

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6162493号
(P6162493)

(45) 発行日 平成29年7月12日 (2017.7.12)

(24) 登録日 平成29年6月23日 (2017.6.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-122693 (P2013-122693)
 (22) 出願日 平成25年6月11日 (2013.6.11)
 (65) 公開番号 特開2014-239731 (P2014-239731A)
 (43) 公開日 平成26年12月25日 (2014.12.25)
 審査請求日 平成28年4月5日 (2016.4.5)

(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 110000235
 特許業務法人 天城国際特許事務所
 (72) 発明者 米山 直樹
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 医用システムエンジニアリング株式会社内
 (72) 発明者 安藤 広治
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 医用システムエンジニアリング株式会社内
 (72) 発明者 泉 実教
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 医用システムエンジニアリング株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブからの受信信号に基づき超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

前記超音波プローブに取り付けた位置センサを含み、前記超音波プローブの3次元空間上の位置情報を取得する位置情報取得部と、

画像データを取得し前記超音波画像に対応する参照画像を得る画像取得部と、

前記被検体の診断目的の情報、及び体表用か又は体腔内用かを示す超音波プローブの種類の情報の少なくとも一方の情報に応じて、前記参照画像の表示すべき断面方向を特定し、特定された断面方向の参照画像を形成する参照画像形成部と、

前記参照画像形成部で形成された参照画像と前記超音波画像生成部からの超音波画像を表示する表示部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記参照画像形成部は、前記特定した断面方向のデータを記憶する記憶部を含む請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記参照画像形成部は、前記参照画像の断面の向きが操作者により変更されたとき、前記記憶部に記憶した前記断面方向のデータを更新する請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

前記参照画像形成部は、前記位置情報をもとに前記超音波画像と前記画像データの位置合わせを行い、前記画像データから前記超音波プローブの走査位置に対応し、かつ断面の向きが前記断面方向のデータに基づいて自動調整された２次元の参照画像を形成する請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記参照画像形成部は、前記参照画像の表示すべき前記断面方向として、少なくともアキシャル、サジタル、 कोरोナルのいずれかを特定する請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記参照画像形成部は、さらに前記被検体の診断部位の情報と使用する超音波プローブの種類を示す情報に応じて前記２次元の参照画像の回転角度を設定し、

10

前記設定した回転角度に基づいて前記２次元の参照画像の回転角度を調整する請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項７】

前記参照画像形成部は、同一の超音波プローブで異なる部位を診断する場合に、診断部位に応じて前記参照画像の表示すべき断面方向を特定する請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項８】

前記参照画像形成部は、前記超音波プローブによる診断部位が心臓の場合に、前記参照画像の断面の向きが心尖部四腔断面に対応した画像となるように前記断面方向を特定する請求項１記載の超音波診断装置。

20

【請求項９】

前記画像取得部は、前記画像データとして、超音波画像診断装置以外の医用画像診断装置によって撮影した３次元画像データを取得する請求項１記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に係り、超音波画像とともに医用画像診断装置によって取得した画像を参照画像として表示する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

30

従来、医用装置として超音波診断装置が使用されている。また超音波診断装置は、Ｘ線ＣＴ装置（Ｘ線コンピュータトモグラフィ装置）、ＭＲＩ装置（磁気共鳴イメージング装置）等の様々なモダリティに病院内のネットワークを介して接続可能であり、超音波画像と他の医用画像診断装置で取得した画像を利用して疾患の診断及び治療を支援するようにしている。

【０００３】

例えば、超音波プローブによって走査される断面と、病巣が検出されたＣＴ画像又はＭＲＩ画像とを、磁気式の位置センサを用いて位置合わせし、超音波画像（エコー画像）と同じ断面のＣＴ画像又はＭＲＩ画像を参照画像として表示し、病巣の位置に超音波プローブをナビゲートする超音波診断装置が知られている。

40

【０００４】

このように超音波画像（エコー画像）と参照画像を位置合わせして結合して表示する機能は、Fusion機能と呼ばれ、初期癌の診療等に欠かせない機能となっている。尚、磁気式の位置センサは、例えばトランスミッタが形成する磁場内に設けられ、超音波プローブに取り付けられている。

【０００５】

ところで、従来では、エコー画像と参照画像を位置合わせする際に、参照画像としてアキシャル（Axial）、サジタル（Sagittal）、 कोरोナル（Coronal）といった基準断面方向の画像を表示し、それに超音波画像を合わせるという手順を採ってきた。しかしながら、診断箇所によって参照画像の最適な断面が異なるため、参照画像の調整に手間がかかると

50

いう不便さがあった。また、プローブの種類によっても参照画像の最適な断面が異なることがあるため、参照画像の調整に手間を要していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

発明が解決しようとする課題は、診断目的、プローブの種類に応じて参照画像の初期表示の断面の向きを設定する超音波診断装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブからの受信信号に基づき超音波画像を生成する超音波画像生成部と、前記超音波プローブに取り付けた位置センサを含み、前記超音波プローブの3次元空間上の位置情報を取得する位置情報取得部と、画像データを取得し前記超音波画像に対応する参照画像を取る画像取得部と、前記被検体の診断目的の情報、及び体表面か又は体腔内用かを示す超音波プローブの種類の情報の少なくとも一方の情報に応じて前記参照画像の表示すべき断面方向を特定し、特定された断面方向の参照画像を形成する参照画像形成部と、前記参照画像形成部で形成された参照画像と前記超音波画像生成部からの超音波画像を表示する表示部と、を具備する。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図。

【図2】実施形態における位置情報取得部の位置センサの配置を示す説明図。

【図3】実施形態における参照画像と超音波画像の表示例を示す説明図。

【図4】実施形態におけるCPUとその周辺部の構成を示すブロック図。

【図5】実施形態における断面の方向を概略的に示す説明図。

【図6】実施形態における前立腺の診断時の様子を示す説明図。

30

【図7】参照画像の一般的な回転処理を示す説明図。

【図8】実施形態における参照画像の回転処理を示す説明図。

【図9】実施形態におけるプローブによる腹部と心臓の走査例を示す説明図。

【図10】実施形態における心尖部四腔断面を概略的に示す説明図。

【図11】実施形態におけるCPUの動作を説明するフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、発明を実施するための形態について、図面を参照して説明する。尚、各図において同一箇所については同一の符号を付す。

