

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号

特開2024-104085

(P2024-104085A)

(43)公開日 令和6年8月2日(2024.8.2)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/40 (2024.01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 D	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2024.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 D	
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全21頁)

(21)出願番号	特願2023-8123(P2023-8123)	(71)出願人	320011683 富士フィルムヘルスケア株式会社 千葉県柏市新十余二 2 番地 1
(22)出願日	令和5年1月23日(2023.1.23)	(74)代理人	110000888 弁理士法人山王坂特許事務所
		(72)発明者	高橋 勲 千葉県柏市新十余二 2 番地 1 富士フイルムヘルスケア株式会社内
		(72)発明者	松崎 和喜 千葉県柏市新十余二 2 番地 1 富士フイルムヘルスケア株式会社内
		(72)発明者	山川 恵介 千葉県柏市新十余二 2 番地 1 富士フイルムヘルスケア株式会社内
		(72)発明者	中村 正

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 X線撮影装置、および、X線撮影方法

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 X線管の支柱を回転させることなく、術中にリアルタイムに処置具の3次元位置を把握可能なX線撮影装置を提供する。

【解決手段】 天板に搭載された被検体のターゲット部位にX線を照射する位置に第1 X線管を配置し、第1 X線管と天板とを結ぶ軸を中心とする円軌道に沿って第2 X線管を回動させて、第2 X線管を配置する。第1 X線管から被検体にX線を照射し、第1 X線画像を取得する。第2 X線管から、被検体にX線を照射し、第2 X線画像を取得する。第1 X線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、第2 X線画像に含まれる前記特徴部位の像の位置とを用いて、所定の特徴部位の像の3次元位置を算出する。

【選択図】 図1

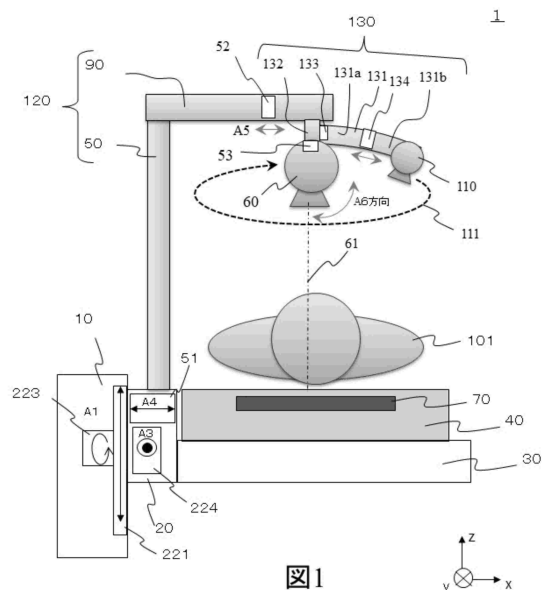


図1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を搭載する天板と、前記被検体に X 線を照射する第 1 X 線管と、前記第 1 X 線管を支持する第 1 支持部と、前記被検体に X 線を照射する第 2 X 線管と、前記第 2 X 線管を支持する第 2 支持部と、前記第 1 X 線管および第 2 X 線管が照射し、前記被検体を通過した X 線を検出する X 線検出器と、演算部とを有し、

前記演算部は、前記 X 線検出器が前記第 1 X 線管の照射した X 線を検出した出力から第 1 X 線画像を取得し、前記 X 線検出器が前記第 2 X 線管の照射した X 線を検出した出力から第 2 X 線画像を取得し、前記第 1 X 線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、前記第 2 X 線画像に含まれる前記特徴部位の像の位置とを用いて、前記所定の特徴部位の像の 3 次元位置を算出し、

前記第 2 支持部は、前記第 1 X 線管と前記天板とを結ぶ軸を中心とする円軌道に沿って、前記第 2 X 線管を回動可能に支持する機構を含む、
ことを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記第 2 支持部は、基部と先端とを有するアームと、支持軸と、回転機構とを含み、

前記支持軸は、前記第 1 支持部の前記第 1 X 線管を支持する位置に設けられ、

前記アームの前記基部は、前記支持軸によって支持され、

前記アームの先端には、前記第 2 X 線管が備えられ、

前記支持軸には、前記アームの前記基部を当該支持軸を中心に回転させる回転機構が備えられている

ことを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記第 2 支持部には、前記第 2 X 線管の位置を前記円軌道に沿って変化させる駆動部が備えられている

ことを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記第 2 支持部は、前記円軌道の半径を変化させる機構部を備える

ことを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の X 線撮影装置であって、

前記アームには、当該アームを軸方向に伸縮させることにより、前記円軌道の半径を変化させる伸縮機構が備えられていることを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、前記被検体に X 線を照射する第 3 X 線管と、前記第 3 X 線管を支持する第 3 支持部とをさらに有し、

前記第 3 支持部は、前記第 3 X 線管を、前記第 1 X 線管を通る軸を中心とすだ円軌道にそって回動可能に支持している、

ことを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記第 2 X 線管の前記 X 線検出器への X 線の最大照射領域は、前記第 1 X 線管の前記 X 線検出器への X 線の最大照射領域よりも小さいことを特徴する X 線撮影装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記第 2 X 線管の X 線の最大出力は、前記第 1 X 線管の X 線の最大出力よりも小さいことを特徴する X 線撮影装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記演算部は、前記第 1 X 線画像と第 2 X 線画像に含まれる所定の特徴部位の像を抽出検出する抽出部と、前記第 1 X 線画像と前記第 2 X 線画像に含まれる前記特徴部位の像の位置とを用いて、前記特徴部位の 3 次元位置を算出する 3 次元位置算出部とを含むことを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、

前記演算部は、前記第 1 X 線画像または前記第 2 X 線画像に含まれる予め定めたターゲットと脊椎の位置を検出するか、または、前記ターゲットと脊椎の位置をユーザから受け付け、前記ターゲットと脊椎の位置が重なっている場合、前記被検体の中心軸から左右方向にずれた位置に前記第 2 X 線管を配置するように促す表示を表示部に表示することを特徴とする X 線撮影装置。

10

【請求項 11】

請求項 3 に記載の X 線撮影装置であって、

前記演算部は、前記第 2 X 線画像に含まれる前記特徴部位の位置に応じて、前記第 2 X 線管を移動させるよう前記駆動部を駆動させ、前記第 2 X 線画像の視野を前記特徴部位の移動に追従させることを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の X 線撮影装置であって、前記 X 線検出器の上に配置された複数の凸条を平行に並べたグリッドと、前記グリッドを主平面内で回転させる回転駆動部とをさらに備え、

20

前記回転駆動部は、前記第 2 X 線管の前記円軌道上の位置に応じて前記グリッドを回転させることを特徴とする X 線撮影装置。

【請求項 13】

天板に搭載された被検体のターゲット部位に X 線を照射する位置に第 1 X 線管を配置し、前記第 1 X 線管と前記天板とを結ぶ軸を中心とする円軌道に沿って第 2 X 線管を回動させて、前記第 2 X 線管を配置し、

第 1 X 線管から被検体に X 線を照射し、前記被検体を通過した X 線を X 線検出器で検出して第 1 X 線画像を取得し、

30

第 2 X 線管から、被検体に X 線を照射し、前記被検体を通過した X 線を X 線検出器で検出して第 2 X 線画像を取得し、

前記第 1 X 線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、前記第 2 X 線画像に含まれる前記特徴部位の像の位置とを用いて、前記所定の特徴部位の像の 3 次元位置を算出することを特徴とする X 線撮影方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線撮影装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

一般的な X 線撮影装置は、X 線源から被検体に対して X 線を照射し、被検体を透過した X 線を平面状の X 線検出器により検出することにより、静止画の X 線撮影や、連続撮影による動画の X 線撮影（いわゆる透視）を行うことができる。X 線撮影および透視のいずれにおいても、得られる X 線画像は、2 次元投影像であり、被検体内の構造の厚み方向の位置を把握することはできない。

【0003】

そこで、被検体の 3 次元撮影を可能にするため、例えば特許文献 1 では、M 個 × N 個の X 線源から構成されるマルチ X 線発生装置と、K 個 × L 個のセンサから構成される平面検出器をアームで対向させた X 線撮影装置が提案されている。この X 線撮影装置は、アーム

50

をスライド回転軸と主軸を中心に回転させながら、複数のX線源から周期的にX線放射を行い、同期してセンサを動作させ、複数の多方向画像を撮影し、X線源の座標情報を基に再構成することにより、任意の多層断層画像（いわゆるトモグラフィ画像）を取得することができる。

【0004】

また、特許文献2には、いわゆるパイプラインのX線撮影装置が開示されている。このX線撮影装置は、第1のX線管と第1のX線検出器とを第1のC型アームによって対向配置し、第2のX線管と第2のX線検出器とを第2のC型アームによって対向配置した構成である。第1のC型アームと第2のC型アームの回転軸は、交差するように設定される。第1のC型アームと第2のC型アームをそれぞれ回転させて撮影を行うことにより、3次元画像を得ることができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-173015号公報

