

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5854608号
(P5854608)

(45) 発行日 平成28年2月9日(2016.2.9)

(24) 登録日 平成27年12月18日(2015.12.18)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 D
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 X
	A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z
	A 6 1 B 6/00 3 6 0 Z
請求項の数 13 (全 16 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号 特願2011-16864 (P2011-16864)
 (22) 出願日 平成23年1月28日(2011.1.28)
 (65) 公開番号 特開2012-152519 (P2012-152519A)
 (43) 公開日 平成24年8月16日(2012.8.16)
 審査請求日 平成25年12月24日(2013.12.24)

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 竹元 久人
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 大石 悟
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対しプローブを接触させて超音波画像を撮影する超音波診断装置と通信を行うX線診断装置において、

前記被検体に対する前記プローブの角度および位置のうち少なくともいずれかに基づき、臨床角を算出する角度算出部と、

前記超音波画像とともに、前記角度算出部で算出した前記臨床角の情報を表示する表示部と、

を有するX線診断装置。

【請求項2】

前記表示部は、

前記臨床角の情報としてアルファベットおよび数字を用いて表示する

請求項1に記載のX線診断装置。

【請求項3】

ユーザが指定したX線撮影角度を受け付けて臨床角を再計算し、前記角度算出部で算出した前記臨床角を、再計算した臨床角に修正する撮影角度修正部を、更に有し、

前記表示部は、

前記プローブで撮影した超音波画像と、前記角度算出部で算出した前記臨床角、および前記撮影角度修正部で修正した臨床角のうち、少なくともいずれかを表示する

請求項1又は2に記載のX線診断装置。

【請求項 4】

前記再計算された臨床角について、X線照射装置と受像装置とを支持する支持器が移動可能な範囲か否かを判定する移動可能判定部と、

移動可能な範囲と判定された場合には、その臨床角を実臨床角として、前記実臨床角になるように前記支持器を移動させる駆動部と、を

更に備える請求項 3 に記載の X 線診断装置。

【請求項 5】

前記表示部は、

前記超音波画像とともに、前記角度算出部で算出した前記臨床角の情報である方向と角度、および前記撮影角度修正部で修正した前記臨床角の情報である方向と角度のうち、少なくともいずれか一方を表示する

10

請求項 3 または 4 に記載の X 線診断装置。

【請求項 6】

前記表示部は、

前記臨床角の修正が可能な GUI を前記超音波画像に重畳して表示する

請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

【請求項 7】

前記角度算出部は、

モーションセンサを備え、

前記モーションセンサが検出する加速度と角速度とに基づき、前記プローブの角度または位置を算出する

20

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

【請求項 8】

前記移動可能判定部が、前記再計算された臨床角について前記支持器が移動可能な範囲ではないと判定した場合には、

前記表示部は、

警告表示を行う

請求項 4 に記載の X 線診断装置。

【請求項 9】

前記角度算出部は、

前記プローブが被検体に接する前に、少なくとも角度および位置のいずれかのキャリブレーションが行われる

30

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

【請求項 10】

前記被検体の 3 次元画像を格納する 3 次元画像データ記憶部と、

前記 3 次元画像データ記憶部に格納された前記被検体の 3 次元画像を表示する第 2 の表示部と、

前記角度算出部が算出する前記プローブの角度または位置に基づいて、そのプローブの現在位置に対応する前記被検体の 3 次元空間での第 1 断層面を算出する断層面算出部と、

を更に有し、

40

前記第 2 の表示部は、

表示される前記 3 次元画像上の該当位置に、前記断層面算出部で算出した前記第 1 断層面を重畳表示する

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

【請求項 11】

前記 3 次元画像は、予め撮影された 3 次元 CT 画像又は 3 次元 MRI 画像である

請求項 10 に記載の X 線診断装置。

【請求項 12】

前記断層面算出部は、

ユーザの指定に基づいて、前記第 1 断層面とは異なる第 2 断層面を算出し、

50

前記第 2 の表示部は、

前記第 1 断層面の角度を変更して前記第 2 断層面が作成可能な G U I を前記 3 次元画像に重畳して表示する

請求項 1 0 又は 1 1 に記載の X 線診断装置。

【請求項 1 3】

前記角度算出部は、

前記第 2 断層面における 3 次元座標空間から座標変換を行い、前記臨床角を算出する

請求項 1 2 記載の X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0 0 0 1】

本発明の実施形態は、X 線診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

被検体内にカテーテルを入れ、X 線診断装置で観察しながら治療を行うインターベンション（血管内カテーテル治療）が知られている。

【0 0 0 3】

インターベンションによる心臓の大動脈弁置換術では、カテーテルを用いて人工弁を患部に留置する手技が行われている。その際、人工弁を留置するときの位置決めが最も重要であり、誤差 5 mm 程度の精度が必要である。医師は、高精度で大動脈弁を患部に留置するために、X 線診断装置の支持器の角度を、大動脈に対して垂直に（血管の円筒に対して垂直に）設定する必要がある。このときの支持器の角度をワーキングアングルと呼ぶ。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開平 7 - 0 4 7 0 6 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 0 7 5 5 8 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

30

しかしながら、従来では医師が X 線撮影を行いながら試行錯誤によってワーキングアングルを決定している。そのため、被検体に対する被曝量が多くなる可能性があった。一方超音波診断装置は被曝を伴わず、観察箇所を特定するために被検体に対し複数回撮影を行っても、極めて低侵襲である。しかし超音波診断装置は、X 線診断装置の支持器とは連動していないため、超音波診断装置の観察箇所に合わせて X 線診断装置の支持器の角度を制御することが出来ない。

【0 0 0 6】

本発明の実施形態はこのような点を考慮してなされたもので、被検体に対し少ない被曝量でワーキングアングルを決定し、支持器を制御することができる X 線診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 7】

実施形態の X 線診断装置は、被検体に対しプローブを接触させて超音波画像を撮影する超音波診断装置と通信を行う X 線診断装置において、前記被検体に対する前記プローブの角度および位置のうち少なくともいずれかに基づき、臨床角を算出する角度算出部と、前記超音波画像とともに、前記角度算出部で算出した前記臨床角の情報を表示する表示部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0 0 0 8】

【図 1】本発明の一実施形態に係る X 線診断装置のハードウェア構成を示す概略図。

50

【図 2】本実施形態の X 線診断装置における保持装置の外観構成を示す斜視図。

【図 3】X 線診断装置の制御部の詳細を示すブロック図。

【図 4】超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 5】超音波画像上に臨床角を表示する動作を示すフローチャート。

