

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4653461号

(P4653461)

(45) 発行日 平成23年3月16日(2011.3.16)

(24) 登録日 平成22年12月24日(2010.12.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/08 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 F

A 6 1 B 6/03 3 3 O Z

A 6 1 B 6/03 3 5 O Z

A 6 1 B 6/08 3 O O

A 6 1 B 6/08 3 1 O

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2004-333362 (P2004-333362)
 (22) 出願日 平成16年11月17日(2004.11.17)
 (65) 公開番号 特開2006-141553 (P2006-141553A)
 (43) 公開日 平成18年6月8日(2006.6.8)
 審査請求日 平成19年10月29日(2007.10.29)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成15年度健康寿命延伸のための医療福祉機器高度化プログラム/早期診断・短期回復のための高度診断・治療システム/内視鏡等による低侵襲高度手術支援システム(手術安全支援システム)、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタルX線断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線管を回転自在に収容するX線管装置と、

前記X線管装置と分離して構成され、前記X線管装置と対峙され、X線検出器を回転・移動可能に収容するX線検出器装置と、

前記X線管装置の前面に取り付けられ、配列された複数の第1X線マーカを有する第1マーカパネルと、

前記X線検出器装置の前面に取り付けられ、配列された複数の第2X線マーカを有する第2マーカパネルと、

前記X線管と前記X線検出器とにより撮影された撮影向きが相違する複数のX線画像のデータを記憶する画像記憶部と、

前記第1マーカパネルの座標系で表現された前記複数の第1X線マーカの位置と、前記第2マーカパネルの座標系で表現された前記複数の第2X線マーカの位置とを、前記X線画像内の前記第1X線マーカの像及び前記第2X線マーカの像、さらに前記X線管の回転を表す座標変換行列、前記X線検出器の回転を表す座標変換行列、および前記X線管装置と前記X線検出器装置との距離に基づいて統合座標系に統合して、前記統合された第1、第2X線マーカの位置に基づいて前記X線管の位置、前記X線検出器の位置、前記X線管と前記X線検出器各々の撮影向きを前記X線画像ごとに計算する位置計算部と、

前記計算された前記X線管の位置、前記X線検出器の位置、前記X線管と前記X線検出器各々の撮影向きに基づいて前記複数のX線画像から断層画像を結像する結像部とを具備

10

20

することを特徴とするデジタルX線断層撮影装置。

【請求項2】

前記第1マーカパネルは円環形状を有することを特徴とする請求項1記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項3】

前記第1X線マーカは前記第2X線マーカと異なる形状を有することを特徴とする請求項1記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項4】

前記第1X線マーカは球形状を有し、前記第2X線マーカは円柱形状を有することを特徴とする請求項3記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項5】

X線管を回転自在に収容するX線管装置と、

前記X線管装置と対峙され、X線検出器を回転・移動可能に収容するX線検出器装置と、

前記X線管装置の前面に取り付けられ、配列された複数の第1X線マーカを有する第1マーカパネルと、

前記X線検出器装置の前面に取り付けられ、配列された複数の第2X線マーカを有する第2マーカパネルと、

前記X線管と前記X線検出器とにより撮影された撮影向きが相違する複数のX線画像のデータを記憶する画像記憶部と、

前記X線画像内の前記第1X線マーカの像と前記第2X線マーカの像とに基づいて前記X線管と前記X線検出器各々の撮影向きを前記X線画像ごとに計算する位置計算部と、

前記計算された撮影向きに基づいて前記複数のX線画像から断層画像を結像する結像部と、

前記X線管装置と前記X線検出器装置との相対的な向きが所定の向きに一致する又は近似するように前記X線管装置と前記X線検出器装置各々の設置を補助するための設置補助手段とを具備することを特徴とするデジタルX線断層撮影装置。

【請求項6】

前記設置補助手段は、前記X線管装置と前記X線検出器装置とを連結する連結器具を有することを特徴とする請求項5記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項7】

前記設置補助手段は、レーザー投光器を有することを特徴とする請求項5記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項8】

前記設置補助手段は、前記X線管装置と前記X線検出器装置との相対的な向きを計測するための位置計測手段を有することを特徴とする請求項5記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項9】

前記位置計測手段は、高周波磁気3次元位置計測装置又はステレオ赤外線カメラを有することを特徴とする請求項8記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項10】

前記結像された断層画像の歪みを補正する歪み補正手段をさらに備えることを特徴とする請求項1記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項11】

前記歪み補正手段は、前記結像された断層画像の歪みを計測するための手段を有することを特徴とする請求項10記載のデジタルX線断層撮影装置。

【請求項12】

前記歪み計測手段は、前記X線管装置と前記X線検出器装置との間に所定の位置関係で配置されたX線に映る複数の基準位置マーカと、前記断層画像上の基準位置マーカの像に基づいて前記歪みを計測する手段とを有することを特徴とする請求項11記載のデジタル

10

20

30

40

50

X線断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、多方向から撮影したデジタルX線画像から断層画像を合成するデジタルX線断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

いくつかの方向から撮影したX線画像を使って立体像を作成する技術としてdigital tomosynthesisがある（非特許文献1）。この技術を使った断層画像の撮影装置がX線デジタル断層撮影装置である。デジタル断層撮影において、X線マーカを使って各X線画像撮影時のX線管と検出器の位置を算出し、それを用いて結像処理を行うことで結像画像の解像度を向上できることが知られており、特許文献1、特許文献2、非特許文献1にも、Tuned aperture computed tomographyとして記載されている。これら文献に記載のものは検出器に固定のマーカを使うもの及び2つの検出器を使うものであるが、単一の検出器と検出器に固定されないマーカを用いる方法を採用することも可能であり、これらを含めてここではスキャン軌道キャリブレーションと呼ぶ。

【0003】

脳外科手術の術中に高解像度の画像を得るためには、スキャン軌道キャリブレーションを伴った断層撮影が必要である。そのために脳外科用X線マーカフレームおよびその取り付け・設置方法が重要である。脳外科用X線マーカフレームの機能は患部とともにマーカをX線画像に写しこむことで、X線画像撮影時の焦点、検出器位置を測定し、位置補正を行い、結像処理の解像度を向上させることであり、代表的な構成は下記のようなものである。

