

(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  
2024年2月29日(29.02.2024)

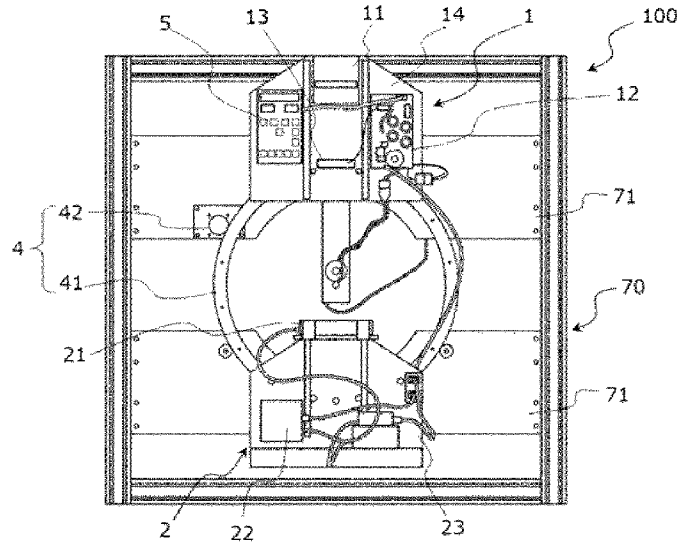


(10) 国際公開番号  
**WO 2024/042901 A1**

- (51) 国際特許分類:  
*A61B 6/03* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/025765
- (22) 国際出願日: 2023年7月12日(12.07.2023)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2022-135371 2022年8月26日(26.08.2022) JP
- (71) 出願人: 品川 修二(**SHINAGAWA, Shuji**) [JP/JP];  
〒2250012 神奈川県横浜市青葉区あざみ野  
南1-19-13 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者; および
- (71) 出願人: 市川 勝弘(**ICHIKAWA, Katsuhiko**) [JP/JP];  
〒9200953 石川県金沢市涌波2-11-1  
涌波宿舎2号棟21 Ishikawa (JP).
- (74) 代理人: 江部 武史, 外 (**EBE, Takeshi et al.**);  
〒1050003 東京都港区西新橋1丁目18番9  
号西新橋ノアビル4階 Tokyo (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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU,

(54) Title: X-RAY IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: X線撮像装置



**FIG. 1**

(57) **Abstract:** An X-ray imaging device according to the present invention includes: an X-ray irradiation unit including an X-ray tube that irradiates a subject with X-rays; an X-ray detection unit that is disposed at a position at which the X-ray detection unit faces the X-ray tube with the subject interposed therebetween and that includes an X-ray detector that detects X-rays transmitted through the subject; a rotation mechanism including a rotating body configured so as to be rotatable about the subject; and a control unit that controls the rotation of the rotating body and the X-ray irradiation from the X-ray tube, wherein the X-ray irradiation unit and the X-ray detection unit are attached to the rotating body and the



**WO 2024/042901 A1**

LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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))

ratio X:Y is 9:1 to 7:3, assuming that the distance from a focal point of the X-ray tube to the rotation center of the rotating body is X (mm) and that the distance from the rotation center to the detection surface of the X-ray detector is Y (mm).

(57) 要約：本発明のX線撮像装置は、被検体にX線を照射するX線管を含むX線照射部と、被検体を挟んでX線管と対向する位置に配置され、被検体の透過X線を検出するX線検出器を含むX線検出部と、被検体の周りを回転可能に構成された回転体を備えた回転機構と、回転体の回転と、X線管からのX線照射とを制御する制御部とを有し、X線照射部と、X線検出部とは、回転体に取り付けられ、X線管の焦点から回転体の回転中心までの距離をX (mm) とし、回転中心からX線検出器の検出面までの距離をY (mm) としたとき、比率X：Yが9：1～7：3である。

## 明 細 書

発明の名称： X線撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、医療に用いられるX線コンピュータ断層撮影装置等のX線撮像装置に関する。

背景技術

[0002] X線診断装置、X線コンピュータ断層撮影（computed tomography：CT）装置等のX線撮像装置が、医用撮像および医用診断において幅広く使用されている。

現在、医療用に用いられる最も高解像なX線CT装置としては、0.25mmのサイズを有する検出器素子を装備する装置Aと、0.6mmのサイズを有する検出器素子の上に楕形フィルタを入れて開口幅を0.3mm程度にする装置Bとが存在する。また、近年、X線検出器のさらなる高解像度化を達成するため、0.1mm程度のサイズを有する検出器素子を装備する装置の開発も進められている。

[0003] このように、検出器素子の微細化により、X線検出器の高解像度化は進められているが、実際に得られるX線画像の解像度は、0.1mmに遠く及ばない。例えば、サイズが0.25mmのX線検出素子を装備したCT装置についての研究報告では、0.5mmの模擬気管壁の測定誤差が20%であり、0.8mmの管腔サイズの測定誤差が50%程度であることが報告されており、既存のX線CT装置では、微細構造に対する解像特性の限界が示されている。

[0004] 本発明者は、上記装置Aおよび装置Bの2機種の高解像度およびノイズ特性を、それぞれの指標であるMTF（modulation transfer function）およびNPS（noise power spectrum）を用いて評価した。その結果、CTアンギオなどのコントラストレベルにおいて、通常考える線量範囲では信号体雑音比（signal-

t o - n o i s e r a t i o : S N R ) が十分でなく、従来の約 1 / 2 サイズの解像度を従来と同等レベルで描出するためには約 9 倍の線量が必要であることが分かった。すなわち、放射線被ばくと X 線管の性能限界の観点からは、超高解像度 CT の実現は困難であることを意味する。そのため、十分な描出が得られる対象としては、高い SNR が得られやすい 1000 HU ( H u n s f i e l d u n i t ) から 2000 HU のコントラストを持つ肺や骨のみに限られてしまう。したがって、骨梁 ( サイズ : 0 . 15 mm ) 、呼吸細気管支 ( サイズ : 0 . 3 mm ) 、肺胞管 ( サイズ : 0 . 1 mm ) 等を十分に描出するためには、現状の解像度では不十分である。

[0005] 解像度が不十分な原因としては、X 線画像の形成過程において、X 線画像がボケる要因が存在するため、X 線画像がボケて非鮮鋭となることが考えられる。例えば、X 線 CT 装置による撮影中に、X 線検出器が回転に伴う振動やたわみなどによりぶれることが X 線画像にボケを生じさせる原因の 1 つとして挙げられる。このような X 線検出器のぶれによる計測データの座標位置を補正して、差分画像や投影像及び再構成像のコントラストや高解像度の高い高画質の画像を得るための X 線回転撮影装置が知られている ( 例えば、特許文献 1 ) 。

しかしながら、このように X 線検出器のぶれを考慮した座標位置の補正を行っても、得られる X 線画像の解像度は、0 . 1 mm に遠く及ばず、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管等を十分に描出するためには、十分な解像度とは言えなかった。

## 先行技術文献

## 非特許文献

[0006] 特許文献 1 : 特開 2002-291726 号公報

## 発明の概要

## 発明が解決しようとする課題

[0007] 本発明の目的は、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管等を十分に描出することが

可能な解像特性を有するとともに、優れたSNRを有するX線撮像装置を提供することにある。

### 課題を解決するための手段

- [0008] このような目的は、下記(1)～(12)の本発明により達成される。
- (1) 被検体にX線を照射するX線管を含むX線照射部と、  
前記被検体を挟んで前記X線管と対向する位置に配置され、前記被検体の透過X線を検出するX線検出器を含むX線検出部と、  
前記被検体の周りを回転可能に構成された回転体を備えた回転機構と、  
前記回転体の回転と、前記X線管からのX線照射とを制御する制御部とを有し、  
前記X線照射部と、前記X線検出部とは、前記回転体に取り付けられ、  
前記X線管の焦点から前記回転体の回転中心までの距離をX(mm)とし、  
前記回転中心から前記X線検出器の検出面までの距離をY(mm)としたとき、比率X:Yが9:1～7:3であることを特徴とするX線撮像装置。
- [0009] (2) 前記回転体は、リング状フレームである上記(1)に記載のX線撮像装置。
- (3) 前記X線照射部は、前記リング状フレームに固定するための第1の取付部材をさらに有し、  
前記X線管は、前記リング状フレームの前記外側に位置するように前記第1の取付部材に取り付けられている上記(2)に記載のX線撮像装置。
- [0010] (4) 前記X線検出部は、前記リング状フレームに固定するための第2の取付部材をさらに有し、  
前記X線検出器は、前記リング状フレームの内側に位置するように前記第2の取付部材に取り付けられている上記(2)または(3)に記載のX線撮像装置。
- [0011] (5) 前記X線管は、前記第1の取付部材に移動可能に取り付けられている上記(3)に記載のX線撮像装置。
- (6) 前記X線検出器は、前記第2の取付部材に移動可能に取り付けら

れている上記（４）に記載のＸ線撮像装置。

- [0012] （７） 前記Ｘ線管の焦点の大きさを $F$ （mm）とし、前記Ｘ線管の焦点から前記回転体の回転中心までの距離を $X$ （mm）とし、前記回転中心から前記Ｘ線検出器の検出面までの距離を $Y$ （mm）としたとき、下記式（１）で表される前記回転中心における前記焦点による半影 $P$ が、 $0.1 \sim 0.25$  mmである上記（１）ないし（３）のいずれかに記載のＸ線撮像装置。

[式１]

$$P = F \times Y / (X + Y) \quad \dots (1)$$

- [0013] （８） 前記Ｘ線管の焦点の大きさが、 $0.6 \sim 1.0$  mmである上記（７）に記載のＸ線撮像装置。

（９） 前記回転体の回転中心から前記Ｘ線検出器の検出面までの距離 $Y$ （mm）は、 $70 \sim 140$  mmである上記（１）ないし（３）のいずれかに記載のＸ線撮像装置。

（１０） 前記Ｘ線管と前記Ｘ線検出器との間に配置され、前記被検体が載置される台座をさらに有する上記（１）ないし（３）のいずれかに記載のＸ線撮像装置。

- [0014] （１１） 前記被検体は、被験者の歯列を含む頭部であり、  
前記制御部は、前記Ｘ線検出器が前記被験者の前記歯列に近接した状態を維持したまま、前記回転体を半回転させるように制御する上記（１）ないし（３）のいずれかに記載のＸ線撮像装置。

- [0015] （１２） 前記Ｘ線管のファン角を $\alpha$ （度）としたときに、前記制御部は、前記回転体が $(180 + \alpha)$ 度回転するように制御する上記（１１）に記載のＸ線撮像装置。

## 発明の効果

- [0016] 一般的なＸ線撮像装置では、Ｘ線管およびＸ線検出器が、リング状フレームの平面視でリング状フレームと重なるように、またはリング状フレームの内側に配置される。そのため、Ｘ線管からリング状フレームの回転中心までの距離と、リング状フレームの回転中心からＸ線検出器までの距離とが略等