【図 6】被検体に対する C アームの動作方向を示す図であり、(a) 被検体の体軸と平行に被検体頭部から見た図、(b) 被検体の体軸と垂直に、被検体右手側から見た図。

【図 7】超音波画像と臨床角とを同時表示した場合の表示例を示す図。

【図 8】超音波画像上で臨床角の変更を行う場合の表示例を示す図。

【図 9】3 次元画像上に臨床角を表示する動作を示すフローチャート。

【図 10】(a) 3 次元座標空間の軸方向、(b) 超音波プローブの軸方向との関係を示す図。 10

【図 11】3 次元画像と断面とを同時表示した場合の表示例を示す図。

【図 12】3 次元画像上で断面の角度変更を行う場合の表示例を示す図。

【図 13】第 2 断層面と臨床角とを同時表示した場合の表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

【0010】

図 1 は、本実施形態の X 線診断装置 100 のハードウェア構成、および X 線診断装置 100 とネットワーク N により接続される超音波診断装置 800、CT 装置 700、MRI 装置 900 とを示す概略図である。超音波診断装置 800 は超音波画像を撮影し X 線診断装置 100 に送信する。CT 装置 700 は CT 画像を撮影し、VR (Volume Rendering) 処理により 3 次元 CT 画像を形成して、X 線診断装置 100 に送信する。MRI 装置 900 は MR (Magnetic Resonance) 画像を撮影し、VR 処理により 3 次元 MR 画像を形成して、X 線診断装置 100 に送信する。 20

【0011】

図 2 は、X 線診断装置 100 における保持装置 50 の外観構成を示す斜視図である。図 1 および図 2 は、本実施形態の一例として、天井走行式 C アームを備える X 線診断装置 100 を示す。 30

【0012】

X 線診断装置 100 は、大きくは、保持装置 50 および DF (digital fluorography) 装置 60 から構成される。保持装置 50 は、検査・治療室に、DF 装置 60 は機械室などに設置される。なお、本発明に係る X 線診断装置は、天井走行式 C アームを備える X 線診断装置 100 に限定されるものではなく、床走行式 C アームを備える X 線診断装置であってもよい。 40

【0013】

保持装置 50 は、スライド機構 21、鉛直軸回転機構 23、懸垂アーム 24、C アーム回転機構 25、C アーム 26、X 線照射装置 27、受像装置 28、寝台 29、コントローラ 30、高電圧供給装置 31、駆動制御部 32 を設ける。 40

【0014】

スライド機構 21 は、Z 軸方向レール 211、X 軸方向レール 212、および台車 213 を設ける。スライド機構 21 は、駆動制御部 32 を介したコントローラ 30 による制御によって、鉛直軸回転機構 23、懸垂アーム 24、C アーム回転機構 25、C アーム 26、X 線照射装置 27、および受像装置 28 を一体として水平方向にスライドさせる。 40

【0015】

Z 軸方向レール 211 は、Z 軸方向 (天板 29a の長軸方向) に延設され、天井に支持される。

【0016】

X 軸方向レール 212 は、X 軸方向 (天板 29a の短軸方向) に延設され、その両端のローラ (図示しない) を介して Z 軸方向レール 211 に支持される。X 軸方向レール 21 50

2 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、Z 軸方向レール 2 1 1 上を Z 軸方向に移動される。

【 0 0 1 7 】

台車 2 1 3 は、ローラ（図示しない）を介して X 軸方向レール 2 1 2 に支持される。台車 2 1 3 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、X 軸方向レール 2 1 2 上を X 軸方向に移動される。

【 0 0 1 8 】

台車 2 1 3 を支持する X 軸方向レール 2 1 2 が Z 軸方向レール 2 1 1 上を Z 軸方向に移動可能であり、台車 2 1 3 が X 軸方向レール 2 1 2 上を X 軸方向に移動可能であるので、台車 2 1 3 は検査室内を水平方向（X 軸方向および Z 軸方向）に移動可能である。

【 0 0 1 9 】

鉛直軸回転機構 2 3 は、台車 2 1 3 に回転可能に支持される。鉛直軸回転機構 2 3 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、懸垂アーム 2 4、C アーム回転機構 2 5、C アーム 2 6、X 線照射装置 2 7、および受像装置 2 8 を一体として鉛直軸回転方向 T 1（図 2 に図示）に回転させる。

懸垂アーム 2 4 は、鉛直軸回転機構 2 3 によって支持される。

【 0 0 2 0 】

C アーム回転機構 2 5 は、懸垂アーム 2 4 に回転可能に支持される。C アーム回転機構 2 5 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、C アーム 2 6、X 線照射装置 2 7、および受像装置 2 8 を一体として懸垂アーム 2 4 に対する回転方向 T 2（図 2 に図示）に回転させる。

【 0 0 2 1 】

C アーム 2 6 は、C アーム回転機構 2 5 によって支持され、X 線照射装置 2 7 と受像装置 2 8 とを、被検体 P を中心に対向配置させる。C アーム 2 6 の背面又は側面にはレール（図示しない）が設けられ、C アーム回転機構 2 5 と C アーム 2 6 とによって挟み込まれる当該レールを介して、C アーム 2 6 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、X 線照射装置 2 7、および受像装置 2 8 を一体として C アーム 2 6 の円弧方向 T 3（図 2 に図示）に円弧動させる。

【 0 0 2 2 】

X 線照射装置 2 7 は、C アーム 2 6 の一端に設けられる。X 線照射装置 2 7 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、前後動が可能ないように設けられる。X 線照射装置 2 7 は、高電圧供給装置 3 1 から高電圧電力の供給を受けて、高電圧電力の条件に応じて被検体 P の所定部位に向かって X 線を照射する。X 線照射装置 2 7 は、X 線の出射側に、複数枚の鉛羽で構成される X 線照射野絞りや、シリコンゴム等で形成されハレーションを防止するために所定量の照射 X 線を減衰させる補償フィルタ等を設ける。

【 0 0 2 3 】

受像装置 2 8 は、C アーム 2 6 の他端であって X 線照射装置 2 7 の出射側に設けられる。受像装置 2 8 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、前後動が可能ないように設けられる。受像装置 2 8 は、F P D（Flat Panel Detector：平面検出器）2 8 a を含む。F P D 2 8 a は、平面的に配列された複数の検出素子により X 線を検出して電気信号に変換する。