【特許文献2】特開2021-133036号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の特許文献2のようなパイプラインのX線撮影装置は、大型かつ高価である。一方、特許文献1のようにM個×N個のX線源を用いる多管球システムは、一つのX線源を用いて撮影した画像において、見たい対象物が他の構造物と重なっている場合、他のX線源に切り替えることができるが、M個×N個のX線源の位置は大きくは異ならないため、位置選択の自由度は大きくない。そのため、見たい対象物と他の構造物との重なりを解消できないことがある。

20

【0007】

また、特許文献1, 2の装置は、X線源とX線検出器を支持するアームを被検体の周囲で回転させることにより、被検体の3次元画像やトモグラフィ画像を得ることができるが、手術中に3次元画像等を撮影する際には、回転するX線源やアームとの接触を避けるため、術者は、一旦被検体から離れる必要がある。そのため、術具等を挿入しながら3次元画像を撮影することは困難である。

30

【0008】

一方、処置具等のデバイスの位置を把握することを目的とする場合、3次元画像やトモグラフィ画像は必ずしも必要ではないため、3次元画像やトモグラフィ画像を撮影することなく、デバイスの位置を把握する技術が望まれている。

【0009】

本発明の目的は、X線管を支持するアームを術中に回転させることなく、リアルタイムにデバイスの3次元位置を把握可能なX線撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明のX線撮影装置は、被検体を搭載する天板と、被検体にX線を照射する第1X線管と、第1X線管を支持する第1支持部と、被検体にX線を照射する第2X線管と、第2X線管を支持する第2支持部と、第1X線管および第2X線管が照射し、被検体を通過したX線を検出するX線検出器と、演算部とを有する。演算部は、X線検出器が第1X線管の照射したX線を検出した出力から第1X線画像を取得し、X線検出器が第2X線管の照射したX線を検出した出力から第2X線画像を取得し、第1X線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、第2X線画像に含まれる特徴部位の像の位置とを用いて、所定の特徴部位の像の3次元位置を算出する。第2支持部は、第1X線管と天板とを結ぶ軸を中心とする円軌道に沿って、第2X線管を回動可能に支持する機構を含む。

40

50

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、X線管の支柱を回転させることなく、術中にリアルタイムに処置具の3次元位置を把握可能なX線撮影装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態1のX線撮影装置1を側面から見た場合の2つのX線管の配置と移動方向を示すブロック図。

【図2】実施形態1のX線撮影装置1の主要部の構成を示すブロック図。

【図3】実施形態1のX線撮影装置1の第1X線管60および第2X線管110への管電流の供給タイミングと、X線検出器からのデータ収集のタイミングを示すタイミングチャート。

【図4】(a)実施形態1のX線撮影装置1の第1X線管60と第2X線管110の3次元位置S1、S2と、X線検出器70へ投影された処置具の特徴部位の3次元位置D1、D2を示す説明図、(b)第1X線画像の一例を示す図、(c)第2X線画像の一例を示す図、(d)処置具の特徴部位の3次元位置の算出方法を示す図。

【図5】実施形態1のX線撮影装置1の動作を示すフローチャート図。

【図6】実施形態1のX線撮影装置1の表示部に表示される画面例を示す図。

【図7】実施形態2のX線撮影装置1を側面から見た場合の2つのX線管の配置と移動方向を示すブロック図。

【図8】実施形態3のX線撮影装置1を側面から見た場合の2つのX線管の配置と移動方向を示すブロック図。

【図9】実施形態4のX線撮影装置2の主要部の構成を示すブロック図。

【図10】(a)実施形態4のX線撮影装置2が取得した事前撮像3次元画像を投影して2次元投影像を算出することを示す説明図、(b)第1の2次元投影像の一例と、第1X線画像を示す図、(c)第2の2次元投影像の一例と、第2X線画像を示す図。

【図11】実施形態4のX線撮影装置2の動作を示すフローチャート図。

【図12】実施形態4のX線撮影装置2の表示部に表示される画面例を示す図。

【図13】(a)実施形態5のX線撮影装置の第1X線管60と第2X線管110に対する被検体101の腫瘍と脊髄の位置関係を示す図、(b)および(c)実施形態5の第2X線画像を示す図。

【図14】(a)実施形態7のグリッドとX線の入射方向の関係を示す図、(b)第2X線管110の光軸とグリッドの列の方向が交差している配置を示す図、(c)第2X線管110の光軸とグリッドの列の方向が平行な配置を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。

【0014】

<<実施形態1>>

実施形態のX線撮影装置1の構成について説明する。

【0015】

図1は、X線撮影装置1を側面からそれぞれ見た場合の2つのX線管の配置と移動方向を示す図である。図2は、X線撮影装置1の主要部の構成を示すブロック図である。図3は、2つのX線管へ管電流を供給するタイミングと、X線検出器からのデータ収集のタイミングを示す図である。

【0016】

図1および図2に示すように、X線撮影装置1は、被検体を搭載する天板40と、被検体にX線を照射する第1X線管60および第2X線管110とを備えている。第1X線管60は、第1支持部120によって支持されている。第2X線管110は、第2支持部130によって支持されている。第1X線管60および第2X線管110が照射したX線は

10

20

30

40

50

、被検体 101 を通過する。天板 40 内には、被検体 101 を通過した X 線が照射される位置に X 線検出器 70 が配置されている。

【0017】

第 1 支持部 120 は、スタンド 10 によって支持された支柱 50 と、第 1 X 線支持腕 90 とを含む。

【0018】

第 2 支持部 130 は、第 1 X 線管 60 と天板 40 とを結ぶ軸 61 を中心とする円軌道 111 に沿って、第 2 X 線管 110 を回動可能に支持する機構を含む。軸 61 は、第 1 X 線管 60 の光軸と一致していてもよいし、一致していてもよい。第 1 X 線管 60 が第 1 支持部 120 との接続部において、いずれかの方向に回動可能な首振り機構を備える場合、軸 61 と第 1 X 線管 60 の光軸とが不一致になり得る。

10

【0019】

第 2 支持部 130 の具体的な構造例は、図 1 を用いて説明する。第 2 支持部 130 は、アーム 131 と、支持軸 132 と、回転機構 133 とを含む。支持軸 132 は、第 1 支持部 120 の第 1 X 線管 60 を支持する位置に設けられている。ここでは、支持軸 132 は、第 1 支持部 120 の第 1 X 線支持腕 90 の先端の下部に設けられ、支持軸 132 の下端に第 1 X 線管 60 が支持された構造である。

【0020】

アーム 131 は、基部 131a と先端とを有し、基部 131a は、支持軸 132 によって支持されている。回転機構 133 は、支持軸 132 を中心にアーム 131 の基部 131a を回動させる機構である。例えば、回転機構 133 は、支持軸 132 の外周の周方向に沿って設けられたガイドレールと、アーム 131 の基部 131a に設けられ、ガイドレールに係合する係合部とを備える構成にすることができる。このような構成にすることにより、アーム 131 を支持軸 132 の外周に沿って回動させることができる。アーム 131 の先端 131b には、第 2 X 線管 110 が支持されている。これにより、軸 61 を中心とする円軌道 111 に沿って、第 2 X 線管 110 を第 1 X 線管 60 の周囲で回転させることができる。

20

【0021】

また、第 2 支持部 130 には、ユーザが手動で第 2 X 線管 110 を円軌道 111 に沿って回転させてもよいが、第 2 X 線管 110 の位置を円軌道 111 に沿って変化させる駆動部が備えられていてもよい。例えば、回転機構 133 のガイドレールをラック構造にし、上記ラック構造と噛み合うピニオンを係合部に配置し、ピニオンを回転させるモータを駆動部として配置することにより、モータの回転量だけ第 2 X 線管 110 を円軌道 111 に沿って回転移動させることができる。

30

【0022】

なお、第 2 支持部 130 には、第 2 X 線管 110 を円軌道 111 に沿って回転可能な状態から固定された状態に切り替えるストッパを設けてもよい。例えば支持軸 132 の周囲に設けた出没可能な突起をストッパとして用いることができる。突起を突出させることにより、アーム 131 の回転が阻止されることにより、第 2 X 線管 110 を固定することができる。

40

【0023】

さらに、第 2 支持部 130 は、円軌道 111 の半径を変化させる機構部を備える構成にすることも可能である。例えば、アーム 131 を伸縮可能にする伸縮機構 134 をアーム 131 内に配置する。具体的には、伸縮機構 134 として、スライドレール機構を用いることができる。これにより、アーム 131 を所望の長さに伸縮させることができ、円軌道 111 の半径を変化させることができる。

【0024】

また、アーム 131 を図 1 のように湾曲した形状にすることにより、第 1 X 線管 60 の高さ、第 2 X 線管 110 の円軌道 111 との高さの関係を所望の関係にすることができる。例えば、図 1 のように、第 2 X 線管 110 の円軌道 111 の高さを、第 1 X 線管 60

50

の高さとほぼ同じ高さにすることができる。

【 0 0 2 5 】

なお、第 2 支持部 1 3 0 の構成は、上述の構造に限定されるものではなく、円軌道 1 1 1 にそって第 2 X 線管 1 1 0 を回転させることができる構成であればよく、第 2 支持部 1 3 0 が直接、スタンド 1 0 の上に立設した構成であってもよい。

