

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5981246号
(P5981246)

(45) 発行日 平成28年8月31日(2016.8.31)

(24) 登録日 平成28年8月5日(2016.8.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-147412 (P2012-147412)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年6月29日 (2012.6.29)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-8256 (P2014-8256A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年1月20日 (2014.1.20)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年4月20日 (2015.4.20)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びセンサ選定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定空間内における位置及び向きを表す物理量を検出するセンサがそれぞれ装着された複数の超音波プローブの間で、超音波送受信に使用する超音波プローブを切り替えるプローブ切替部と、

前記プローブ切替部により超音波送受信に使用する超音波プローブが切り替えられたとき、前記各センサの検出結果から特定される位置及び向きの少なくとも一方の変化に基づいて、当該切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサを前記各センサの中から選定するセンサ選定部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記各センサは、前記物理量として磁場発生源が発生する磁場を検出し、

前記センサ選定部は、前記各センサのうちその検出結果から特定される位置及び向きの少なくとも一方の変化が予め定められた閾値を超えるセンサを、前記プローブ切替部による切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサとして選定し、前記位置及び向きの少なくとも一方の変化が前記閾値を超えるセンサが複数存在する場合、これらセンサの検出結果から導出される磁場の乱れを表す指標が最も良好なセンサを、当該切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサとして選定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記プローブ切替部による切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブを用いて得られる超音波画像に含まれる画素の輝度に関するヒストグラムを生成するヒストグラム生成部をさらに備え、

前記センサ選定部は、前記ヒストグラム生成部が生成するヒストグラムに所定の変化が生じた際に、検出結果から特定される位置及び向き of の少なくとも一方が変化したセンサを、前記プローブ切替部による切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサとして選定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

前記ヒストグラム生成部は、前記プローブ切替部による切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブによる超音波送信のフォーカス点近傍に設定された領域、前記超音波画像の中心部近傍に設定された領域、或いは操作者により指定された任意領域のいずれかに含まれる画素の輝度に関するヒストグラムを生成することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記センサ選定部がセンサを選定できない場合にエラーを報知する報知部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

所定空間内における位置及び向きを表す物理量を検出するセンサがそれぞれ装着された複数の超音波プローブの間で超音波送受信に使用する超音波プローブが切り替えられたとき、前記各センサの検出結果から特定される位置及び向き of の少なくとも一方の変化に基づいて、当該切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサを前記各センサの中から選定するセンサ選定部を備えることを特徴とするセンサ選定装置。

20

【請求項 7】

前記各センサは、前記物理量として磁場発生源が発生する磁場を検出し、

前記センサ選定部は、前記各センサのうちその検出結果から特定される位置及び向き of の少なくとも一方の変化が予め定められた閾値を超えるセンサを、前記切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサとして選定し、前記位置及び向き of の少なくとも一方の変化が前記閾値を超えるセンサが複数存在する場合、これらセンサの検出結果から導出される磁場の乱れを表す指標が最も良好なセンサを、前記切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサとして選定することを特徴とする請求項 6 に記載のセンサ選定装置。

30

【請求項 8】

前記切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブを用いて得られる超音波画像に含まれる画素の輝度に関するヒストグラムを生成するヒストグラム生成部をさらに備え、

前記センサ選定部は、前記ヒストグラム生成部が生成するヒストグラムに所定の変化が生じた際に、検出結果から特定される位置及び向き of の少なくとも一方が変化したセンサを、前記切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサとして選定することを特徴とする請求項 6 に記載のセンサ選定装置。

40

【請求項 9】

前記ヒストグラム生成部は、前記切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブによる超音波送信のフォーカス点近傍に設定された領域、前記超音波画像の中心部近傍に設定された領域、或いは操作者により指定された任意領域のいずれかに含まれる画素の輝度に関するヒストグラムを生成することを特徴とする請求項 8 に記載のセンサ選定装置。

【請求項 10】

前記センサ選定部がセンサを選定できない場合にエラーを報知する報知部をさらに備え

50

ることを特徴とする請求項 6 乃至 9 のうちいずれか 1 に記載のセンサ選定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波により被検体の体内を画像化する超音波診断装置及びセンサ選定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内情報の超音波画像を取得し表示する装置であり、X線診断装置やX線CT(Computer Tomography)装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被曝が無く、被検体の体内をリアルタイムで観測するための有用な装置として利用されている。