【 0 0 2 4 】

寝台 2 9 は、床面に支持され、天板（カテーテルテーブル）2 9 a を支持する。寝台 2 9 は、駆動制御部 3 2 を介したコントローラ 3 0 による制御によって、天板 2 9 a を水平（X、Z 軸方向）動、上下（Y 軸方向）動およびローリングさせる。天板 2 9 a は、被検体 P を載置可能である。なお、保持装置 5 0 は、X 線照射装置 2 7 が天板 2 9 a の下方に位置するアンダーチューブタイプである場合を説明するが、X 線照射装置 2 7 が天板 2 9 a の上方に位置するオーバーチューブタイプである場合であってもよい。

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

コントローラ 30 は、図示しない CPU (Central Processing Unit) およびメモリを含んでいる。コントローラ 30 は、後述する操作部 14 からの指示に従って、高電圧供給装置 31、および駆動制御部 32 等の動作を制御する。

【0026】

高電圧供給装置 31 は、コントローラ 30 の制御に従って、X線照射装置 27 に高電圧電力を供給する。

【0027】

駆動制御部 32 は、コントローラ 30 の制御に従って、スライド機構 21、鉛直軸回転機構 23、Cアーム回転機構 25、Cアーム 26、X線照射装置 27、受像装置 28、および寝台 29 の天板 29a をそれぞれ駆動可能である。

10

【0028】

DF装置 60 は、コンピュータをベースとして構成されており、制御部 10、第1の表示部 11、第2の表示部 12、第3の表示部 13、操作部 14、通信部 15、記憶部 16、情報記憶媒体 17、画像処理部 18、画像データベース 19、角度データベース 20 を含み、バスによって相互に通信可能に接続されて構成されている。DF装置 60 の制御部 10 は、保持装置 50 のコントローラ 30 と接続されて相互の動作を制御する。

【0029】

操作部 14 はキーボードやマウス等であり、データの入力を行う。また操作部 14 は、コントローラ 30 および駆動制御部 32 を介して、保持装置 50 の各機構の動作を指示する。第1の表示部 11、第2の表示部 12、第3の表示部 13 はモニタ等である。第1の表示部 11 は、被検体の超音波画像と、撮影角度算出部 111 で算出した臨床角を同時表示する。第2の表示部 12 は、画像データベース 19 に格納される、VR (Volume Rendering) 処理された3次元CT画像を表示する。第3の表示部 13 はX線画像を表示する。詳細は後述する。

20

通信部 15 は、病院内LAN等のネットワークNに接続し、例えば超音波診断装置 800 やCT装置 700 等といった外部の装置との通信を行う。

【0030】

記憶部 16 は、制御部 10 や通信部 15 などのワーク領域となるもので、RAM (Random Access Memory) などにより実現できる。また記憶部 16 は、Cアーム 26 の可動範囲を格納する。

30

【0031】

情報記憶媒体 17 (コンピュータにより読み取り可能な媒体) は、プログラムやデータなどを格納するものであり、ハードディスク、或いはメモリ (Flash Memory、ROM: Read Only Memory) などにより実現できる。情報記憶媒体 17 には、本実施形態の各部としてコンピュータを機能させるためのプログラム (各部の処理をコンピュータに実行させるためのプログラム)、GUI (Graphical User Interface) 等のソフトウェア、複数のアプリケーション等が記憶される。

【0032】

制御部 10 は、全体の制御を司り、様々な演算処理や制御処理などを行う演算装置である。制御部 10 の機能は各種プロセッサ (CPU、DSP 等)、ASIC (ゲートアレイ等) などのハードウェアや、プログラムにより実現できる。制御部 10 は、情報記憶媒体 17 に格納されるプログラム (データ) に基づいて本実施形態の種々の処理を行う。

40

【0033】

画像データベース 19 は、投影画像データ記憶部 191、画像処理後データ記憶部 192、超音波画像データ記憶部 193、3次元画像データ記憶部 194 を含む。投影画像データ記憶部 191 は、保持装置 50 のFPD 28a から出力された投影画像データを記憶する。画像処理後データ記憶部 192 は、画像処理回路 182 から出力された撮影画像をデータとして記憶する。超音波画像データ記憶部 193 は、外部の超音波診断装置 800 で撮影した超音波画像を格納する。3次元画像データ記憶部 194 は、外部のCT装置 700 等であらかじめ撮影された被検体の3次元画像を格納する。

50

【 0 0 3 4 】

画像処理部 1 8 は、画像データベース 1 9 に格納される画像データの各種処理を行う。画像処理部 1 8 は、画像取得部 1 8 1、画像処理回路 1 8 2 を含む。

【 0 0 3 5 】

画像取得部 1 8 1 は、投影画像データ記憶部 1 9 1 に格納された投影画像データを取得する。また画像取得部 1 8 1 は、超音波診断装置 8 0 0 で撮影された超音波画像、および C T 装置 7 0 0 で撮影され画像処理された 3 次元 C T 画像を通信部 1 5 を介して取得し、それぞれ超音波画像データ記憶部 1 9 3、3 次元画像データ記憶部 1 9 4 に格納する。

【 0 0 3 6 】

画像処理回路 1 8 2 は、画像取得部 1 8 1 が投影画像データ記憶部 1 9 1 から取得した
10
投影画像データに対して、対数変換処理 (L O G 処理) を行なって必要に応じて加算処理して、透視画像および撮影画像 (D A 画像) のデータを生成し、この透視画像および撮影画像に対して画像処理を行う。画像処理としては、データに対する拡大 / 階調 / 空間フィルタ処理や、時系列に蓄積されたデータの最小値 / 最大値トレース処理、およびノイズを除去するための加算処理等が挙げられる。なお、画像処理回路 1 8 2 による画像処理後のデータは、第 3 の表示部 1 3 に出力されると共に、画像処理後データ記憶部 1 9 2 に記憶される。

【 0 0 3 7 】

第 3 の表示部 1 3 は、制御部 1 0 の制御によって、画像処理回路 1 8 2 によって生成される透視画像および撮影画像のデータに、検査情報 (パラメータの文字情報および目盛等)
20
を合成し、合成信号を D / A 変換後、ビデオ信号として表示する。第 3 の表示部 1 3 は、画像処理回路 1 8 2 から出力される透視画像および撮影画像をライブ表示するライブモニタや、画像処理回路 1 8 2 から出力される撮影画像を静止画像表示、また、動画再生表示する参照モニタや、F O V (field of view) 切り替えのためのデータ等、主に保持装置 5 0 の制御を行なうためのデータを表示するシステムモニタ等を含む。

【 0 0 3 8 】

図 3 に制御部 1 0 の詳細なブロック図を示す。制御部 1 0 は、撮影角度算出部 1 1 1、撮影角度修正部 1 1 2、移動可能判定部 1 1 3、断層面算出部 1 1 4 を含み、バスによって相互に通信可能に接続されて構成されている。

