成され、この診断用開口部 2 9 を挟んで対峙する位置に X 線管 8 と X 線検出器 9 とが保持されている。診断用開口部 2 9 は X 線 C T スキャンを受ける被検体 P が出し入れされる部分であり、寝台天板 1 3 が水平方向にスライドされることにより寝台天板 1 3 上に載せられた被検体 P が診断用開口部 2 9 に出し入れされる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

回転体 2 5 は、軸受 3 0 を介してメインフレーム 2 4 に軸支され、診断用開口部 2 9 を中心として回転可能とされている。軸受 3 0 は、回転体 2 5 が回転する場合の X 線管 8 の回転軌跡と同径上であって、かつ、X 線管 8 や X 線検出器 9 を挟んだ寝台装置 2 の反対側の位置である X 線管 8 や X 線検出器 9 の後ろ側に配置されている。回転体 2 5 は、回転駆動部 6 によってモータ（図示せず）が駆動されることにより、回転駆動される。

【 0 0 3 6 】

メインフレーム 2 4 は、一对の支柱 2 3 a、2 3 b を介して基台 2 2 に取付けられ、メインフレーム 2 4 には軸受 3 0 を介して回転体 2 5 が回転可能に軸支されている。メインフレーム 2 4 における回転体 2 5 を挟んだ両側の部分にはアーム 3 1 a、3 1 b が固定され、これらのアーム 3 1 a、3 1 b は回転体 2 5 の側方まで延出している。一方のアーム 3 1 a には一方のチルト軸 3 2 a の一端が固定され、他方のアーム 3 1 b には他方のチルト軸 3 2 b の一端が固定されている。チルト軸 3 2 a、3 2 b は、水平方向であって回転体 2 5 の回転中心と直交する方向に延出している。各チルト軸 3 2 a、3 2 b は、ピロブロック 2 8 内に収容された軸受により軸支されている。

【 0 0 3 7 】

さらに、アーム 3 1 a には補強部材である L 字形状の補強ブラケット 3 3 a の一端が固定され、アーム 3 1 b には補強部材である L 字形状の補強ブラケット 3 3 a の一端が固定されている。補強ブラケット 3 3 a の他端はチルト軸 3 2 a の他端に固定され、補強ブラケット 3 3 b の他端はチルト軸 3 2 b の他端に固定されている。これらの補強ブラケット 3 3 a、3 3 b を設けることにより、チルト軸 3 2 a がアーム 3 1 a と補強ブラケット 3 3 a とにより両端を支持された状態となり、チルト軸 3 2 b がアーム 3 1 b と補強ブラケット 3 3 b とにより両端を支持された状態となる。

【 0 0 3 8 】

なお、メインフレーム 2 4 の中央部には、回転体 2 5 の診断用開口部 2 9 と略同径の開口部 3 4 が、診断用開口部 2 9 と前後する位置に形成されている。

【 0 0 3 9 】

駆動シリンダ 2 6 は、一方のチルト軸 3 2 a 側に配置され、一端が基台 2 2 に揺動可能に連結され、他端がアーム 3 1 a に揺動可能に連結されている。駆動シリンダ 2 6 は、伸縮駆動部である電動モータ（図示せず）を有し、この電動モータがチルト駆動部 7 によって駆動されることにより駆動シリンダ 2 6 が伸縮する。

【 0 0 4 0 】

従動シリンダ 2 7 は、他方のチルト軸 3 2 b 側に配置され、一端が基台 2 2 に揺動可能に連結され、他端がアーム 3 1 b に揺動可能に連結されている。従動シリンダ 2 7 は、図 4 に示すように、スライド可能に嵌合された第 1 パイプ 3 5 と第 2 パイプ 3 6 とを有し、第 1 パイプ 3 5 がアーム 3 1 b に連結され、第 2 パイプ 3 6 が基台 2 2 に連結されている。第 1 パイプ 3 5 の内部にはナット 3 7 が固定され、第 2 パイプ 3 6 の内部にはネジ棒 3 8 の一端が回転可能に保持され、ネジ棒 3 8 はナット 3 7 に螺合されている。この従動シリンダ 2 7 は、第 1 パイプ 3 5 又は第 2 パイプ 3 6 に対して伸縮方向の外力が作用した場合、ナット 3 7 に螺合しているネジ棒 3 8 が軸心回りに回転しながら伸縮するように構成されている。さらに、第 2 パイプ 3 6 内には、通電が遮断されることによりネジ棒 3 8 の回転を規制する電磁式のブレーキ部 3 9 が設けられている。ブレーキ部 3 9 によってネジ棒 3 8 の回転を規制することにより、従動シリンダ 2 7 の伸縮が規制される。電磁式のブレーキ部 3 9 のオン・オフ制御は、チルト駆動部 7 により駆動シリンダ 2 6 を伸縮させる制御に連動して行われる。

