

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-152519

(P2012-152519A)

(43) 公開日 平成24年8月16日(2012.8.16)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
<b>A 6 1 B 8/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/00 3 0 0 D	4 C 6 0 1
	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	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (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)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 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

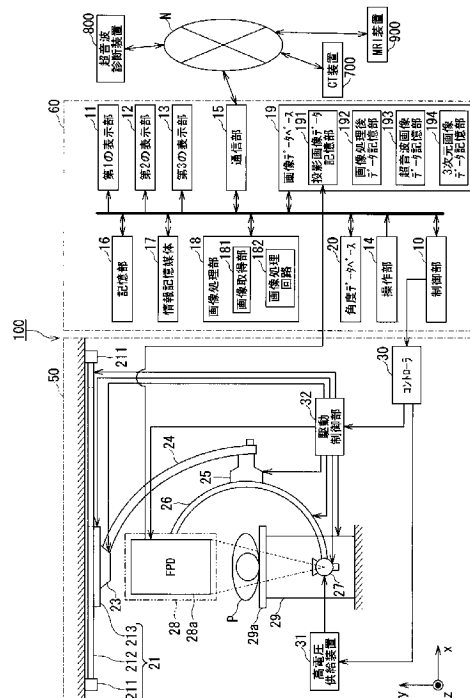
(54) 【発明の名称】 X線診断装置

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】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し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超音波診断装置のプローブの角度および位置の少なくともいずれかを検出する検出部と、前記検出部で検出した前記プローブの角度に基づき、X線撮影角度である臨床角を算出する角度算出部と、前記角度算出部で算出した前記臨床角に基づき、支持器を移動させる駆動部と、を有することを特徴とする。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対しプローブを接触し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超音波診断装置のプローブの角度および位置の少なくともいずれかを検出する検出部と、

前記検出部で検出した前記プローブの角度に基づき、X 線撮影角度である臨床角を算出する角度算出部と、

前記角度算出部で算出した前記臨床角に基づき、支持器を移動させる駆動部と、

を有することを特徴とする X 線診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記角度算出部で算出した前記臨床角に基づき、ユーザが指定した X 線撮影角度である実臨床角に修正する撮影角度修正部と、

前記プローブで撮影した超音波画像と、少なくとも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前記実臨床角のうちいずれかを表示する第 1 の表示部と、

を更に有し、

前記駆動部は、前記撮影角度修正部で修正した前記実臨床角に基づき支持器を移動させるよう構成される、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記第 1 の表示部は、前記超音波画像上に、少なくとも前記臨床角算出部で算出した臨床角とその向き、および前記撮影角度修正部で修正した実臨床角とその向きのうち 1 つをさらに表示する、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

**【請求項 4】**

前記第 1 の表示部は、X 線撮影角度の修正が可能な GUI を前記超音波画像に重畳して表示するよう構成される、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

**【請求項 5】**

前記撮影角度修正部で修正した前記実臨床角の値は、前記角度算出部で算出し前記第 1 の表示部に表示された前記臨床角の値と、前記臨床角と前記実臨床角とで成す角度より求める、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

30

**【請求項 6】**

前記検出部は、モーションセンサであり、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よう構成される、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

**【請求項 7】**

前記撮影角度修正部で修正した前記実臨床角が、前記支持器の可動範囲内であるか否かを判定する可動判定部を更に有し、

前記可動判定部で、前記実臨床角が前記支持器の可動範囲外であると判定された場合、前記表示部は警告表示を行うよう構成される、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

40

**【請求項 8】**

前記検出部は、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いずれかのキャリブレーションを行う、

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

**【請求項 9】**

3次元画像を格納する3次元画像データ記憶部と、

50

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、

前記検出部で検出したプローブの被検体に対する角度および位置に基づき、第 1 断層面を算出する断層面算出部と、

前記断層面算出部で算出した前記第 1 断層面に基づき、第 2 断層面を作成する第 2 断層面作成部と、

をさらに有し、

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、および前記第 2 断層面作成部で作成された前記第 2 断層面の少なくとも 1 つを重畳表示する、