【0004】

患部に対しX線管側と検出器側にマーカが配置されたマーカパネルを設置する。X線管側のマーカパネルには1.5程度の概鉛円柱（または鉛球）を数cm間隔で配置し、検出器側のマーカパネルには2×6mm程度の概鉛直方体を数cm間隔で配置する。各マーカの機械的な位置関係が固定されており、高い精度で計測されている。

【0005】

フレームおよびパネルなどの構造材はX線透過性の部材で形成される。X線発生器筐体とマーカフレームの位置あわせのための機構を備える。マーカ板を適切な位置・角度で固定するための支持・固定・調節機能を備える。マーカ板を平行にするための角度調節機構や平行を確認するための水準器を備える。マーカ板の設置および取り外しが容易に行えるように脱着機構が設けられる。

【0006】

上記の構成によるマーカパネルは、各マーカを高い機械精度で配置することでスキャン軌道キャリブレーションを高精度に実施でき、マーカパネルを取り外すことで、手術の妨げになることないという基本的な機能を達成している。

【0007】

しかし、マーカパネルを脳外科の手術に用いるためにはさらに克服しなければならないA) - D)の課題がある。A) マーカパネル・支持・固定機構と、患者の肩・手術用寝台・頭部固定フレーム・ドレープ・X線撮影装置とが互いに干渉しないこと。B) X線および検出器を移動させて撮影する際にX線が透過する領域のなるべく広い範囲にマーカを配置すること。C) 手術中の清潔区域と不潔区域を乱さないこと。D) マーカパネルを垂直に保ったまま、頭部を回転して、任意の角度で頭部を撮影できること。

【0008】

A)、B)に関して、マーカ板と肩とが干渉しないためには、検出器側のマーカの配置範囲を小さくする必要があるが、そのようにすると、B)の課題が達成できないという問題点がある。さらに、配置範囲を狭くすると強度が不足するため、パネルの端部に金属の

10

20

30

40

50

支柱を設けると、支柱がX線に移ってしまい、X線透過性という要求が満たせないという問題がある。

【0009】

また、C)に関して、マーカパネルを清潔区域とする方法をとった場合、マーカパネルの支持・固定機構は頭部固定フレームの清潔区域に固定する必要がある。この場合、マーカパネルの重量が大きいと、頭部固定フレームに重量の負担がかかるため、頭部固定フレームの剛性を大きくするように改善する必要があるが、頭部固定フレーム自体もX線透過性部材で構成することが望ましいため、実際には達成が難しいという問題がある。また、頭部を回転すると、頭部固定フレームも回転してしまうため、マーカパネルも回転してしまうため、D)の要求が満たせないという問題がある。

10

【0010】

また、マーカパネルを不潔区域とする方法も考えられる。この場合、マーカフレームの取り付け部位を頭部固定フレームの回転部より寝台側（動かない部分）に取り付けることが可能になり、D)の問題が解決できる。しかし、マーカパネル不使用時には下方に垂れているドレープを、マーカパネル使用時にはマーカパネルの上に掛ける必要があるが、ドレープの下方は清潔が保たれていない場合が多く、これをマーカパネルに掛けると、滅菌状態が破壊されやすくなるという問題がある。

【0011】

このようにマーカフレームを頭部固定フレームに固定する方式は、手術時の撮影に要求される様々な課題を同時に解決できないという問題がある。

20

【特許文献1】米国特許5,359,637

【特許文献2】米国特許5,668,844

【非特許文献1】James T Dobbins III and Devon J Godfrey: Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential, PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY(Phys. Med. Biol.) 48 (2003) R65 - R106

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明の目的は、デジタルX線断層撮影装置において、マーカパネルが患者の肩等と干渉しないこと、X線および検出器を移動させて撮影する際にX線が透過する領域のなるべく広い範囲にマーカを配置すること、手術中の清潔区域と不潔区域を乱さないこと、マーカパネルを垂直に保ったまま、頭部を回転して、任意の角度で頭部を撮影できることを実現することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明に係るデジタルX線断層撮影装置は、X線管を回転自在に収容するX線管装置と、前記X線管装置と分離して構成され、前記X線管装置と対峙され、X線検出器を回転・移動可能に収容するX線検出器装置と、前記X線管装置の前面に取り付けられ、配列された複数の第1X線マーカを有する第1マーカパネルと、前記X線検出器装置の前面に取り付けられ、配列された複数の第2X線マーカを有する第2マーカパネルと、前記X線管と前記X線検出器とにより撮影された撮影向きが相違する複数のX線画像のデータを記憶する画像記憶部と、前記第1マーカパネルの座標系で表現された前記複数の第1X線マーカの位置と、前記第2マーカパネルの座標系で表現された前記複数の第2X線マーカの位置とを、前記X線画像内の前記第1X線マーカの像及び前記第2X線マーカの像、さらに前記X線管の回転を表す座標変換行列、前記X線検出器の回転を表す座標変換行列、および前記X線管装置と前記X線検出器装置との距離に基づいて統合座標系に統合して、前記統合された第1、第2X線マーカの位置に基づいて前記X線管の位置、前記X線検出器の位置、前記X線管と前記X線検出器各々の撮影向きを前記X線画像ごとに計算する位置計算部と、前記計算された前記X線管の位置、前記X線検出器の位置、前記X線管と前記X線検出器各々の撮影向きに基づいて前記複数のX線画像から断層画像を結像する結像部と

40

50

を具備する。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、デジタルX線断層撮影装置において、マーカパネルが患者の肩等と干渉しないこと、X線および検出器を移動させて撮影する際にX線が透過する領域のなるべく広い範囲にマーカを配置すること、手術中の清潔区域と不潔区域を乱さないこと、マーカパネルを垂直に保ったまま、頭部を回転して、任意の角度で頭部を撮影できることを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明を実施形態を説明する。本実施形態は、複数の方向からX線画像を撮影し断層画像を結像するデジタルX線断層撮影装置における、複数の微少な典型的には鉛片をX線マーカとして分布させたX線マーカパネルの配置と、画像に映ったマーカの像の位置関係に基づいて、X線管とX線検出器の撮影時の位置及び方向をX線画像ごとに（撮影ごとに）計算する方法である。X線管装置と検出器装置とを物理的に分離した構造とし、X線マーカパネルを各々の筐体前面に取り付ける。各マーカパネル上のマーカ位置を、統一した座標系で表すためのマーカ位置算出手段が必要とされる。それにより得られたマーカ位置を用いて、撮影後とのX線管とX線検出器の撮影時の位置及び方向を計算する。その際、マーカパネルの傾き（ロール軸の角度のずれ）を補正する演算を加える。本実施形態では、マーカパネルを被検体から離して設置できるので、手術への支障を減らすことができる。また、設置性が高く、構造が簡単であるという効果も奏する。