【 0 0 2 6 】

このように、第 2 X 線管 1 1 0 の円軌道 1 1 1 にそって第 1 X 線管 6 0 の周りで回動可能な構造にすることにより、第 2 X 線管 1 1 0 により撮影した画像において被検体 1 0 1 内の位置を検出したい特徴部位（例えば、カテーテル等の処置具の先端等）が、被検体 1 0 1 の骨等の構造物と重なって特徴部位の像が画像上で把握できない場合でも、第 2 X 線管 1 1 0 を回動させることにより異なる角度から撮影することができ、特徴部位の位置を検出可能になる。

10

【 0 0 2 7 】

X 線撮影装置 1 の制御および演算を行う構成について説明する。X 線撮影装置 1 は、図 2 に示すように演算制御部 1 5 0 を有し、演算制御部 1 5 0 内には、演算部 1 4 0 と、駆動制御部 1 5 1、出力制御部 1 5 2 と、データ収集部 1 5 4 と、高電圧発生器 1 5 3 とが配置されている。

【 0 0 2 8 】

演算部 1 4 0 は、X 線画像生成部 1 4 1 と、特徴部位抽出部 1 4 2 と、3 次元位置算出部 1 4 3 とを備えている。X 線画像生成部 1 4 1 は、X 線検出器 7 0 が、第 1 X 線管 6 0 の照射した X 線を検出した出力から第 1 X 線画像を取得し、X 線検出器 7 0 が第 2 X 線管 1 1 0 の照射した X 線を検出した出力から第 2 X 線画像を取得する。特徴部位抽出部 1 4 2 は、第 1 X 線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、第 2 X 線画像に含まれる特徴部位の像の位置とを抽出する。3 次元位置算出部 1 4 3 は、特徴部位抽出部 1 4 2 の抽出結果から所定の特徴部位の像の 3 次元位置を算出する。

20

【 0 0 2 9 】

第 2 X 線管 1 1 0 の X 線検出器 7 0 への X 線の最大照射領域は、第 1 X 線管 6 0 の X 線検出器 7 0 への X 線の最大照射領域よりも小さくてもよい。

【 0 0 3 0 】

また、第 2 X 線管 1 1 0 の X 線の最大出力は、第 1 X 線管 6 0 の X 線の最大出力よりも小さくてもよい。

30

【 0 0 3 1 】

第 1 X 線管 6 0 を支持する第 1 支持部 1 2 0 の第 1 X 線支持腕 9 0 内には、第 1 X 線管 6 0 の位置を、天板 4 0 の幅方向（A 5 方向 = x 方向）に移動させる第 2 スライド機構 5 2 が備えられている。ここでは、支持軸 1 3 2 および第 2 X 線管 1 1 0 も、第 1 X 線支持腕 9 0 に支持されているため、第 1 X 線管 6 0 とともに第 2 X 線管 1 1 0 も移動する。

【 0 0 3 2 】

さらに、第 1 X 線管 6 0 を第 1 X 線支持腕 9 0 の先端（図 1 では支持軸 1 3 2 の下端）において、天板 4 0 の長軸（y 軸）に平行な軸を中心に（A 6 方向）回動させる第 1 回動機構 5 3 が、第 1 X 線管 6 0 と支持軸 1 3 2 との接続部に配置されている。

40

【 0 0 3 3 】

また、本実施形態では、第 1 支持部 1 2 0 の支柱 5 0 は、スタンド 1 0 に備えられた支柱支持腕 2 0 上に搭載されている。第 1 支持部 1 2 0 の支柱 5 0 の下端と、支柱支持腕 2 0 との間には、支柱 5 0 の下端を、スタンド 1 0 に対して天板 4 0 の幅方向（A 4 方向 = x 方向）に移動させる第 1 スライド機構 5 1 が備えられている。第 1 スライド機構 5 1 は、第 1 支持部 1 2 0 と第 2 支持部 1 3 0 を一体に x 方向に移動させる。

【 0 0 3 4 】

支柱支持腕 2 0 には、第 1 支持部 1 2 0 だけでなく、天板 4 0 を支持する支持枠 3 0 が搭載されている。スタンド 1 0 には、支柱支持腕 2 0 を上下動（A 1 方向 = z 軸）させる駆動機構 2 2 1 が内蔵されている。これにより、第 1 X 線管 6 0 と天板 4 0 との位置関係

50

を保った状態で、天板 40、第 1 X 線管 60 および第 2 X 線管 110 を昇降させることができる。

【0035】

また、スタンド 10 の支柱支持腕 20 には、第 1 支持部 120 を天板 40 の長軸方向 (A3 方向 = y 軸) に移動させる移動機構 224 が内蔵されている。これにより、第 1 X 線管 60 および第 2 X 線管 110 を、天板 40 に対し、天板 40 の長軸方向 (y 軸) に移動させることができる。

【0036】

また、スタンド 10 には、支柱支持腕 20 を支柱支持腕 20 の中心軸 (x 軸) を回転中心として回転 (A9 方向) させる起倒動機構 223 が備えられている。これにより、第 1 X 線管 60 と天板 40 との位置関係を保った状態で、天板 40 を起倒動させることができる。

10

【0037】

さらに、支柱支持腕 20 には、第 1 支持部 120 との接続部に、半円型のレールに沿って、第 1 支持部 120 を支柱支持腕 20 に対して支柱支持腕 20 の中心軸 (x 軸) を回転中心として回動させる傾斜機構 (不図示) が備えられている。これにより、第 1 支持部 120 を天板 40 に対して、x 軸を回転中心として傾斜させることができる。

【0038】

さらに、図示していないが、天板 40 内には、X 線検出器 70 を天板 40 に対して、天板 40 の長軸方向および短軸方向に移動させる駆動機構 (不図示) が備えられている。

20

【0039】

各駆動機構 51 ~ 53, 133 ~ 134, 221, 224 ~ 224 は、どのような構成であってもよい。一例としては、移動方向に沿って配置されたラックと、ラックと噛み合うピニオンと、ピニオンを回転させるモータとを備えた構成とすることができる。

【0040】

演算制御部 150 は、上述の各駆動機構 51 ~ 53, 133 ~ 134, 221, 223 ~ 224 の動作を制御する駆動制御部 151 と、出力制御部 152 と、高電圧発生器 153 と、データ収集部 154 と、演算部 140 とを備えている。

【0041】

出力制御部 152 は、高電圧発生器 153 が発生した高電圧を第 1 X 線管 60 と、第 2 X 線管 110 に対して、図 3 に示したようなタイミングで、それぞれ設定された電圧値および電流値により供給し、第 1 X 線管 60 と、第 2 X 線管 110 から X 線を照射させる。出力制御部 152 は、第 1 X 線管 60 と第 2 X 線管 110 の出力を個別に制御可能である。

30

【0042】

データ収集部 154 は、X 線検出器 70 に 2 次元に配列されている X 線検出素子から、図 3 に示したタイミングで、X 線の照射を受けて出力する信号を収集する。また、データ収集部 154 は、出力制御部 152 により制御された管電流・管電圧から、各 X 線管からの照射開始と終了の情報を取得する。

【0043】

演算部 140 は、すでに説明したように、X 線画像生成部 141 と、特徴部位抽出部 142 と、3 次元位置算出部 143 とを備えている。X 線画像生成部 141 は、X 線検出器 70 が第 1 X 線管の照射した X 線を検出した出力をデータ収集部 154 から受け取って、第 1 X 線画像を生成する (図 4 (b) 参照)。また、X 線画像生成部 141 は、X 線検出器 70 が第 2 X 線管の照射した X 線を検出した出力をデータ収集部 154 から受け取って、第 2 X 線画像を生成する (図 4 (c) 参照)。

40

【0044】

特徴部位抽出部 142 は、第 1 X 線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、第 2 X 線画像に含まれる特徴部位の像の位置とを公知の手法により抽出する。特徴部位とは、例えば、カテーテル等の処置具の先端である。

50

【 0 0 4 5 】

3次元位置算出部143は、第1X線画像に含まれる所定の特徴部位の像の位置と、第2X線画像に含まれる特徴部位の像の位置とを用いて、所定の特徴部位の3次元位置を算出する。

【 0 0 4 6 】

具体的な特徴部位の算出方法の一例について説明する。図4(a)に示すように、第1X線管60の3次元位置(実空間座標)をS1とし、第1X線画像における特徴部位の3次元位置(実空間座標)をD1とし、S1とD1とを結ぶ直線をL1とする。また、第2X線管110の3次元位置をS2とし、第2X線画像における特徴部位の3次元位置をD2とし、S2とD2とを結ぶ直線をL2とする。D1とD2は、同一の処置具の先端等の特徴部位を投影したものである。このため、直線L1とL2とは、図4(a)のように理想的に1点で交わる。実際には、図4(d)のように、計測誤差等によって、交わらない場合もある。そこで2つの直線の距離が最も近くなる直線S1-D1上の点Q1と、直線S2-D2上の点Q2を求め、例えばその2点の中点uを、特徴部位の像の位置とすることができる。