【 0 0 4 1 】

基台 2 2 は、架台装置 1 を設置する床面にアンカーボルトなどを用いて固定されている。図 2 において、破線の波線は基台 2 2 を床面に固定した両端の固定位置 “ X、Y ” 間で発生する基台 2 2 の 1 次振動を表し、一点鎖線の波線は固定位置 “ X、Y ” 間で発生する基台 2 2 の 2 次振動を表わし、二点鎖線の波線は固定位置 “ X、Y ” 間で発生する基台 2

10

20

30

40

50

2の3次振動を表わしている。固定位置“X、Y”間での床面への基台22の固定は、4つの固定位置“A、B、C、D”で行なわれており、これらの固定位置“A、B、C、D”は、固定位置“X、Y”間で基台22に発生する2次振動と3次振動とのそれぞれの節と重ならない位置とされている。具体的には、Aの位置は、“X、Y”間におけるX側から1/4の位置、Bの位置は、X、Y間におけるX側から5/12の位置、Cの位置は、“X、Y”間におけるX側から7/12の位置、Dの位置は、“X、Y”間におけるX側から3/4の位置とされている。

【0042】

このような構成において、このX線CT装置を用いて被検体PをX線CTスキャンする場合には、寝台天板13に載せた被検体Pを診断用開口部29内に位置させ、回転体25を回転させながらX線管8からX線を照射する。また、必要に応じて駆動シリンダ26を伸縮させ、回転体25をメインフレーム24と共にチルト軸32a、32bの回りにチルトさせる。

10

【0043】

回転体25は、メインフレーム24に軸受30を介して回転可能に軸支されており、回転体25の回転速度が高速化されるにつれて回転体25が振動を生じ易くなる。しかし、このX線CT装置では、軸受30が、回転体25が回転する場合におけるX線管8の回転軌跡と同径上に配置され、診断用開口部29の直径と略同じ寸法の直径を有する従来例の軸受に比べて大径となっている。このように、軸受30が大径となることにより、回転中における回転体25の揺れを抑えることができ、この揺れに起因する回転体25の振動を抑えることができる。

20

【0044】

これにより、回転体25を回転させて行なうX線CTスキャン時において、X線CTスキャン面のずれが生じにくくなり、X線CTスキャンして得られる画像の品質が高くなることができる。

【0045】

被検体Pに対するX線CTスキャンの方向を変える場合には、回転体25をメインフレーム24と共にチルト軸32a、32bの軸心回りにチルトさせる。チルト軸32a、32bは、一端側がアーム31a、31bに固定され、他端側が補強ブラケット33a、33bに固定され、両端が支持された状態となっている。このため、チルト軸32a、32bを太くすることなくチルト軸32a、32bの剛性を上げることができ、アーム31a、31bに連結されているチルト軸32a、32bの根元部分の変形を防止するとともにチルト軸32a、32bのアーム31a、31bに対する傾きを防止することができる。そして、チルト軸32a、32bがアーム31a、31bに対して傾くことにより発生する回転体25とメインフレーム24との振動を抑えることができる。

30

【0046】

これにより、回転体25を回転させて行なうX線CTスキャン時において、X線CTスキャン面のずれが生じにくくなり、X線CTスキャンして得られる画像の品質を高くすることができる。

【0047】

なお、本実施の形態では、チルト軸32a、32bを軸支するために、軸受の外輪を支持する部分が凹面状に湾曲して形成されたピローブロック28を用いている。このピローブロック28を用いることにより、2つのピローブロック28の取付位置精度が低い場合や、2つのチルト軸32a、32bの取付位置精度が低い場合であっても、チルト軸32a、32bをチルト可能に支持することができる。

40

【0048】

これに対し、ピローブロック28に代えて、深溝を有する軸箱を支柱23a、23bの上部に取付け、チルト軸32a、32bを軸支する軸受の外輪を深溝に嵌合させてもよい。このような深溝を有する軸箱内にチルト軸32a、32bを軸支する軸受を収容することにより、チルト軸32a、32bのアーム31a、31bに対する傾きの発生を防止す

50

ることができ、チルト軸 3 2 a、3 2 b がアーム 3 1 a、3 1 b に対して傾くことにより発生する回転体 2 5 とメインフレーム 2 4 との振動を抑えることができる。

【0049】

回転体 2 5 をメインフレーム 2 4 と共にチルトさせる場合は、一方のチルト軸 3 2 a 側に設けられている駆動シリンダ 2 6 を伸縮させ、回転体 2 5 をメインフレーム 2 4 と共にチルト軸 3 2 a、3 2 b の回りにチルトさせる。駆動シリンダ 2 6 を伸縮させる場合、他方のチルト軸 3 2 b 側に設けられている従動シリンダ 2 7 のブレーキ部 3 9 をオフにし、駆動シリンダ 2 6 の伸縮に伴って従動シリンダ 2 7 を伸縮させる。駆動シリンダ 2 6 の伸縮が終了した後は、従動シリンダ 2 7 のブレーキ部 3 9 をオンにし、従動シリンダ 2 7 の伸縮を規制する。