【0016】

詳細は後述するが、本実施形態に係るデジタルX線断層撮影装置は、X線管装置と検出器装置が分離した構成のデジタルX線断層撮影装置であり、X線管と検出器の位置及び方向を求めるためにX線管装置の前面と検出器装置の前面に取り付けられるマーカパネルとともに、X線管装置とX線検出器装置とを互いに所定の位置関係に一致又は近似させるための設置補助手段を備えている。X線管装置とX線検出器装置とを互いに所定の位置関係に一致又は近似させることで、X線管と検出器の位置及び方向を高精度に求めることができる。

【0017】

例えば、設置補助手段としては、

- ・機械的に両筐体の位置が所定の位置関係になるような連結器具
- ・レーザー投光器、高周波磁気3次元位置計測装置、ステレオ赤外線カメラを用いた位置の遠隔計測装置などの位置計測手段を用いて両装置の位置を所定の位置関係になるように調整する方法、
- ・X線管および検出器を所定の位置において、別途のマーカを撮影し、その画像からマーカ位置すなわち装置位置を算出する、

等がある。

【0018】

さらに本実施形態に係るデジタルX線断層撮影装置は、複数のマーカパネルに取り付けられた複数のX線マーカの位置を決定する手段と、得られたX線マーカの位置を利用して、X線管および検出器の位置及び向きを高精度に計算する処理手段と、計算されたX線管および検出器の位置及び向きを利用して、複数のX線画像から単一又は多断面の断層画像を結像する手段と、その結像画像を表示する手段とを備えている。

【0019】

また、本実施形態に係るデジタルX線断層撮影装置は、得られた結像画像と他の装置を用いて撮影した画像との位置合わせを行うため、上記方法で得られた結像画像の歪みを補正する手段と、X線管装置及びX線検出器装置の位置及び向きと外部のある基準座標系との位置関係を計測する手段を備える。

【0020】

さらに、被検体付近に取り付けたマーカ（被検体マーカ）と外部のある基準座標系との位置関係を計測する手段を備え、他の装置を用いた撮影画像中の被検体マーカの位置を利用して、本実施形態のデジタルX線断層撮影装置の結像画像と他の装置により得られた画像（グラフィック化されたものを含む）との位置関係を求め、その位置関係を用いて、他の装置により得られた画像と本システムの結像画像から得られた画像を重畳表示する手段が備えられる。

【0021】

図1には本実施形態に係るデジタルX線断層撮影装置のX線管装置とX線検出器装置との外観を示している。図1に示すように、本実施形態に係るデジタルX線断層撮影装置は、X線管装置30とX線検出器装置40とを有する。X線管装置30とX線検出器装置40は、互いに物理的に分離されそれぞれ別体として構成されている。X線管装置30は、キャスター32の付いたスタンド31により可搬性を有している。図2に示すように、スタンド31には、X線管33を収容する筐体34が搭載される。X線管33は、X線中心軸が撮影中心軸SCに対して傾斜する状態で撮影中心軸SCを中心として回転可能に図示しないX線管回転機構部に支持される。X線検出器装置40はキャスター42の付いたスタンド41により可搬性を有している。スタンド41には、X線検出器43を収容する筐体44が搭載される。X線検出器43には、2次元状に配列された複数の固体検出素子を有するフラットパネルデテクタが採用される。X線検出器43は、撮影中心軸SCを中心として回転可能に図示しない検出器回転機構部に支持される。

【0022】

X線管装置30の筐体34の前面には、X線マーカパネル51が装着される。X線マーカパネル51は、図3(a)に示すように、比較的高いX線透過性を有する例えばアクリル樹脂で円環形状又は円形状に形成された基板53に、基板53よりも高いX線吸収率を有する材料、典型的には鉛で球形に形成された複数のマーカ（球形マーカという）52が規則的に埋め込まれ又は貼り付けられている。X線マーカパネル51は、その中心位置において撮影中心軸（回転中心軸）SCに直交する向きに配置される。X線マーカパネル51の基板53の厚さは0.5mmないし2mm、鉛製のマーカ52は0.5mmないし2mmの直径を有する。図2に示すように、X線管33のX線焦点がその軌道上のいずれの位置にあっても、X線管33からのX線束がその全域で常に球形マーカ52が分布される範囲を通過し、それによりX線画像のフレーム全域にわたって球形マーカ52の像が分布するように、球形マーカ52が分布される範囲の幅（半径方向の長さ）が決定される。

【0023】

X線検出器装置40の筐体44の前面には、X線マーカパネル61が装着される。X線マーカパネル61は、図3(b)に示すように、比較的高いX線透過性を有する例えばアクリル樹脂で円環形状又は円形状に形成された基板63に、基板63よりも高いX線吸収率を有する材料として典型的には鉛で、球形マーカ52と識別可能に球形マーカ52とは異なる形状として例えば円柱形状に形成された複数のマーカ（円柱形マーカという）62が規則的に埋め込まれ又は貼り付けられている。基板63の厚さは0.5mmないし2mm、鉛製のマーカ62は0.5mmないし2mmの直径を有する。図2に示すように、X線検出器43の中心がその軌道上のいずれの位置にあっても、X線検出器43の検出面全域が円柱マーカ62が分布される範囲に重なり、それによりX線画像のフレーム全域にわたって円柱マーカ62の像が分布するように、円柱マーカ62が分布される範囲の縦横長が決定される。