10

【 0 0 4 7 】

図4(d)に示す点Q1及び点Q2は、以下の式1に従って求めることができる。

【 0 0 4 8 】

$$Q1 = S1 + (D1 - D2 * Dv) / (1 - Dv * Dv) * v1$$

$$Q2 = S2 + (D2 - D1 * Dv) / (Dv * Dv - 1) * v2 \quad \dots (1)$$

20

但し、

$$D1 = (S2 - S1) v1$$

$$D2 = (S2 - S1) v2$$

$$Dv = v1 \cdot v2$$

【 0 0 4 9 】

上記の式により求めた点Q1及び点Q2の3次元位置から、次式2を用いて特徴部位の3次元位置uを算出することができる。

【 0 0 5 0 】

$$u = (Q1 + Q2) / 2 \quad \dots (2)$$

つぎに、本実施形態のX線撮影装置1によって、X線透視画像下で術中に処置具(デバイス)の先端の3次元位置を検出する場合の各部の動作について図5のフローを用いて説明する。

30

【 0 0 5 1 】

(ステップ600)

被検体101を天板40に搭載し、ユーザは、駆動制御部151の制御下で各駆動機構51~53, 221, 223~224を動作させ、デバイスを挿入するターゲット部位を撮影可能な位置に第1X線管60を配置する。また、ターゲット部位および/または使用するデバイスの事前情報に基づいて、ユーザは、機構133~134により、第2X線管110を円軌道111に沿って移動させ、脊椎等の骨や肝臓等の臓器に重ならない向きから、挿入するデバイスの先端を撮影可能な位置に、第2X線管110を配置する。この際に、アーム131の長さを伸縮機構134により調整することにより、第1X線管60と第2X線管110との距離を調整しても良い。

40

【 0 0 5 2 】

(ステップ601)

操作者から操作の開始の指示があったならば、図3に示したように、第1X線管60に管電流を供給し、第1X線管60から被検体101にX線を照射し、X線撮像を開始する。

【 0 0 5 3 】

(ステップ602)

X線画像生成部141は、第1X線管60の照射したX線によりX線画像を取得する。

50

【 0 0 5 4 】

具体的には、第 1 X 線管 6 0 から照射され、被検体 1 0 1 を通過した X 線は、X 線検出器 7 0 により検出され、X 線検出器 7 0 の出力は、図 3 に示したタイミングでデータ収集部 1 5 4 により収集される。

【 0 0 5 5 】

X 線画像生成部 1 4 1 は、データ収集部 1 5 4 から X 線検出器 7 0 の出力を受け取って、第 1 X 線画像を生成する（図 4 (b) 参照）。X 線画像生成部 1 4 1 は、第 1 X 線画像を表示部 1 6 0 に表示する。

【 0 0 5 6 】

術者は、表示部 1 6 0 の第 1 X 線画像を見ながら、処置具（カテーテル等）を被検体内に挿入する。 10

【 0 0 5 7 】

（ステップ 6 0 3 ）

特徴部位抽出部 1 4 2 は、ステップ 6 0 2 で生成された第 1 X 線画像を画像処理し、第 1 X 線画像内の処置具の特徴部位（例えば、処置具の先端）を抽出する。

【 0 0 5 8 】

（ステップ 6 0 4 ）

3 次元位置算出部 1 4 3 は、第 1 X 線画像内の処置具の位置に基づいて、処置具の特徴部位が投影された X 線検出器 7 0 上での位置 D 1 （実空間座標）を算出する。

【 0 0 5 9 】

（ステップ 6 0 5 ）

3 次元位置算出部 1 4 3 は、処置具特徴部位の X 線検出器上での位置 D 1 （実空間座標）と、第 1 X 線管 6 0 の位置 S 1 （実空間座標）の 2 点を結ぶ直線 L 1 を算出する。

【 0 0 6 0 】

（ステップ 6 0 6 ）

図 3 に示したように、第 1 X 線管 6 0 の X 線照射が終了したタイミングで、第 2 X 線管 1 1 0 から被検体 1 0 1 に X 線を照射し、X 線撮像を行う。

【 0 0 6 1 】

具体的には、出力制御部 1 5 2 は、第 1 X 線管 6 0 への管電流、管電圧の供給を停止し、第 2 X 線管 1 1 0 に操作者により設定されている管電流、管電圧を供給し、X 線の照射を所定の時間のみ行う。 30

【 0 0 6 2 】

（ステップ 6 0 7 ）

X 線画像生成部 1 4 1 は、第 2 X 線管 1 1 0 の照射した X 線により X 線画像を取得する。

【 0 0 6 3 】

具体的には、第 2 X 線管 1 1 0 から照射され、被検体 1 0 1 を通過した X 線は、X 線検出器 7 0 により検出され、X 線検出器 7 0 の出力は、図 3 に示した所定のタイミングでデータ収集部 1 5 4 により収集される。

【 0 0 6 4 】

X 線画像生成部 1 4 1 は、データ収集部 1 5 4 から X 線検出器 7 0 の出力を受け取って、第 2 X 線画像を生成する（図 4 (c) 参照）。 40

【 0 0 6 5 】

これにより、術者は、第 1 X 線画像とは異なる角度から撮影した第 2 X 線画像を表示部 1 6 0 で確認することができる。

【 0 0 6 6 】

（ステップ 6 0 8 ）

特徴部位抽出部 1 4 2 は、ステップ 6 0 7 で生成された第 2 X 線画像を画像処理し、第 2 X 線画像内の処置具の特徴部位（処置具の先端）を抽出する。

【 0 0 6 7 】

(ステップ 609)

3次元位置算出部 143 は、第 2 X 線画像内の処置具の位置に基づいて、処置具の特徴部位が投影された X 線検出器 70 上での位置 D 2 (実空間座標) を算出する。

【0068】

(ステップ 610)

3次元位置算出部 143 は、処置具の特徴部位の X 線検出器上での位置 D 2 (実空間座標) と、第 2 X 線管 110 の位置 S 2 (実空間座標) の 2 点を結ぶ直線 L 2 を算出する。

【0069】

(ステップ 611)

3次元位置算出部 143 は 2 直線 L 1, L 2 の位置関係から上述の式 1 および式 2 を用いて、処置具の特徴部位の 3次元位置を算出する。 10

【0070】

(ステップ 612)

3次元位置算出部 143 は、算出した処置具の特徴部位の現時点の 3次元位置を例えば図 6 の 3次元画像 702 のように表示する。これにより、表示部 160 の表示画面には、第 1 X 線画像 701 と、処置具の特徴部位の位置を時系列に示す 3次元画像 702 が並べて表示される。術者は、第 1 X 線画像 701 により被検体 101 と処置具の投影画像を把握するとともに、3次元画像 702 により処置具の先端の深さの時間変化を把握することができる。

【0071】

20

(ステップ 613)

操作者から撮影継続の指示を確認し、撮影継続であれば、ステップ 601 に戻って第 1 X 線管 60 による撮影を継続するとともに、一定の時間間隔でステップ 606 ~ 610 の第 2 X 線管 110 による撮影を行い、処置具の特徴部位の位置を算出して表示を更新する。これにより、処置具の特徴部位の位置が一定の時間間隔で時系列に取得される。

【0072】

上述してきたように、本実施形態の X 線撮影装置 1 は、第 2 X 線管 110 を備え、第 2 X 線管 110 を第 1 X 線管 60 の周りの円軌道 111 に沿って移動させることができ、術中に第 1 X 線管 60 から撮影を行いながら、処置具 (デバイス) が骨や他の臓器と重ならない向きから第 2 X 線管 110 によりデバイスを撮影することができる。よって、本実施形態の X 線撮影装置 1 は、簡素な構成でありながら、リアルタイムに処置具の特徴部位の 3次元位置を把握することができる。 30

【0073】

また、図 5 のフローにおいて、ステップ 601、602、606、607 を実施した後、第 1 X 線画像と第 2 X 線画像が、図 4 (b)、(c) のように表示部 160 に表示されるため、デバイス位置が算出される前に、ユーザは複数方向からデバイスを撮影した第 1 および第 2 X 線画像を参照でき、処置具 (デバイス) の位置や向きを把握できる。

【0074】

なお、上述の実施形態では、ステップ 603 ~ 605 における第 1 X 線画像に対するデバイスの特徴部位抽出を、ステップ 606、607 における第 2 X 線管 110 による第 2 X 線画像の撮影の前または並行して実施しているが、ステップ 603 ~ 605 をステップ 606、607 の後に実施してもよい。 40

【0075】

また、第 2 X 線管 110 としては、出力が小さく、照射範囲の狭い、小型な X 線管を用いることができ、しかも、第 2 X 線管 110 を円軌道 111 に沿って移動させることができるため、第 2 X 線管 110 が、第 1 X 線管 60 の撮影や術者の邪魔にならない。よって、第 1 X 線管 60 と第 2 X 線管 110 とによって術中にリアルタイムに撮影を行うことができる。