10

【0050】

このように、一方のチルト軸 3 2 a 側に駆動シリンダ 2 6 が設けられるとともに他方のチルト軸 3 2 b 側に従動シリンダ 2 7 が設けられることにより、回転体 2 5 とメインフレーム 2 4 とを支持するバランスが回転体 2 5 の両側で同じになる。このため、回転体 2 5 の回転中に、回転体 2 5 とメインフレーム 2 4 とを支持するバランスが回転体 2 5 の両側で異なることが原因となって発生する回転体 2 5 とメインフレーム 2 4 との振動を抑えることができる。

【0051】

これにより、回転体 2 5 を回転させて行なう X 線 CT スキャン時において、X 線 CT スキャン面のずれが生じにくくなり、X 線 CT スキャンして得られる画像の品質を高くすることができる。

20

【0052】

基台 2 2 は、架台装置 1 を設置する床面にアンカーボルトなどを用いて固定されている。床面への基台 2 2 の固定は、基台 2 2 の両端を床面に固定した固定位置 “X、Y” 間において発生する基台 2 2 の 2 次振動と 3 次振動とのそれぞれの節と重ならない位置で行なわれている。このため、回転体 2 5 の回転中における基台 2 2 の振動を抑えることができ、基台 2 2 が振動することに伴って発生する回転体 2 5 とメインフレーム 2 4 との振動を抑えることができる。

【0053】

これにより、回転体 2 5 を回転させて行なう X 線 CT スキャン時において、X 線 CT スキャン面のずれが生じにくくなり、X 線 CT スキャンして得られる画像の品質を高くすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図 1】本発明の一実施の形態の X 線 CT 装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】架台装置の外観構成を示す正面図である。

【図 3】架台装置の外観構成を示す側面図である。

【図 4】従動シリンダを示す縦断正面図である。

【符号の説明】

【0055】

40

8 X 線管

9 X 線検出器

2 2 基台

2 3 a、2 3 b 支柱（支持部）

2 4 メインフレーム

2 5 回転体

2 6 駆動シリンダ

2 7 従動シリンダ

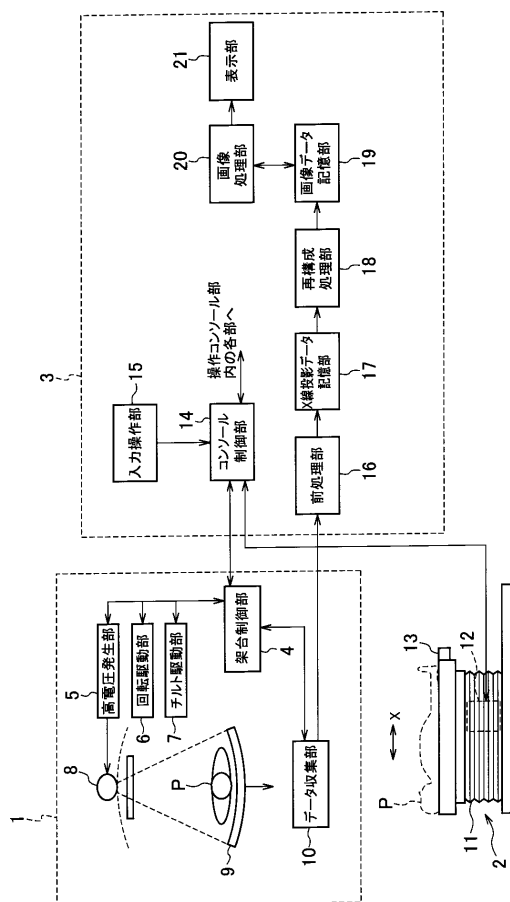
3 0 軸受

3 2 a、3 2 b チルト軸

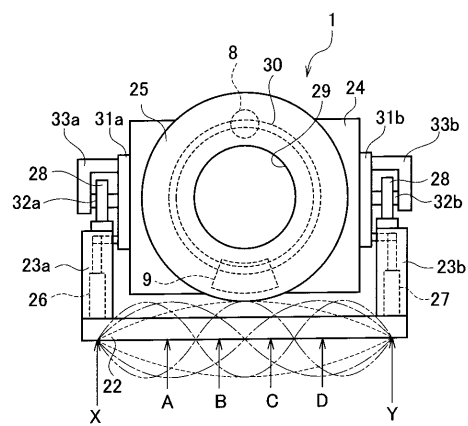
50

3 3 a、3 3 b 補強ブラケット（補強部材）

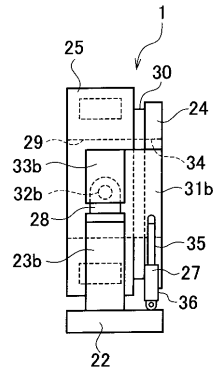
【図 1】



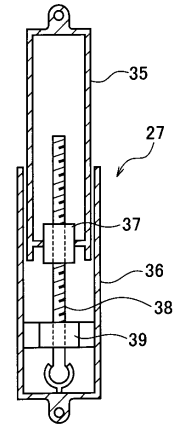
【図 2】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 信藤 康孝

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C093 CA08 CA39 EC42 EC56