【0024】

実際的には、各X線マーカは、X線管33の焦点と検出器43の検出面を結ぶ四角錐がX線管33および検出器43の回転に伴って移動する際に、マーカパネル51, 61を横切る範囲のうちなるべく広範な範囲に均一に配置するのが良い。マーカ52, 62の間隔は、撮影したX線画像にて十分な所定数以上のマーカ52, 62が写るようにする。各々少なくとも1つであって、合計で少なくとも3つのマーカ52, 62各々が常に写ることが必要である。あまり高密度に配置すると、X線画像のうちマーカ52, 62の影の部分

は有効に利用されないことになるので、検出器画素の利用効率が低下することを考慮して、マーカ５２，６２各々は１０個から４０個程度が常にＸ線画像に写る程度が良い。

【００２５】

これらマーカ５２，６２はＸ線画像上で明らかに異なった陰影を持つため、後述の位置合わせ処理において、撮影した画像からマーカ５２，６２を容易に区別して抽出することができる。それは、位置合わせ精度の向上、さらに再構成画像（再構成画像）の解像度の向上を実現する。

【００２６】

図４に示すように、本実施形態のデジタルＸ線断層撮影装置は、制御部１を中心として、データ／制御バス２３に、制御部１、インタフェース３、画像記憶部５、対数演算部７、マーカ同定部９、位置計算部１１、マスク生成部１３、埋め戻し部１５、再構成部１７、画像処理部１９、表示部２１が接続されてなる計算機装置を有する。画像記憶部５には、Ｘ線検出器４３から出力され、そして対数演算部７で対数演算にかけられた複数のＸ線画像のデータが記憶される。複数のＸ線画像は相互に、撮影時におけるＸ線管３３の位置、Ｘ線検出器４３の位置、Ｘ線管３３の方向の少なくとも一つが相違する。なお、Ｘ線画像には、被検体の像と共に、複数のマーカ５２，６２の像が含まれる。マーカ同定部９は、しきい値処理によりＸ線画像ごとにマーカ５２，６２の像領域を抽出する機能を備えている。マーカ５２，６２の像領域の位置関係から位置計算部１１でＸ線管３３及びＸ線検出器４３の位置及び方向がＸ線画像ごとに計算される。このマーカ５２，６２の像領域は結像処理に先立って、周辺組織の画素値に従って埋め戻されることが好ましい。マスク生成部１３は、同定されたマーカの像領域を埋め戻すために用いられるマスクをＸ線画像毎に生成する。マスクは、同定されたマーカ５２，６２の像領域と同一の輪郭を有する。マスク内の画素値には、任意の値、典型的には同定されたマーカ５２，６２の像領域の周辺画素の画素値の近似値、ここでは周辺の画素の画素値から計算された値が適用される。同定されたマーカ５２，６２の像領域の画素値を、マスクの対応する画素の画素値に置き換えることにより、同定されたマーカ５２，６２の像領域及び抽出されたマーカ５２，６２以外の手術器具等の像領域が、周辺にほぼ同化する。このような周辺に同化させる処理をここでは埋め戻し処理と称する。この処理は埋め戻し部１５により実行される。

【００２７】

位置計算部１１は、同定された複数のマーカ５２，６２の像領域の位置関係から、Ｘ線管３３の位置（Ｘ線焦点位置）、Ｘ線検出器４３の位置（Ｘ線検出面中心の位置）、Ｘ線管３３の方向（撮影中心線ＳＣに対するＸ線中心線のずれ角）、Ｘ線検出器４３の方向（撮影中心線ＳＣに対するＸ線検出面中心を通る垂直線のずれ角）をＸ線画像毎に計算する。再構成部１７は、位置計算部１１でＸ線画像毎に計算されたＸ線管３３の位置、Ｘ線検出器４３の位置、Ｘ線管３３の方向に基づいて、複数のＸ線画像から単一又は多段の断層画像のデータ（ボリュームデータ）を再構成する。画像処理部１９は、再構成された断層画像から、表示のための２次元画像、例えば任意断面の断層画像を生成する。生成された断層画像等は表示部２１のディスプレイに表示される。

【００２８】

以下に位置計算部１１による位置計算処理について説明する。例えばＸ線管３３側のマーカパネル５１に取り付けたマーカ５２のそれぞれの位置関係は、次のような表をあらかじめ作っておくことで計算機読み取り可能な形で記憶しておく。

【００２９】

Ｘ線管側マーカ配置表

マーカ＃１： x_1 y_1 z_1

マーカ＃２： x_2 y_2 z_3

マーカ＃３： x_3 y_3 z_3

...

マーカ＃ N ： x_N y_N z_N

(x_i, y_i, z_i) ($i=1..N$)は i 番目のマーカの座標値である。これらの数値は設計図面の

で適当なわかりやすい位置（マーカパネル中央など）に原点を取って読み取って作成する。同様に、検出器 4 3 側のマーカ配置表も同様に作成しておく。

【 0 0 3 0 】

X 線管 3 3 と X 線検出器 4 3 の位置及び方向の計算処理及びその精度に関しては、それらを収容する X 線管装置 3 0 と X 線検出器装置 4 0 とが相互に所定の位置関係にあることが効果的である。そのため本実施形態に係るデジタル X 線断層撮影装置では、X 線管装置 3 0 と X 線検出器装置 4 0 との相対的な位置及び向きが所定の位置及び向きに一致する又は近似するように X 線管装置 3 0 と X 線検出器装置 4 0 各々の設置を補助するための設置補助手段が装備される。つまり、X 線管装置 3 0 と X 線検出器装置 4 0 との相対的な位置及び向きが所定の位置及び向きから大きくずれていると撮影領域（結像可能領域）が小さくなってしまうか、あるいはまったく撮影できないため、おおよそ位置を合わせて設置することが必要であることと、マーカパネル 5 1 , 6 1 を用いた X 線管 3 3 と X 線検出器 4 3 の位置計算においても、X 線管装置 3 0 と X 線検出器装置 4 0 との位置がおおよそ合っている上で位置合わせするほうが、演算処理での誤りをなくすることができるためである。