【 0 0 3 9 】

撮影角度算出部 1 1 1 は、後述する超音波診断装置 8 0 0 の超音波プローブ 8 9 の角度に基づき、被検体に対する X 線撮影角度 (臨床角) を算出する。また撮影角度算出部 1 1
30
1 は、3 次元画像上に表示した断層面について、3 次元座標空間から 2 次元座標空間への座標変換を行い、被検体に対する X 線撮影角度 (臨床角) を算出する。詳細は後述する。

【 0 0 4 0 】

撮影角度修正部 1 1 2 は、G U I を用いたユーザの操作により変更された角度を再度計算して、臨床角を修正する。移動可能判定部 1 1 3 は、撮影角度修正部 1 1 2 で修正した X 線撮影角度について、C アーム 2 6 が移動可能かを判定する。

断層面算出部 1 1 4 は、被検体上の超音波プローブ 8 9 の位置に基づき、第 1 の表示部
40
1 1 に表示された 3 次元 C T 画像上における断層面を算出する。また断層面算出部 1 1 4 は、ユーザが操作部 1 4 を用いて変更した、3 次元 C T 画像上における断層面も算出する。詳細は後述する。なお、制御部 1 0 内の各機能は、X 線診断装置 1 0 0 の内部に限らず、外付けの装置内であってもよい。

【 0 0 4 1 】

角度データベース 2 0 は、制御部 1 0 内の撮影角度算出部 1 1 1 で算出した臨床角、および撮影角度修正部 1 1 2 で再度算出し修正した臨床角を格納する。詳細は後述する。

【 0 0 4 2 】

図 4 に X 線診断装置 1 0 0 とネットワーク N を介して接続する超音波診断装置 8 0 0 の
50
詳細ブロック図を示す。超音波診断装置 8 0 0 は、制御部 8 0、表示部 8 2、操作部 8 3、通信部 8 5、記憶部 8 6、情報記憶媒体 8 7、画像処理部 8 8、超音波プローブ 8 9 を

含む。

【0043】

制御部80、操作部83、通信部85、記憶部86、情報記憶媒体87は、X線診断装置100と同様の動作を行うため、説明を省略する。

【0044】

超音波プローブ89は角度センサ891および位置センサ892を備える。超音波プローブ89は被検体に当てることで、当該位置における断層画像データを撮影し、角度センサ891および位置センサ892で検出した角度情報および位置情報と共に画像処理部88に送る。画像処理部88は、超音波プローブ89が取得した断層画像データに画像処理を行って、角度情報および位置情報を含む超音波画像を生成する。

10

表示部82は、被検体での超音波プローブ89の位置における超音波画像を表示する。

【0045】

次に、上記構成のX線診断装置100の動作について説明する。なお、本実施形態においては、例えば心臓の大動脈弁置換術を行うために大動脈弁が観察出来る角度を決定する動作について述べる。

【0046】

<実施例1>

超音波画像上に臨床角を表示する場合の超音波診断装置800およびX線診断装置100の動作の一例について、図5を用いて説明する。

【0047】

20

まず超音波診断装置800における超音波プローブ89のキャリブレーションを行う(ステップS101)。キャリブレーションの一例を、図6に示すCアーム26の動作方向を参照して以下に述べる。図6(a)は被検体の体軸と平行に、被検体頭部から見た図である。Cアーム26がT2方向に動作する際、被検体の左手側方向をLAO方向、右手側方向をRAO方向とする。図6(b)は被検体の体軸と垂直に、被検体の右手側から見た図である。Cアーム26がT3方向に動作する際、被検体の頭部方向をCRA方向、脚部方向をCAU方向とする。ユーザは超音波プローブ89を垂直に立て、超音波画像のファン方向が被検体の左右方向と一致するようにする。制御部80は、超音波プローブ89が有する角度センサ891の情報を、通信部85を介してX線診断装置100の撮影角度算出部111に送信する。撮影角度算出部111は、送信された角度センサ891の情報より、現在の状態をLAO、RAO方向0度、CRA、CAU方向0度と設定する。

30

【0048】

次に、ユーザは超音波プローブ89を被検体に接触させる(ステップS103)。次にユーザは、超音波プローブ89を操作して表示部82に表示される超音波画像を見ながら、大動脈弁が垂直に観察出来る位置を探す。そして当該位置が決定したら、超音波プローブ89は超音波画像(断層画像)データを撮影して取得し(ステップS104)、角度センサ891は超音波プローブ89の角度に関する情報を検出する(ステップS105)。このとき角度センサ891は6軸モーションセンサを用い、x、y、z方向に水平方向の加速度 $a(t)$ と、x軸、y軸、z軸まわりの角速度 $\omega(t)$ を検出する。

【0049】

40

制御部80は、角度センサ891が検出した加速度 $a(t)$ および角速度 $\omega(t)$ を通信部85を介してX線診断装置100に送る(ステップS107)。

【0050】

X線診断装置100内の制御部10は、ステップS107で送信された加速度 $a(t)$ および角速度 $\omega(t)$ を通信部15を介して取得する(ステップS151)。次に制御部10内の撮影角度算出部111は、ステップS151で取得した加速度 $a(t)$ および角速度 $\omega(t)$ の情報に基づき、X線撮影角度(臨床角)を算出する(ステップS153)。

【0051】

ステップS153における臨床角の算出方法の詳細について述べる。時刻 t における加速度 $a(t)$ と角速度 $\omega(t)$ が分かれば、(1)式、(2)式より時刻 t における位置 $x(t)$ と

50

角度 $\theta(t)$ を算出することができる。

【 0 0 5 2 】

【 数 1 】

$$\frac{d^2x(t)}{dt^2} = a(t) \quad \dots(1)$$

$$\frac{d\theta(t)}{dt} = \omega(t) \quad \dots(2)$$

【 0 0 5 3 】

撮影角度算出部 1 1 1 は、図 6 より、ステップ S 1 0 1 において超音波プローブ 8 9 のキャリブレーションを行った時刻を $t = 0$ とし、(2) 式より、時刻 t における z 軸まわりの角度 $z(t)$ 、 x 軸まわりの角度 $x(t)$ を算出して、臨床角を求める。求めた臨床角は、角度データベース 2 0 内に一時的に格納する。