しい。これに対して、本発明によれば、X線管がリング状フレームの外側に配置されることにより、X線管からリング状フレームの回転中心までの距離が、その回転中心からX線検出器までの距離よりも長くなる。かかる構成では、リング状フレームの回転中心におけるX線管の焦点による半影を小さくすることができるため、形成されるX線画像に半影に伴うボケが生じることを抑制することができる。その結果、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管、歯周組織等を十分に描出することが可能な解像特性を有するとともに、優れたSNRを有するX線撮像装置を提供することができる。

### 図面の簡単な説明

[0017] [図1]図1は、本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置（ただし、台座は除く）の正面図である。

[図2]図2は、本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置の斜視図である。

[図3]図3は、図3（a）は、医療用に用いられる一般的なX線撮像装置（X線CT装置）の構成の概略図であり、図3（b）は、本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置の構成の概略図である。

[図4]図4は、図3（a）および（b）に示すX線撮像装置における空間周波数（cycles/mm）とMTFとの関係を示すグラフである。

[図5]図5は、図3（a）および（b）に示すX線撮像装置における空間周波数（cycles/mm）と $SNR^2$ との関係を示すグラフである。

[図6]図6は、図5に示すグラフから算出した、図3（a）に示すX線撮像装置に対する図3（b）に示すX線撮像装置の $SNR^2$ の倍率を示すグラフである。

[図7]図7は、本発明の第2実施形態にかかるX線撮像装置の構成の概略図である。

[図8]図8は、本発明の第3実施形態にかかるX線撮像装置の構成の概略図である。

[図9]図9は、本発明の第4実施形態にかかるX線撮像装置が備える回転機構の構成を説明するための図であり、図9（a）は、係る回転機構を正面から

見た概略図であり、図9（b）は、図9（a）に示す回転機構を側面から見た概略図である。

[図10]図10は、本発明の第5実施形態にかかるX線撮像装置（歯科用X線撮像装置）により被験者の歯列をX線撮像する状態を説明するための概略図であり、図10（a）は、スキャン開始時の状態を示し、図10（b）は、スキャン中の状態を示し、図10（c）は、スキャン終了時の状態を示す。

[図11]図11は、実施例および比較例のX線撮像装置を用いて、被検体（人体の足部ファントム）を撮像して得られるX線画像写真である。

[図12]図12は、実施例および比較例のX線撮像装置を用いて、被検体（歯科用ファントム）を撮像して得られるX線画像写真である。

### 発明を実施するための形態

[0018] 本発明のX線撮像装置は、X線照射部と、X線検出部と、被検体の周りを回転可能に構成された回転体を備えた回転機構と、制御部とを有する。

以下、本発明のX線撮像装置を添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

[0019] <第1実施形態>

図1は、本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置（ただし、台座は除く）の正面図である。図2は、本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置の斜視図である。

[0020] 図1および図2に示すように、本実施形態のX線撮像装置100は、X線管11を含むX線照射部1と、被検体0を挟んでX線管11と対向する位置に配置されたX線検出器21を含むX線検出部2と、X線管11とX線検出器21との間に配置された台座3と、台座3の周りを回転可能に構成された回転体としてのリング状フレーム41を備えた回転機構4と、制御部5とを有する。かかるX線撮像装置100では、台座3上に被検体0が載置され（図2参照）、X線管11から被検体0にX線を照射して、被検体0の透過X線をX線検出器21が検出する。被検体0としては、人体の四肢（手、足）、頭部、胸部、腹部が挙げられる。特に、本実施形態のX線撮像装置100

は、四肢（手、足）の微細構造（骨梁）の撮像に適している。

[0021] （X線照射部）

X線照射部1は、X線管11と、高電圧発生器12と、コリメータ13と、第1の取付部材14とを有している。

X線管11は、被検体OにX線を照射する。X線管11としては、特に限定されないが、熱を分散できるようにターゲットを回転させる回転陽極型X線管を用いることができる。

また、使用するX線管11の焦点の大きさを小さくすることは、後述するX線管11の焦点による半影を小さくし、高解像度化に有効である。しかしながら、X線管11の焦点の大きさを小さくし過ぎないことが好ましい。以上の観点から、X線管11の焦点の大きさは、0.6～1.0mm程度であることが好ましく、0.7～0.9mm程度であることがより好ましい。焦点の大きさが上記範囲内であれば、X線管11の焦点による半影を十分に小さくすることができる。また、十分なX線出力が得られるため、高いSNRが得られるとともに、スキャン時間も短縮することができる。

[0022] 高電圧発生器12は、X線管11に配線接続され、図示しない外部電源からの電力が供給されている。高電圧発生器12は、制御部5の制御の下で、X線管11内の陰極（フィラメント）にフィラメント電流を供給するとともに、陰極と陽極（ターゲット）との間に高電圧を供給（印加）する。

コリメータ13は、X線管11の被写体O側に配置され、X線管11から照射されたX線のX線束をX線検出器21のサイズに合わせて絞るために配置される。

[0023] 第1の取付部材14は、上記X線管11、高電圧発生器12およびコリメータ13をリング状フレーム41に取り付ける機能を有する。第1の取付部材14は、その一端側（図中下側）でリング状フレーム41に固定される。

第1の取付部材14の形状は、他端側（図中上側）の2隅が切欠かれた略四角形をなす板状である。なお、第1の取付部材14の形状は、図1に示す形状に限定されず、X線管11がリング状フレーム41の外側に配置される

形状であればよい。第1の取付部材14の形状は、例えば、円形状、楕円形状、多角形状、台形状等の各種形状であってもよい。第1の取付部材14には、他端側中央にX線管11が取り付けられ、一端側中央にコリメータ13が取り付けられ、X線管11およびコリメータ13の側方に高電圧発生器12が取り付けられる。なお、高電圧発生器12は、後述する第2の取付部材23に取り付けられていてもよい。

[0024] 本実施形態では、X線管11が第1の取付部材14の他端側に取り付けられることにより、X線管11がリング状フレーム41の外側に配置される。X線管11がリング状フレーム41の外側に配置されることにより、X線管11からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離が、その回転中心CからX線検出器21までの距離よりも長くなる。かかる構成では、リング状フレーム41の回転中心CにおけるX線管11の焦点による半影Pを小さくすることができる（なお、半影Pについては、後述する）。そのため、形成されるX線画像に半影Pに伴うボケが生じることを抑制することができる。その結果、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管、歯周組織等の微細構造を十分に描出することが可能な解像特性を有するとともに、優れたSNRを有するX線撮像装置を提供することができる。

[0025] X線管11の焦点からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離X（mm）は、300～1400mm程度であることが好ましく、400～1000mm程度であることがより好ましい。距離Xが上記範囲内であれば、X線管11の焦点から回転中心Cまでの距離が、その回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離よりも十分に長くなる。そのため、X線管11の焦点からX線検出器21の検出面までの距離に対する被検体Oの中心からX線検出器21の検出面までの距離との比率、すなわち、被検体Oの拡大率が小さくなる。被検体Oの拡大率が小さくなることにより、半影Pが小さくなり、X線画像に生じるボケが抑制されて鮮鋭な画像となり、解像特性が向上する。その結果、微細構造を十分に描出することが可能な解像特性を有するX線撮像装置を提供することができる。

[0026] また、X線管11の焦点からリング状フレーム41の外周面までの距離は、50～600mm程度であることが好ましく、100～400mm程度であることがより好ましい。X線管11の焦点からリング状フレーム41の外周面までの距離が上記範囲内であれば、X線管11の回転によって生じる遠心力を抑え、第1の取付部材14への負荷を低減することができ、X線撮像装置100をより安全に使用することができる。また、X線撮像装置100全体としての大きさを十分に抑えることができる。

[0027] (X線検出部)

X線検出部2は、X線検出器21と、データ収集システム22と、第2の取付部材23とを有している。

X線検出器21は、被検体Oを挟んでX線管11と対向する位置に配置され、被検体Oの透過X線を検出する。このようなX線検出器21は、複数の検出器素子が2次元的に配列されて構成されている。より具体的には、複数の検出器素子が、2次元アレイ状に配列されてX線検出器21を構成している。

X線検出器21としては、例えば、間接変換型FPD (Flat Panel Detector)、直接変換型FPD等のデジタルX線検出器が挙げられる。

[0028] 間接変換型FPDは、タリウム活性化ヨウ化セシウム (CsI:Tl)等の蛍光体、アモルファスSiまたはCMOSなどの2次元光センサで形成される検出器素子で構成される。具体的な構成は図示しないが、間接変換型FPDでは、検出器素子に入射したX線の強弱 (X線信号) を、蛍光体で光の強弱 (光信号) に変換する。この光信号はフォトダイオードにより電荷信号に変換され、さらに、それを電圧値または電流値として検出する。

[0029] また、直接変換型FPDは、検出器素子が、蛍光体であるアモルファスセレン (a-Se) に電圧が印加される構造を有する。直接変換型FPDでは、検出器素子に入射したX線信号を、電圧が印加されたa-Seで、負および正の電荷信号に直接変換する以外は、上述した間接変換型FPDと同様に

してX線画像を形成する。

[0030] X線検出器21を構成する検出器素子のサイズは、小さいほど高解像度化に有利であり、0.3mm以下であることが好ましく、0.2mm以下であることがより好ましく、0.1mm以下であることがさらに好ましい。

[0031] X線検出器21で生成された電圧または電流信号は、X線検出器21内で、A/D (Analogue Digital) 変換器 (図示せず) でデジタル化され、データ処理システム22に供給される。

データ処理システム22は、X線検出器21に配線接続され、図示しない外部電源からの電力が供給されている。データ処理システム22は、演算処理装置、記憶装置、送信器および制御装置 (いずれも図示せず) を備えている。データ処理システム22は、供給されたデジタル信号に演算処理を施し、送信器により画像処理装置 (コンピュータ) に送信し、2次元画像 (X線画像) が形成される。

[0032] 第2の取付部材23は、上記X線検出器21およびデータ処理システム22をリング状フレーム41に取り付ける機能を有する。第2の取付部材23は、その中央より一端側 (図中下側) でリング状フレーム41に固定される。

第2の取付部材23の形状は、他端側 (図中上側) の2隅が切欠かれた略四角形をなす板状である。なお、第2の取付部材24の形状は、図1に示す形状に限定されず、円形状、楕円形上、多角形状、台形状等の各種形状であってもよい。第2の取付部材23には、他端側中央にX線検出器21が取り付けられ、一端側にデータ処理システム22が取り付けられる。

[0033] 本実施形態では、X線検出器21が第2の取付部材23の他端側に取り付けられることにより、X線検出器21がリング状フレーム41の内側に配置される。X線検出器21がリング状フレーム41の内側に配置されることにより、X線検出器21がリング状フレーム41上に配置される場合に比べて、リング状フレーム41の回転中心CからX線検出器21までの距離が短くなる。かかる構成では、リング状フレーム41の回転中心CにおけるX線管