10

【0003】

超音波診断装置は、癌検診の確定診断のための生検や、RFA(Radiofrequency Ablation)治療のための穿刺のガイドなど、超音波診断のリアルタイム性を活かした用途への需要が高い。特に近年では、超音波プローブに位置及び向きを検出するためのセンサを装着し、病巣部分を含むCT画像或いはMRI(Magnetic Resonance Imaging)画像を参照画像として超音波画像とともに表示し、上記センサによって検出される位置及び向きに基づいて参照画像を超音波画像と連動するように切り替えることにより、超音波プローブを病巣の位置にナビゲートする技術も開発されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【特許文献2】米国特許第6775404号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波診断装置を用いた診療に際しては、使用する超音波プローブを切り替えつつ作業を進めることがある。例えば被検体の体内を観察する際には汎用の超音波プローブを使用し、穿刺作業を行う際には穿刺専用の超音波プローブを使用している。

30

【0006】

上述のセンサが1つのみ用意されている場合、超音波プローブの切り替えに際し、当該センサを切り替え元のプローブから切り替え先のプローブに付け替えなければならず、作業に手間を取られる。一方で、超音波プローブごとに上述のセンサを用意する場合には、センサと超音波プローブとの対応関係の誤認を生じる虞があり、誤診に繋がる危険性がある。

【0007】

このように、超音波プローブに位置及び向きを検出するためのセンサを装着して実施する診断や治療等においては、種々の問題が存在する。

40

【0008】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、位置及び向きを検出するためのセンサを超音波プローブに装着して実施する診断や治療等における利便性を高めることである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

一実施形態に係る超音波診断装置は、プローブ切替部と、センサ選定部とを備える。上記プローブ切替部は、所定空間内における位置及び向きを表す物理量を検出するセンサがそれぞれ装着された複数の超音波プローブの間で、超音波送受信に使用する超音波プローブを切り替える。上記センサ選定部は、上記プローブ切替部により超音波送受信に使用する超音波プローブが切り替えられたとき、上記各センサの検出結果から特定される位置及

50

び向きの少なくとも一方の変化に基づいて、当該切り替えにより超音波送受信に使用することとなった超音波プローブに装着されたセンサを上記各センサの中から選定する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】一実施形態における超音波診断装置（センサ選定装置）の要部構成を示すブロック図。

【図2】同実施形態における位置情報取得装置の要部構成を示すブロック図。

【図3】同実施形態における磁気センサの超音波プローブへの装着態様の一例を示す図。

【図4】同実施形態におけるナビゲーション画面の一例を示す図。

【図5】同実施形態における超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャート。

【図6】図5のフローチャートに含まれるセンサ選定処理の流れを示すフローチャート。

【図7】同実施形態においてヒストグラムが配置されたナビゲーション画面の一例を示す図。

【図8】同実施形態においてヒストグラムが配置されたナビゲーション画面の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

一実施形態について、図面を参照しながら説明する。

[超音波診断装置]

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1（センサ選定装置）の要部構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、複数の超音波プローブ2、装置本体3、モニタ4、入力装置5、及び位置情報取得装置6等を備える。特に本実施形態においては、超音波診断装置1が4つの超音波プローブ2a, 2b, 2c, 2dを備えるものとする。但し、超音波診断装置1が備える超音波プローブの数は、4つ未満或いは5つ以上であってもよい。以下の説明において、各超音波プローブ2a, 2b, 2c, 2dを特に区別しない場合には、単に超音波プローブ2と称す。

【0012】

超音波プローブ2は、複数の圧電振動子、各圧電振動子に設けられる整合層、及び各圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を備える。各圧電振動子は、装置本体3から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。超音波プローブ2は、セクタ型、リニア型又はコンベックス型など如何なる種類のプローブであってもよい。

【0013】

超音波プローブ2から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ2が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0014】

入力装置5は、オペレータからの各種指示、関心領域（ROI）の設定指示、及び種々の画質条件設定に係る指示等を装置本体3に取り込むためのマウス、トラックボール、キーボード、及びタッチパネル等を含む。