【0011】

40

(第1の実施形態)

図1は、一実施形態に係る超音波診断装置10の概略的な構成を示すブロック図である。図1において、超音波診断装置の本体100は、被検体(図示せず)に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ11と、超音波プローブ11を駆動して被検体に対して超音波走査を行う送受信部12と、送受信部2によって得られた受信信号を処理してBモード画像データ、ドプラ画像データ等の画像データを生成するデータ処理部13を備えている。

【0012】

また、本体100には、データ処理部13から出力された画像データを基に2次元画像データの生成等を行う画像生成部14と、画像生成部14で生成した画像データを収集し

50

て記憶する画像データベース１５を設けている。さらに本体１００には、装置全体を制御する中央処理装置（ＣＰＵ）１６と、記憶部１７と、本体１００をネットワーク２２に接続するためのインターフェース部１８を備えている。インターフェース１８部には、各種のコマンド信号等を入力する操作部１９と、位置情報取得部２０が接続されている。また本体１００には、画像生成部１４で生成された画像等を表示するモニタ（表示部）２１が接続されている。尚、ＣＰＵ１６と各回路部との間は、バスライン１０１を介して接続されている。

【００１３】

またインターフェース１８は、ネットワーク２２に接続可能であって、超音波診断装置１０で取得した画像データを、ネットワーク２２を介して外部の医用サーバ２３に保存することもできる。またネットワーク２２には、ＭＲＩ装置、Ｘ線ＣＴ装置、核医学診断装置等の医用画像診断装置２４が接続されており、これら医用画像診断装置２４で取得した医用画像データを医用サーバ２３に保存することができる。

10

【００１４】

超音波プローブ１１は、その先端面を被検体の体表面に接触させて超音波の送受波を行なうものであり、例えば一次元に配列された複数個の圧電振動子を有している。圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時には超音波駆動信号を送信超音波に変換し、また受波時には被検体からの受信超音波を超音波受信信号に変換する。例えば、超音波プローブ１１は、セクター型、リニア型又はコンベックス型等の超音波プローブである。以下の説明では、超音波プローブ１１を単にプローブと呼ぶ場合もある。

20

【００１５】

送受信部１２は、超音波駆動信号を生成する送信部１２１と、超音波プローブ１から得られる超音波受信信号を処理する受信部１２２とを備えている。送信部１２１は、超音波駆動信号を生成してプローブ１１に出力し、受信部１２２は、圧電振動子からの超音波受信信号（エコー信号）をデータ処理部１３に出力する。

【００１６】

データ処理部１３は、送受信部１２から出力された信号から、Ｂモード画像データを生成するＢモード処理部１３１と、ドプラ画像データを生成するドプラ処理部１３２等を備えている。Ｂモード処理部１３１は、送受信部１２からの信号に対して包絡線検波を行ったのち対数変換し、対数変換した信号をデジタル信号に変換してＢモード画像データを生成し、画像生成部１４に出力する。

30

【００１７】

ドプラ処理部１３２は、送受信部１２からの信号に対してドプラ偏移周波数を検出しデジタル信号に変換した後、ドプラ効果による血流や組織を抽出し、ドプラデータを生成して画像生成部１４に出力する。

【００１８】

画像生成部１４は、データ処理部１３から出力されたＢモード画像データ、ドプラ画像データ等を用いて超音波画像を生成する。また画像生成部１４は、ＤＳＣ（Digital Scan Converter）を含み、生成した画像データの走査変換を行い、モニタ２１に表示可能な超音波画像（Ｂモード画像やドプラ画像）を生成する。したがって、超音波プローブ１１、送受信部１２、データ処理部１３及び画像生成部１４は、超音波画像を生成する超音波画像生成部を構成する。

40

【００１９】

画像データベース１５は、画像生成部１４によって生成された画像データを記憶する。また、画像データベース１５は、インターフェース部１８を介して他の医用画像診断装置２４（ＭＲＩ装置やＸ線ＣＴ装置等）で撮影した３次元画像データ、例えば、ＭＰＲ（Multi Planer Reconstruction）画像等のデータを取得し記憶する。取得した３次元画像データは、超音波画像に対応する参照画像（後述）を得るのに利用可能である。したがって、画像データベース１５とインターフェース部１８は、３次元画像データを取得する画像取得部を構成する。

50

【 0 0 2 0 】

C P U 1 6 は、超音波診断装置 1 0 の全体を制御して各種の処理を実行する。例えば、操作部 1 9 から入力された各種設定要求や、記憶部 1 7 から読込んだ各種制御プログラム及び各種設定情報に基づき、送受信部 1 2、データ処理部 1 3 及び画像生成部 1 4 を制御する。また画像データベース 1 5 に記憶した超音波画像等をモニタ 2 1 に表示するように制御する。

【 0 0 2 1 】

記憶部 1 7 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、被検体 I D、医師の所見等）や、診断プロトコル等の各種データを記憶する。さらに記憶部 1 7 は、必要に応じて画像データベース 1 5 が記憶する画像の保管等にも使用される。また記憶部 1 7 は、C P U 1 6 による処理に用いられる各種情報を記憶する。

10

【 0 0 2 2 】

インターフェース部 1 8 は、操作部 1 9、位置情報取得部 2 0 及びネットワーク 2 2 と、本体 1 0 0 との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。操作部 1 9 は、各種スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス、タッチコマンドスクリーン等の入力デバイスを備え、操作者からの各種設定要求を受け付け、本体 1 0 0 に対して各種設定要求を転送する。例えば、操作部 1 9 は、超音波画像と X 線 C T 画像等との位置合わせに係る各種操作を受付ける。