10

ことを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 10】

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 GUI を前記 3 次元画像に重畳して表示するよう構成される、

ことを特徴とする請求項 9 記載の X 線診断装置。

【請求項 11】

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よう構成される、

ことを特徴とする請求項 9 記載の X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X 線診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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。

【0003】

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。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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】

40

【0005】

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。

【0006】

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

50

ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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し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超音波診断装置のプローブの角度および位置の少なくともいずれかを検出する検出部と、前記検出部で検出した前記プローブの角度に基づき、X線撮影角度である臨床角を算出する角度算出部と、前記角度算出部で算出した前記臨床角に基づき、支持器を移動させる駆動部と、を有することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

10

【0008】

【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。

【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。

20

【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。

【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】

30

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。

【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。

40

【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。

【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

50

ラ 3 0、高電圧供給装置 3 1、駆動制御部 3 2 を設ける。

【 0 0 1 4 】

スライド機構 2 1 は、Z 軸方向レール 2 1 1、X 軸方向レール 2 1 2、および台車 2 1 3 を設ける。スライド機構 2 1 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、鉛直軸回転機構 2 3、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 を一体として水平方向にスライドさせる。

【 0 0 1 5 】

Z 軸方向レール 2 1 1 は、Z 軸方向（天板 2 9 a の長軸方向）に延設され、天井に支持される。

【 0 0 1 6 】

X 軸方向レール 2 1 2 は、X 軸方向（天板 2 9 a 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 2 1 1 に支持される。X 軸方向レール 2 1 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

10

20

30

40

50

。受像装置 28 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、前後動が可能ないように設けられる。受像装置 28 は、FPD (Flat Panel Detector: 平面検出器) 28a を含む。FPD 28a 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。

【0024】

寝台 29 は、床面に支持され、天板 (カテータルテーブル) 29a を支持する。寝台 29 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、天板 29a 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 29a は、被検体 P を載置可能である。なお、保持装置 50 は、X 線照射装置 27 が天板 29a 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 27 が天板 29a 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。

10

【0025】

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。

20

【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。

30

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。

40

【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】

50

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。

#### 【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。

10

#### 【0034】

画像処理部 18 は、画像データベース 19 に格納される画像データの各種処理を行う。画像処理部 18 は、画像取得部 181、画像処理回路 182 を含む。

#### 【0035】

画像取得部 181 は、投影画像データ記憶部 191 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 181 は、超音波診断装置 800 で撮影された超音波画像、および CT 装置 700 で撮影され画像処理された 3次元 CT 画像を通信部 15 を介して取得し、それぞれ超音波画像データ記憶部 193、3次元画像データ記憶部 194 に格納する。

20

#### 【0036】

画像処理回路 182 は、画像取得部 181 が投影画像データ記憶部 191 から取得した投影画像データに対して、対数変換処理（LOG 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（DA 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 182 による画像処理後のデータは、第 3 の表示部 13 に出力されると共に、画像処理後データ記憶部 192 に記憶される。

#### 【0037】

第 3 の表示部 13 は、制御部 10 の制御によって、画像処理回路 182 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）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 13 は、画像処理回路 182 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 182 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、FOV（field of view）切り替えのためのデータ等、主に保持装置 50 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。

30

#### 【0038】

図 3 に制御部 10 の詳細なブロック図を示す。制御部 10 は、撮影角度算出部 111、撮影角度修正部 112、移動可能判定部 113、断層面算出部 114 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。

40

#### 【0039】

撮影角度算出部 111 は、後述する超音波診断装置 800 の超音波プローブ 89 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 111 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。

#### 【0040】

撮影角度修正部 112 は、GUI 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 113 は、撮影角度修正部 112 で修正した X 線撮影角度について、C アーム 26 が移動可能かを判定する。

50

断層面算出部 114 は、被検体上の超音波プローブ 89 の位置に基づき、第 1 の表示部 11 に表示された 3 次元 CT 画像上における断層面を算出する。また断層面算出部 114 は、ユーザが操作部 14 を用いて変更した、3 次元 CT 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 10 内の各機能は、X 線診断装置 100 の内部に限らず、外付けの装置内にあってもよい。