【0015】

モニタ4は、超音波診断装置1のオペレータが入力装置5を用いて各種指示を入力するためのGUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体3において生成された超音波画像を表示したりする。

【0016】

位置情報取得装置6は、所定空間内における超音波プローブ2の位置及び向きに関する

10

20

30

40

50

情報を取得する。位置情報取得装置 6 の詳細な構成については、図 2 の説明にて後述する。

【 0 0 1 7 】

装置本体 3 は、プローブコネクタ 1 0、送受信部 1 1、B モード処理部 1 2、ドブラ処理部 1 3、画像生成部 1 4、画像メモリ 1 5、内部記憶部 1 6、インターフェース部 1 7、及び制御部 1 8 等を備える。

【 0 0 1 8 】

プローブコネクタ 1 0 は、超音波プローブ 2 a から延出するプローブケーブル 2 0 a、超音波プローブ 2 b から延出するプローブケーブル 2 0 b、超音波プローブ 2 c から延出するプローブケーブル 2 0 c、及び、超音波プローブ 2 d から延出するプローブケーブル 2 0 d をそれぞれ接続する。以下の説明において、各プローブケーブル 2 0 a, 2 0 b, 2 0 c, 2 0 d を特に区別しない場合には、単にプローブケーブル 2 0 と称す。プローブケーブル 2 0 は、装置本体 3 と超音波プローブ 2 との間における電力供給及び情報伝達を担う。

10

【 0 0 1 9 】

送受信部 1 1 は、送信系の回路として、トリガ発生回路、遅延回路及びパルス回路等を備える。パルス回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ 2 が発生する超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス回路が発生する各レートパルスに対し与える。トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで超音波プローブ 2 に駆動信号（駆動パルス）を供給する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

20

【 0 0 2 0 】

また、送受信部 1 1 は、受信系の回路として、アンプ回路、A / D 変換器、及び加算器等を備える。アンプ回路は、超音波プローブ 2 が受信した反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行って反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

30

【 0 0 2 1 】

B モード処理部 1 2 は、送受信部 1 1 から反射波データを受信し、受信した反射波データに対して対数増幅や包絡線検波処理等を施して、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。

ドブラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流、組織、或いは造影剤エコー成分等を抽出し、平均速度、分散、及びパワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。

【 0 0 2 2 】

画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 が生成した B モードデータや、ドブラ処理部 1 3 が生成したドブラデータから、超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部 1 4 は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキヤンコンバート）することにより、B モードデータやドブラデータから表示用の超音波画像データ（B モード画像データやドブラ画像データ）を生成する。

40

【 0 0 2 3 】

画像メモリ 1 5 は、画像生成部 1 4 によって生成された超音波画像データを記憶する。また、画像メモリ 1 5 は、送受信部 1 1 を経た直後の出力信号（R F : Radio Frequency）や画像の輝度信号、種々の生データ、及びネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。画像メモリ 1 5 が記憶する画像データのデータ形式は、モニタ

50

4に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、Bモード処理部12及びドブラ処理部13によって生成された生データである座標変換前のデータ形式であってもよい。

【0024】

内部記憶部16は、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や診断プロトコル等の各種データ、データベース160、ボリュームデータ161等を記憶する。さらに、内部記憶部16は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像データの保管等にも使用される。データベース160の用途については、図5、図6の説明にて後述する。ボリュームデータ161は、X線CT装置やMRI装置等の他のモダリティによって生成された被検体Pの所定部位に関するものである。

10

【0025】

インターフェース部17は、入力装置5、位置情報取得装置6、及びネットワーク等と装置本体3との間での各種情報の送受信を制御する。

【0026】

制御部18は、CPU（Central Processing Unit）やROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）等を備え、超音波診断装置1を統括的に制御する。具体的には、制御部18は、入力装置5を介してオペレータが入力した各種設定要求や、内部記憶部16或いは上記ROM等から読み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11、Bモード処理部12、ドブラ処理部13および画像生成部14の動作を制御したり、画像メモリ15が記憶する超音波画像データ等をモニタ4に表示させたりする。