【 0 0 2 3 】

モニタ 2 1 は、超音波診断装置 1 0 のオペレータが操作部 1 9 を操作して各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、本体 1 0 0 において生成された超音波画像と、X 線 C T 画像等を並列表示する。

20

【 0 0 2 4 】

また、C P U 1 6 は、例えば、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に則って、他の医用画像診断装置 2 4（例えば、X 線 C T 装置、M R I 装置等）の 3 次元画像データを、ネットワーク 2 2 を介して送受信する。尚、X 線 C T 装置、M R I 装置等の 3 次元画像データを、C D、D V D、U S B などの記憶媒体に記憶し、記憶媒体に記憶したデータを超音波診断装置 1 0 に取り込むようにすることもできる。

【 0 0 2 5 】

位置情報取得部 2 0 は、例えば、超音波プローブ 1 1 がどこに位置するかを示す位置情報を取得する。位置情報取得装置 2 0 としては、例えば、磁気センサや、赤外線センサ、光学センサ、カメラ等が使用される。以下の説明では、磁気センサを用いる例を述べる。

30

【 0 0 2 6 】

次に位置情報取得部 2 0 について説明する。本実施形態では、超音波プローブ 1 1 によって被検体を走査する際に、病巣が検出された C T 画像又は M R I 画像を参照画像として表示し、走査する断面と参照画像の位置が同じになるように位置合わせするため、位置情報取得部 2 0 を設けている。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、位置情報取得部 2 0 における位置センサの配置を概略的に示す説明図である。即ち、図 2 の位置センサシステムは、トランスミッタ 3 1（送信器）と位置センサ（受信器）3 2 を含む。トランスミッタ 3 1 は、例えば磁気送信機であり、寝台 3 4 の近くの固定位置にあるポール 3 3 等に取り付けられ、基準信号を送信するもので、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する。尚、トランスミッタ 3 1 は、超音波診断装置本体に取り付けたアームの先端に取り付けたり、可動式のポールスタンドのアームの先端に取り付けるようにしても良い。

40

【 0 0 2 8 】

トランスミッタ 3 1 によって形成される 3 次元の磁場には、トランスミッタ 3 1 から送信される磁気を受信可能な領域内に、例えば磁気センサでなる位置センサ 3 2 を取り付けられている。以下の説明では、位置センサ 3 2 を単にセンサ 3 2 と呼ぶこともある。

50

【 0 0 2 9 】

センサ 3 2 は、超音波プローブ 1 1 に取り付けられ、トランスミッタ 3 1 からの基準信号を受信することにより、3次元空間上の位置情報を取得し、超音波プローブ 1 1 の位置と姿勢（傾き）を検出する。センサ 3 2 の位置情報は、インターフェース部 1 8 を介して CPU 1 6 に供給される。

【 0 0 3 0 】

CPU 1 6 は、超音波プローブ 1 1 によって被検体を走査する際に、医用画像診断装置 2 4 によって生成された 3 次元画像データのうち任意の断面と、超音波プローブ 1 1 によって走査される断面との位置合わせを行い、3次元画像データと 3 次元空間とを関連付ける。

10

【 0 0 3 1 】

例えば、CPU 1 6 は、プローブ 1 1 に位置センサ 3 2 を取り付けることにより、センサ 3 2 の検出結果をもとに、現在表示している超音波画像（2次元画像）が被検体 P のどの位置と角度で取得したものを計算する。このとき、トランスミッタ 3 1 は、位置・角度情報の基準（座標系の原点）となる。また CT 画像や MRI 画像のボリュームデータを超音波診断装置 1 0 に読み込み、MPR 画像を表示する。

【 0 0 3 2 】

そして、参照画像（MPR 画像）と超音波画像を同一画面に表示し、参照画像の断面の向き（Orientation）に相当する向きに超音波プローブ 1 1 の走査の向きを一致させる角度合わせと、参照画像と超音波画像の両方で観察可能な目印上に点を設定し位置を一致させる目印合わせにより位置合わせを行う。つまり、位置センサ 3 2 の向き及び座標をボリュームデータの座標と関連付けることで、超音波プローブ 1 1 の現時点の走査面とほぼ同一の位置の 2 次元画像を他のモダリティのボリュームデータから生成することができ、超音波プローブの移動に伴って変化する超音波画像と、同じ断面の MPR 画像を表示させることが可能になる。

20

【 0 0 3 3 】

これにより、以後、プローブ 1 1 の移動に伴って変化する超音波画像と同じ断面を MPR 画像で表示することができる。したがって、超音波画像では確認が難しい腫瘍等を MPR 画像で確認することができる。このように超音波画像（エコー画像）と参照画像を位置合わせして結合し表示する機能を以下の説明では、「Fusion」機能と呼ぶ。

30

【 0 0 3 4 】

図 3 は、位置合わせした後の参照画像（a）と超音波画像（b）をそれぞれ示す。参照画像（a）としては、例えば X 線 CT 装置によって収集したボリュームデータから生成した MPR 画像（Multi Planer Reconstruction 画像）が用いられる。なお、参照画像としては、MRI 装置で取得した画像を利用することもできる。

【 0 0 3 5 】

図 4 は、本実施形態の特徴部である CPU 1 6 とその周辺部の構成を示すブロック図である。図 4 において、CPU 1 6 は、入力判断部 4 1、制御ソフトウェアを含むコントローラ 4 2、表示処理部 4 3、モード変換処理部 4 4、参照画像形成部 4 5 及び合成部 4 6 を有す。記憶部 1 7 は、選択プローブの種類に関する情報及び診断目的の情報が保存されたシステム情報テーブル 1 7 1 と、断面方向データを記憶したデータベース 1 7 2 を含み、画像データベース 1 5 は、超音波診断装置 1 0 以外の医用画像診断装置 2 4 から取得した CT 画像や MRI 画像等の 3 次元画像を保存する。