11の焦点による半影Pをより小さくすることができる。そのため、形成されるX線画像に半影Pに伴うボケが生じることをより抑制することができる。その結果、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管、歯周組織等の微細構造をより十分に描出することが可能となる。

[0034] リング状フレーム41の回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離Y (mm) は、50～300mm程度であることが好ましく、60～200mm程度であることがより好ましく、70～140mm程度であることがさらに好ましい。距離Yが上記範囲内であれば、回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離が、X線管11の焦点から回転中心Cまでの距離よりも十分に短くなる。そのため、被検体Oの拡大率がより小さくなる。被検体Oの拡大率がより小さくなることにより、半影Pがより小さくなり、X線画像に生じるボケが抑制されてより鮮鋭な画像となり、解像特性が向上する。その結果、微細構造をより十分に描出することが可能な解像特性を有するX線撮像装置を提供することができる。また、距離が上記範囲内であれば、X線検出器21が回転する際に、X線検出器21と被検体Oとの離間状態が確実に担保され、X線撮像装置100をより安全に使用することができる。

[0035] なお、本実施形態では、X線検出器21が、リング状フレーム41の内側に配置されているが、リング状フレーム41上、またはリング状フレーム41の外側に配置されてもよい。

[0036] (台座)

台座3は、図2に示すように、被検体Oをその上に載置する機能を有する。台座3は、長尺状の板材で構成される。このような台座3は、X線管11とX線検出器21との間に配置される。なお、台座3は、台座3上に載置された被検体Oがリング状フレーム41の回転中心Cに位置するように配置されている。

台座3の幅は、載置する被検体の大きさにより適宜変更することが可能である。具体的には、四肢（腕（腕から手までの部分）、脚（膝から爪先までの部分））を被検体とする場合には、台座3の幅が100～200mm程度

であることが好ましく、70～150mm程度であることがより好ましい。また、胸部や腹部を被検体とする場合には、台座3の幅が250～300mm程度であることが好ましい。また、頭部を被検体とする場合には、台座3の幅が100～200mm程度であることが好ましい。

[0037] (回転機構)

回転機構4は、リング状フレーム41と、駆動モータ42とを有している。

リング状フレーム41は、リング状の枠体で構成され、台座3の周りを回転可能に構成されている。リング状フレーム41の回転に伴い、X線照射部1およびX線検出部2が台座3（被検体）の周りを回転する。その際に、X線管21からX線を照射して、X線検出器21が被検体Oを透過したX線を検出することにより、被検体Oの断層画像を撮像することができる。なお、リング状フレーム41の回転方向は特に限定されず、時計回り、または反時計回りのいずれの方向に回転してもよい。

[0038] このようなリング状フレーム41の内径は、台座3に載置する被検体の大きさにより適宜変更することが可能である。具体的には、四肢（腕、脚）を被検体とする場合には、リング状フレーム41の内径が400～800mm程度であることが好ましく、500～600mm程度であることがより好ましい。また、胸部や腹部を被検体とする場合には、リング状フレーム41の内径が600～700mm程度であることが好ましい。また、頭部を被検体とする場合には、リング状フレーム41の内径が400～700mm程度であることが好ましい。

[0039] 駆動モータ42は、図示しない外部電源からの電力が供給されており、データ処理システム22が備える制御装置の制御の下で、リング状フレーム41を台座3の周りに回転させる。このような駆動モータ42としては、例えば、正確に位置と速度とを制御できる観点から、ステッピングモータを用いることができる。

[0040] (制御部)

制御部5は、使用者による指示入力を受けることにより、X線管11からのX線照射（高電圧発生器12からX線管11へのフィラメント電流および高電圧の供給）を制御する。より具体的には、制御部5は、高電圧発生器12を制御して、X線管11からX線を照射する間隔、1回当たりの照射時間、X線管に印加する電圧の大きさ等を変更させる。制御部5は、高電圧発生器12に配線接続される。

本実施形態のX線撮像装置100では、制御部5が第1の取付部材14に取り付けられている。

[0041] (枠体)

また、X線撮像装置100は、さらに、X線照射部1、X線検出部2、台座3、回転機構4および制御部5を内部に収容する枠体70を有している。

枠体70は、各辺が金属性の柱部または梁部で構成されている。また、枠体70は、図1中の正面側の一对の柱部から、枠体70の内側に張り出した金属製の板材で構成された支持部71を備えている。リング状フレーム41は、この支持部71により、枠体70内で回転可能に支持されている。

[0042] 本実施形態のX線撮像装置100では、上述したように、X線管11がリング状フレーム41の外側に配置される。そのため、X線管11からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離が、回転中心CからX線検出器21までの距離よりも長くなることにより、リング状フレーム41の回転中心CにおけるX線管11の焦点による半影Pを小さくすることができる。

[0043] ここで、医療用に用いられる一般的なX線撮像装置（X線CT装置）および本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置のそれぞれの構成におけるリング状フレーム41の回転中心CにおけるX線管11の焦点による半影Pについて説明する。

[0044] 図3(a)は、医療用に用いられる一般的なX線撮像装置（X線CT装置）の構成の概略図であり、図3(b)は、本発明の第1実施形態にかかるX線撮像装置の構成の概略図である。

なお、「半影」とは、X線管の焦点のサイズと、X線管の焦点からX線検

出器の検出面までの距離に対する被検体の中心からX線検出器の検出面までの距離との比率、すなわち、被検体の拡大率とに関係する物性値であり、X線画像に生じるボケの大きさを示す。半影が大きいと、形成されるX線画像がボケて非鮮鋭となり、解像特性を下げる。一方、半影が小さいと、形成されるX線画像に生じるボケが抑制されて鮮鋭な画像となり、解像特性が向上する。

[0045] また、図3(a)および図3(b)に示すX線撮像装置としては、以下の条件のX線撮像装置を用いた。

(図3(a)のX線撮像装置)

X線管の焦点サイズ：0.8mm

検出器素子開口サイズ(検出器素子サイズ)：0.1mm

X線管(焦点)から回転中心までの距離：500mm

X線管(焦点)からX線検出器までの距離：900mm

(図3(b)のX線撮像装置)

X線管の焦点サイズ：0.8mm

検出器素子開口サイズ(検出器素子サイズ)：0.1mm

X線管(焦点)から回転中心までの距離：450mm

X線管(焦点)からX線検出器までの距離：550mm

[0046] ここで、X線管11の焦点の大きさをF(mm)とし、X線管11からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離をX(mm)とし、回転中心CからX線検出器21までの距離をY(mm)としたとき、回転中心CにおけるX線管11の焦点による半影Pは、下記式(1)で表される。

[式1]

$$P = F \times Y / (X + Y) \quad \dots (1)$$

[0047] 医療用に用いられる一般的なX線撮像装置では、X線管11およびX線検出器21が、図3(a)に示すように、リング状フレーム41の平面視でリング状フレーム41と重なるように、またはリング状フレーム41の内側に配置されている。そのため、X線管11からリング状フレーム41の回転中

心Cまでの距離(X)と、リング状フレーム41の回転中心CからX線検出器21までの距離(Y)とが略等しい。そのため、上記式(1)で表される半影P(ボケの大きさ)は、 $F/2 (= F \times Y / (Y + Y))$ に近い値となる。

[0048] X線管11の焦点の大きさFを小さくすることは、半影を小さくし、高解像度化に有効である。しかしながら、X線管に余裕を持って電流を流すことができ、十分なX線出力を得る観点から、X線管11の焦点の大きさFは、0.6~1.0mm程度である事が多い。その結果、一般的なX線撮像装置では、半影Pは、0.3~0.5mm程度となり、骨梁(サイズ:0.15mm)、呼吸細気管支(サイズ:0.3mm)、肺胞管(サイズ:0.1mm)等の微細構造の鮮鋭な画像を得ることは不可能である。

[0049] 一方、本実施形態のX線撮像装置100では、X線管11の焦点からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離(X)が、回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離(Y)よりも長くなることにより、半影Pが、 $F/2$ よりも十分に小さくなる。その結果、形成されるX線画像にボケが生じることを抑制することができ、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管、歯周組織等の微細構造を十分に描出することが可能な解像特性を有するX線撮像装置を提供することができる。

[0050] また、本実施形態のX線撮像装置100では、X線検出器21がリング状フレーム41の内側に配置されるため、回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離(Y)が短い。そのため、距離(X)と距離(Y)との比率がより大きくなり、リング状フレーム41の回転中心CにおけるX線管11の焦点による半影Pをより十分に小さくすることができる。

[0051] さらに、本実施形態のX線撮像装置100では、医療用に用いられる一般的なX線撮像装置に比べて、高い空間周波数領域におけるSNR(信号対雑音比)が優れている。

図4は、図3(a)および(b)に示すX線撮像装置における空間周波数(cycles/mm)とMTFとの関係を示すグラフである。図5は、図

3 (a) および (b) に示す X 線撮像装置における空間周波数 (cycles/mm) と  $SNR^2$  との関係を示すグラフである。図 6 は、図 5 に示すグラフから算出した、図 3 (a) に示す X 線撮像装置に対する図 3 (b) に示す X 線撮像装置の  $SNR^2$  の倍率を示すグラフである。

[0052] X 線撮像装置の  $SNR$  ( $SNR^2(u)$ ) は、解像度を示す指標である  $MTF(u)$  (modulation transfer function) と、ノイズを示す指標である  $NPS(u)$  (noise power spectrum) とを用いて、下記式 (2) で表される。なお、 $SNR^2(u)$ 、 $MTF(u)$  および  $NPS(u)$  は、いずれも、空間周波数 ( $u$ ) の関数である。

[式 2]

$$SNR^2(u) = MTF^2(u) / NPS(u) \quad \dots (2)$$

[0053] また、図 4 ないし図 6 において、横軸の空間周波数 (cycles/mm) は、解像度と関連しており、空間周波数が 1 cycles/mm の  $SNR^2$  は、解像度 0.5 mm 程度における  $SNR^2$  である。また、同様に、空間周波数が 2 cycles/mm の  $SNR^2$  は、解像度 0.25 mm 程度における  $SNR^2$  である。空間周波数が 3 cycles/mm の  $SNR^2$  は、解像度 0.17 mm 程度における  $SNR^2$  である。空間周波数が 4 cycles/mm の  $SNR^2$  は、解像度 0.125 mm 程度における  $SNR^2$  である。空間周波数が 5 cycles/mm の  $SNR^2$  は、解像度 0.1 mm 程度における  $SNR^2$  である。