20

【0027】

特に本実施形態において、制御部18は、上記ROM等に記憶された制御プログラムを実行することにより、主処理部100、表示処理部101、プローブ切替部102、位置記録部103、ヒストグラム生成部104、センサ選定部105、及び報知部106としての機能を実現する。これら各部の詳細については、以降の説明にて明らかにする。

【0028】

[位置情報取得装置]

続いて、位置情報取得装置6の詳細について述べる。

図2は、位置情報取得装置6の要部構成を示すブロック図である。位置情報取得装置6は、トランスミッター7（磁場発生源）、複数の磁気センサ8、及び装置本体9等を備える。特に本実施形態においては、位置情報取得装置6が4つの磁気センサ8a、8b、8c、8dを備えるものとする。但し、位置情報取得装置6が備える磁気センサ8の数は、4つ未満或いは5つ以上であってもよい。以下の説明において、各磁気センサ8a、8b、8c、8dを特に区別しない場合には、単に磁気センサ8と称する。

30

【0029】

トランスミッター7は、自機を中心として外側に向かって磁場を形成する。

【0030】

磁気センサ8は、トランスミッター7によって形成された3次元の磁場の強さ及び方向を検出し、検出結果に応じた信号を生成して、装置本体9に出力する。

40

【0031】

位置情報取得装置6の装置本体9は、コネクタ90、インターフェース部91、及び制御部92等を備える。

【0032】

コネクタ90は、トランスミッター7から延出するトランスミッターケーブル70、磁気センサ8aから延出するセンサケーブル80a、磁気センサ8bから延出するセンサケーブル80b、磁気センサ8cから延出するセンサケーブル80c、及び、磁気センサ8dから延出するセンサケーブル80dを接続する。以下の説明において、各センサケーブル80a、80b、80c、80dを特に区別しない場合には、単にセンサケーブル80と称す。トランスミッターケーブル70は、装置本体9とトランスミッター7との間の情

50

報伝達を担う。センサケーブル 80 は、装置本体 9 と磁気センサ 8 との間における情報伝達を担う。

【0033】

インターフェース部 91 は、超音波診断装置 1 の装置本体 3 と位置情報取得装置 6 の装置本体 9 との間で各種情報の送受信を制御する。

【0034】

制御部 92 は、CPU や ROM、RAM 等を備え、位置情報取得装置 6 を統括的に制御する。

【0035】

磁気センサ 8 は、超音波プローブ 2 に着脱される。磁気センサ 8 を超音波プローブ 2 に装着する態様の一例を、図 3 に示す。この例においては、磁気センサ 8 が超音波プローブ 2 に接続されたプローブケーブル 20 の付け根部分に任意の形体の着脱機構を介して装着されている。但し、磁気センサ 8 が超音波プローブ 2 に対して装着される位置は、他の位置であってもよい。

10

【0036】

制御部 92 は、磁気センサ 8 から受信した信号に基づいて、例えばトランスミッター 7 を原点とする X 軸、Y 軸、Z 軸にて定義される 3 次元座標空間 (X, Y, Z) における磁気センサ 8 の位置 (x, y, z) 及び向き (θ_x , θ_y , θ_z) を算出する。ここに、 θ_x は X 軸を中心とした磁気センサ 8 の回転角度であり、 θ_y は Y 軸を中心とした磁気センサ 8 の回転角度であり、 θ_z は Z 軸を中心とした磁気センサ 8 の回転角度である。

20

【0037】

また、制御部 92 は、磁気センサ 8 の位置における磁場の乱れの強さ (磁場の単位時間当りの変化頻度) を表す QI (Quality Index) 値を算出する。制御部 92 は、この QI 値を、例えば単位時間当りにおける位置 (x, y, z) 及び向き (θ_x , θ_y , θ_z) の変化回数や変化量を予め定めた計算式に代入することで算出する。本実施形態において、この計算式は、磁場の乱れが大きいほど QI 値が大きく、磁場の乱れが小さいほど QI 値が小さくなり、さらには位置 (x, y, z) 及び向き (θ_x , θ_y , θ_z) の低周波な変化 (人の手による磁気センサ 8 の移動時等) よりも高周波な変化 (周辺に存在する金属による磁場の乱れ等) が QI 値に良く反映されるように定義されているものとする。