【0041】

角度データベース 20 は、制御部 10 内の撮影角度算出部 111 で算出した臨床角、および撮影角度修正部 112 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。

【0042】

図 4 に X 線診断装置 100 とネットワーク N を介して接続する超音波診断装置 800 の詳細ブロック図を示す。超音波診断装置 800 は、制御部 80、表示部 82、操作部 83、通信部 85、記憶部 86、情報記憶媒体 87、画像処理部 88、超音波プローブ 89 を含む。

10

【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。

20

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。

30

【0047】

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。

40

【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

50

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】

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 $x(t)$ と角度 $\theta(t)$ を算出することができる。

【0052】

【数1】

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

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

【0053】

撮影角度算出部111は、図6より、ステップS101において超音波プローブ89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 $\theta_z(t)$ 、 $x$ 軸まわりの角度 $\theta_x(t)$ 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20内に一時的に格納する。

【0054】

次に第1の表示部11は、ステップS153で算出した臨床角と、ステップS104で超音波プローブ89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S155)。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89が撮影した超音波画像上に、臨床角「LAO40°、CAU10°」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11に臨床角が表示されているが、Cアーム26自体はまだ表示されている臨床角に動作していない。

【0055】

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27とFPD28を対向配置するための角度、つまりCアーム26の取り得る臨床角は360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26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26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S153で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(以後、実臨床角とする)に修正する必要がある。

【0056】

そこで制御部10は、モニタ上で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に基づく表示を超音波画像上に重畳して、第1の表示部11に表示する(ステップS156)。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[A1]が、ステップS153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[A1]の向きが変更されるとする。このとき、矢印[A1]の角度値は右下の[a1]の位置に表示される。ユーザが操作部14を用い、ポインタ[X]をドラッグして矢印を[A2]の向きに変更すると、撮影角度修正部112は、矢印[A]と矢印[A2]とで成す角度 $\theta$ と、[a1]の位置に表示されている臨床角

10

20

30

40

50

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「No」)、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「Yes」)、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 3 2 を介して C アーム 2 6 を当該角度になるように移動し (ステップ S 1 6 3)、X 線撮影を行う (ステップ S 1 6 5)。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 2 6 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。

【 0 0 5 9 】

< 実施例 2 >

上述した実施例 1 では、超音波プローブ 8 9 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 7 0 0 や MRI 装置 9 0 0 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対応させることによって、臨床角を算出する。

【 0 0 6 0 】

以下、CT 装置 7 0 0 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 8 0 0 および X 線診断装置 1 0 0 の動作の一例について、図 9 を用いて説明する。

【 0 0 6 1 】

まず、ステップ S 1 0 1 と同様、超音波診断装置 8 0 0 における超音波プローブ 8 9 のキャリブレーションを行う (ステップ S 2 0 1)。ステップ S 2 0 1 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 1 0 ( a ) に示す 3 次元画像の座標空間と、図 1 0 ( b ) に示す超音波プローブ 8 9 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 8 9 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 8 0 は、超音波プローブ 8 9 が有する角度センサ 8 9 1 の情報を、通信部 8 5 を介して X 線診断装置 1 0 0 の断層面算出部 1 1 4 に送信する。断層面算出部 1 1 4 は、送信された角度センサ 8 9 1 の情報より、時刻  $t = 0$  において超音波プローブ 8 9 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 8 9 のファン方向が x 軸に平行、超音波プローブ 8 9 の短軸方向が z 軸に平行になるよう設定する。

【 0 0 6 2 】

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 8 9 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 8 9 を接触させ超音波画像を撮影し、第 1 の表示部 1 1 にこの超音波画像を表示する。一方、X 線診断装置 1 0 0 内の制御部 1 0 は 3 次元画像データ記憶部 1 9 4 より 3 次元 CT 画像を読み出し、第 2 の表示部 1 2 に表示する。ユーザは、第 2 の表示部 1 2 に表示された 3 次元 CT 画像より、現在超音波プローブ 8 9 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 1 1 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 8 0 は、超音波プローブ 8 9 が有する位置センサ 8 9 2 の情報を、通信部 8 5 を介して X 線診断装置 1 0 0 の断層面算出部 1 1