40

【 0 0 3 6 】

記憶部 1 7 は、コントローラ 4 2 によって情報の書き込みや読み出しが制御され、システム情報テーブル 1 7 1 は、表示処理部 4 3 に接続され、データベース 1 7 2 は参照画像形成部 4 5 に接続されている。また画像データベース 1 5 は、参照画像形成部 4 5 に接続されている。

【 0 0 3 7 】

入力判断部 4 1 は、操作部 1 9 に接続され、操作部 1 9 でどのような入力操作がなされ

50

たかを判断し、判断情報をコントローラ 3 2 に供給する。コントローラ 4 2 は、モード変換処理部 4 4 及び参照画像形成部 4 5 に接続され、モード変換処理部 4 4 は、表示処理部 4 3 及び参照画像形成部 4 5 に接続されている。また参照画像形成部 4 5 は、ケーブル 4 7 を介して位置情報取得部 2 0 に接続され、参照画像形成部 4 5 で形成された参照画像と表示処理部 4 3 で処理されたエコー画像が合成部 4 6 で合成されてモニタ 2 1 に出力される。

【 0 0 3 8 】

以下、C P U 1 6 の制御のもとに超音波画像と参照画像（例えば C T 画像）を表示する際の Fusion 機能について説明する。

【 0 0 3 9 】

10

一般に、Fusion 機能の適用は、超音波プローブ 1 1 を体表にあてた状態を前提としており、主に診断目的（Exam Type）は、腹部であり、臓器を絞ると肝臓の診療に使用されてきた。

【 0 0 4 0 】

しかしながら、診断目的が前立腺の診察である場合、2 つの診断方法がある。1 つ目の方法は、従来の腹部の診断と同様に、プローブを被検体の体表から当てる方法で、主に前立腺肥大の様子を観察するために使用される。使用するプローブは体表用のコンベックスプローブ（例えば東芝製の PVT-375BT 等）である。

【 0 0 4 1 】

2 つ目の方法は、プローブを肛門から差し込み直腸の壁面を介して前立腺を観察する方法で、主に前立腺癌を観察するために使用される。尚、この 2 つ目の方法は前立腺肥大の観察にも使用される場合がある。使用されるプローブは体腔内のコンベックスプローブ（例えば東芝製の PVT-781VT 等）である。

20

【 0 0 4 2 】

診断目的が前立腺の場合、Fusion 機能の参照画像として M R I 画像又は C T 画像を使用することが多く、参照画像の断面の向き（Orientation）はアキシャルが多く用いられている。つまり、Fusion 機能において、M R I 画像との初期の位置合わせでは、角度と位置の両方を合わせる必要があるが、このときアキシャル断面を基準にして操作が行われることが多い。これは操作者が分かり易いという理由からである。

【 0 0 4 3 】

30

図 5 は、C T 装置及び M R I 装置での断面の方向を概略的に示す説明図である。断面の向きとしては、被検体に水平な体軸断面（アキシャル：Axial）と、縦切りの断面（サジタール：Sagittal）と、横切り断面（コロナル：Coronal）等の基準断面方向が一般的に知られている。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、前立腺の診断時の様子を示す説明図であり、便宜上、被検体の代りにファントムを用いており、その C T 像 5 0 のアキシャル断面を示している。図 6 において、5 1 は直腸の穴であり、5 2 は尿管、5 3 は腫瘍を示す。一方、図 6 に示すように、前立腺肥大の診断では太い実線で示すように体表（矢印 A 方向）からプローブを当てて超音波撮影を行う。また、前立腺癌の診断では、太い点線で示すように、体腔内（直腸から挿入された状態：矢印 B 方向）からプローブを当てて超音波撮影を行う。

40

【 0 0 4 5 】

図 6 において、C T 像 5 1 でなる参照画像の断面の向きはアキシャルであるが、超音波プローブ 1 1 を体表から当てた場合と、体腔内から当てた場合とでは、得られるエコー画像の位置関係が異なる。したがって、体腔内のプローブを用いて直腸壁から観察する場合は、参照画像のアキシャル断面とエコー画像の向きが逆向きになることがあった。

【 0 0 4 6 】

即ち、一般的には、プローブを体表にあてた状態を前提として、参照画像のアキシャル断面との位置合わせを行っているが、体腔内プローブを用いて直腸壁から観察する場合には、同じアキシャル断面に対してエコー画像との向きの関係が上下方向に反対の向きの関

50

係となる。したがって、参照画像を回転させて対応していた。

【 0 0 4 7 】

図 7 は、参照画像の一般的な回転処理を示す説明図である。図 7 (a) は画像データベースに読み込んだ参照画像 5 0 (C T 画像) を示す。Fusion機能を起動すると、図 7 (b) に示すように参照画像 5 0 と超音波装置で撮影したエコー画像 6 0 が並べて表示される。エコー画像 6 0 のうち、6 1 は直腸の穴であり、6 2 は尿管、6 3 は腫瘍を示す。参照画像 5 0 とエコー画像 6 0 の位置関係が上下逆になっている場合は、図 7 (c) に示すように参照画像 5 0 を、X 軸を基準に 1 8 0 度回転していた。

【 0 0 4 8 】

しかしながら、画像の回転処理は、患者が入れ替わりFusion機能を使用する毎に同じ操作をすることになり、非常に手間がかかるため、操作者（医師、検査技師等）は時間と労力を費やし負担となっている。

【 0 0 4 9 】

さらに、プローブ 1 1 を肛門から直腸に挿入する場合、人体の構造上、プローブの操作方向に制約が生じるため、アキシャル軸に対してある程度、挿入角度が傾くことになる（例えば 3 0 度前後傾く傾向にある）。したがって、前立腺の診断において参照画像を回転処理する場合には、2 1 0 度（1 8 0 + 3 0 度）回転した方が診断に適した画像となる。

【 0 0 5 0 】

そこで、本実施形態では、診断目的（例えば前立腺、心臓、内臓の診断等）に応じて参照画像の断面の方向を予め初期設定し、かつ参照画像を回転処理する必要がある場合は、超音波プローブ 1 1 の種類（体表用のプローブ、体腔内用のプローブ）に応じて回転角度を初期設定するようにしている。