10

【 0 0 3 1 】

図 1 には一例としてレーザー投光器 C , D の交点に X 線発生器装置 4 0 のスクリーンの所定の点が合うように、検出器装置 4 0 を設置した後、検出器装置 4 0 の首振り機構を用いて、レーザー投光器 E の投影点が検出器装置 4 0 のマーカラインにのるように調節する。この方法により最大でも約 5 mm 程度の位置誤差で 2 つの装置 3 0 , 4 0 の位置を合わせて設置することが可能になる。

20

【 0 0 3 2 】

その他に、設置補助手段として、

- ・機械的に両装置 3 0 , 4 0 の位置が所定の位置関係になるような連結器具
- ・高周波磁気 3 次元位置計測装置やステレオ赤外線カメラ等を用いた位置の遠隔計測装置、などの位置計測手段を用いて両筐体の位置が所定の位置関係になるような、あるいは、両筐体の位置関係を測定できるような位置あわせ補助器具
- ・X 線管 3 3 および検出器 4 3 を所定の位置において、マーカ 5 2 , 6 2 を撮影し、その画像からマーカ位置すなわち装置 3 0 , 4 0 の算出する、などの方法を用いることができる。

30

【 0 0 3 3 】

これらの方法を用いて、X 線管装置 3 0 と検出器装置 4 0 とが所定の位置関係で設置され、次のような式で X 線管装置 3 0 と検出器装置 4 0 との位置関係を表すことが可能になる。

【 数 1 】

$$\mathbf{x}^D = R(\mathbf{x}^G - \mathbf{m})$$

【 0 0 3 4 】

\mathbf{x}^G は X 線管装置 3 0 のある点（回転中心など）に原点を取った座標系での座標値であり、 \mathbf{x}^D は検出器装置 4 0 のある点（回転中心など）に原点を取った座標系での座標値である。R は回転を表す変換行列であり、スケーリングは伴わない。m は 2 つの装置 3 0 , 4 0 の平行移動を表すベクトルである。例えば、X 線管装置 3 0 と検出器装置 4 0 は平行に向かい合って配置されそれらの原点間の距離が 1 0 0 0 mm の場合、R および m は次のような値になる。

40

【数 2】

$$R = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix}, \quad m = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1000 \end{pmatrix}$$

【0035】

X線マーカ52, 62の位置を算出する位置計算部11は、ここでは、X線管側マーカパネル51のマーカ配置表と検出器側マーカパネル61のマーカ配置表に登録されているマーカ52, 62を一つの表に統合する処理を行う。この処理は次の数式で表される。

10

【数 3】

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_i^I &= R_G(\mathbf{x}_i^G - \mathbf{m}_G) & \text{for } 1 \leq i \leq N^G \\ \mathbf{x}_i^I &= R^{-1} R_D(\mathbf{x}_{i-N^G}^D - \mathbf{m}_D) + \mathbf{m} & \text{for } N^G + 1 \leq i \leq N^I \\ N^I &= N^G + N^D \end{aligned}$$

【0036】

XGi、XDiはそれぞれX線管側マーカ配置表と検出器側マーカ配置表に登録されているマーカの座標であり、NG、NDはそれぞれのマーカの数である。

20

【数 4】

$$R_D(\mathbf{x}_{i-N^G}^D - \mathbf{m}_D)$$

【0037】

はX線管側のマーカパネル51の基準位置を原点とする座標系からX線管装置40の基準位置を原点とする座標系への変換式である。

【数 5】

$$R_G(\mathbf{x}_i^G - \mathbf{m}_G)$$

30

【0038】

も同様に検出器側マーカパネル61の基準位置を原点とする座標系から検出器装置40の基準位置を原点とする座標系への変換式である。上式で得られるXIiは統一の座標系に変換されたNI個のマーカ52, 62であり、この座標一つの表に登録することで統合後マーカ配置表が得られる。上式を用いたX線マーカ位置算出手段では統一されたマーカ52, 62はすべてX線管装置30に基準を置いた座標系で表される。

【0039】

他の方法として次式でマーカ位置を算出する方法がある。

【数 6】

40

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_i^I &= R(R_G(\mathbf{x}_i^G - \mathbf{m}_G) + \mathbf{m}) & \text{for } 1 \leq i \leq N^G \\ \mathbf{x}_i^I &= R_D(\mathbf{x}_{i-N^G}^D - \mathbf{m}_D) & \text{for } N^G + 1 \leq i \leq N^I \\ N^I &= N^G + N^D \end{aligned}$$

【0040】

上式を用いたX線マーカ位置算出手段では統一されたマーカ52, 62はすべて検出器装置40に基準を置いた座標系で表される。

50

【 0 0 4 1 】

さらに他の方法として、

【 数 7 】

$$\mathbf{x}_i^I = R_T R_G (\mathbf{x}_i^G - \mathbf{m}_G) + \mathbf{m}_T \quad \text{for } 1 \leq i \leq N^G$$

$$\mathbf{x}_i^I = R_T (R^{-1} R_D (\mathbf{x}_{i-N^G}^D - \mathbf{m}_D) + \mathbf{m}) + \mathbf{m}_T \quad \text{for } N^G + 1 \leq i \leq N^I$$

$$N^I = N^G + N^D$$

10

【 0 0 4 2 】

により、マーカ 5 2 , 6 2 の位置を算出する方法もある。上の式を用いた X 線マーカ位置算出手段では統一されたマーカ 5 2 , 6 2 は、X 線管装置 3 0 や検出器装置 4 0 に基準を置いた座標系とは異なる新たな座標系で表される。新たな座標系は、例えば撮影領域の設計上の基準位置、すなわち立体撮影をする対象物を設置する基準位置をとるのが良い。装置を設置する際には、撮影領域と撮影対象物を合わせることが必要であり、そのためには撮影領域がどこになるのか基準位置を示す器具が装置に備えられている必要がある。例えばレーザ投光器により、その位置を示す器具の例などが示されている。操作者が結像領域を指定するための指定しやすさを考えると（図 5 参照）、その指定方法は、器具により示されている撮影領域基準位置からの撮影対象物のずれを指定するのが良い。そのように指定する操作を採用した場合、得られた結像の位置も、撮影領域基準位置からの相対位置で表示するのがわかりやすくて良い。上記方法でマーカ位置を算出し、マーカ 5 2 , 6 2 を撮影領域基準位置を原点とする座標系に変換しておけば、以降の結像処理では装置筐体と撮影領域基準位置の関係を考慮する必要がないため、処理が簡略化できるという効果がある。