10

20

30

40

50

4 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 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 軸モーションセンサを用い、加速度  $a(t)$  と角速度  $\omega(t)$  を検出する。

10

【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  $\omega(t)$ 、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  $\omega(t)$ 、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  $\omega(t)$ 、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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

【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。

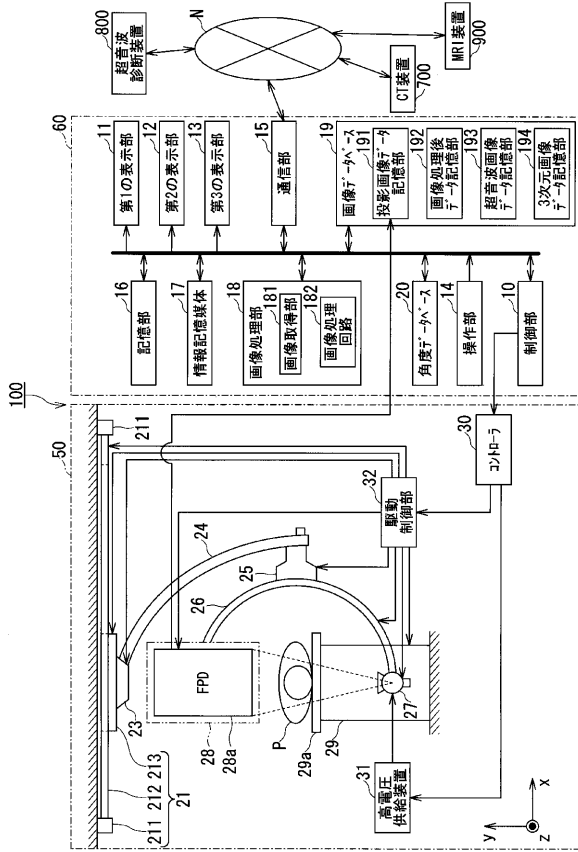
【符号の説明】

【0072】

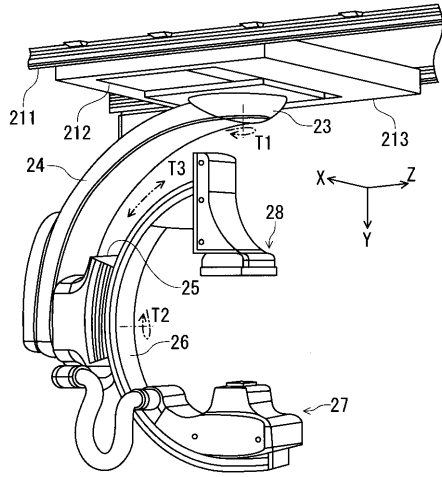
100...X線診断装置、50...保持装置、60...DF装置、10...制御部、11...第1の表示部、12...第2の表示部、13...第3の表示部、14...操作部、15...通信部、16...記憶部、17...情報記憶媒体、18...画像処理部、19...画像データベース、20...角度データベース、111...撮影角度算出部、112...撮影角度修正部、113...移動可能判定部、114...断層面算出部、181...画像取得部、182...画像処理回路、191...投影画像データ記憶部、192...画像処理後データ記憶部、193...超音波画像データ記憶部、194...3次元画像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