【0076】

<<実施形態 2>>

50

実施形態 2 の X 線撮影装置について図 7 を用いて説明する。

【 0 0 7 7 】

実施形態 2 の X 線撮影装置は、第 1 X 線管 6 0 は、第 1 X 線支持腕 9 0 により直接支持され、支持軸 1 3 2 を第 1 X 線支持腕 9 0 の上面に立設させた構成である。アーム 1 3 1 の基部 1 3 1 a は、支持軸 1 3 2 の周囲を回転する。これにより、円軌道 1 1 1 に沿って第 2 X 線管 1 1 0 を回転させることができる。

【 0 0 7 8 】

他の構造および動作は、実施形態 1 と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 7 9 】

< < 実施形態 3 > >

実施形態 3 の X 線撮影装置について図 8 を用いて説明する。

【 0 0 8 0 】

実施形態 3 の X 線撮影装置は、第 2 X 線管 1 1 0 を複数備えている。複数の第 2 X 線管 1 1 0 は、複数のアーム 1 3 1 によりそれぞれ支持軸 1 3 2 の周囲を回転する構成である。なお、複数の第 2 X 線管 1 1 0 は、第 1 X 線管 6 0 を挟んで対称な位置に配置されていてもよいし、非対称な位置に配置されていてもよい。

【 0 0 8 1 】

実施形態 3 の X 線撮影装置は、複数の第 2 X 線管 1 1 0 により、複数方向からターゲットとなる部位や処置具（デバイス）を撮影することができるため、より多くの情報を取得することができる。

【 0 0 8 2 】

なお、支持軸 1 3 2 は、実施形態 1 と同様に第 1 X 線支持腕 9 0 の下に備えられていてもよいし、実施形態 2 と同様に第 1 X 線支持腕 9 0 の上に備えられていてもよい。

【 0 0 8 3 】

他の構成および動作は、実施形態 1 と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 8 4 】

< < 実施形態 4 > >

実施形態 4 の X 線撮影装置 2 では、CT 装置や MRI 装置等によって予め撮像しておいた 3 次元画像から術者が所望する方向の 2 次元投影像を生成し、生成した 2 次元投影像上で処置具の特徴部位の位置を表示する機能を有する。

【 0 0 8 5 】

X 線撮影装置 2 の他の構成は、実施形態 1 と同様であるので、実施形態 1 と同じ構成および同じ動作については説明を省略する。

【 0 0 8 6 】

図 9 は、実施形態 4 の X 線撮影装置 2 の主要部の構成を示すブロック図である。図 1 0 (a) ~ (c) は、事前撮像 3 次元画像を投影して 2 次元投影画像を生成することを説明する図である。

【 0 0 8 7 】

X 線撮影装置 2 は、実施形態 1 の X 線撮影装置 1 とほぼ同様の構成であるが、演算部 1 4 0 内に、3 次元画像取得部 1 4 4 と、2 次元投影像作成部 1 4 5 と、画像位置合わせ部 1 4 6 とを備えている点が実施形態 1 とは異なる。3 次元画像取得部 1 4 4 は、外部の医用画像サーバ 1 7 0 に接続されている。医用画像サーバ 1 7 0 には、被検体 1 0 1 について予め CT 装置や MRI 装置によって撮影された 3 次元画像が格納されている。

【 0 0 8 8 】

X 線撮影装置 2 の動作を図 1 1 のフローを用いて説明する。

【 0 0 8 9 】

図 1 1 のフローは、実施形態 1 の図 5 のフローに、ステップ 8 0 1 ~ 8 0 8、8 0 9 が加わった構成である。

【 0 0 9 0 】

(ステップ 6 0 0)

10

20

30

40

50

まず、実施形態1の図5のフローのステップ600により、ユーザは、第1 X線管60を配置し、ターゲット部位および/または使用するデバイスの事前情報に基づいて、ユーザは、第2 X線管110を円軌道111に沿って移動させ、脊椎等の骨や肝臓等の臓器に重ならない向きから、挿入するデバイスの先端を撮影可能な位置に、第2 X線管110を配置する。

【0091】

(ステップ801)

つぎに、3次元画像取得部144は、医用画像サーバ170から被検体101について事前に撮像された3次元画像を取得する。

【0092】

(ステップ802)

第1 X線管60から被検体101にX線を照射し、X線画像生成部141は、第1 X線画像を取得する。

【0093】

(ステップ803)

2次元投影画像作成部145は、図10(a)のように、ステップ802の第1 X線管60と、X線検出器70との位置関係と同じ位置に、模擬的な第1 X線管60と模擬的なX線検出器70を事前撮像3次元画像に対して配置し、事前撮像3次元画像を模擬的なX線検出器70に投影し、第1の2次元投影画像を算出する。

【0094】

(ステップ804)

画像位置合わせ部146は、図10(b)のように、ステップ802で取得した第1 X線画像と、ステップ803で算出した第1の2次元投影画像を比較する。相違している場合、模擬的な第1 X線管60と模擬的なX線検出器70に対する事前撮像3次元画像の位置を変更し、再び、第1の2次元投影画像を算出し、ステップ802で取得した第1 X線画像と比較する。これをステップ802で取得した第1 X線画像と、ステップ803で算出した第1の2次元投影画像が一致するまで繰り返す。

【0095】

(ステップ805)

つぎに、第2 X線管110から被検体101にX線を照射し、X線画像生成部141は、第2 X線画像を取得する。

【0096】

(ステップ806)

2次元投影画像作成部145は、図10(a)のように、ステップ805の第2 X線管110と、X線検出器70との位置関係と同じ位置に、模擬的な第2 X線管110と模擬的なX線検出器70を事前撮像3次元画像に対して配置し、事前撮像3次元画像を模擬的なX線検出器70に投影し、第2の2次元投影画像を算出する。

【0097】

(ステップ807)

画像位置合わせ部146は、図10(c)のように、ステップ805で取得した第2 X線画像と、ステップ806で算出した第2の2次元投影画像を比較する。相違している場合、模擬的な第2 X線管110と模擬的なX線検出器70に対する事前撮像3次元画像の位置を変更し、再び、第2の2次元投影画像を算出し、ステップ805で取得した第2 X線画像と比較する。これをステップ805で取得した第2 X線画像と、ステップ806で算出した第2の2次元投影画像が一致するまで繰り返す。

【0098】

(ステップ808)

画像位置合わせ部146は、ステップ802で取得した第1 X線画像と、ステップ803で算出した第1の2次元投影画像が一致した時の模擬的な第1 X線管60と模擬的なX線検出器70に対する事前撮像3次元画像の位置から、事前撮像3次元画像の座標系を実

10

20

30

40

50

空間座標に対応づけるパラメータを算出する（レジストレーション）。同様に、ステップ 805 で取得した第 2 X 線画像と、ステップ 806 で算出した第 2 の 2 次元投影画像が一致した時の模擬的な第 1 X 線管 60 と模擬的な X 線検出器 70 に対する事前撮像 3 次元画像の位置から、事前撮像 3 次元画像の座標系を実空間座標に対応づけるパラメータを算出する（レジストレーション）。ここでは、第 1 X 線画像から得たパラメータと、第 2 X 線画像から得たパラメータとが得られるため、いずれか一方を選択するか、平均を求める等により、事前撮像 3 次元画像の座標系を実空間座標に対応づけるパラメータを求める。

【0099】

（ステップ 601 ~ 612）

ステップ 601 ~ 612 は、実施形態 1 と同様に実行し、処置具の特徴部位の現時点の 3 次元位置を算出し、算出した位置を示す画像 702 と、第 1 X 線画像 701 を表示部 160 に表示する。

【0100】

（ステップ 809）

ステップ 808 において求めた事前撮像 3 次元画像の座標系を実空間座標に対応づけるパラメータにより、事前撮像 3 次元画像の実空間座標に変換した後、術者が所望する方向に 2 次元投影し、計算投影画像 703 を算出する。算出した計算投影画像 703 上にステップ 611 で算出した処置具の特徴部位の位置を重畳し、図 12 のように表示する。

【0101】

実施形態 4 の X 線撮影装置 2 によれば、リアルタイムに認識した処置具の特徴部位の位置を、事前撮像 3 次元画像を術者が指定する方向に投影した 2 次元投影画像上に示すことができ、処置具の特徴部位の位置と被検者の解剖構造との対応の把握が容易になる。

【0102】

なお、実施形態 1 と同様に、図 11 のステップ 603 ~ 605 は、ステップ 606、607 の後に実行してもよい。

【0103】

<<実施形態 5>>

上述した実施形態 1 および実施形態 4 では、ステップ 600 において、ユーザが、ターゲット部位および/または使用するデバイスの事前情報に基づいて、第 2 X 線管 110 を円軌道 111 に沿って移動させ、脊椎等の骨や肝臓等の臓器に重ならない向きから、挿入するデバイスの先端を撮影可能な位置に、第 2 X 線管 110 を配置する構成であった。

【0104】

実施形態 5 では、ユーザが第 2 X 線管 110 の位置を決定するのではなく、X 線撮影装置が、第 2 X 線管 110 を適切な位置に移動させるか、または、適切な位置への移動をユーザに促す構成である。