【 0 0 5 4 】

次に第 1 の表示部 1 1 は、ステップ S 1 5 3 で算出した臨床角と、ステップ S 1 0 4 で超音波プローブ 8 9 が撮影して取得した超音波画像とを同時表示する(ステップ S 1 5 5)。この同時表示の例を図 7 に示す。図 7 では、超音波プローブ 8 9 が撮影した超音波画像上に、臨床角「L A O 4 0 °、C A U 1 0 °」を重畳して右下に表示している。この時点で第 1 の表示部 1 1 に臨床角が表示されているが、C アーム 2 6 自体はまだ表示されている臨床角に動作していない。

【 0 0 5 5 】

大動脈弁を垂直に観察出来る断面の位置が決定しても、その断面における X 線照射装置 2 7 と F P D 2 8 を対向配置するための角度、つまり C アーム 2 6 の取り得る臨床角は 3 6 0 度存在する。しかし実際には機械的な制約があるため、C アーム 2 6 の取り得る臨床角の範囲は限られている。また、ユーザが治療する際に、C アーム 2 6 がユーザにとって邪魔な位置とならず、ユーザが観察かつ治療のし易い適切な観察角度が存在する。よって、ステップ S 1 5 3 で算出した臨床角から、C アーム 2 6 の可動範囲であり、かつユーザが観察しやすい角度(以後、実臨床角とする)に修正する必要がある。

【 0 0 5 6 】

そこで制御部 1 0 は、モニタ上で角度の変更が可能な G U I を情報記憶媒体 1 7 から呼び出し、この G U I に基づく表示を超音波画像上に重畳して、第 1 の表示部 1 1 に表示する(ステップ S 1 5 6)。一例を図 8 に示す。図 8 で、超音波画像の縦軸に対して水平な矢印 [A 1] が、ステップ S 1 5 3 で算出した臨床角における向きとし、ポインタ [X] をドラッグすることによって矢印 [A 1] の向きが変更されるとする。このとき、矢印 [A 1] の角度値は右下の [a 1] の位置に表示される。ユーザが操作部 1 4 を用い、ポインタ [X] をドラッグして矢印を [A 2] の向きに変更すると、撮影角度修正部 1 1 2 は、矢印 [A] と矢印 [A 2] とで成す角度 θ と、[a 1] の位置に表示されている臨床角 α とに基づいて、矢印 [A 2] における角度を算出し、第 1 の表示部 1 1 の左下、[a 2] の位置に角度を表示する(ステップ S 1 5 7)。

【 0 0 5 7 】

次に移動可能判定部 1 1 3 は、記憶部 1 6 に格納された C アーム 2 6 の可動範囲の角度を参照し、ステップ S 1 5 7 で算出した矢印 [A 2] における角度が、C アーム 2 6 の移動可能な角度であるか否かを判定する(ステップ S 1 5 9)。C アーム 2 6 の移動可能な角度では無い場合(ステップ S 1 5 9 で「N o」)、第 1 の表示部 1 1 は、超音波画像上にエラー表示を行ったり、[a 2] の角度表示の色を変更したりと、角度を修正するよう促す表示を行う(ステップ S 1 6 1)。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 5 7 で算出した角度が C アーム 2 6 の移動可能な角度である場合(ステップ S 1 5 9 で「Y e s」)、この角度が実臨床角である。コントローラ 3 0 は駆動制御部

10

20

30

40

50

32を介してCアーム26を当該角度になるように移動し(ステップS163)、X線撮影を行う(ステップS165)。このように、ユーザにとって観察に適切な角度かつCアーム26が移動可能な角度である実臨床角で大動脈弁が観察出来、精度の良い治療が可能となる。

【0059】

<実施例2>

上述した実施例1では、超音波プローブ89の角度に関する情報から直接臨床角を算出したが、心臓の超音波画像を撮影する場合、肋骨等に遮られ、大動脈弁を垂直方向に観察出来る被検体の位置に超音波プローブを接触するのが困難である場合がある。そこで、CT装置700やMRI装置900で予め撮影していた心臓の3次元画像と超音波画像とを

10

【0060】

以下、CT装置700で予め撮影した3次元CT画像上に臨床角を表示する場合の超音波診断装置800およびX線診断装置100の動作の一例について、図9を用いて説明する。

【0061】

まず、ステップS101と同様、超音波診断装置800における超音波プローブ89のキャリブレーションを行う(ステップS201)。ステップS201では、角度のキャリブレーションに加えて位置のキャリブレーションも行う。キャリブレーションの一例を、図10(a)に示す3次元画像の座標空間と、図10(b)に示す超音波プローブ89の動作方向を参照して以下に述べる。まず、角度のキャリブレーションについて述べる。ユーザは超音波プローブ89を垂直に立て、超音波画像のファン方向が被検体の左右方向と一致するようにする。制御部80は、超音波プローブ89が有する角度センサ891の情報を、通信部85を介してX線診断装置100の断層面算出部114に送信する。断層面算出部114は、送信された角度センサ891の情報より、時刻 $t=0$ において超音波プローブ89の長軸方向が3次元空間座標のy軸に平行、超音波プローブ89のファン方向がx軸に平行、超音波プローブ89の短軸方向がz軸に平行になるよう設定する。

20

【0062】

次に位置のキャリブレーションの一例を以下に述べる。ユーザは、角度のキャリブレーション同様に超音波プローブ89を垂直に立て、超音波画像のファン方向が被検体の左右方向と一致する状態を保ったまま、例えば被検体の胸骨の最下部を目印にして超音波プローブ89を接触させ超音波画像を撮影し、第1の表示部11にこの超音波画像を表示する。一方、X線診断装置100内の制御部10は3次元画像データ記憶部194より3次元CT画像を読み出し、第2の表示部12に表示する。ユーザは、第2の表示部12に表示された3次元CT画像より、現在超音波プローブ89が接触している胸骨の最下部の位置を探し、第1の表示部11に表示されている超音波画像と同じ断面図になる位置Pを3次元CT画像上で決定して位置合わせを行う。制御部80は、超音波プローブ89が有する位置センサ892の情報を、通信部85を介してX線診断装置100の断層面算出部114に送信する。断層面算出部114は、送信された位置センサ892の情報より、位置Pを時刻 $t=0$ の基準位置として設定する。これにより、超音波プローブ89と3次元CT

30

40

画像における断面とを連動させることができる。

【0063】

次に、ステップS103同様、ユーザは超音波プローブ89を被検体に接触させる(ステップS203)。次にユーザは、超音波プローブ89を操作して表示部82に表示される超音波画像を見ながら、大動脈弁が観察出来る位置を、超音波プローブ89を被検体に接触して探す。このとき、観察位置は肋骨に邪魔されているために、超音波プローブ89は大動脈弁と垂直とはならない。当該位置が決定したら、超音波プローブ89は超音波画像(断層画像)データを撮影して取得し(ステップS204)、角度センサ891および位置センサ892は超音波プローブ89の角度および位置に関する情報をそれぞれ検出する(ステップS205)。このとき角度センサ891は上述したように6軸モーションセ