[0054] 図 4 に示すように、図 3 (a) に示す X 線撮像装置では、半影  $P$  を小さくすることができないため、空間周波数が大きくなるにしたがって、 $MTF(u)$  が急激に減少する。そのため、比較的低い空間周波数 (2.3 cycles/mm 程度) で  $MTF(u)$  がゼロに近づき、その結果、図 5 に示すように、 $SNR^2$  もゼロに近づく。一方、本実施形態 (図 3 (b)) の X 線撮像装置 100 では、半影  $P$  が非常に小さいため、空間周波数が大きくなっても、 $MTF(u)$  がなだらかに減少する。また、 $NPS$  の値は X 線焦点-検出

器間距離の逆2乗で変化するが、拡大率によって決まる係数で相殺され、図3(a)のX線撮像装置とX線撮像装置100とでNPSの値は同一となる。そのため、比較的高い空間周波数であってもMTF(u)が顕著に高いことによりSNR<sup>2</sup>がそれに応じて高くなる(図4および図5参照)。

[0055] したがって、本実施形態のX線撮像装置100は、高い空間周波数(高解像度)におけるSNRが、一般的なX線撮像装置に比べて、優れている。また、図6に示すように、図3(a)に示すX線撮像装置に対する本実施形態(図3(b))のX線撮像装置100のSNR<sup>2</sup>の倍率は、空間周波数が大きくなるにしたがって、急激に大きくなる。具体的には、空間周波数が2.6 cycles/mm程度で、図3(a)に示すX線撮像装置に対する本実施形態(図3(b))のX線撮像装置100のSNR<sup>2</sup>の倍率は、100倍程度となる。

[0056] なお、本実施形態のX線撮像装置100では、X線管11の焦点からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離をX(mm)とし、回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離をY(mm)としたとき、比率X:Yが、9:1~7:3である。また、比率X:Yは、8.8:1.2~7.2:2.8であることが好ましく、8.5:1.5~7.5:2.5であることがより好ましい。

[0057] 比率X:Yが上記範囲内である場合には、X線管11の焦点から回転中心Cまでの距離が、その回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離よりも十分に長くなる。そのため、X線管11の焦点からX線検出器21の検出面までの距離に対する被検体Oの中心からX線検出器21の検出面までの距離との比率、すなわち、被検体Oの拡大率が小さくなる(上記式(1)参照)。被検体Oの拡大率が小さくなることにより、半影Pが非常に小さくなり、形成されるX線画像に生じるボケが抑制されて鮮鋭な画像となる。また、半影Pが非常に小さいため、空間周波数が大きくなっても、MTF(u)をある程度高くすることができる。そのため、従来は十分なSNRが得られなかったような、解像度0.17mm以下の比較的高い空間周波数(3cy

c l e s / m m 以上) であっても十分に優れた S N R を得ることができる ( 上記式 ( 2 ) 、 図 4 および図 5 参照) 。 その結果、 骨梁、 呼吸細気管支、 肺胞管、 歯周組織等の微細構造をより十分に描出することが可能な解像特性を有しながら、 高い空間周波数領域における S N R が特に優れた X 線撮像装置を提供することができる。

[0058] また、 上記式 ( 1 ) で表される半影 P は、 0 . 1 ~ 0 . 2 5 m m 程度であることが好ましく、 0 . 1 2 ~ 0 . 2 0 m m 程度であることがより好ましい。 半影 P が上記範囲内の非常に小さい値である場合には、 形成される X 線画像に生じるボケが抑制されてより鮮鋭な画像を得ることができる。

[0059] なお、 上述した本実施形態の X 線撮像装置 1 0 0 では、 X 線検出器 2 1 がリング状フレーム 4 1 の内側に配置されているが、 リング状フレーム 4 1 の平面視でリング状フレーム 4 1 と重なるように配置することもできる。

[0060] <第 2 実施形態>

図 7 は、 本発明の第 2 実施形態にかかる X 線撮像装置の構成の概略図である。

以下、 第 2 実施形態の X 線撮像装置について、 前記第 1 実施形態の X 線撮像装置との相違点を中心に説明し、 同様の事項については、 その説明を省略する。

[0061] 本実施形態では、 X 線照射部 1 および X 線検出部 2 の構成が異なる以外は、 前述した第 1 実施形態の X 線撮像装置と同様である。

図 7 に示すように、 X 線照射部 1 が、 X 線管 1 1 を移動させる第 1 の移動機構 1 5 を備えている。 かかる第 1 の移動機構 1 5 は、 第 1 の取付部材 1 4 に取り付けられている。 第 1 の移動機構 1 5 は、 X 線管 1 1 が取り付けられるスライド部 1 6 と、 互いに並行に配置された一対のガイド部 1 7 と、 固定部 ( 図示せず) とを備えている。

[0062] スライド部 1 6 は、 ガイド部 1 7 に沿って移動可能に構成されている。 スライド部 1 6 の形状は、 略四角形の板状をなす。 また、 スライド部 1 6 の両側部が、 一対のガイド部 1 7 に摺動可能に挿入されている。 X 線管 1 1 は、

スライド部16の略中央に取り付けられており、スライド部16をガイド部17に沿って摺動させることにより、X線管11を第1の取付部材14の図7中上下方向に移動させることができる。

一对のガイド部17は、それぞれ、第1の取付部材14の上下方向に延在しており、スライド部16の動きをガイドする機能を有している。一对のガイド部17は、その間にスライド部16が挿入されるように離間した状態で、第1の取付部材14の略中央に取り付けられる。

スライド部16は、ガイド部17に沿って摺動し、所望の位置で固定部によりガイド部17に固定される。

[0063] 本実施形態では、第1の移動機構15の動作（スライド部16の摺動）により、X線管11を、リング状フレーム41の回転中心Cに近づけたり、回転中心Cから遠ざけることができる。すなわち、本実施形態では、スライド部16をガイド部17に沿って摺動させて、所望の位置で固定部により固定することにより、X線管11の位置を調整することができる。かかる構成のX線撮像装置100では、X線管11からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離Xと、回転中心CからX線検出器21までの距離Yとの比率X:Yを、被検体のサイズや、所望の解像度に合わせて自由に調整することができる。

なお、スライド部16は、制御部5によって自動で摺動することもできる。この場合、制御部5は、図示しない検知部による被検体Oの大きさや記憶部に記憶された距離(X)に基づいて、スライド部16の上下方向の移動を制御する。これにより、高解像度のX線画像が得られるように、X線管11の位置を適切な位置に簡単に配置することができる。

[0064] さらに、本実施形態では、図7に示すように、X線検出部2が、X線検出器21を移動させる第2の移動機構24を備えており、かかる移動機構24は第2の取付部材23に取り付けられている。第2の移動機構24は、X線検出器21が取り付けられるスライド部25と、互いに並行に配置された一对のガイド部26と、固定部（図示せず）とを備えている。

[0065] スライド部25は、ガイド部26に沿って移動可能に構成されている。スライド部25の形状は、略四角形の板状をなす。また、スライド部25の両側部が、一对のガイド部26に摺動可能に挿入されている。X線検出器21は、スライド部25の上端部側に取り付けられており、スライド部25をガイド部26に沿って摺動させることにより、X線検出器21を第2の取付部材23の図7中上下方向に移動させることができる。

一对のガイド部26は、それぞれ、第2の取付部材23の上下方向に延在しており、スライド部25の動きをガイドする機能を有している。一对のガイド部26は、その間にスライド部25が挿入されるように離間した状態で、第2の取付部材23の略中央に取り付けられる。

スライド部25は、ガイド部26に沿って摺動し、所望の位置で固定部によりガイド部26に固定される。

[0066] 上述した第1の移動機構15と同様に、第2の移動機構24の動作（スライド部25の摺動）により、X線検出器21を、リング状フレーム41の回転中心Cに近づけたり、回転中心Cから遠ざけることができる。すなわち、本実施形態では、スライド部25をガイド部26に沿って摺動させて、所望の位置で固定部により固定することにより、X線検出器21の位置を調整することができる。かかる構成のX線撮像装置100では、比率X：Yを、被検体のサイズや、所望の解像度に合わせてより自由に調整することができる。

なお、スライド部25は、制御部5によって自動で摺動することもできる。この場合、制御部5は、図示しない検知部による被検体Oの大きさや記憶部に記憶された距離（Y）に基づいて、スライド部25の上下方向の移動を制御する。これにより、高解像度のX線画像が得られるように、X線検出器21の位置を適切な位置に簡単に配置することができる。

[0067] 特に、胸部や腹部を被検体Oとする場合には、四肢を被検体Oとする場合に比べて、台座3の幅を大きくする必要がある。その際に、回転するX線検出器21と台座3および被検体Oとが干渉しないように、台座3とX線検出

器との距離を十分に確保する必要がある。このようなケースでは、X線検出器21を、リング状フレーム41の回転中心Cから遠ざけるように位置調整するとともに、X線管11をリング状フレーム41の回転中心Cから遠ざけるように位置調整することにより、所望の比率X：Yを満足させることができる。

[0068] また、四肢の中でも、例えば、指先のように被検体が小さい場合には、X線検出器21を、リング状フレーム41の回転中心Cに近づけるように位置調整するとともに、X線管11をリング状フレーム41の回転中心Cに近づけるように位置調整することにより、所望の比率X：Yを満足させることができる。

なお、上記の説明では、第1の移動機構15および第2の移動機構24を設けて、X線管11およびX線検出器21のいずれもが位置調整できる構成について説明したが、第1の移動機構15および第2の移動機構24のうちの一方のみを設けて、X線管11またはX線検出器21が位置調整できる構成とすることもできる。

[0069] かかる第2実施形態のX線撮像装置によっても、前記第1実施形態のX線撮像装置と同様の作用・効果を生じる。

[0070] <第3実施形態>

図8は、本発明の第3実施形態にかかるX線撮像装置の構成の概略図である。

以下、第3実施形態のX線撮像装置について、前記第1および第2実施形態のX線撮像装置との相違点を中心に説明し、同様の事項については、その説明を省略する。

[0071] 本実施形態では、X線照射部1のX線管11がリング状フレーム41の内側に配置されている以外は、前述した第1実施形態のX線撮像装置と同様である。

[0072] 本実施形態では、図8に示すように、X線管11は、第1の取付け部41を介して、リング状フレーム41の内側に固定される。なお、X線照射部1

は、第1の取付部材14がリング状フレーム41に固定される位置が異なる以外は、前述した第1および第2実施形態と同様である。

[0073] また、本実施形態では、X線管11がリング状フレーム41の内側に配置されているため、前述した第1実施形態で使用するリング状フレーム41よりも大きい内径を有するリング状フレーム41を用いることが好ましい。例えば、四肢（腕、脚）を被検体とする場合には、リング状フレーム41の内径が800～1500mm程度であることが好ましく、800～1200mm程度であることがより好ましい。

[0074] 前述した第1実施形態と同様に、比率X：Yが上記範囲内である場合には、X線管11の焦点から回転中心Cまでの距離が、その回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離よりも十分に長くなる。そのため、本実施形態のように、X線管11がリング状フレーム41の内側に配置されていても、前述した第1実施形態のX線撮像装置100と同様の作用効果が得られる。