【0105】

例えば、図 13 (a) のように、ターゲットとして腫瘍を例に記載すると、腫瘍が体軸方向に延びる脊椎に近い位置にある場合、X 線撮影装置は下記の検出手段によりそのことを検出する。具体的には、特徴部位抽出部 142 が検出手段として機能し、第 1 X 線管 60 の撮影した第 1 X 線画像あるいは第 2 X 線管 110 の撮影した第 2 X 線画像から、腫瘍および脊椎を抽出し、抽出した腫瘍と脊椎の位置関係が重なっているかどうかをチェックする。あるいは、ユーザが、ポインティングデバイス等を用いて、第 1 X 線画像あるいは第 2 X 線画像上で、腫瘍および脊椎の位置を指し示す等することにより、X 線撮影装置に「部位重畳」の判定対象として、腫瘍および脊椎の位置を入力する。X 線撮影装置は、ユーザから入力された腫瘍と脊椎の位置関係が重なっているかどうかをチェックする。また、腫瘍位置のみをユーザがポインティングデバイス等により指定し、脊椎の位置は特徴部位抽出部 142 が抽出する構成としてもよい。

【0106】

X 線撮影装置が、腫瘍と脊椎との位置が重なっていることを検出した場合（図 13 (b) 参照）、第 2 X 線管 110 が脊椎を見込む角度が、第 1 X 線管 60 と異なるように、す

なわち、被検体 1 0 1 の中心軸（脊椎）に対して左右方向にずれた位置に、第 2 X 線管 1 1 0 を配置するようにユーザに促す表示を出す。ユーザは、この表示を元に第 2 X 線管 1 1 0 の位置を調整する。あるいは、X 線撮影装置が、第 2 X 線管 1 1 0 の位置を調整することを、ユーザが承認する構成としてもよい。後者の場合は、X 線撮影装置は、第 2 X 線管 1 1 0 の位置を所定の量だけ移動させるか、あるいは第 2 X 線画像において腫瘍と脊椎が重畳しなくなるように第 2 X 線管 1 1 0 を移動させる。

【 0 1 0 7 】

第 2 X 線管 1 1 0 が、脊椎に対して左右方向に配置された場合、腫瘍と脊椎が重ならない第 2 X 線画像が得られる（図 1 3（c）参照）。これにより、腫瘍に向けて挿入するデバイスの先端は、脊椎に重ならず、第 1 X 線画像および第 2 X 線画像におけるデバイスの先端の像の S / N を確保できる。

10

【 0 1 0 8 】

<< 実施形態 6 >>

実施形態 5 では、X 線撮影装置が、腫瘍と脊椎との位置が重なっていることを検出する構成であるが、ユーザが第 1 X 線画像または第 2 X 線画像を見て、腫瘍と脊椎との位置が重なって両者が見にくい場合、予め画面上に準備しておいた「重畳解消ボタン」を押す構成としてもよい。

【 0 1 0 9 】

重畳解消ボタンがユーザによって押された場合、X 線撮影装置は、第 2 X 線管 1 1 0 の位置を所定の量だけ移動させる。

20

【 0 1 1 0 】

これにより、腫瘍と脊椎が重ならない第 2 X 線画像を得ることができる。

【 0 1 1 1 】

<< 実施形態 7 >>

手技中に処置具（デバイス）が、術者により挿入され移動すると、第 2 X 線管 1 1 0 による画像（第 2 の X 線画像）の外にデバイスが出てしまう可能性がある。そこで、特徴部位抽出部 1 4 2 がデバイスの特徴部位を抽出した結果、その位置が、第 2 X 線画像の例えば視野端から 1 0 % 以内の領域にあった場合、演算部 1 4 0 は、以下のような対応をしても良い。

【 0 1 1 2 】

例えば、演算部 1 4 0 が、ユーザに、第 2 X 線管 1 1 0 の位置の移動を促す表示を出し、ユーザが第 2 X 線管 1 1 0 の位置を円軌道 1 1 1 に沿って移動させることにより、第 2 X 線画像の視野内に特徴部位が入るようにする。または、演算部 1 4 0 が、駆動制御部 1 5 1 に指示して、第 2 X 線管 1 1 0 の位置を円軌道 1 1 1 に沿って所定量だけ移動させることにより、第 2 X 線画像の視野内に特徴部位が入るようにする。後者の場合、演算部 1 4 0 が、第 2 X 線管 1 1 0 の位置を移動させる前に、ユーザに第 2 X 線管 1 1 0 の位置を変更して良いかを確認しても良い。

30

【 0 1 1 3 】

なお、演算部 1 4 0 は、円軌道 1 1 1 に沿って第 2 X 線管 1 1 0 を移動させるだけでなく、円軌道 1 1 1 に沿った移動と、アーム 1 3 1 を伸縮機構 1 3 4 により伸縮させることにより、第 2 X 線管 1 1 0 の位置を変更してもよい。

40

【 0 1 1 4 】

すなわち、実施形態 7 では、演算部 1 4 0 が第 2 X 線画像に含まれる特徴部位の位置に応じて、第 2 X 線管 1 1 0 を移動させるよう回転機構 1 3 3 を駆動させる等することにより、第 2 X 線画像の視野を特徴部位の移動に追従させることができる。

【 0 1 1 5 】

<< 実施形態 8 >>

実施形態 8 の X 線撮影装置は、実施形態 1 ~ 4 と同様の構成であるが、X 線検出器の上に配置された複数の凸条を平行に並べたグリッドと、グリッドを主平面内で回転させる回転駆動部とがさらに備えられている。回転駆動部は、第 2 X 線管の円軌道上の位置に応じ

50

てグリッドを回転させる。

【0116】

グリッドは、X線検出器に散乱線を減らす作用を有するが、第2 X線管110の円軌道111上の位置によっては、X線検出器のS/Nが低下する。

【0117】

具体的には、図14(a)および図14(b)に示すように、第2 X線管110の光軸(X線照射方向)がグリッドの凸条の長手方向に交差する向きである場合、グリッドの影がX線検出器70上に顕著に生じ、X線検出器70の出力のS/Nが低下する。そこで、図14(c)のように、第2 X線管110の光軸がグリッドの凸条の長手方向に平行になるように、グリッドを回転させることにより、S/Nを維持することができる。

10

【0118】

具体的には、回転駆動部は、天板40内にグリッドを主平面内において回転させる機構部を含む。回転駆動部は、第2 X線管110の回動に同期してグリッドを回転させてもよい。

【0119】

また、回転駆動部は、第2 X線管110の位置が固定されたこと(位置情報の変動が無くなったこと)を駆動制御部151を介して検出した後、第2 X線管110の位置情報に基づいて、グリッドを自動で回転させてもよい。

【0120】

また、ユーザが、第2 X線管110を手動で回転させた後、グリッドを手動で回転させてもよい。

20

【符号の説明】

【0121】

- 1 X線撮影装置
- 2 X線撮影装置
- 10 スタンド
- 20 支柱支持腕
- 30 支持枠
- 40 天板
- 50 支柱
- 51 第1スライド機構
- 52 第2スライド機構
- 53 第1回動機構
- 60 第1 X線管
- 61 軸
- 70 X線検出器
- 90 第1 X線支持腕
- 101 被検体
- 110 第2 X線管
- 111 円軌道
- 120 第1支持部
- 130 第2支持部
- 131 アーム
- 132 支持軸
- 133 回転機構
- 134 伸縮機構
- 140 演算部
- 141 X線画像生成部
- 142 特徴部位抽出部
- 143 3次元位置算出部

30

40

50

- 1 4 4 3次元画像取得部
- 1 4 5 2次元投影像作成部
- 1 4 6 画像位置合わせ部
- 1 5 0 演算制御部
- 1 5 1 駆動制御部
- 1 5 2 出力制御部
- 1 5 3 高電圧発生器
- 1 5 4 データ収集部
- 1 6 0 表示部
- 1 7 0 医用画像サーバ
- 2 2 3 起倒動機構
- 2 2 4 移動機構
- 7 0 1 第1 X線画像
- 7 0 2 3次元画像
- 7 0 3 計算投影画像