50

ンサを用い、加速度 $a(t)$ と角速度 (t) を検出する。

【0064】

制御部80は、角度センサ891が検出した加速度 $a(t)$ および角速度 (t) 、および位置センサ892が検出した、位置に関する情報を通信部85を介してX線診断装置100に送る(ステップS207)。

【0065】

X線診断装置100内の制御部10は、ステップS207で送信された加速度 $a(t)$ 、角速度 (t) 、および位置に関する情報を通信部15を介して取得する(ステップS251)。次に制御部10内の断層面算出部114は、ステップS251で取得した加速度 $a(t)$ 、角速度 (t) 、および位置に関する情報と、ステップS201で超音波プローブ89の
10 キャリブレーションを行った際に読み出した3次元CT画像とに基づき、超音波プローブ89の現在位置に対応する3次元空間での断面B1を算出し、第2の表示部12に表示される3次元CT画像の該当位置に断面B1を重畳して表示する(ステップS241)。このとき第2の表示部12に表示される3次元CT画像と断面B1の例を図11に示す。

【0066】

ステップS241で得られた3次元空間での断面は、断面作成に基づく超音波プローブ89の位置が、肋骨の位置の関係上、大動脈弁を垂直に観察可能な位置ではなかったため、大動脈弁が観察しやすい断面とは限らない。よって、Cアーム26の可動範囲であり、ユーザが大動脈弁を観察しやすい断面に修正する必要がある。

【0067】

そこで制御部10は、モニタ上で断面の位置、角度の変更が可能なGUIを情報記憶媒体17から呼び出し、このGUIに基づく表示を3次元CT画像上に重畳して、第2の表示部12に表示する(ステップS242)。一例を図12に示す。図12で、ポインタXをドラッグすることによって、ステップS241で算出した断面B1から、断面B2が作成され表示される(ステップS243)。このときの断面B2を第2断層面と呼ぶ。なお、第2断層面は図12に表示されている平面上だけでなく、3次元空間上のどの平面をユーザが指定してもよい。

【0068】

次に撮影角度算出部111は、ステップS243で作成した第2断層面における3次元座標空間から、Cアーム26の動作する2次元座標空間への座標変換を行い(ステップS245)、被検体に対する臨床角を算出する(ステップS253)。このときの第2断層面および臨床角の表示の例を図13に示す。

【0069】

以降、ステップS255~S265の第2断層面に関する動作は、実施例1におけるステップS155~S165の超音波画像に関する動作と同様であるため、説明を省略する。このように、肋骨との位置関係のため超音波プローブ89が超音波画像の撮影を所望の位置で行えなかった場合、3次元CT画像上に断面としての超音波画像を表示して、適切な観察角度かつCアーム26が移動可能な角度で大動脈弁を観察することが出来、精度の良い治療が可能である。

【0070】

以上説明した実施例によれば、超音波プローブ89を操作して大動脈弁が垂直に観察出来る位置をさがし、当該位置について超音波画像を撮影する。この時の超音波プローブ89の角度に関する情報に基づいて、X線診断装置100の撮影角度算出部111は、臨床角を算出する。算出した臨床角から、Cアーム26の可動範囲であり、かつユーザが観察しやすい角度である実臨床角に変更する。これにより、超音波プローブ89で診断位置を決定してからX線診断装置100を使用するので、被検体に対し少ない被曝量でワーキングアングルを決定することが出来る。また、肋骨で遮られるために超音波プローブ89が大動脈弁に対して垂直に観察出来ない場合は、予めCT装置で撮影した3次元CT画像を用いて断面としての超音波画像を得、断面の角度を変更して大動脈弁に対し適切な観察面を得、臨床角および実臨床角を求めることができる。

10

20

30

40

50

【0071】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

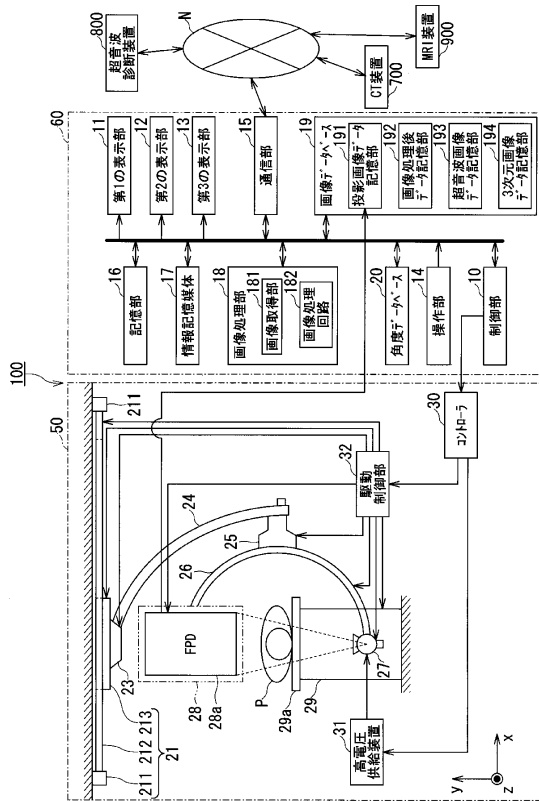
【符号の説明】

【0072】

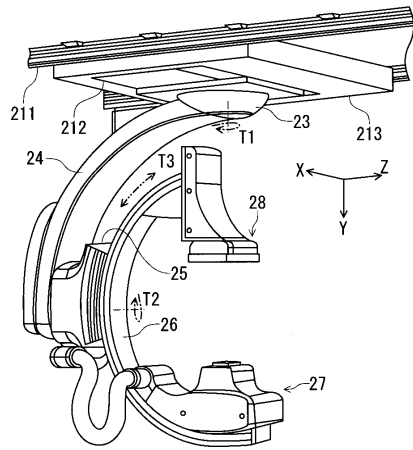
100... X線診断装置、50... 保持装置、60... DF装置、10... 制御部、11... 第1の表示部、12... 第2の表示部、13... 第3の表示部、14... 操作部、15... 通信部、16... 記憶部、17... 情報記憶媒体、18... 画像処理部、19... 画像データベース、20... 角度データベース、111... 撮影角度算出部、112... 撮影角度修正部、113... 移動可能判定部、114... 断層面算出部、181... 画像取得部、182... 画像処理回路、191... 投影画像データ記憶部、192... 画像処理後データ記憶部、193... 超音波画像データ記憶部、194... 3次元画像データ記憶部、800... 超音波診断装置、700... CT装置、900... MRI装置。