[0075] <第4実施形態>

図9は、本発明の第4実施形態にかかるX線撮像装置が備える回転機構の構成を説明するための図であり、図9(a)は、係る回転機構を正面から見た概略図であり、図9(b)は、図9(a)に示す回転機構を側面から見た概略図である。

以下、第4実施形態のX線撮像装置について、前記第1ないし第3実施形態のX線撮像装置との相違点を中心に説明し、同様の事項については、その説明を省略する。

[0076] 本実施形態では、回転機構が異なる以外は、前述した第1実施形態と同様である。重複部分については省略する。前述した回転機構4が備える回転体として、リング状フレーム41の代わりに、アーム43を用いる。なお、図9では、アーム43が時計回りに回転する構成が示されているが、これに限定されず、アーム43が反時計回りに回転する構成であってもよい。

本実施形態の回転機構4は、アーム43と、アーム43を駆動（回転）さ

せる駆動モータ44とを有している。

[0077] アーム43は、長尺状の板材で構成され、台座3の上部を回転可能に構成されている。アーム43は、その両端部にX線照射部1およびX線検出部2が取り付けられている。アーム43の回転に伴い、X線照射部1およびX線検出部2が台座3（被検体）の周りを回転する。その際に、X線管21からX線を照射して、X線検出器21が被検体Oを透過したX線を検出することにより、被検体Oの断層画像を撮像することができる。

[0078] このようなアーム43の長さは、台座3に載置する被検体の大きさにより適宜変更することが可能である。具体的には、四肢（腕、脚）を被検体とする場合には、アーム43の長さが400～800mm程度であることが好ましく、500～700mm程度であることがより好ましい。また、胸部や腹部を被検体とする場合には、アーム43の長さが700～1000mm程度であることが好ましい。また、頭部を被検体とする場合には、アーム43の長さが400～700mm程度であることが好ましい。

[0079] 本実施形態において、X線照射部1は、棒状の第1の取付部材14を有し、X線検出部2は、棒状の第2の取付部材23を有する。

第1の取付部材14は、アーム43の一方の端部に固定される基端と、X線管11が取り付けられる先端とを有する。また、第2の取付部材23は、アーム43の他方の端部に固定される基端と、X線検出器21が取り付けられる先端とを有する。

なお、図示しないが、X線照射部1の高電圧発生器12およびコリメータ13は、アーム43の一方の端部側に設けられている。また、図示しないが、X線検出部2のデータ収集システム22は、アーム43の他方の端部側に設けられている。

[0080] 駆動モータ44は、図示しない外部電源からの電力が供給されており、データ処理システム22が備える制御装置の制御の下で、アーム43を台座3の上部で回転させる。このような駆動モータ44としては、前述した駆動モータ42と同様のモータを用いることができ、例えば、ステッピングモータ

を用いることができる。

なお、駆動モータ44は、図示しない枠体に固定されている。駆動モータ44が回転することにより、この枠体に対してアーム43が台座3の上部を回転する。

[0081] 前述した第1実施形態と同様に、比率 $X : Y$ が上記範囲内である場合には、X線管11の焦点から回転中心Cまでの距離が、その回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離よりも十分に長くなる。そのため、前述した第1実施形態のX線撮像装置100と同様の作用効果が得られる。

[0082] また、リング状フレーム41の代わりにアーム43を用いることにより、回転機構4の軽量化が図られる。また、本実施形態のX線撮像装置100は、作動させない状態では、リング状フレーム41を用いるX線撮像装置100に比べて設置面積が小さい。そのため、X線撮像装置100の保管場所の省スペース化を図ることができる。

[0083] また、第1の取付部材14および第2の取付部材23は、それぞれ、アーム43の長手方向に移動可能に構成されていてもよい。第1の取付部材14および第2の取付部材23がアーム43の長手方向に移動可能であれば、構成X線管11からリング状フレーム41の回転中心Cまでの距離 $X$ と、回転中心CからX線検出器21までの距離 $Y$ との比率 $X : Y$ を、被検体のサイズや、所望の解像度に合わせて自由に調整することができる。

[0084] <第5実施形態>

図10は、本発明の第5実施形態にかかるX線撮像装置（歯科用X線撮像装置）により被験者の歯列をX線撮像する状態を説明するための概略図であり、図10（a）は、スキャン開始時の状態を示し、図10（b）は、スキャン中の状態を示し、図10（c）は、スキャン終了時の状態を示す。

以下、第5実施形態のX線撮像装置について、前記第1ないし第4実施形態のX線撮像装置との相違点を中心に説明し、同様の事項については、その説明を省略する。

[0085] 本実施形態では、前述した第1実施形態のX線撮像装置100を、被検体

として被験者Oの歯列O1を含む頭部を撮像する歯科用X線撮像装置として用いる場合について説明する。

前述した各実施形態のX線撮像装置100では、リング状フレーム41の回転に伴い、X線照射部1およびX線検出部2が台座3の周りを1回転することが可能な構成となっている。これに対して、本実施形態のX線撮像装置100では、リング状フレーム41の回転が制限されることにより、X線照射部1およびX線検出部2が台座3の周りを約半回転するように構成されていることが好ましい。

以下、本実施形態のX線撮像装置100による被験者の歯列を含む頭部のX線撮像について説明する。

[0086] 図10(a)は、X線撮像装置100によるスキャン開始時の状態を示す。本実施形態では、被験者の歯列O1の中心がリング状フレーム41の回転中心Cに位置するように被験者の頭部が配置される。なお、図10の構成では、台座3を使用していないが、スキャン中に被験者の頭部が動かないように、台座3で被験者の後頭部O2を支えるようにすることもできる。

[0087] X線照射部1は、X線管11の焦点の大きさに依存するファン角(開度): $\alpha$ 度を考慮して初期位置が設定される。具体的には、まず、図10(b)において、回転中心Cを通り、X線検出器21の検出面に平行な直線を、直線Lと定義する。X線照射部1は、X線管11の焦点と回転中心Cとを結ぶ直線と、直線Lとのなす角度が $\alpha/2$ 度となるように直線Lの反時計回り方向に位置している。ファン角が10度である場合には、X線照射部1およびX線検出部2は、直線Lよりも反時計回りに5度回転した位置に初期位置が設定される。

[0088] X線撮像装置100によるスキャン中は、図10(b)に示すように、X線照射部1とX線検出部2とが、時計回りに回転しながら、歯列O1の断層画像を撮像する。

その後、図10(c)に示すように、X線照射部1が、直線Lよりも時計回りに $\alpha/2$ 度回転した位置に到達した時点で、X線撮像装置100による

スキャンが終了する。ファン角が10度である場合には、X線照射部1が、直線Lよりも時計回りに5度回転した位置でスキャンが終了する。

[0089] したがって、本実施形態では、制御部5は、X線照射部1およびX線検出部2が時計回りに $(180 + \alpha)$  ( $= \alpha / 2 + 180 + \alpha / 2$ )度回転させるように、リング状フレーム41の回転を制御する。このように、約半回転 ( $\alpha = 10$ 度のとき、190度)でのスキャン法はハーフスキャン法と呼ばれる。

[0090] 図10(a)～図10(c)に示すように、X線撮像装置100によるX線撮像は、X線検出器21が常に被験者Oの歯列O1に近接した状態で行われる。また、X線検出器21が被験者Oの後頭部O2側に回転することが制御部5により制限されているため、X線検出器21を回転中心Cの近くに配設することができる。

[0091] 従来の歯科用X線撮像装置では、X線管およびX線検出器が患者の頭部の周りを1回転するように構成されている。このような歯科用X線撮像装置では、X線管の焦点による半影を小さくするために、X線検出器が患者の歯列に近い位置を回転するように構成すると、X線検出器の回転時にX線検出器が患者の後頭部に衝突する。そのため、回転中のX線検出器が患者の後頭部と衝突しないように、X線検出器の回転半径を大きく設定する必要がある。しかしながら、このような構成では、患者の歯列から離れた位置でX線検出器がX線を検出するため、X線管の焦点による半影を小さくすることができず、形成されるX線画像がボケてしまい、解像特性を下げる。また、かかる構成では、高い空間周波数領域におけるSNRを十分に高くすることができない。

[0092] 一方、本実施形態のX線撮像装置100では、ハーフスキャン法を用いたX線撮像を行うため、X線検出器21をリング状フレーム41の回転中心Cの近く、すなわち、被験者Oの歯列O1に近接した位置に配設することができる。そのため、前述したように、X線管11の焦点から回転中心Cまでの距離が、その回転中心CからX線検出器21の検出面までの距離よりも十分

に長くなる。その結果、前述した第1実施形態のX線撮像装置100と同様の作用効果が得られる。

なお、第1実施形態のX線撮像装置100の代わりに、前述した第2ないし第4実施形態のX線撮像装置100を用いた場合でも、ハーフスキャン法を用いたX線撮像を行うことにより上述した作用効果が得られる。

なお、図10では、リング状フレーム41が時計回りに回転する構成が示されているが、X線照射部1の位置とX線検出器2の位置を入れ替えて、リング状フレーム41が反時計回りに回転する構成であってもよい。

[0093] 以上、本発明のX線撮像装置を図示の実施形態に基づいて説明したが、本発明は、これに限定されず、各構成は、同様の機能を発揮し得る任意の部材と置換することができ、あるいは、任意の構成の部材を付加することができる。

## 実施例

[0094] 次に、本発明のX線撮像装置を用いて撮像されるX線画像について、以下に示す具体的な実施例に基づいて説明する。

[0095] (実施例)

前述した条件を満足する図3(b)に示すX線撮像装置を準備した。

(比較例)

前述した条件を満足する図3(a)に示すX線撮像装置を準備した。

[0096] [X線画像評価(足部ファントム)]

実施例(図3(b))および比較例(図3(a))のX線撮像装置により、人体の足部ファントム(人体の踵から爪先部分に相当)のX線撮影を行い、得られたX線画像を評価した。なお、X線管球のX線照射条件は、管電圧:80kV、管電流(フィラメント電流):7mA、照射時間:5000msであった。その結果を、図11に示す。

[0097] [X線画像評価(歯科用ファントム)]

実施例(図3(b))および比較例(図3(a))のX線撮像装置により、図10(a)に示すスキャン開始位置から図10(c)に示すスキャン終

了位置までハーフスキャン法を用いた歯科用ファントムのX線撮影を行い、得られたX線画像を評価した。なお、X線管球のX線照射条件は、管電圧：80kV、管電流（フィラメント電流）：7mA、照射時間：5000msecであった。その結果を、図12に示す。

[0098] 図11は、実施例および比較例のX線撮像装置を用いて、被検体（人体の足部ファントム）を撮像して得られるX線画像写真である。図12は、実施例および比較例のX線撮像装置を用いて、被検体（歯科用ファントム）を撮像して得られるX線画像写真である。