10

【 図面 】

【 図 1 】

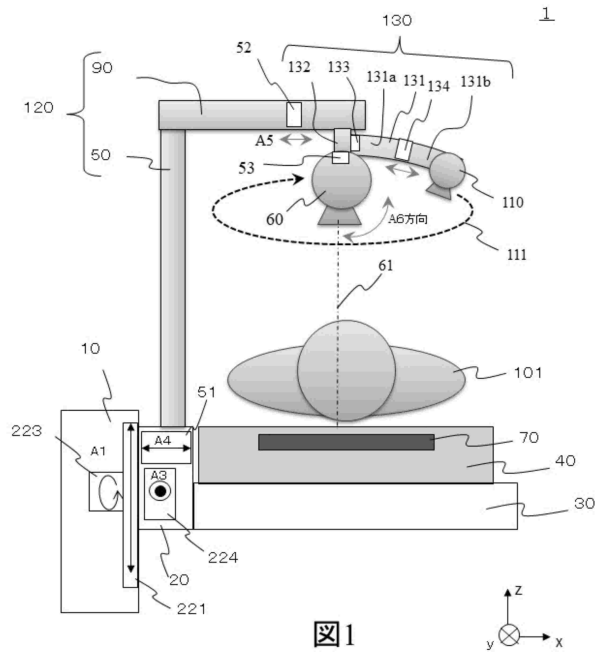


図1

【 図 2 】

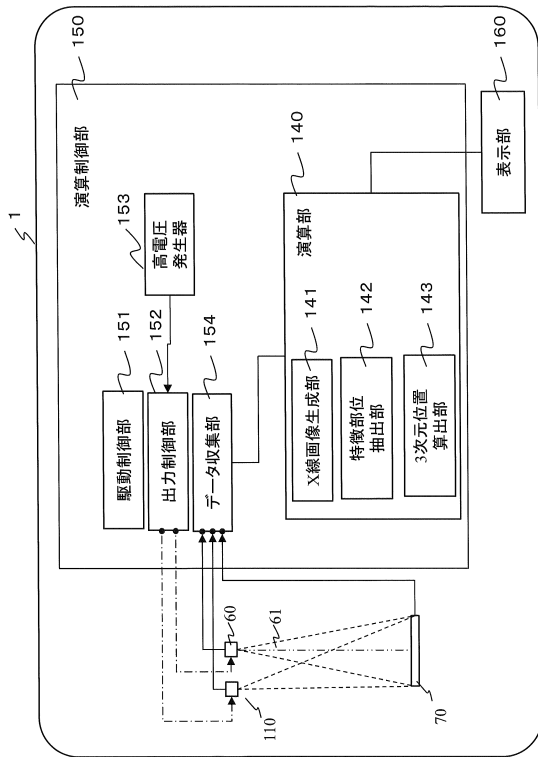


図2

20

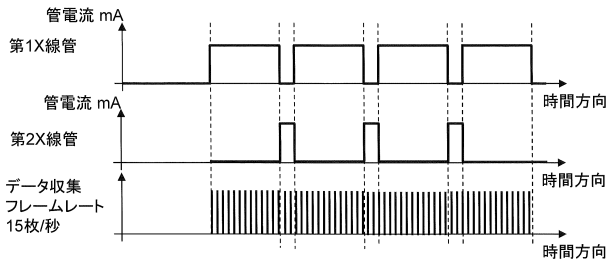
30

40

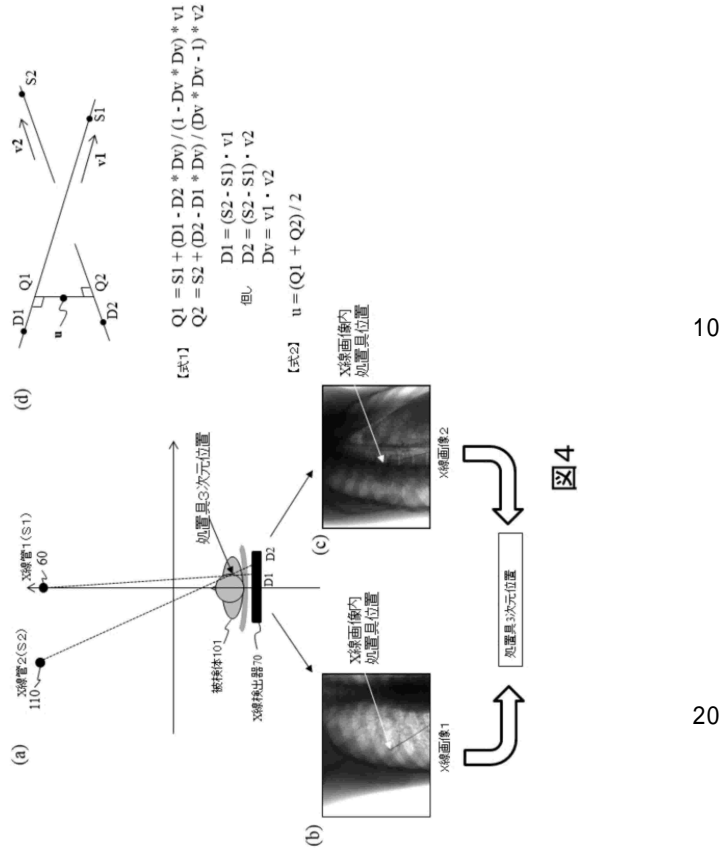
50

【 図 3 】

図3



【 図 4 】



【 図 5 】

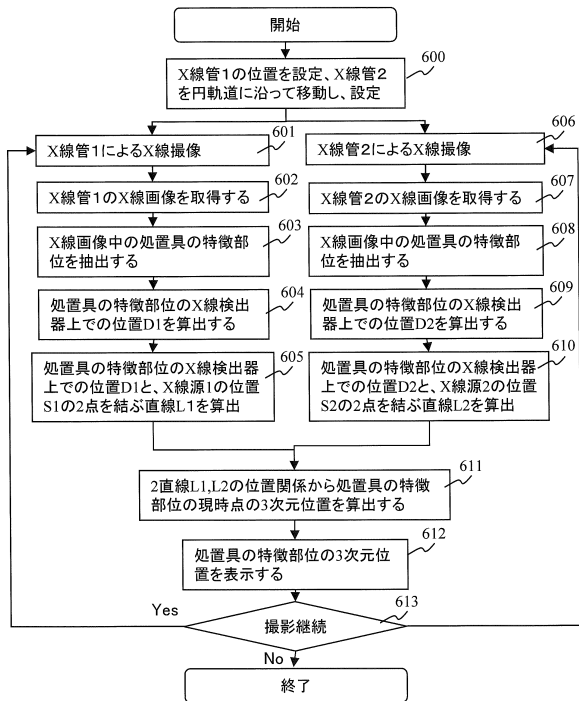


図5

【 図 6 】

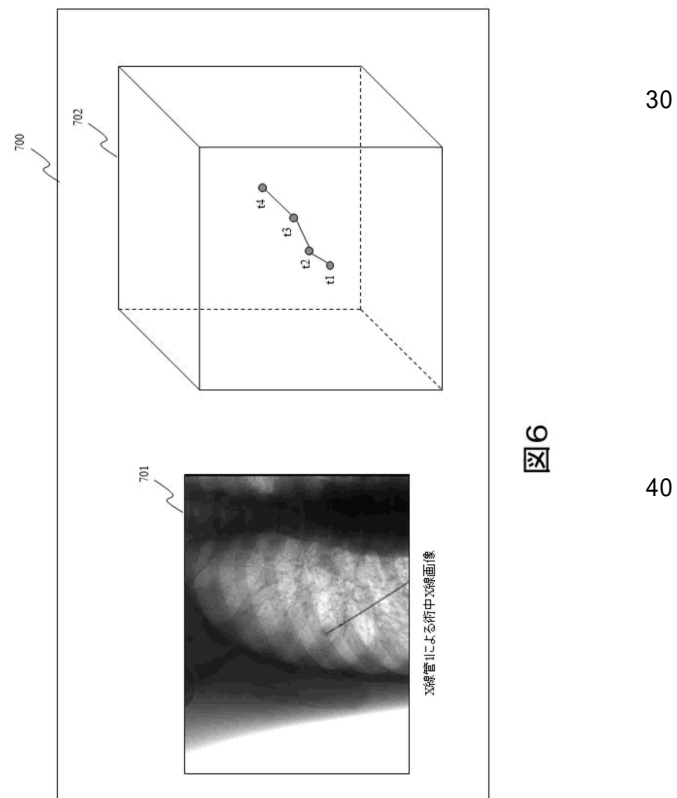


図6

10

20

30

40

50

【 図 7 】

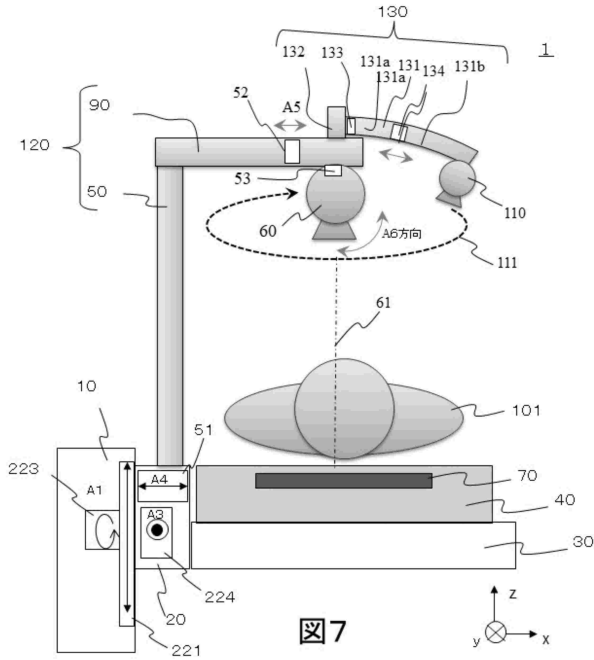


図7

【 図 8 】

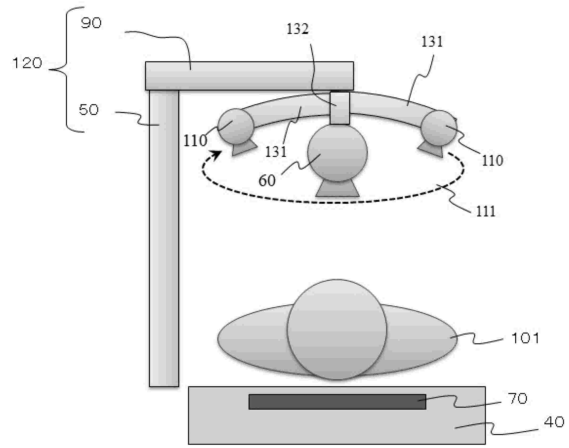


図8

10

20