【0038】

30

制御部 92 は、算出した位置 (x, y, z)、向き (θ_x , θ_y , θ_z)、及び QI 値を、インターフェース部 91 を介して超音波診断装置 1 の装置本体 3 に出力する。

【0039】

[ナビゲーション機能]

以上のような構成の超音波診断装置 1 を用いて実施される診断・治療の一態様について説明する。

【0040】

超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2 を用いた超音波の送受信により得られる超音波画像 (B モード画像) と、他のモダリティにより得られたボリュームデータ 161 から生成される 2 次元画像 (以下、参照画像と称す) とを同一の画面内に表示し、超音波プローブ 2 の操作による超音波画像の変化に連動して参照画像を切り替えることにより、ボリュームデータ 161 を用いた診断にて発見された腫瘍等のターゲットに超音波プローブ 2 の位置及び向きを案内するナビゲーション機能を備える。

40

【0041】

ナビゲーション機能に係る主な処理は、主処理部 100 が実行する。さらに、表示処理部 101、プローブ切替部 102、位置記録部 103、ヒストグラム生成部 104、センサ選定部 105、及び報知部 106 が補助的な処理を実行する。

【0042】

ナビゲーション機能を利用する際には、磁気センサ 8 を超音波の送受信に使用する超音波プローブ 2 (以下、使用対象の超音波プローブ 2 と称す) に装着するとともに、正確な

50

位置 (x , y , z) 及び向き (θ_x , θ_y , θ_z) の検出を担保すべく当該超音波プローブ 2 の使用範囲の近くにトランスミッター 7 を配置する。さらに、ナビゲーションの準備作業として、腫瘍等のターゲットの設定、ボリュームデータ 161 と超音波プローブ 2 の軸 (角度) を合わせる軸合わせ、軸合わせ後の座標の中の 1 点同士を合わせる目印合わせを行う。なお、本実施形態においては、この準備作業を行う際に、使用対象の超音波プローブ 2 と、当該超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 の組み合わせが既知であるとする。

【 0043 】

ターゲットの設定において、オペレータは、ボリュームデータ 161 に含まれる腫瘍等の中心位置及び範囲を入力装置 5 の操作によって指定する。この操作がなされると、主処理部 100 は、当該指定された中心位置及び範囲の座標をターゲットに設定するための処理を行う。

10

【 0044 】

軸合わせにおいて、オペレータは、使用対象の超音波プローブ 2 を被検体 P の体軸と垂直 (Axial 面方向) に置き、入力装置 5 の操作によって軸合わせの実施を指示する。この指示に応じて、主処理部 100 は、当該超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 の 3 軸 X , Y , Z と、ボリュームデータ 161 の 3 軸とを合わせるための処理を行う。

【 0045 】

目印合わせにおいて、オペレータは、使用対象の超音波プローブ 2 に超音波を送受信させることによって得られる超音波画像及びボリュームデータ 161 から生成される参照画像の双方に描出された特徴的部分を入力装置 5 の操作によって指定する。この指示に応じて、主処理部 100 は、ボリュームデータ 161 と磁気センサ 8 の座標とを関連付けるための処理を行う。

20

【 0046 】

以上のような準備処理を経れば、超音波プローブ 2 による超音波画像と同一の断面に係る参照画像をボリュームデータ 161 から生成し、使用対象の超音波プローブ 2 をターゲットへとナビゲートすることが可能となる。

【 0047 】

準備処理が完了した後、表示処理部 101 が、例えば図 4 に示すようにリアルタイムの超音波画像 201 と、ボリュームデータ 161 から生成された参照画像 202 とを含むナビゲーション画面 200 をモニタ 4 に表示させる。