[0099] 図11に示すように、人体の足部ファントムについては、実施例のX線撮像装置を用いることにより、ボケがほとんど確認されず、骨梁（サイズ：0.15mm）を明瞭に描出したX線画像を得ることができた。一方、比較例のX線撮像装置を用いた場合には、ボケが生じた不鮮鋭なX線画像が形成されてしまい、骨梁が明瞭に描出されなかった。

また、図12に示すように、歯科用ファントムにおいても、実施例のX線撮像装置を用いることにより、ボケがほとんど確認されず、歯槽骨等の歯周組織、歯髄等を明瞭に描出したX線画像を得ることができた。一方、比較例のX線撮像装置を用いた場合には、ボケが生じた不鮮鋭なX線画像が形成されてしまい、歯槽骨等の歯周組織、歯髄等が明瞭に描出されなかった。

### 産業上の利用可能性

[0100] 本発明によれば、X線管がリング状フレームの外側に配置されることにより、X線管からリング状フレームの回転中心までの距離が、その回転中心からX線検出器までの距離よりも長くなる。かかる構成では、リング状フレームの回転中心におけるX線管の焦点による半影を小さくすることができるため、形成されるX線画像に半影に伴うボケが生じることを抑制することができる。その結果、骨梁、呼吸細気管支、肺胞管、歯周組織等を十分に描出することが可能な解像特性を有するとともに、優れたSNRを有するX線撮像装置を提供することができる。したがって、本発明は、産業上の利用可能性を有する。

## 符号の説明

- [0101] 1 … X線照射部  
1 1 … X線管  
1 2 … 高電圧発生器  
1 3 … コリメータ  
1 4 … 第1の取付部材  
1 5 … 第1の移動機構  
1 6 … スライド部  
1 7 … ガイド部  
2 … X線検出部  
2 1 … X線検出器  
2 2 … データ処理システム  
2 3 … 第2の取付部材  
2 4 … 第2の移動機構  
2 5 … スライド部  
2 6 … ガイド部  
3 … 台座  
4 … 回転機構  
4 1 … リング状フレーム  
4 2 … 駆動モータ  
4 3 … アーム  
4 4 … 駆動モータ  
5 … 駆動部  
7 0 … 枠体  
7 1 … 支持部  
1 0 0 … X線撮像装置  
O … 被検体（被験者）  
O 1 … 歯列

○ 2 …後頭部

C …リング状フレームの回転中心

L …直線

## 請求の範囲

- [請求項1] 被検体にX線を照射するX線管を含むX線照射部と、  
前記被検体を挟んで前記X線管と対向する位置に配置され、前記被検体の透過X線を検出するX線検出器を含むX線検出部と、  
前記被検体の周りを回転可能に構成された回転体を備えた回転機構と、  
前記回転体の回転と、前記X線管からのX線照射とを制御する制御部とを有し、  
前記X線照射部と、前記X線検出部とは、前記回転体に取り付けられ、  
前記X線管の焦点から前記回転体の回転中心までの距離をX (mm) とし、前記回転中心から前記X線検出器の検出面までの距離をY (mm) としたとき、比率X : Yが9 : 1 ~ 7 : 3であることを特徴とするX線撮像装置。
- [請求項2] 前記回転体は、リング状フレームである請求項1に記載のX線撮像装置。
- [請求項3] 前記X線照射部は、前記リング状フレームに固定するための第1の取付部材をさらに有し、  
前記X線管は、前記リング状フレームの前記外側に位置するように前記第1の取付部材に取り付けられている請求項2に記載のX線撮像装置。
- [請求項4] 前記X線検出部は、前記リング状フレームに固定するための第2の取付部材をさらに有し、  
前記X線検出器は、前記リング状フレームの内側に位置するように前記第2の取付部材に取り付けられている請求項2または3に記載のX線撮像装置。
- [請求項5] 前記X線管は、前記第1の取付部材に移動可能に取り付けられている請求項3に記載のX線撮像装置。

[請求項6] 前記X線検出器は、前記第2の取付部材に移動可能に取り付けられている請求項4に記載のX線撮像装置。

[請求項7] 前記X線管の焦点の大きさをF (mm)とし、前記X線管の焦点から前記回転体の回転中心までの距離をX (mm)とし、前記回転中心から前記X線検出器の検出面までの距離をY (mm)としたとき、下記式(1)で表される前記回転中心における前記焦点による半影Pが、0.1~0.25mmである請求項1ないし3のいずれか1項に記載のX線撮像装置。

[式1]

$$P = F \times Y / (X + Y) \quad \dots (1)$$

[請求項8] 前記X線管の焦点の大きさが、0.6~1.0mmである請求項7に記載のX線撮像装置。

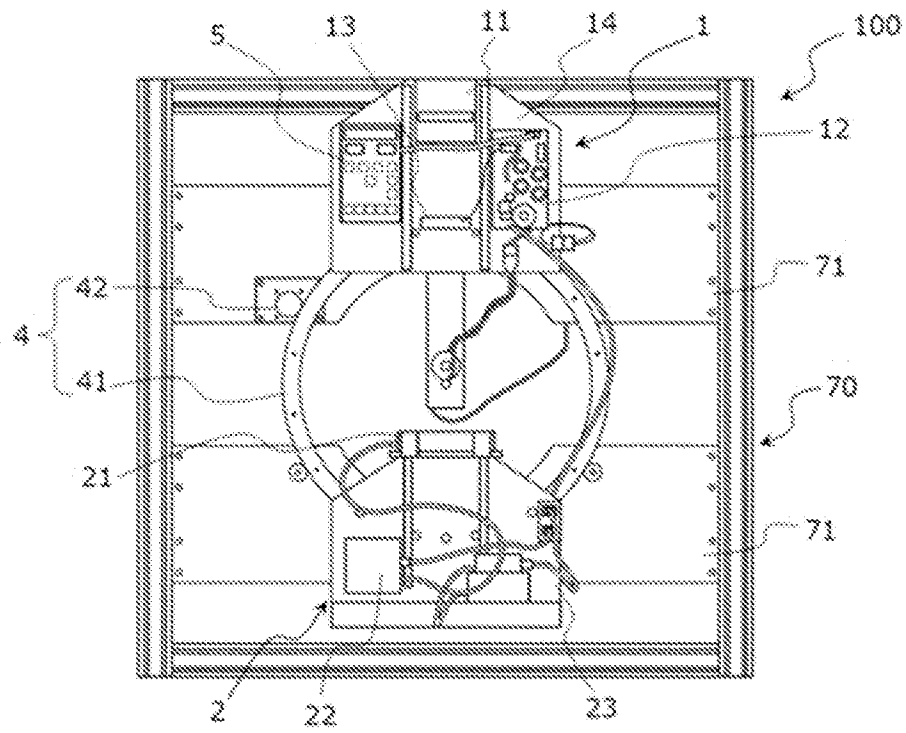
[請求項9] 前記回転体の回転中心から前記X線検出器の検出面までの距離Y (mm)は、70~140mmである請求項1ないし3のいずれか1項に記載のX線撮像装置。

[請求項10] 前記X線管と前記X線検出器との間に配置され、前記被検体が載置される台座をさらに有する請求項1ないし3のいずれか1項に記載のX線撮像装置。

[請求項11] 前記被検体は、被験者の歯列を含む頭部であり、  
前記制御部は、前記X線検出器が前記被験者の前記歯列に近接した状態を維持したまま、前記回転体を半回転させるように制御する請求項1ないし3のいずれか1項に記載のX線撮像装置。

[請求項12] 前記X線管のファン角を $\alpha$  (度)としたときに、前記制御部は、前記回転体が $(180 + \alpha)$ 度回転するように制御する請求項11に記載のX線撮像装置。

[図1]

**FIG.1**

[図2]

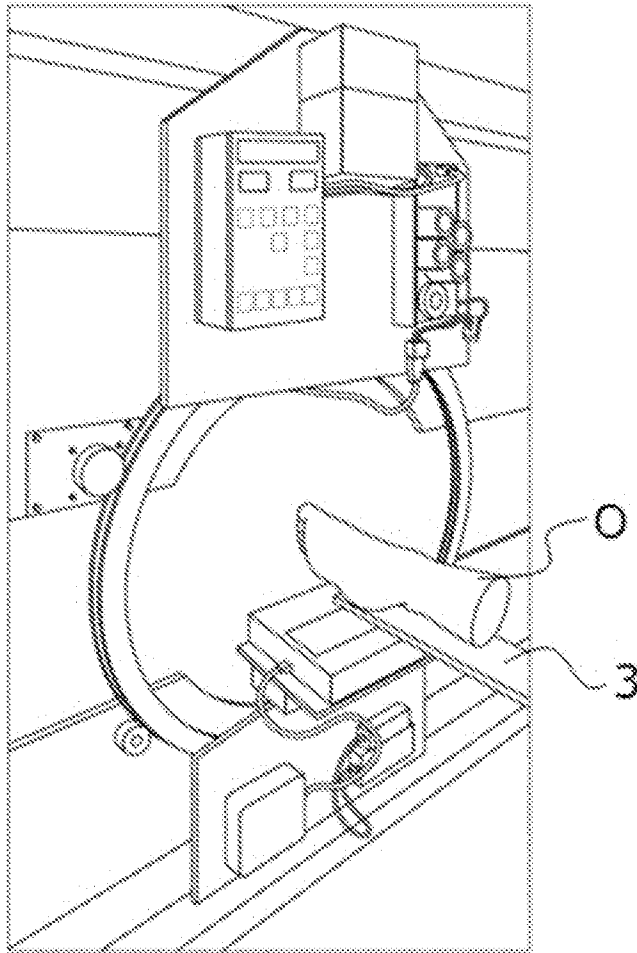


FIG. 2

[図3]

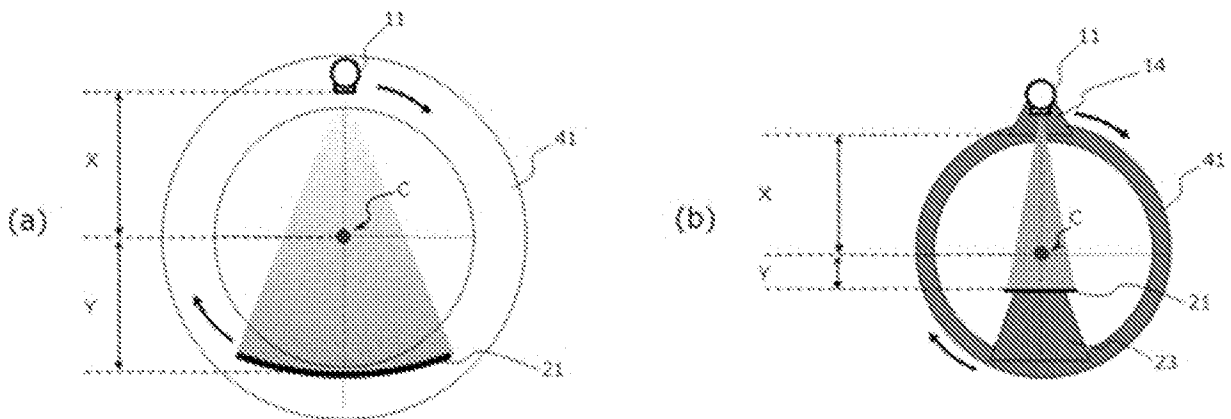


FIG. 3

[図4]