20

【 0 0 4 3 】

なお、「撮影対象物」は撮影したい患部の実際の位置であり、「結像領域」は結像結果の断層画像に含まれる領域であり、「撮影領域基準位置」は装置の設計上の撮影可能領域の中の基準となる位置である。

【 0 0 4 4 】

スキャン軌道に沿った X 線画像の撮影手段とは、X 線管 3 3 および検出器 4 3 を移動させながら複数の X 線画像を撮影しデジタル画像を得る手段として定義される。X 線管 3 3 および検出器 4 3 の位置・向きを算出する処理手段として、撮影した X 線画像に写ったマーカ 5 2 , 6 2 の位置を検出し、画像上のそれらのマーカ 5 2 , 6 2 の位置を決定し、統合後マーカ配置表のマーカ位置とを用いて、各 X 線画像フレーム毎の X 線管 3 3 および検出器 4 3 の位置・向きを算出する手段である。以下にその方法の例が示されている。

30

【 0 0 4 5 】

X 線検出器 4 3 と X 線管 3 3 の位置合わせ処理を行う。前述したように、球形マーカ 5 2 と円柱形マーカ 6 2 の取り付け位置はあらかじめ知られている。従って、投影演算をすることにより各マーカ 5 2 , 6 2 の検出器 4 3 上の位置、すなわち画像上の位置を求めることができる。例えば、球形マーカ 5 2 の取り付け位置を r_w, k ($k = 1, 2, \dots, N_w$) とすると画像上の球形マーカ 5 2 位置は $P_i(r_w, k)$ であり、円柱形マーカ 6 2 の取り付け位置を r_b, k ($k = 1, 2, \dots, N_w$) とすると画像上の球形マーカ 5 2 位置は $P_i(r_b, k)$ である。この投影演算には X 線管 3 3 の位置 r_{is} 、検出器 4 3 の面上に定められた原点の位置 $r_{id}(0,0)$ 、検出器平面上の基底ベクトル u_{i1}, u_{i2} に対する推定値

40

【 数 8 】

$$\tilde{\mathbf{r}}_s^i, \mathbf{r}_d^i(0,0), \tilde{\mathbf{u}}_1^i, \tilde{\mathbf{u}}_2^i$$

【 0 0 4 6 】

50

が用いられる。これらが仮に正しい値だとすると、次の位置ずれ基準

【数 9】

$$c = \sum_{i=1}^{N_p} \left(\sum_{k=1}^{N_w^i} \left(\mathbf{u}_{w,k}^i - \min_j (P^i(\mathbf{r}_{w,j})) \right)^2 + \sum_{k=1}^{N_b^i} \left(\mathbf{u}_{b,k}^i - \min_j (P^i(\mathbf{r}_{b,j})) \right)^2 \right)$$

【0047】

は小さな値になる。従ってこの位置ずれ基準 c が最小になるように

【数 10】

$$\tilde{\mathbf{r}}_s^i, \mathbf{r}_d^i(0,0), \tilde{\mathbf{u}}_1^i, \tilde{\mathbf{u}}_2^i$$

10

【0048】

を決めれば、正しい管球、検出器位置が求められる。しかし、これらは多くの変数からなるため、小数のマーカ 52, 62 の位置だけでは精度良く位置を求めることができない。そこで、

【数 11】

$$\tilde{\mathbf{r}}_s^i, \mathbf{r}_d^i(0,0), \tilde{\mathbf{u}}_1^i, \tilde{\mathbf{u}}_2^i$$

20

【0049】

をより少ないパラメータにより表し、そのパラメータを推定するのが良い。下記はこれらのパラメータの候補であり、下記のうちいくつかを選択してパラメータとするのが良い。

・ スキャン中心座標（管球-検出器間の投影直線上の点でスキャン中動かないはずの点）

- ・ X線管 33 - 検出器 43 の間の距離
- ・ 投影軸と被検体カバーの角度関係を表す 3 つの角度
- ・ 検出器 43 とスキャン中心間距離
- ・ 投影振り角度
- ・ 各プロジェクション間のスキャン回転角度
- ・ 各プロジェクション毎の追加の平行移動量と検出器角度補正量

30

上 6 つのパラメータはスキャン全体で 1 セットの量であるが、最後のパラメータは 1 プロジェクションで 1 セットの量である。

【0050】

撮影に際しては、X線検出器 43 はX線管 33 と同期して回転しながらX線画像の撮影が繰り返される。このような撮影方法を一般的にループスキャンという（図 6（a）参考）。ループスキャンに限定されず、図 6（b）に示すX線検出器 43 がX線管 33 と同期して首振り運動をするコプラナースキャンであってもよい。

【0051】

40

これらパラメータを変化させて位置ずれ基準 c を最小にする処理は、既存の最適化アルゴリズムを用いれば良い。その様にして得られたパラメータから次の位置合わせ結果が算出される。

【0052】

(f) 管球位置

【数 12】

$$\tilde{\mathbf{r}}_s^i,$$

【0053】

50

検出器の面上に定められた原点の位置

【数 1 3】

$$\tilde{\mathbf{r}}_d^i(0,0)$$

【 0 0 5 4 】

検出器平面上の基底ベクトル

【数 1 4】

$$\tilde{\mathbf{u}}_1^i, \tilde{\mathbf{u}}_2^i$$

10

【 0 0 5 5 】

ここで、X線管 3 3 の位置および検出器 4 3 の原点位置は被検体カバーに定められた基準点を原点とした座標系で表される。

【 0 0 5 6 】

結像部 1 7 は、X線画像に各種前処理を適用し、それらの処理の結果得られた画像と、算出された各X線画像フレーム毎のX線管 3 3 および検出器 4 3 の位置・向きの情報、および結像領域を指定する範囲情報をもとに、結像画像を算出する手段である。結像画像の表示部 2 1 は、得られた結像画像を表示する。