30

【 0048 】

表示処理部 101 は、画像生成部 14 によって使用対象の超音波プローブ 2 に係る超音波画像データが生成され、当該超音波画像データが画像メモリ 15 に記憶される度に、超音波画像 201 を当該超音波画像データに基づく画像で置き換える。これにより、被検体 P の体内を描出する超音波画像 201 がライブ表示される。また、表示処理部 101 は、使用対象の超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 の位置 (x , y , z) 及び向き (θ_x , θ_y , θ_z) に基づいてボリュームデータ 161 から超音波画像 201 に対応する断面の 2 次元画像データを生成し、参照画像 202 をこの 2 次元画像データに基づく画像で置き換える。これにより、超音波画像 201 と参照画像 202 とが連動する。さらに、表示処理部 101 は、超音波画像 201 及び参照画像 202 に設定したターゲットが描出された際には、両画像 201 , 202 上にマーカを付すなどして当該ターゲットを強調する。

40

【 0049 】

[超音波プローブの切り替え及び磁気センサの選定]

上記のようなナビゲーション機能を用いた診断や治療を行う最中に、使用対象の超音波プローブ 2 を超音波プローブ 2 a ~ 2 d の間で切り替える必要が生じる場合がある。例えば、RFA 療法の実施に際しては、上述の準備作業を浅部から深部までを良好な解像度及びコントラストで描出した画像を得られる大口径のコンベックス型プローブにて行い、その後の穿刺を小口径のコンベックス型プローブにて行うことが一般的である。

50

【 0 0 5 0 】

使用対象の超音波プローブ 2 を切り替えるにあたり、オペレータは入力装置 5 を操作して、切り替え後に使用するプローブを超音波プローブ 2 a ~ 2 d の中から指定する。この指定は、例えばプローブコネクタ 1 0 の各接続端子に対応するボタンを入力装置 5 に設け、これらのボタンを操作することによって行えるようにすればよい。

【 0 0 5 1 】

切り替え後に使用する超音波プローブ 2 が指定されると、プローブ切替部 1 0 2 は、駆動パルス及び反射波信号の入出力先となる超音波プローブ 2 を、当該指定された超音波プローブ 2 に設定するように送受信部 1 1 に指示する。この指示を受けた後、送受信部 1 1 は、当該指定された超音波プローブ 2 に駆動パルスを順次供給して超音波を発生させるとともに、当該超音波プローブ 2 からの反射波信号を順次受信して反射波データを生成していく。この反射波データに基づく超音波画像データが B モード処理部 1 2 及び画像生成部 1 4 を経て生成され、画像メモリ 1 5 に記憶されていく。したがって、ナビゲーション画面 2 0 0 に表示される超音波画像 2 0 1 も、当該切り替え後の超音波プローブ 2 を用いて得られた画像となる。

10

【 0 0 5 2 】

使用対象の超音波プローブ 2 が切り替えられた際には、切り替え後の超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 を超音波診断装置 1 が認識する必要がある。本実施形態においては、使用対象の超音波プローブ 2 の切り替え時に、図 5 , 図 6 のフローチャートに示す処理を制御部 1 8 、特に位置記録部 1 0 3 、ヒストグラム生成部 1 0 4 、センサ選定部 1 0 5 、及び報知部 1 0 6 が実行することにより、この認識に係る手順を自動化する。

20

【 0 0 5 3 】

以下、これらのフローチャートについて説明する。なお、前提として、位置情報取得装置 6 が各磁気センサ 8 a ~ 8 d すべての位置 (x , y , z) 、向き (θx , θy , θz) 、及び Q I 値を周期的に算出し、超音波診断装置 1 の装置本体 3 に送信しているものとする。

【 0 0 5 4 】

図 5 のフローチャートにおいて、先ず位置記録部 1 0 3 が、インターフェース部 1 7 によって位置情報取得装置 6 から受信される各磁気センサ 8 a ~ 8 d の位置 (x , y , z) 、向き (θx , θy , θz) 、及び Q I 値をデータベース 1 6 0 に書き込む (ステップ S 1) 。