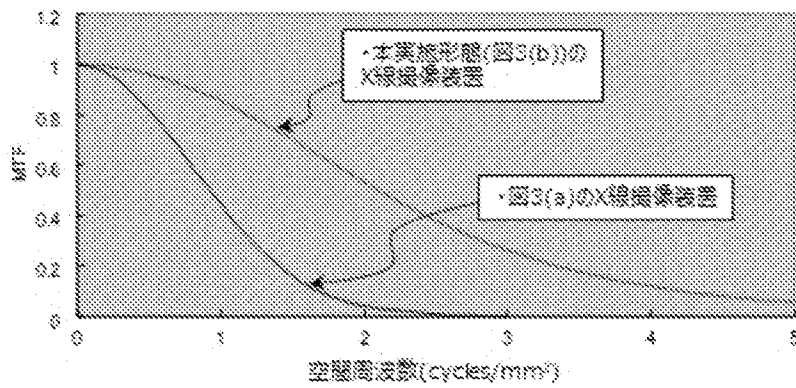


FIG.4

[図5]

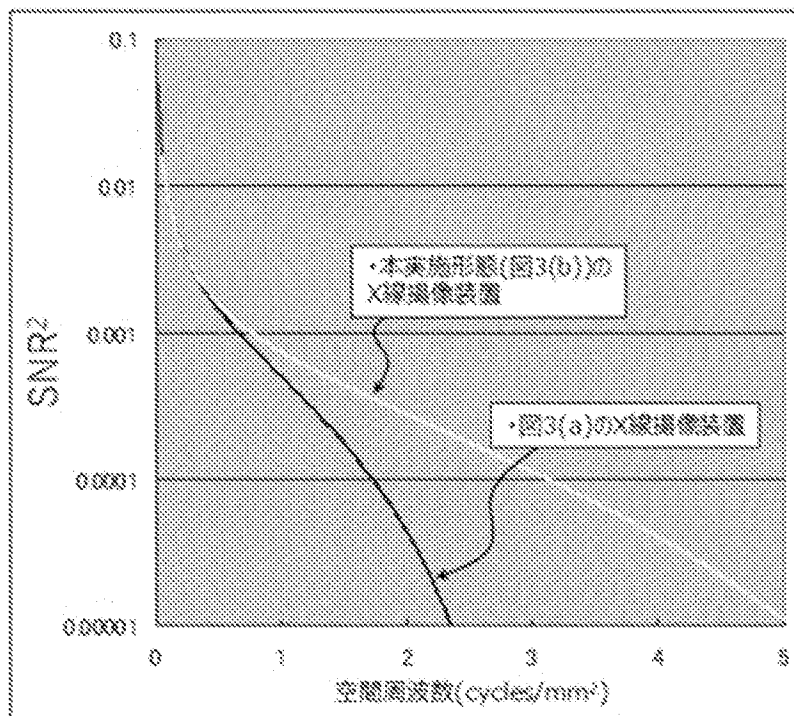


FIG.5

[図6]

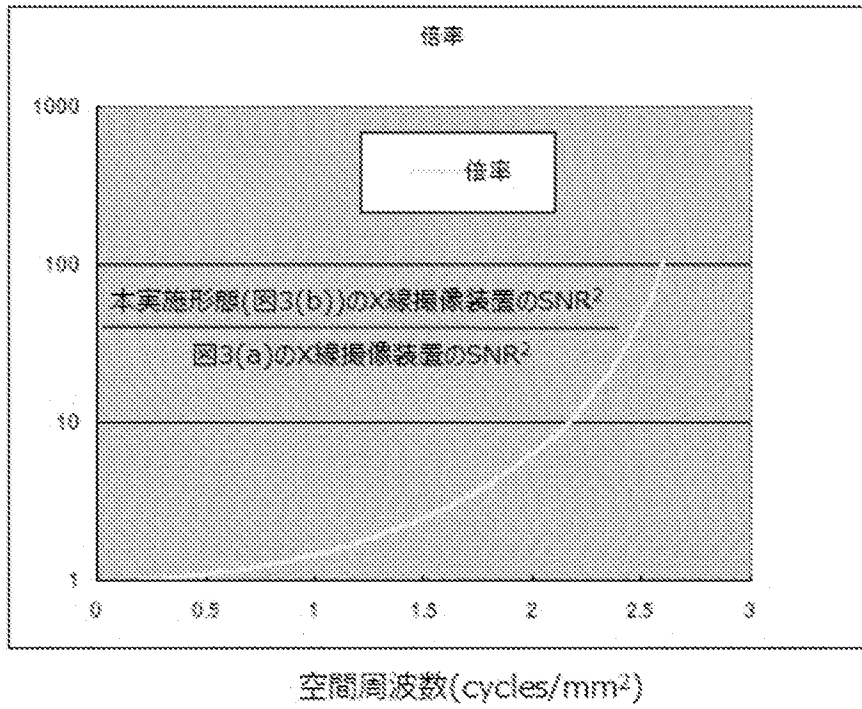


FIG.6

[図7]

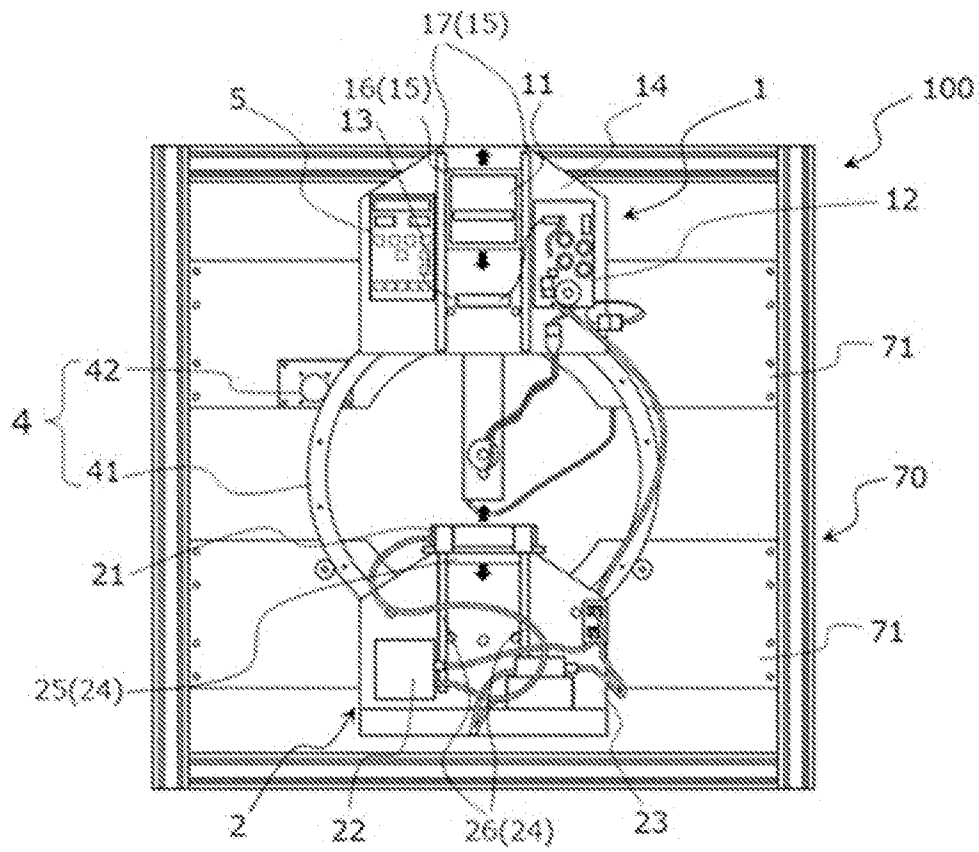


FIG. 7

[図8]

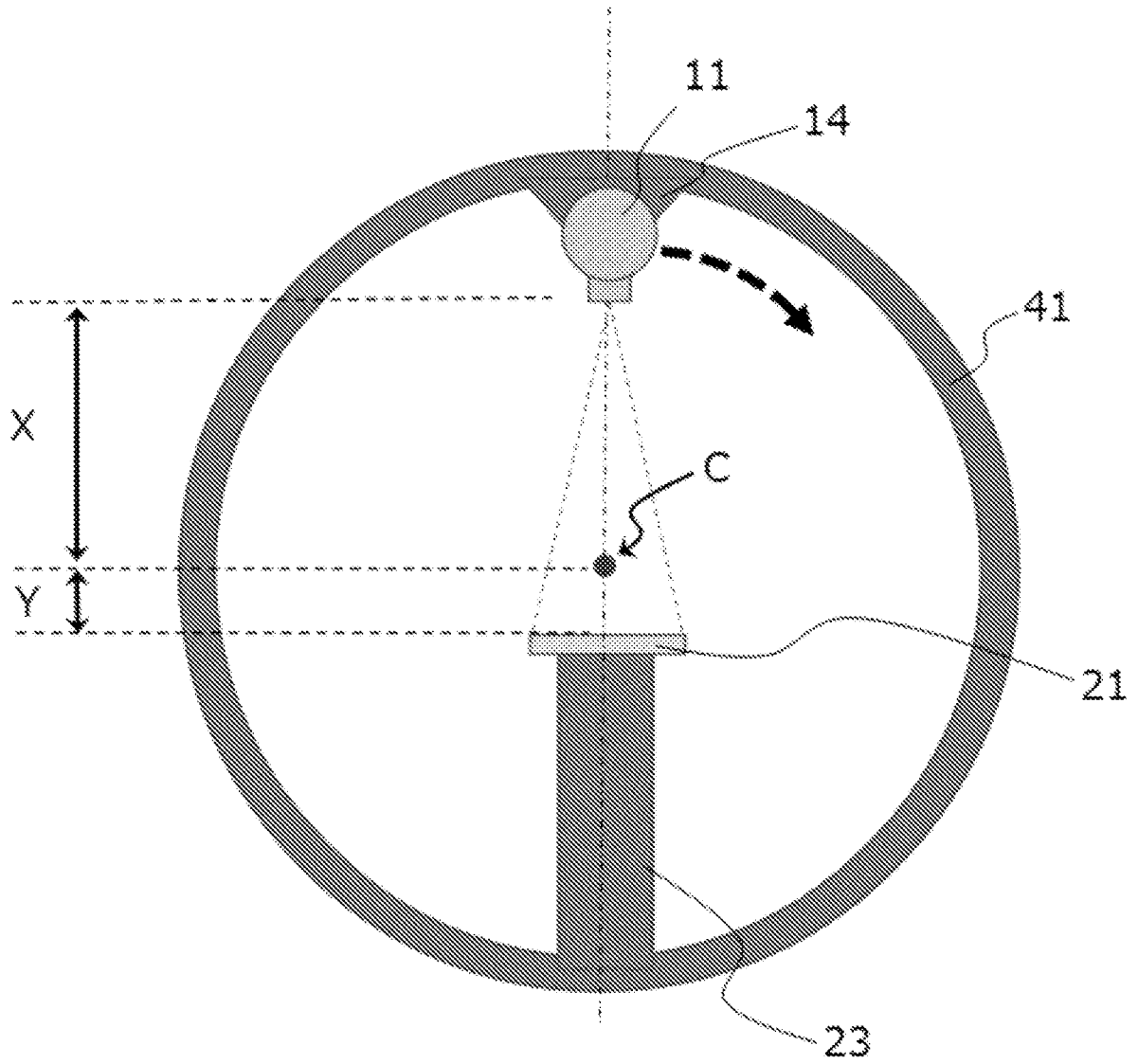


FIG. 8

[図9]