20

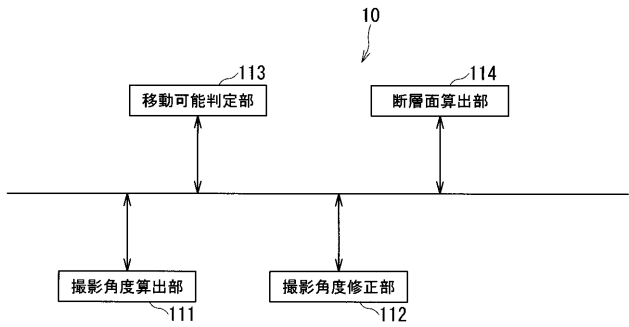
【図1】



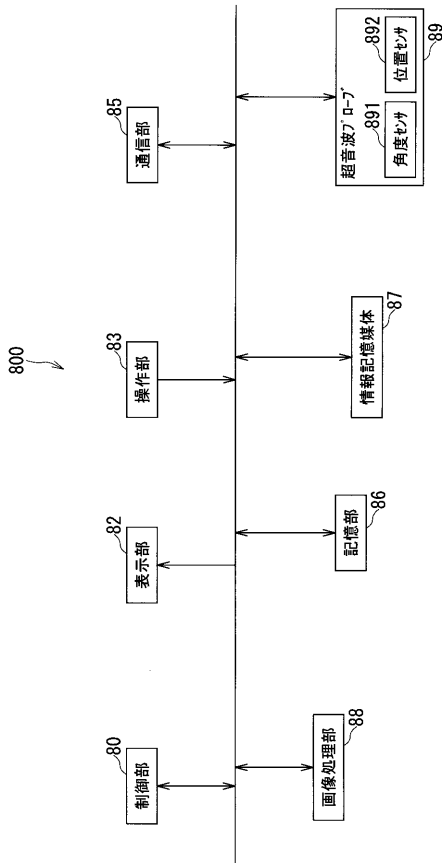
【図2】



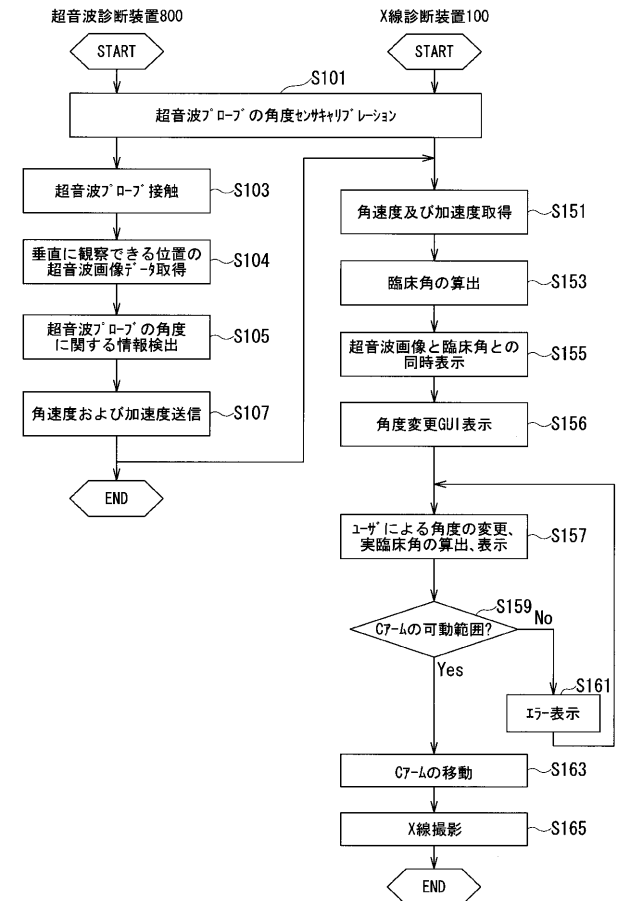
【図3】



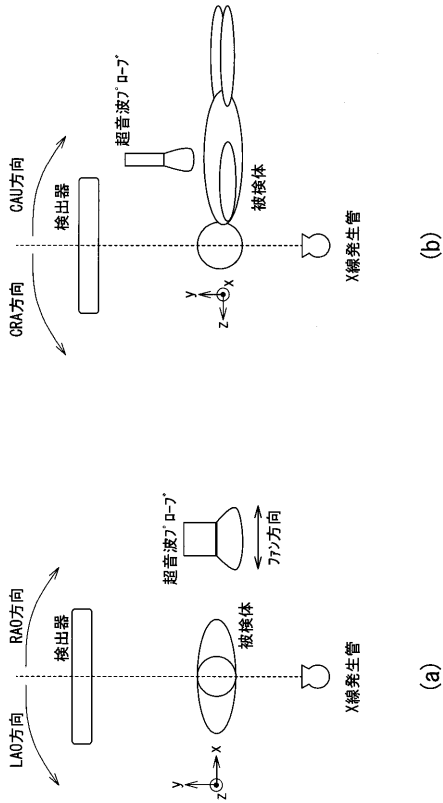
【図4】



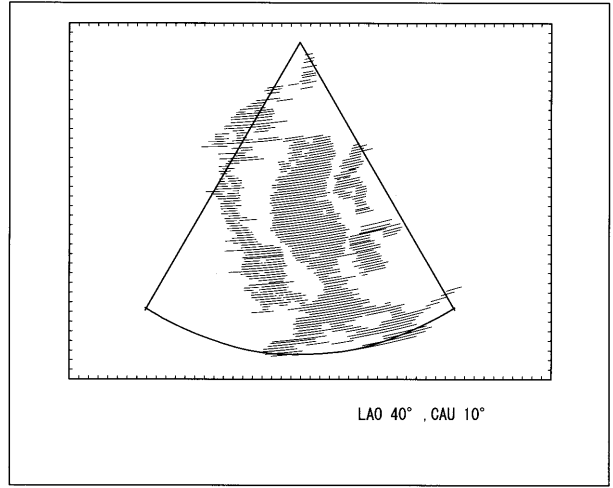
【図5】



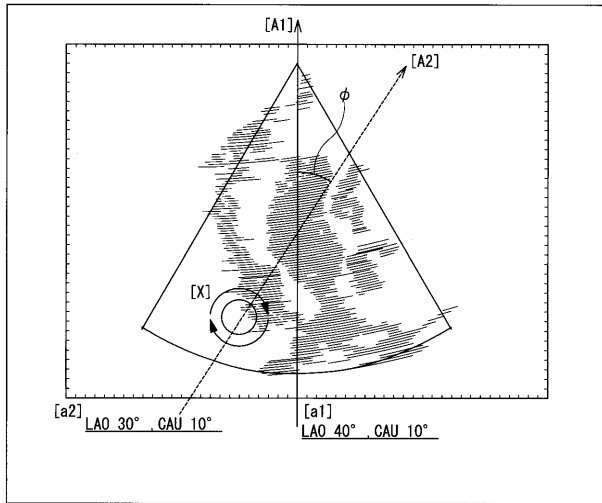
【 図 6 】



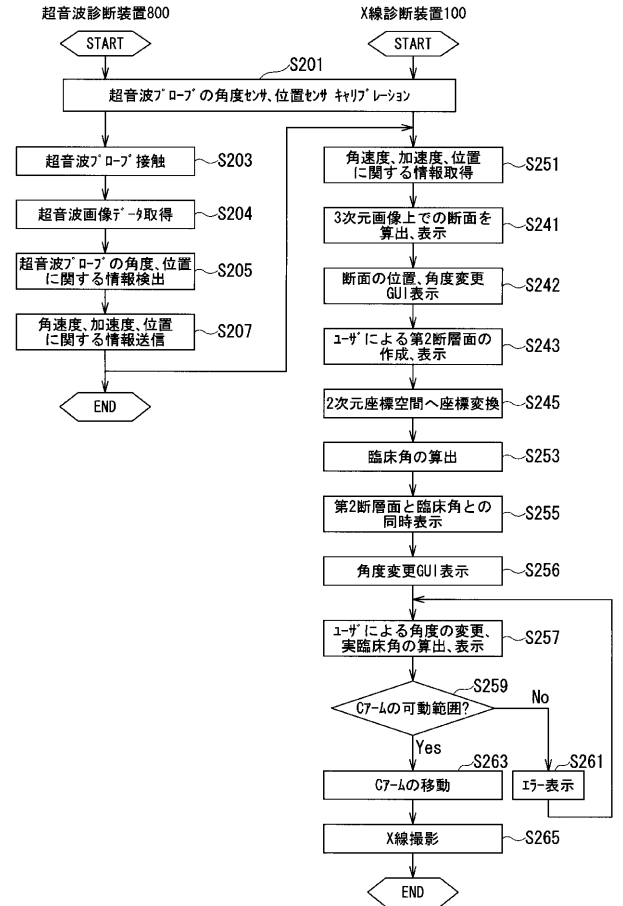
【 図 7 】



【 図 8 】

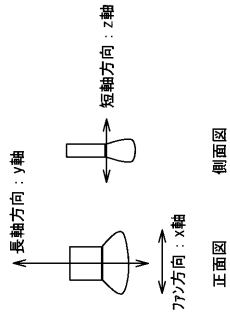


【 図 9 】