【 0 0 5 1 】

実施形態によれば、診断に先だって診断目的とプローブの種類を操作部 1 9 から入力しておけば、Fusion機能を起動させたとき、初期設定により参照画像の断面の向きと回転角度が自動的に調整された参照画像を生成し、エコー画像とともに表示することができる。

【 0 0 5 2 】

図 8 は、実施形態における参照画像の回転処理を示す説明図である。図 8 (a) は画像データベース 1 5 に読み込んだ参照画像 5 0 (C T 画像) を示す。Fusion機能を起動すると、図 8 (b) に示すように参照画像 5 0 と超音波装置で撮影したエコー画像 6 0 が並べて表示される。このとき、参照画像 5 0 は、初期設定にしたがってアキシャル断面の画像を表示し、かつ参照画像 5 0 を、X 軸を基準に 2 1 0 度回転した画像を表示する。したがって、操作者は参照画像を何度も調整することなく、時間と労力を低減することができる。

【 0 0 5 3 】

また同一プローブで複数の部位を診断する場合、診断目的によって参照画像の断面の方向をそれぞれ異ならせる方が良い。例えば、図 9 に示すように、セクタープローブを使用した場合、腹部の走査ではアキシャル断面に相当する向きにプローブを置くのが一般的であるが、心臓の走査ではアキシャルではなく心尖部四腔断面を基準面とした方が診断しやすい。

【 0 0 5 4 】

心尖部四腔断面は、図 1 0 図に示すように、右房右室、左房左室のそれぞれの異常の有無を観察するに適した断面であり、心尖部を含みかつ四腔が同時に描出されるようにプローブを走査することが多い。したがって、参照画像の断面の向きも心尖部四腔断面に対応するように初期設定することで、Fusion機能を起動したときに診断に適した参照画像を表示することができる。

【 0 0 5 5 】

実施形態では、超音波画像診断装置 1 0 の構成に、図 4 で示される システム情報テーブル 1 7 1 と、断面方向データを記憶したデータベース 1 7 2 を追加し、さらに、参照画像形成部 4 5 に参照画像の初期断面を制御する機能、及び参照画像の初期断面の断面方向

10

20

30

40

50

データを操作者のボタン操作に応じて変更する処理を追加している。

【 0 0 5 6 】

以下、図 4 の CPU 16 の動作を説明する。即ち、予め操作者が操作部 19 から診断目的と使用するプローブの種類を入力すると、コントローラ 42 は、診断目的及び使用する超音波プローブの種類に応じて参照画像の断面方向を設定し、設定した断面方向データをデータベース 172 に記憶する。つまりコントローラ 42 は、断面方向設定部を構成する。

【 0 0 5 7 】

例えば、体表用のコンベックスプローブについては、参照画像の断面がアキシャルであり、断面の回転角度の補正は 0 である。また、体腔内のコンベックスプローブについては、参照画像の断面がアキシャルであり、断面の回転角度の補正は、上下方向の回転として 210 度が設定されている。ここで、210 度とは、回転角度 180 度にプローブ 11 がアキシャル面に対して傾く角度の 30 度を加算した合計の角度である。上下方向の回転はグラフィックスの座標系では X 軸(横軸)を中心に回転することから、X 軸回転量 210 度と呼ぶこともある。

【 0 0 5 8 】

このような状態において、ユーザは、Fusion機能で使用する参照画像を選択したあと、操作部 19 を操作して、Fusion機能を開始する Fusion ボタンを押す。ボタンが押されたことは入力判断部 41 が検出する。入力判断部 41 は一定間隔ごとに操作部 19 のすべてのボタンの操作状況を確認している。したがって、Fusion ボタンが押されたことによる状態変化を入力判断部 41 で判断することができ、Fusion ボタンが押された旨をコントローラ 42 に渡す。

【 0 0 5 9 】

コントローラ 42 は、Fusion ボタンの操作に応答して、動作モードを「Fusion」とするために、システム情報テーブル 171 からモード変更処理部 44 に対してプローブの種類を示す情報と診断目的の情報を渡す。モード変更処理部 44 は、モード変更に伴い参照画像の表示が必要なことと、参照画像を表示するためのモニタ 21 のレイアウト情報、エコー画像の表示向きの情報、さらにプローブの種類を示す情報と診断目的の情報を参照画像形成部 45 に渡す。

【 0 0 6 0 】

参照画像形成部 45 は、例えば MRI 装置によるスライス画像を画像データベース 15 から複数読み込み、3 次元のデータを構成する。次に診断目的及びプローブの種類の情報をもとに、使用されてプローブに応じた断面方向データをデータベース 172 から取得する。例えばプローブの種類が体腔内のコンベックスプローブである場合は、X 軸回転量：210 度の情報が得られる。

【 0 0 6 1 】

参照画像形成部 45 は、構成された MRI 画像の 3 次元データから体表面を基準として、データの中心部から 210 度 X 軸に回転した位置から順次データを取得し、2 次元の画像を構成する。データの読み始めの位置がプローブの被検者との接触位置となり、Y 軸方向に読み出してくると順次に接触位置から離れた位置の画像が形成され、2 次元の画像データとなる。

【 0 0 6 2 】

さらに図 8 (b) の右に示すように、プローブの被検者との接触位置がモニタ上で下になるようなエコー画像である場合、即ち、上下反転の表示がされている場合、参照画像形成部 45 は、それに相応した向きに 2 次元の参照画像が表示されるように処理して合成部 46 に出力する。

【 0 0 6 3 】

合成部 46 では、表示処理部 43 で処理されたエコー画像と、参照画像形成部 45 で形成された参照画像を合成してモニタ 21 に出力する。モニタ 21 には、図 8 (b) に示すように、処理されたエコー画像と並べて参照画像が表示される。