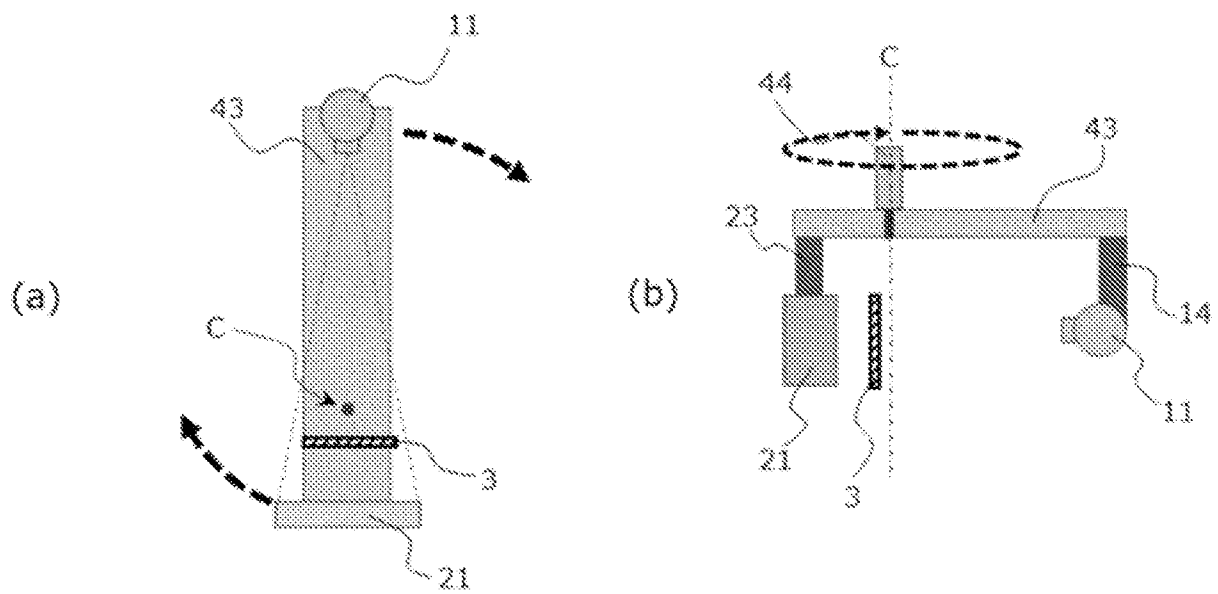
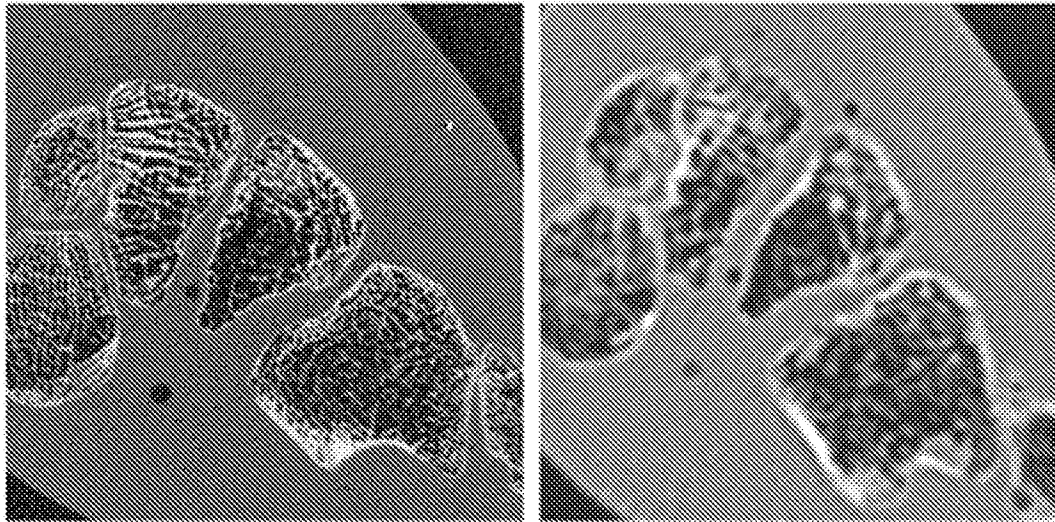


FIG. 9



[圖11]

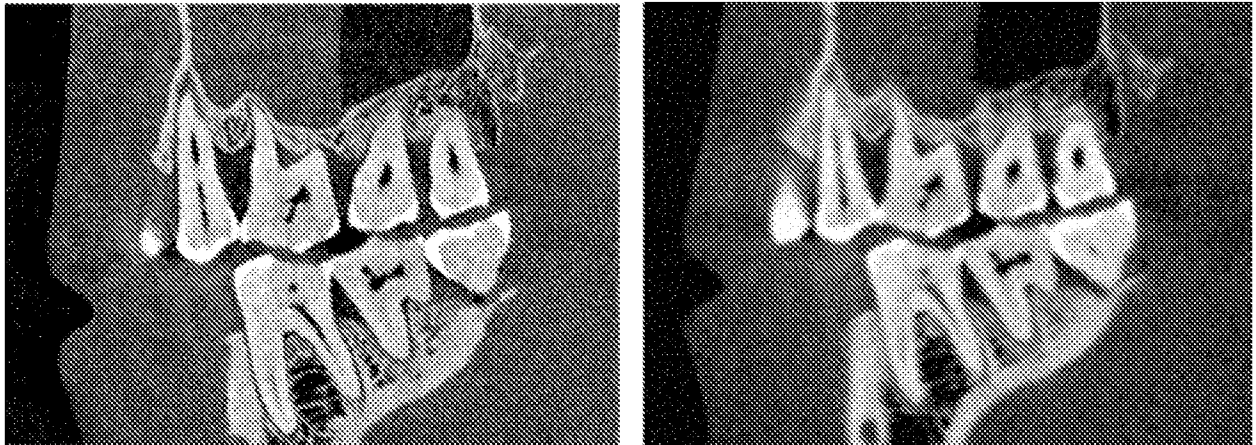


実施例

比較例

FIG.11

[圖12]



実施例

比較例

FIG.12

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/025765

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 6/03(2006.01)i FI: A61B6/03 321Z		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
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 1971-2023 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 51-39492 Y1 (SHIMADZU CORP) 27 September 1976 (1976-09-27) columns 1-4, drawings	1, 10
Y	columns 1-4, drawings	2-9, 11-12
Y	JP 2021-159233 A (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES) 11 October 2021 (2021-10-11) paragraphs [0009]-[0032], fig. 2-6	2-9, 11-12
Y	JP 2022-82215 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP) 01 June 2022 (2022-06-01) paragraph [0043]	11-12
A	JP 2022-509859 A (ACCURAY INC) 24 January 2022 (2022-01-24)	1-12
A	JP 54-13786 A (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO) 01 February 1979 (1979-02-01)	1-12
A	JP 2019-209046 A (MORITA MFG) 12 December 2019 (2019-12-12)	1-12
A	CN 105167796 A (ZHEJIANG UNIVERSITY) 23 December 2015 (2015-12-23)	1-12
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 <b>10 August 2023</b>		Date of mailing of the international search report <b>22 August 2023</b>
Name and mailing address of the ISA/JP <b>Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan</b>		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/JP2023/025765**

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 51-39492 Y1	27 September 1976	(Family: none)	
JP 2021-159233 A	11 October 2021	US 2021/0298710 A1 paragraphs [0011]-[0037], fig. 2-6	
		CN 113456096 A	
		KR 10-2021-0122129 A	
		TW 202137934 A	
JP 2022-82215 A	01 June 2022	(Family: none)	
JP 2022-509859 A	24 January 2022	US 2020/0170585 A1	
		WO 2020/112671 A1	
		CN 113164129 A	
JP 54-13786 A	01 February 1979	(Family: none)	
JP 2019-209046 A	12 December 2019	US 2019/0374181 A1	
		EP 3578105 A1	
		CN 110575189 A	
CN 105167796 A	23 December 2015	(Family: none)	

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 321Z		
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 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023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
X	JP 51-39492 Y1（株式会社島津製作所）27.09.1976（1976-09-27） 第1欄-第4欄，図面	1, 10
Y	第1欄-第4欄，図面	2-9, 11-12
Y	JP 2021-159233 A（住友重機械工業株式会社）11.10.2021（2021-10-11） 段落 [0009] - [0032]，図2-6	2-9, 11-12
Y	JP 2022-82215 A（キヤノンメディカルシステムズ株式会社）01.06.2022（2022-06-01） 段落 [0043]	11-12
A	JP 2022-509859 A（アキュレイ インコーポレイテッド）24.01.2022（2022-01-24）	1-12
A	JP 54-13786 A（東京芝浦電気株式会社）01.02.1979（1979-02-01）	1-12
A	JP 2019-209046 A（株式会社モリタ製作所）12.12.2019（2019-12-12）	1-12
A	CN 105167796 A（浙江大学）23.12.2015（2015-12-23）	1-12
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的な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 10.08.2023	国際調査報告の発送日 22.08.2023	
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） 蔵田 真彦 2U 3602 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/JP2023/025765

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 51-39492 Y1	27.09.1976	(ファミリーなし)	
JP 2021-159233 A	11.10.2021	US 2021/0298710 A1 段落 [0011] - [0037] , 図 2-6 CN 113456096 A KR 10-2021-0122129 A TW 202137934 A	
JP 2022-82215 A	01.06.2022	(ファミリーなし)	
JP 2022-509859 A	24.01.2022	US 2020/0170585 A1 WO 2020/112671 A1 CN 113164129 A	
JP 54-13786 A	01.02.1979	(ファミリーなし)	
JP 2019-209046 A	12.12.2019	US 2019/0374181 A1 EP 3578105 A1 CN 110575189 A	
CN 105167796 A	23.12.2015	(ファミリーなし)	