【 0 0 5 7 】

20

効果として、本実施形態によれば、マーカパネル 5 1 , 6 1 に配置されたX線マーカ 5 2 , 6 2 の位置を統一された座標系にまとめるX線マーカ 5 2 , 6 2 の位置計算部 1 1 が備えられており、マーカ位置算出に必要な各種の位置関係として、

- ・マーカパネル 5 1 , 6 1 と装置 3 0 , 4 0 の間の位置関係 (R G , m G) (R D , m D)
- ・装置 3 0 , 4 0 の間の位置関係 R , m

のなかで、装置 3 0 , 4 0 の間の位置関係 R , m を決定する手段あるいはマーカパネル 5 1 , 6 1 の間の位置関係を決定する手段が備えられているため、マーカパネル 5 1 , 6 1 を単一の機構でなく、分離した機構に分配して配置することが可能になる。これにより、単一の機構にマーカパネル 5 1 , 6 1 を配置する場合に問題になる各種課題として、

30

A. マーカパネル・支持・固定機構と、患者の肩・手術用寝台・頭部固定フレーム・ドレープ・X線撮影装置とが互いに干渉しない、

B. X線管 3 3 および検出器 4 3 を移動させて撮影する際にX線が透過する領域のなるべく広い範囲にマーカパネル 5 1 , 6 1 を配置する、

C. 手術中の清潔区域と不潔区域を乱さない、

D. マーカパネル 5 1 , 6 1 を垂直に保ったまま、頭部を回転して、任意の角度で頭部を撮影できる、

という課題が同時に解決される。機構は独立したマーカパネル 5 1 , 6 1 を各々装置 3 0 , 4 0 に固定するだけなので、機構が複雑になることもなく、マーカパネル 5 1 , 6 1 を設置する手数が軽減されるため、設置の作業性が向上するようがある。

40

【 0 0 5 8 】

上記のように、本実施形態によれば、手術中の画像を撮影するための好適な装置を実現できるようになる。

【 0 0 5 9 】

なお、上記 R T と m T がX線管装置 3 0 と撮影領域の位置関係を表すものとして、これに結像領域の位置ずれを考慮すれば結像画像とX線管装置 3 0 の位置とが相対的に決定され得る。従って、第 2 の位置計測手段を導入し、X線管装置 3 0 の位置と例えば位置計測用プローブなどの相対位置関係位置を測定すれば、位置計測プローブの先端を術野の希望の位置にあて、そのポイントした位置を撮影した画像中にマーカ 5 2 として表示するといった手術ナビゲーション機能が実現するはずである。

50

【 0 0 6 0 】

しかし、X線管装置30と検出器装置40の位置関係の測定には測定の方法により数mmの誤差が生じることがあり、その場合、それが手術ナビゲーションの位置精度の劣化に直結する。

【 0 0 6 1 】

この位置ずれの補正方法について以下に記載する。

【 0 0 6 2 】

まず、X線管装置30と検出器装置40との間の位置関係を高精度に計測する。例えば、赤外線ステレオカメラを用いた位置計測装置を用意し、一方計測用の赤外線反射球マークをX線管装置30と検出器装置40に取り付け、これを用いてX線管装置30と検出器装置40のそれぞれの位置・向きを計測する。

10

【 0 0 6 3 】

歪み補正量の算出として、図7に示すように、X線管装置30の位置計測結果から、X線管装置30の側の第1の基準位置を第2の位置計測装置の座標系で求める。検出器装置40の位置計測結果から、検出器側の第2の基準位置を第2の位置計測装置の座標系で求める。X線管側あるいは検出器側どちらからでも良いので、第3、第4・・・の基準位置を第2の位置計測装置の座標系で求める。結像領域の座標系にて設計上の位置関係から第1,第2,・・・の基準位置を求める。第2の位置計測装置の座標系で表された第1,第2・・・の基準位置と、結像領域の座標系にて表された第1,第2・・・の基準位置をもちいて、第2の位置計測装置の座標系と結像領域の座標系の相対的位置関係を求める。代表的には相対的位置関係はアフィン行列で表される。

20

【 0 0 6 4 】

上記の方法で求めた相対的位置関係には、線形の歪みも含まれるため、上記方法により、結像部17で、結像画像（単一又は多段の断層画像）の歪みの補正も行われる。

【 0 0 6 5 】

結像画像を得られた相対的位置関係を元にリサンブルして表示する方法がある。本方法によれば、得られた相対的位置関係に歪み成分が含まれている場合、歪みが補正された画像を表示することができる。

【 0 0 6 6 】

また、プローブ先端位置のマーク重畳時に、位置補正を行い、補正された位置にマーク52,62を表示する方法を採用してもよい。本方法によれば、リサンプリングすることなく正しい位置にマーク52,62を表示できるので、上記方法より演算量が軽減されより高速な表示が可能であるという効果がある。

30

【 0 0 6 7 】

前述のX線検出器43とX線管33の位置合わせ処理において、マークパネル51,61の位置関係を推定パラメータに含める方法を採用することもできる。この構成では、マーク位置の算出処理は位置合わせ処理の一部として実行されることになる。以下具体的に説明する。

【 0 0 6 8 】

上述した数9の位置ずれ基準cを用いてX線マーク52,62の像を基にしたマークパネル51,61の位置計測において、次のいずれかの推定変数を加える。

40

・設計上の球形マーク52の取り付け位置 $q_{w,k}$ ($k=1,2,\dots,N_w$)から、実際のマーク52の位置 $r_{w,k}$ ($k=1,2,\dots,N_w$)を求めるための位置ずれ量および角度（最大6変数）

・設計上の円柱形マーク62の取り付け位置 $q_{b,k}$ ($k=1,2,\dots,N_w$)から、実際のマーク62の位置 $r_{b,k}$ ($k=1,2,\dots,N_w$)を求めるための位置ずれ量および角度（最大6変数）

推定変数は6変数のうち、少なくともロール角度（図8参照）を含むのが良い。設置時の床の歪みなどによりX線管装置30と検出器装置40がロール角度がずれて設置された場合、ロール角度を含まないと（従来の方法はロール角度の補正を含まない）、どのよう