【 0 0 6 4 】

また、操作者が参照画像の傾きを変更した場合、操作部 1 9 から入力判断部 4 1 を介してコントローラ 4 2 に伝えられ、コントローラ 4 2 は、参照画像形成部 4 5 に回転軸の情報と回転量の情報を送る。参照画像形成部 4 5 は、回転軸の情報と回転量の情報をもとに 3 次元データから 2 次元の参照画像を構成して出力する。

【 0 0 6 5 】

また、操作者が変更した表示の方向を保存するため、操作部 1 9 の保存ボタンを入力すると、入力判断部 4 1 及びコントローラ 4 2 を通じて保存ボタンが押されたことの情報が参照画像形成部 4 5 に伝えられ、参照画像形成部 4 5 は、選択されているプローブの情報に対応する断面方向データをデータベース 1 7 2 に更新記憶する。尚、診断目的が心臓の検査である場合は、参照画像の断面の向きが心尖部四腔断面に対応した画像となるように処理されて表示される。

10

【 0 0 6 6 】

図 1 1 は、図 4 の CPU 1 6 の動作を説明するフローチャートである。図 1 1 のスタートステップにて、ユーザが Fusion 機能で使用する参照画像を選択したものとする。ステップ S 1 で、操作者が操作部 1 9 を操作して Fusion ボタンを押すと、入力判断部 4 1 は、入力されたボタンの種類を判断し、コントローラ 4 2 に情報を提供する。

【 0 0 6 7 】

コントローラ 4 2 は、ステップ S 2 で、入力判断部 4 1 からの情報に基づき、モード変更処理部 4 4 に対して Fusion 機能のモードに変更させる。またコントローラ 4 2 は、システム情報テーブル 1 7 1 に保存された診断目的の情報と選択プローブの種類に関する情報をモード変換処理部 4 4 に渡す。

20

【 0 0 6 8 】

次のステップ S 3 で、モード変更処理部 4 4 は、モード変更に伴う画面レイアウト等の情報を生成しそれを表示処理部 4 3 に渡す。またステップ S 4 において、モード変更処理部 4 4 は、エコー画像の上下左右の反転表示情報やプローブの種類及び診断目的の情報を参照画像形成部 4 5 に渡す。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 5 で、参照画像形成部 4 5 は画像データベース 1 5 から読み出した参照画像データをもとに 3 次元画像を構成する。またステップ S 6 で、参照画像形成部 4 5 は、参照画像を表示するための処理と合わせて、プローブの種類及び診断目的の情報に基づき、データベース 1 7 2 からの断面方向データをもとに、3 次元の CT / MRI 画像データの断面抽出角度を計算する。さらに、ステップ S 7 で参照画像形成部 4 5 は、上下左右の反転表示情報及び画面レイアウトの情報を使用し、画像の表示方向を計算する。

30

【 0 0 7 0 】

そしてステップ S 8 で、参照画像形成部 4 5 は、ステップ S 6 , S 7 での計算に基づいて構成された断面像を参照画像として形成し、合成部 4 6 に出力し、モニタ 2 1 上に表示して処理を終了する (エンド) 。

【 0 0 7 1 】

上述したように、本実施形態では、被検体の診断目的及び使用する超音波プローブの種類に応じて参照画像の断面方向を設定するため、エコー画像との位置合わせを行う前に参照画像の断面の向きを所望の向きにすることができる。したがって操作者は、Fusion ボタンを押すことで超音波画像と、それに対応した参照画像を表示することができ、操作手順を軽減化することができる。

40

【 0 0 7 2 】

また超音波プローブが体腔内用であり、プローブの操作方向に制約が生じるような場合でも参照画像を適切な角度に回転処理することができ、診断に適した画像を表示することができる。

【 0 0 7 3 】

尚、本発明のいくつかの実施形態を述べたが、これらの実施形態は、例として提示した

50

ものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これらの実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

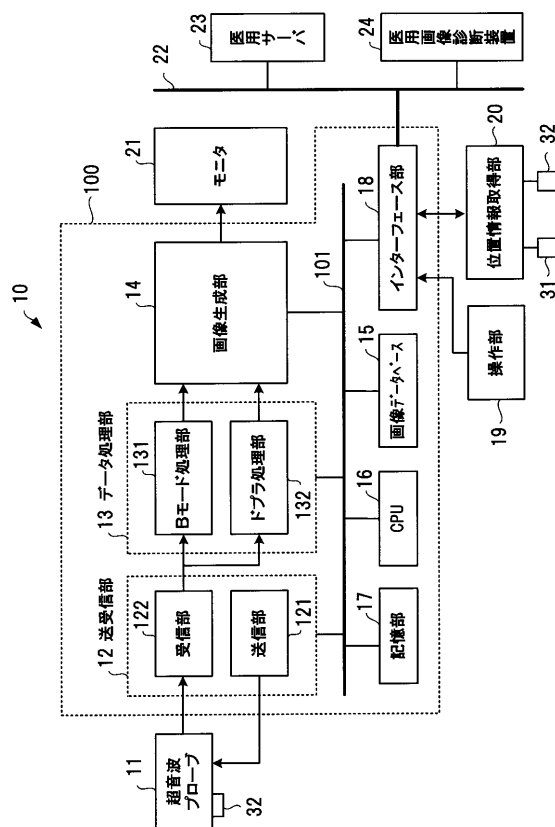
【0074】

- 10 ... 超音波診断装置
- 11 ... 超音波プローブ
- 14 ... 画像生成部
- 15 ... 画像データベース
- 16 ... CPU
- 17 ... 記憶部
- 19 ... 操作部
- 20 ... 位置情報取得部
- 21 ... モニタ（表示部）
- 31 ... トランスミッタ
- 32 ... 位置センサ
- 41 ... 入力判断部
- 42 ... コントローラ
- 43 ... 表示処理部
- 44 ... モード変換処理部
- 45 ... 参照画像処理部
- 46 ... 合成部