【 図 9 】

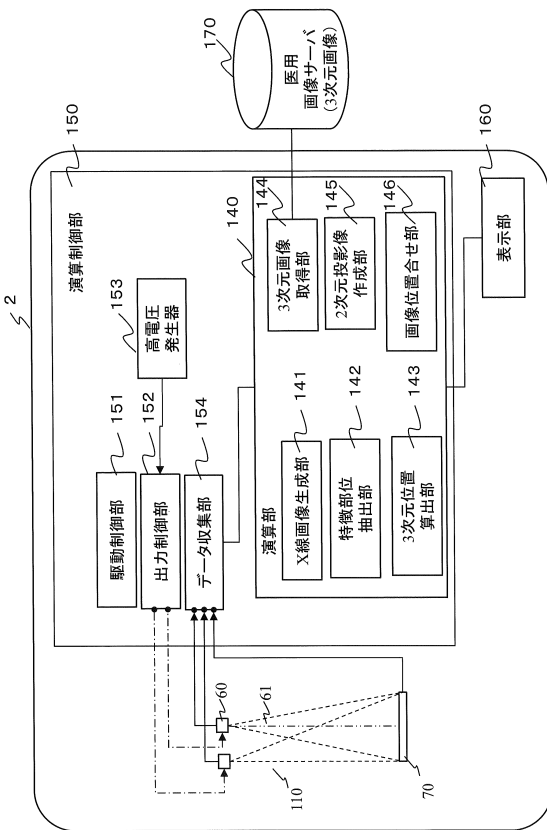


図9

【 図 10 】

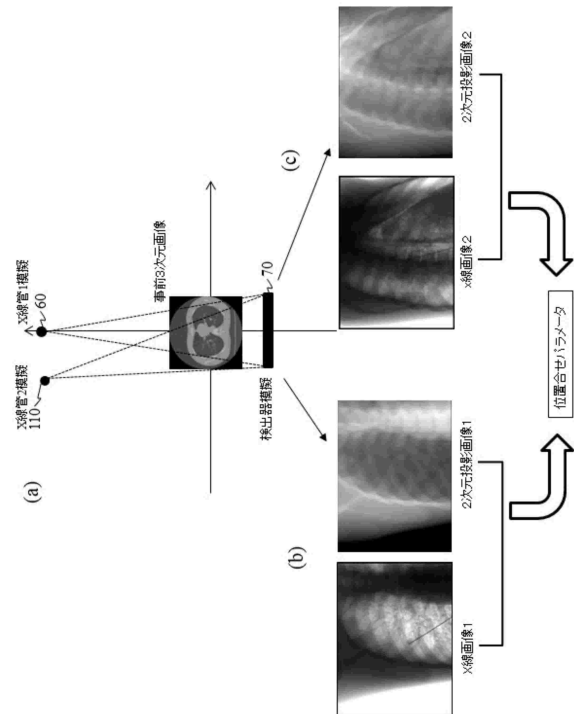


図10

30

40

50

【 図 1 1 】

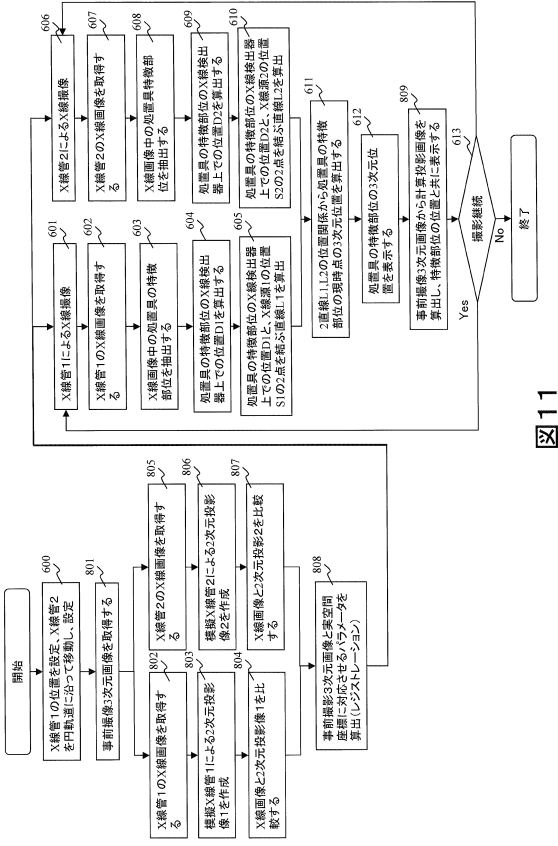


図 11

【 図 1 2 】

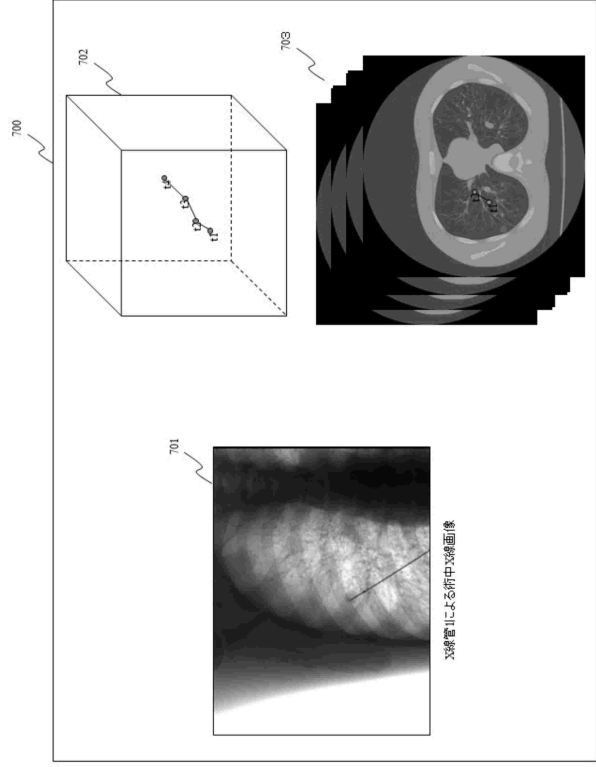


図 12

【 図 1 3 】

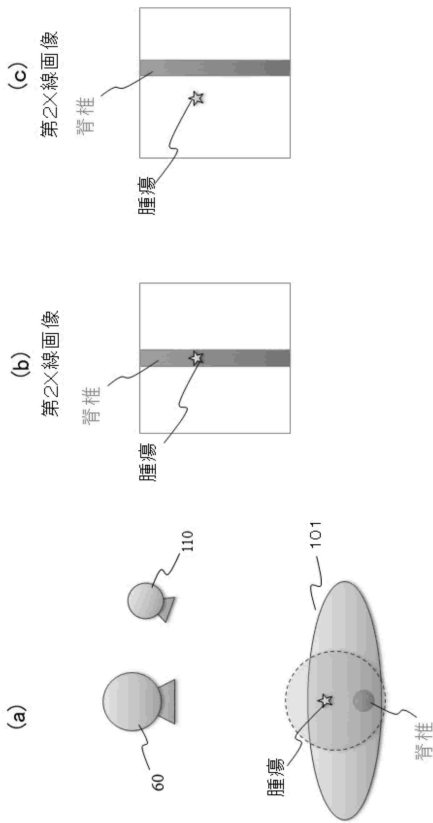


図 13

【 図 1 4 】

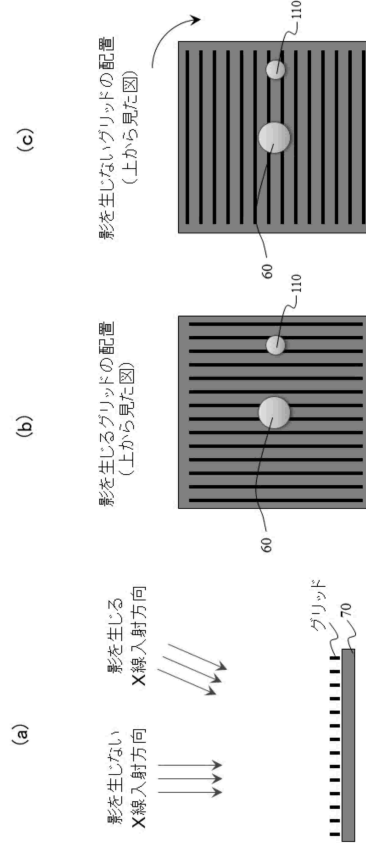


図 14

フロントページの続き

千葉県柏市新十余二 2 番地 1 富士フイルムヘルスケア株式会社内

F ターム (参考) 4C093 AA01 AA25 CA23 EA06 EC15 EC22 EC28 EC34 FA15 FD11
FF16 FF22 FF35 FF42