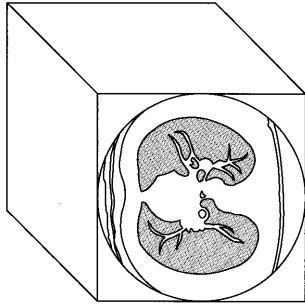


【 図 1 0 】

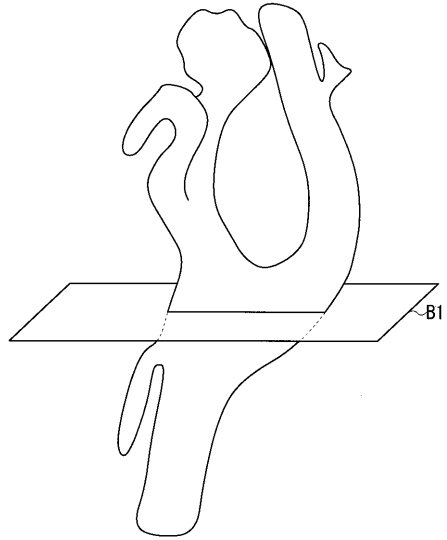
(b) 超音波プローブ



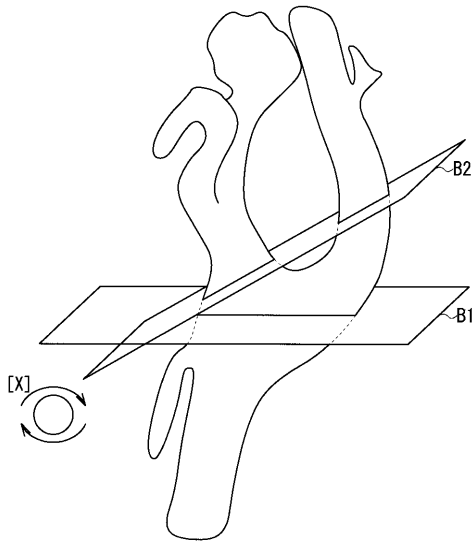
(a) 3次元画像の座標空間



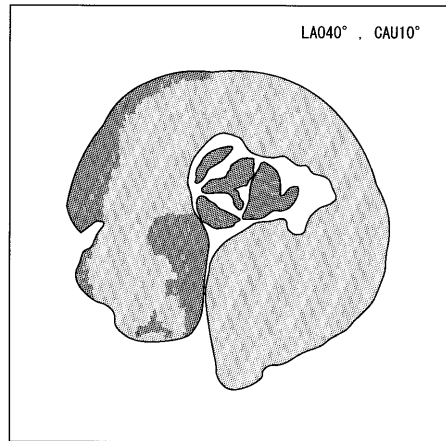
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 8/00

Fターム(参考) 4C093 AA16 AA30 CA34 DA02 EB12 EB13 EB17 EC02 EC03 EC16  
EC28 EC33 FB12 FF42 FF46 FG01 FH06  
4C601 BB03 EE09 EE10 GA18 GA24 KK47 LL33

专利名称(译)	X线诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012152519A</a>	公开(公告)日	2012-08-16
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		
[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		
其他公开文献	JP5854608B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种X射线诊断设备，该X射线诊断设备能够确定工作角度并以较小的被照射剂量来控制被检体。根据实施例的X射线诊断设备是与使探针与探针接触以捕获超声图像的超声诊断设备通信的X射线诊断设备。检测单元和角度计算单元，检测单元检测探头的角度和位置中的至少一个，角度计算单元基于检测单元检测到的探头的角度来计算作为X射线成像角度的临床角度。驱动单元根据步骤1中计算出的临床角度移动支架。[选型图]图1