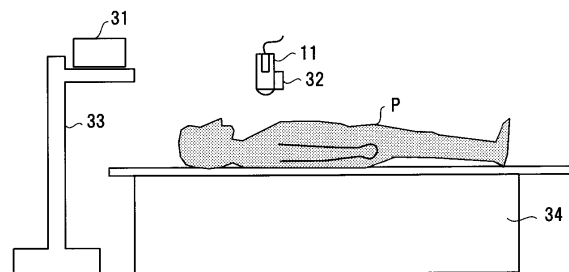
10

20

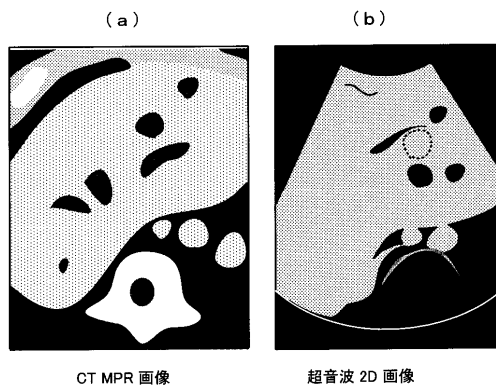
【図1】



【図2】



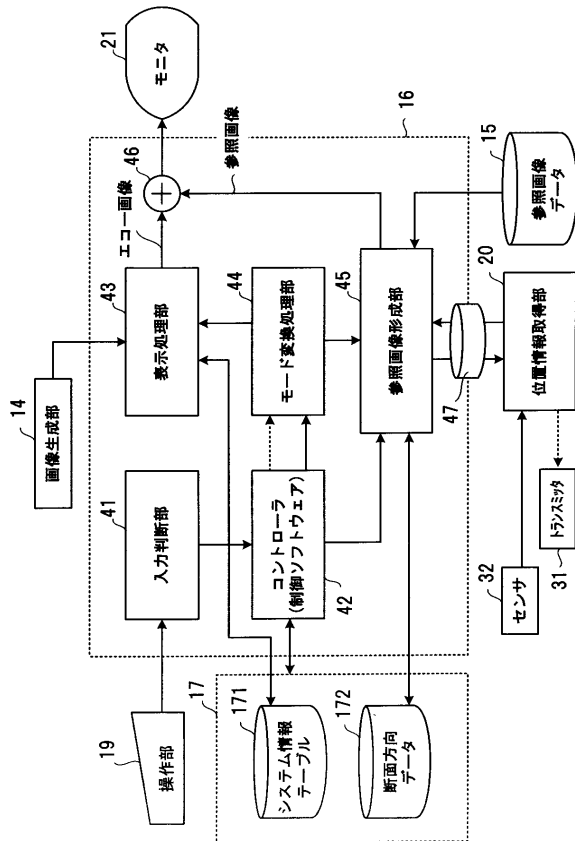
【図3】



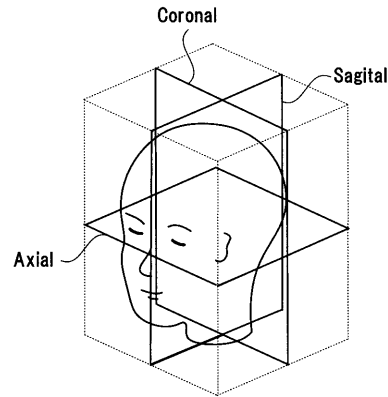
CT MPR 画像

超音波 2D 画像

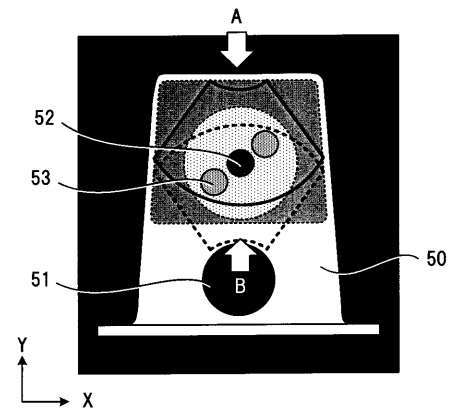
【図4】



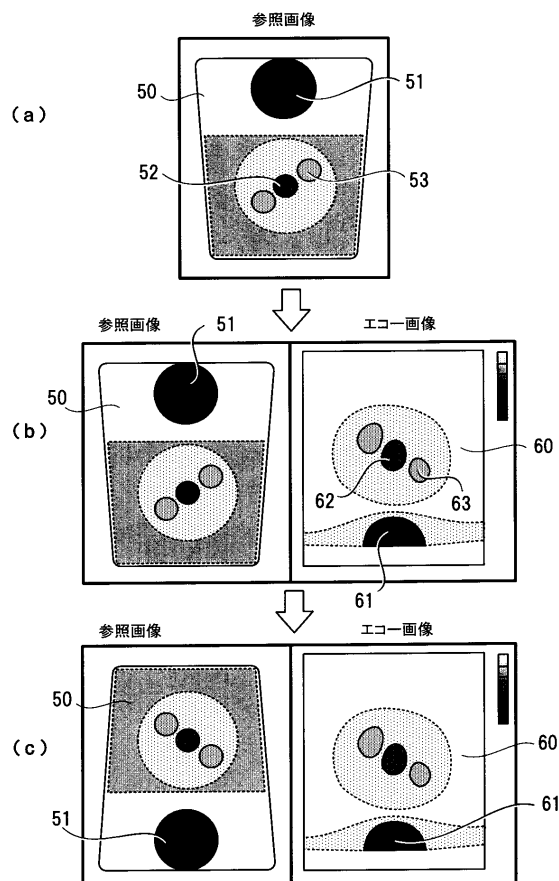
【図5】



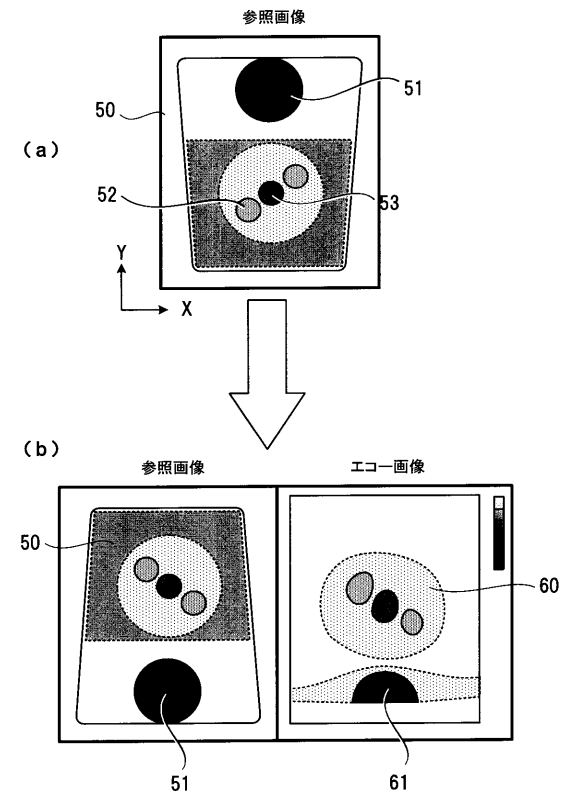
【図6】



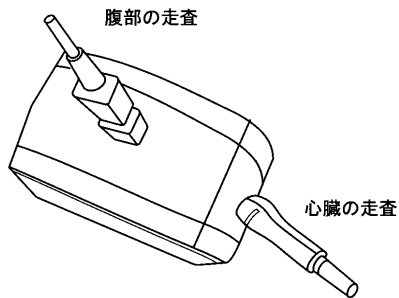
【図7】



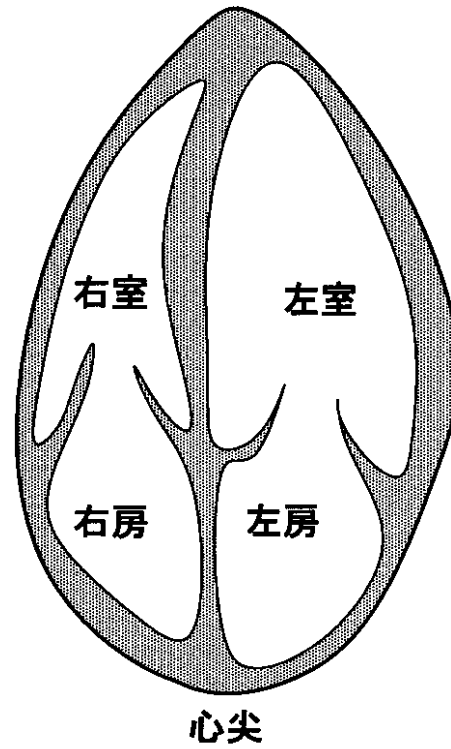
【図8】



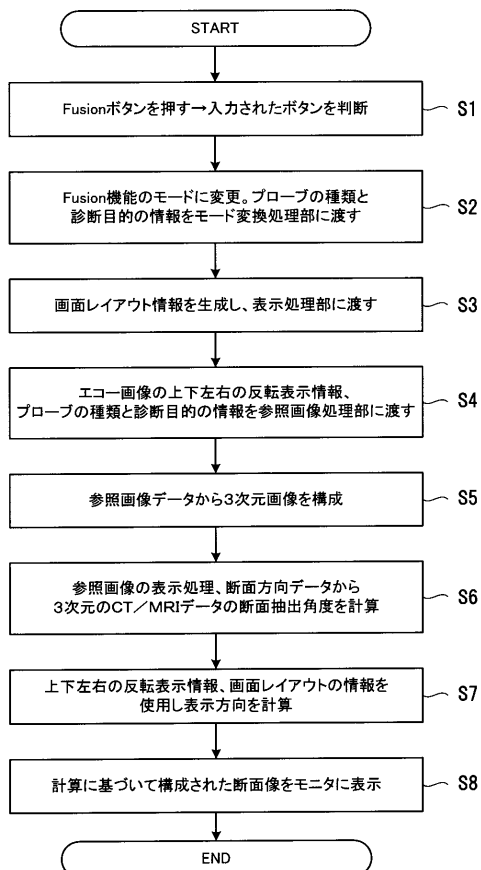
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 大井 伸秀
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 村松 拓
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 永田 浩司

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

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

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6162493B2	公开(公告)日	2017-07-12
申请号	JP2013122693	申请日	2013-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	米山直樹 安藤広治 泉実教 大井伸秀 村松拓		
发明人	米山 直樹 安藤 広治 泉 実教 大井 伸秀 村松 拓		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B6/503 A61B6/5247 A61B8/0808 A61B8/0883 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5215 A61B8/5261 G16H50/20		