30

【 0 0 5 5 】

続いて、ヒストグラム生成部 1 0 4 が、現在表示されている超音波画像 2 0 1 中に定義された所定領域に含まれる画素のヒストグラムデータを生成する (ステップ S 2) 。このヒストグラムデータは、輝度ごとの画素数の分布を表すデータである。上記所定領域は、例えば超音波送信のフォーカス点近傍や表示画像の中心部近傍に予め定義された領域、或いはオペレータによって任意に設定される R O I 等の領域である。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 2 にて生成されるヒストグラムデータに基づくヒストグラムを、ナビゲーション画面 2 0 0 に表示させてもよい。図 7 , 図 8 に、ヒストグラムデータに基づくヒストグラム 2 0 3 を表示したナビゲーション画面 2 0 0 の一例を示す。図 7 , 図 8 中の矩形破線 2 0 4 は、上記所定領域を示す。ヒストグラム 2 0 3 の横軸は輝度であり、縦軸は画素数である。図 7 に示したナビゲーション画面 2 0 0 は、使用対象の超音波プローブ 2 を被検体 P の体表面に近づけていない状態で表示される画面の一例である。この場合、視野内からの反射波がほとんど得られないため、超音波画像 2 0 1 は全体的に最低輝度の画像となる。したがって、ヒストグラム 2 0 3 には画素数の分布がほとんど見られない。一方、図 8 に示したナビゲーション画面 2 0 0 は、使用対象の超音波プローブ 2 を被検体 P の対表面に接触させた状態で表示される画面の一例である。この場合、視野内から良好な反射波が得られるため、超音波画像 2 0 1 は全体的に高輝度の画像となる。したがってヒストグラム 2 0 3 にも明確な画素数の分布が現れる。

40

50

【 0 0 5 7 】

ステップ S 2 の後、ヒストグラム生成部 1 0 4 は、今回のステップ S 2 にて生成したヒストグラムデータと、前回のステップ S 2 にて生成したヒストグラムデータとに基づき、被検体 P の体表面に接触していない状態にあった使用対象の超音波プローブ 2 が被検体 P の体表面に接触するまで動かされたか否かを判定する（ステップ S 3）。なお、図 5 のフローチャートに示す処理を開始した当初においては、前回のヒストグラムデータが存在しない。この場合、ヒストグラム生成部 1 0 4 は、使用対象の超音波プローブ 2 が被検体 P の体表面に接触するまで動かされていないと判定し（ステップ S 3 の No）、ステップ S 1、S 2 が再度実行される。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 3 における判定には、例えばヒストグラムデータから求まる平均輝度値を用いることができる。すなわち、ヒストグラム生成部 1 0 4 は、今回生成したヒストグラムデータの平均輝度値 B 1 と前回生成したヒストグラムデータの平均輝度値 B 2 を算出し、これらの差分 $\Delta B (= B 1 - B 2)$ と予め定められた閾値 B s とを比較する。閾値 B s は、被検体 P の体表面に接触していない状態にあった使用対象の超音波プローブ 2 が被検体 P の体表面に接触或いは近接したと判定できる場合とそうでない場合とを隔てるものであり、具体的な値は実験的、経験的、或いは理論的に定めればよい。上記比較の結果、 ΔB B s が成立するならば、ヒストグラム生成部 1 0 4 は、使用対象の超音波プローブ 2 が被検体 P の体表面に接触するまで動かされていないと判定する（ステップ S 3 の No）。この場合、ステップ S 1、S 2 が再度実行される。

【 0 0 5 9 】

一方、 $\Delta B > B s$ が成立するならば、ヒストグラム生成部 1 0 4 は、使用対象の超音波プローブ 2 が被検体 P の体表面に接触するまで動かされたと判定する（ステップ S 3 の Yes）。この場合、センサ選定部 1 0 5 がセンサ選定処理を実行する（ステップ S 4）。

【 0 0 6 0 】

センサ選定処理において、センサ選定部 1 0 5 は、図 6 のフローチャートに沿って動作する。すなわち、先ずセンサ選定部 1 0 5 は、使用対象の超音波プローブ 2 が被検体 P の体表面に接触した際に、位置（x, y, z）及び向き（ θx , θy , θz ）の少なくとも一方が変化した磁気センサ 8 を特定する（ステップ S 4 1）。具体的には、センサ選定部 1 0 5 は、データベース 1 6 0 を参照し、直前のステップ S 2 におけるヒストグラムデータの生成元である超音波画像データを得るための超音波送受信時付近において、位置（x, y, z）が予め定められた距離 D s 以上変化したか、或いは角度 θx , θy , θz の少なくとも 1 つが予め定められた角度 θs 以上変化した磁気センサ 8 を特定する。距離 D s 及び角度 θs は、磁気センサ 8 が使用対象の超音波プローブ 2 とともに移動したと判定できる場合とそうでない場合とを隔てる閾値であり、具体的な値は実験的、経験的、或いは理論的に定めればよい。