50

に補正しても位置ずれ基準量が小さくならず、軌道キャリブレーションの結果に誤差が大きくなってしまいが、ロール角度を含めば、設置の際の角度がずれてもその角度が補正されるため、X線管33および検出器43の位置を高い精度で求めることができ、その結果、高解像度の画像を結像することができるという特徴がある。

【0069】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の実施形態によるデジタルX線断層撮影装置の外観を示す図。

【図2】図1のX線管装置及び検出器装置の内部を示す図。

【図3】図1のマーカパネル51、61の正面図。

【図4】本発明の実施形態によるデジタルX線断層撮影装置の計算機装置の構成を示す図。

【図5】本実施形態において、結像領域の指定を示す図。

【図6】本実施形態において、ループスキャンとコブラナースキャンを示す図。

【図7】本実施形態において、歪み補正量の算出方法の補足図。

20

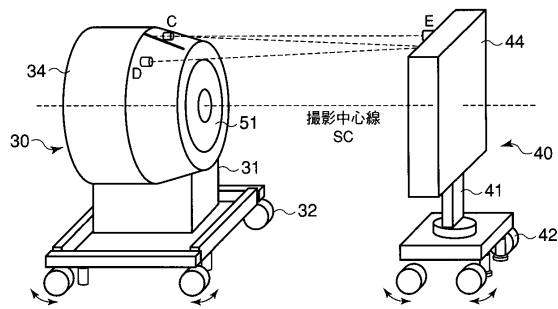
【図8】本実施形態において、ロール角度を示す図。

【符号の説明】

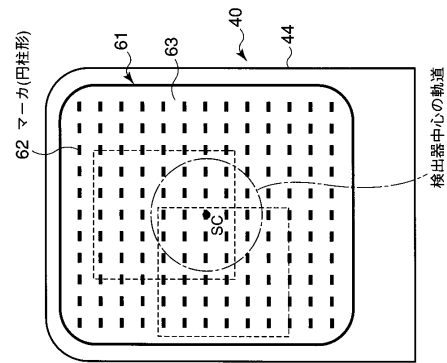
【0071】

30...X線管装置、40...X線検出器装置、31...スタンド、33...X線管、34...筐体、41...スタンド、43...X線検出器、44...筐体、51...X線マーカパネル、52...球形マーカ、61...X線マーカパネル、62...円柱形マーカ。

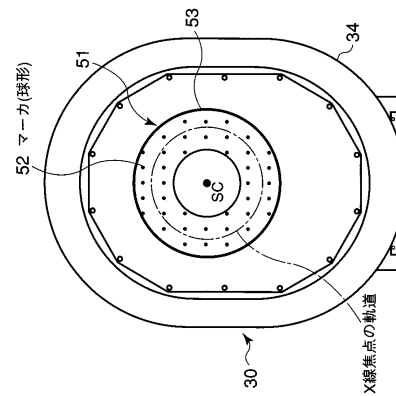
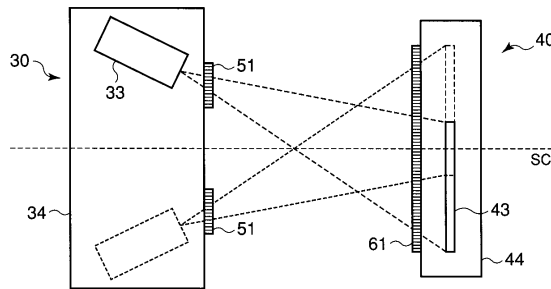
【図 1】



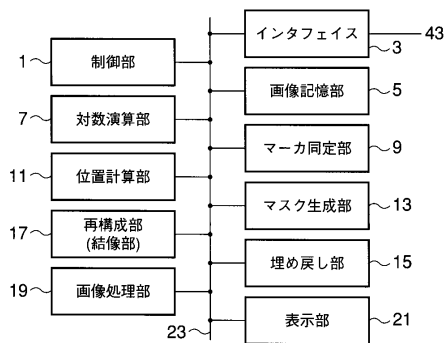
【図 3】



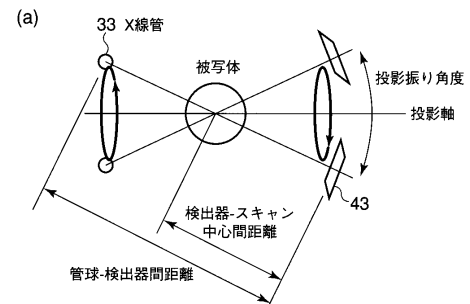
【図 2】



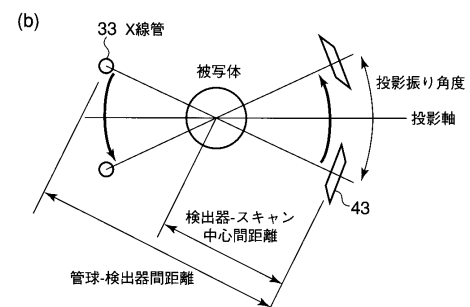
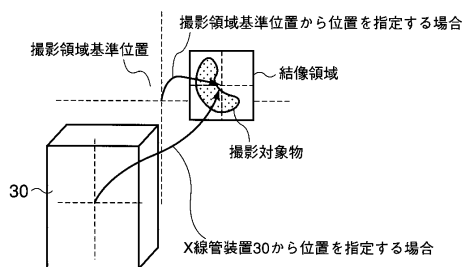
【図 4】



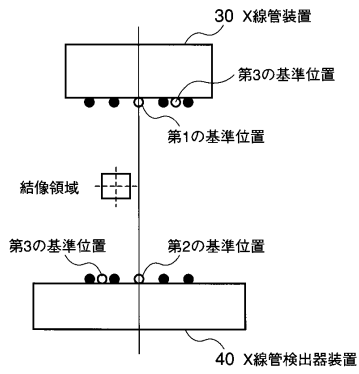
【図 6】



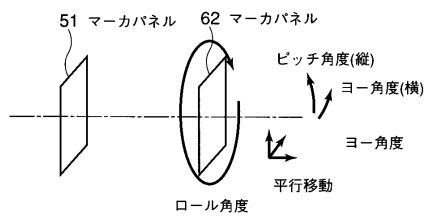
【図 5】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 大湯 重治

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社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平 1 0 - 2 9 5 6 8 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 0