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/KK09 4C601/KK25 4C601/LL14 4C601/LL16 4C601/LL33		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2014239731A JP2014239731A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据实施例的超声诊断装置包括：超声图像生成单元；位置信息获取单元，其包括附接到超声波探头的位置传感器，并获取三维空间中的超声波探头的位置信息；图像获取单元，其获取图像数据并获得与所述超声波图像对应的参考图像；参考图像形成单元，其根据关于对象的诊断目的信息和关于超声波探测器的类型的信息中的至少一个指定参考图像的要显示的横截面方向，并且形成指定的参考图像横截面方向；以及显示单元，其显示由参考图像形成单元形成的参考图像和来自超声波图像生成单元的超声波图像。

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 8/14 (2006. 01)	A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 14 頁)		
(21) 出願番号	特願2013-122693 (P2013-122693)	(73) 特許権者 594164542
(22) 出願日	平成25年6月11日 (2013. 6. 11)	東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-239731 (P2014-239731A)	栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成26年12月25日 (2014. 12. 25)	(74) 代理人 110000235
審査請求日	平成28年4月5日 (2016. 4. 5)	特許業務法人 天城国際特許事務所
		(72) 発明者 米山 直樹
		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
		医用システムエンジニアリング株式会社内
		(72) 発明者 安藤 広治
		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
		医用システムエンジニアリング株式会社内
		(72) 発明者 泉 実教
		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
		医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置