10

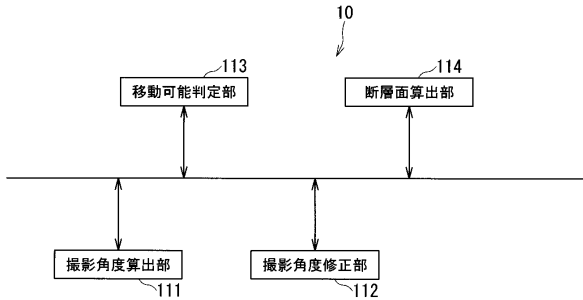
【図1】



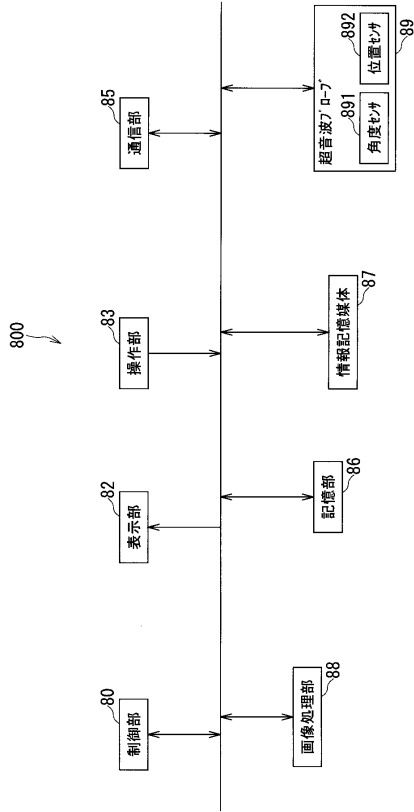
【図2】



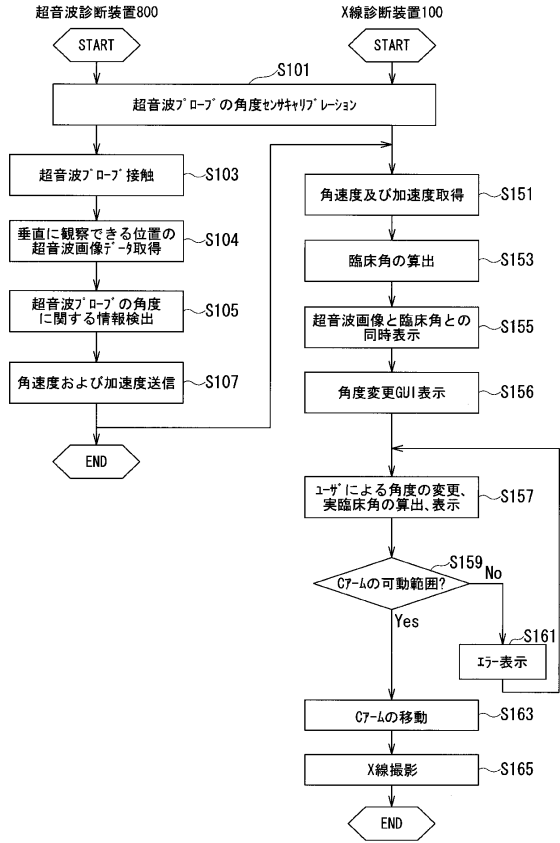
【図3】



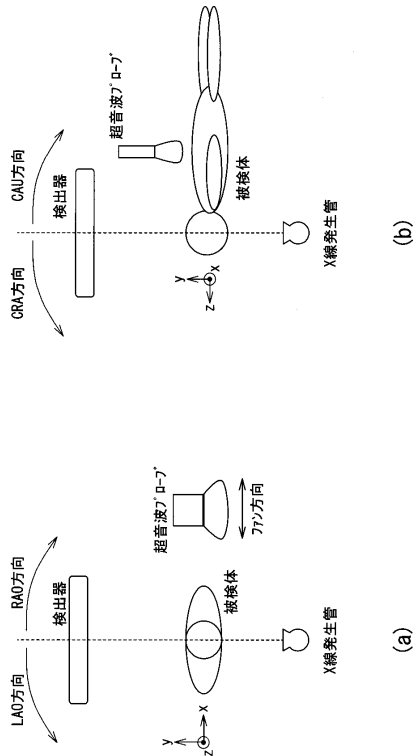
【図4】



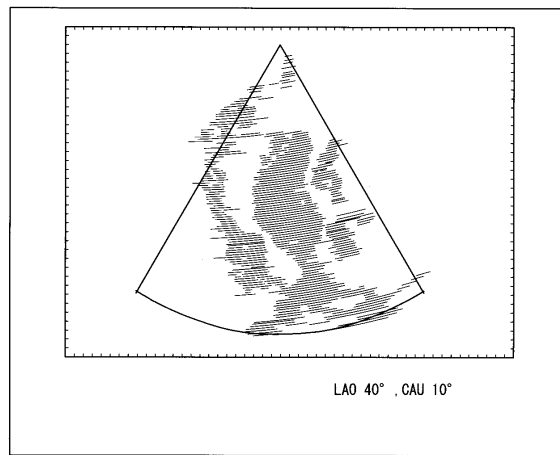
【図5】



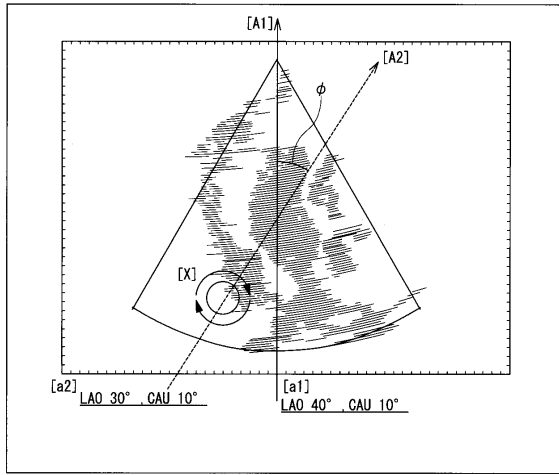
【図6】



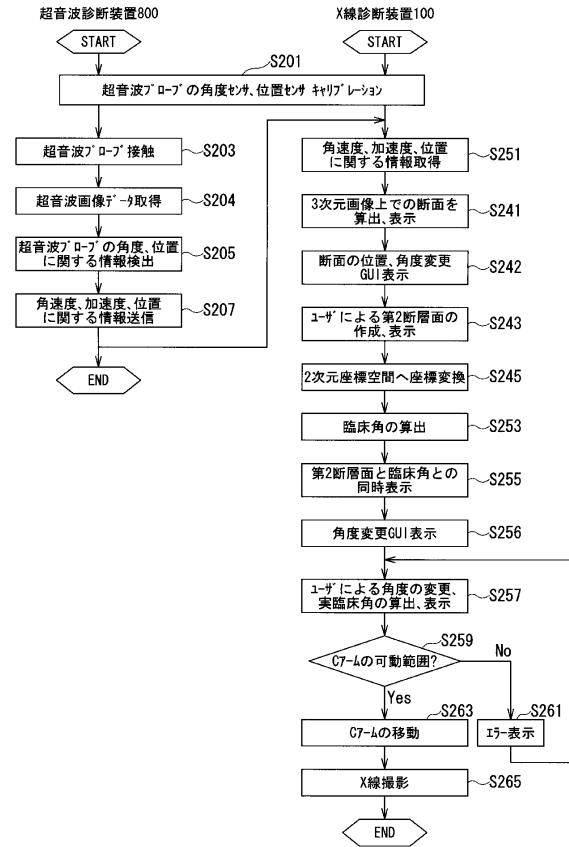
【図7】



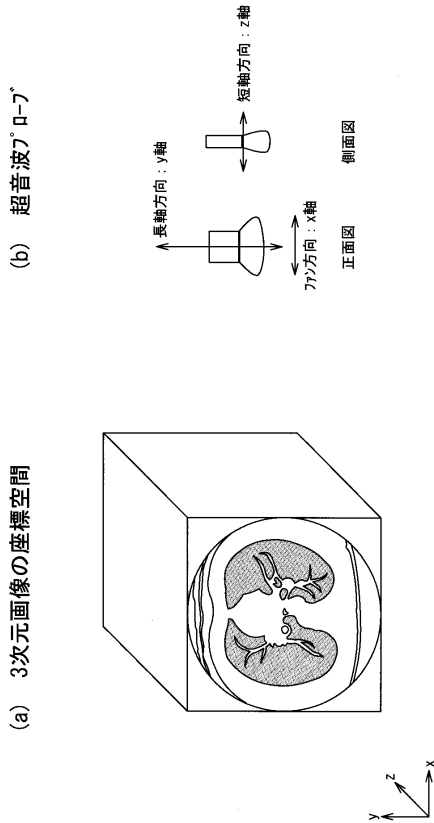
【図8】



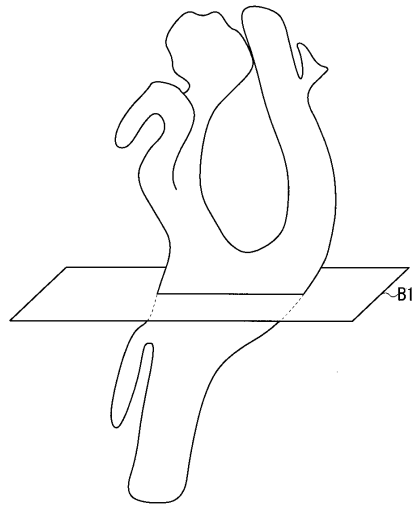
【図9】



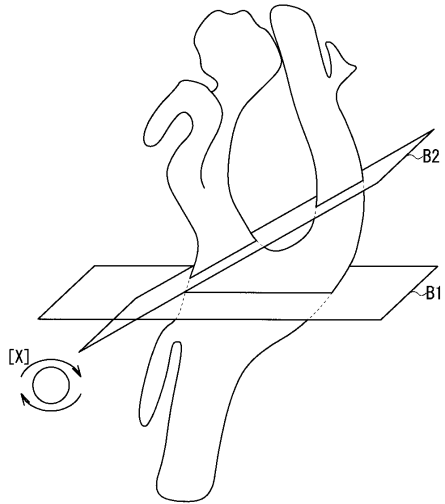
【図10】



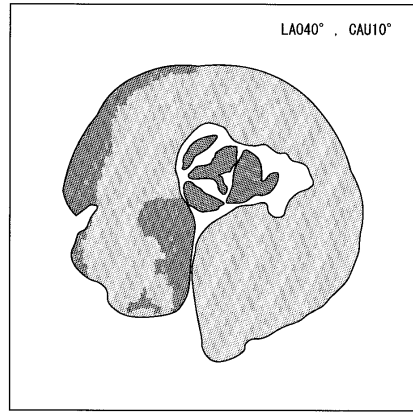
【図11】



【 1 2 】



【 1 3 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00

審査官 伊藤 昭治

(56) 参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 4 8 4 6 7 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 1 2 5 7 7 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 0 0 3 5 2 8 (U S , A 1)

(58) 調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 N 5 / 0 0 - 5 / 1 0

专利名称(译)	X射线诊断装置		
公开(公告)号	JP5854608B2	公开(公告)日	2016-02-09
申请号	JP2011016864	申请日	2011-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	竹元久人 大石悟		
发明人	竹元 久人 大石 悟		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/00.300.D A61B6/00.300.X A61B6/00.320.Z A61B6/00.360.Z A61B8/00		
F-TERM分类号	4C093/AA16 4C093/AA30 4C093/CA34 4C093/DA02 4C093/EB12 4C093/EB13 4C093/EB17 4C093/EC02 4C093/EC03 4C093/EC16 4C093/EC28 4C093/EC33 4C093/FB12 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FG01 4C093/FH06 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA24 4C601/KK47 4C601/LL33		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2012152519A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种放射性诊断设备，可以通过较小的照射剂量确定工作角度并控制支持设备。解决方案：放射诊断设备与超声诊断设备通信，通过接触探头与超声波图像进行拍摄主题。该装置包括：检测单元，检测超声诊断设备相对于对象的角度和位置中的至少一个；角度计算单元，其基于由检测单元检测到的探头的角度来计算作为射线照相角度的临床角度；以及基于由角度计算单元计算的临床角度移动支撑装置的驱动单元。

(21) 出願番号	特願2011-16864 (P2011-16864)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成23年1月28日 (2011.1.28)		
(65) 公開番号	特開2012-152519 (P2012-152519A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成24年8月16日 (2012.8.16)	(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
審査請求日	平成25年12月24日 (2013.12.24)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	竹元 久人 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	大石 悟 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内