【 0 0 6 1 】

続いて、センサ選定部 1 0 5 は、ステップ S 4 1 において磁気センサ 8 を 1 つでも特定できたか否かを判定する（ステップ S 4 2）。1 つでも特定できたならば（ステップ S 4 2 の Yes）、センサ選定部 1 0 5 は、特定できた磁気センサ 8 が 1 つのみであるか否かを判定する（ステップ S 4 3）。特定できた磁気センサ 8 が 1 つのみである場合（ステップ S 4 3 の Yes）、センサ選定部 1 0 5 は、当該磁気センサ 8 を使用対象の超音波プローブ 2 に装着された磁気センサとして選定する（ステップ S 4 4）。

【 0 0 6 2 】

一方、ステップ S 4 1 において特定できた磁気センサ 8 が複数存在する場合（ステップ S 4 3 の No）、センサ選定部 1 0 5 は、これら磁気センサ 8 の中から 1 つを選定する（ステップ S 4 5）。具体的には、センサ選定部 1 0 5 は、データベース 1 6 0 を参照し、直前のステップ S 2 におけるヒストグラムデータの生成元である超音波画像データを得るための超音波送受信時付近において Q I 値が最も低い（最も良好な）磁気センサ 8 を、使用対象の超音波プローブ 2 に装着された磁気センサとして選定する。Q I 値は、特定の 1

時点の値を用いてもよいし、所定時間内の値の平均値を用いてもよい。

【0063】

ステップS44 或いはステップS45を以って、センサ選定処理が終了する。また、ステップS41において磁気センサ8を1つも特定できなかった場合には(ステップS42のNo)、磁気センサ8を選定することなくセンサ選定処理が終了する。

【0064】

センサ選定処理の後、図5のフローチャートに示すように、主処理部100が、使用対象の超音波プローブ2に装着された磁気センサ8がセンサ選定処理において選定されたか否かを判定する(ステップS5)。ステップS44 或いはステップS45を経てセンサ選定処理が終了している場合、主処理部100は磁気センサ8が選定されたと判定し(ステップS5のYes)、当該選定された磁気センサ8を以降のナビゲーション用に設定する(ステップS6)。ステップS6を以って図5のフローチャートに示す処理が終了となる。これ以降、表示処理部101は、ステップS6にて設定された磁気センサ8の位置(x, y, z)及び向き($\theta x, \theta y, \theta z$)に基づいてボリュームデータ161から超音波画像201に対応する断面の2次元画像データを生成し、参照画像202をこの2次元画像データに基づく画像で置き換えていく。

10

【0065】

なお、センサ選定処理において磁気センサ8が選定されていない場合には(ステップS5のNo)、報知部106がエラーを報知する(ステップS7)。この報知は、例えば磁気センサ8が使用対象の超音波プローブ2に正しく装着されていない旨のメッセージをモニタ4に表示することなどにより行えばよい。この報知の後、処理はステップS1に戻る。このとき、オペレータが使用対象の超音波プローブ2を被検体Pの体表面から離していずれかの磁気センサ8を装着し、当該超音波プローブ2を被検体Pの体表面に再度接触させれば、センサ選定処理にて当該磁気センサ8が選定され、選定された磁気センサ8がナビゲーション用に設定されて、図5のフローチャートに示す処理が終了する。

20

【0066】

以上説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、使用対象の超音波プローブ2が超音波プローブ2a~2dの間で切り替えられたとき、各磁気センサ8a~8dの出力から特定される位置(x, y, z)及び向き($\theta x, \theta y, \theta z$)の少なくとも一方の変化に基づいて、当該切り替えにより新たに使用対象となった超音波プローブ2に装着された磁気センサを各磁気センサ8a~8dの中から選定する。このような構成であれば、使用対象の超音波プローブ2を切り替えた際に、オペレータが当該超音波プローブ2に装着された磁気センサ8を指定する必要がない。さらに、オペレータが磁気センサ8を指定する場合においては、オペレータが超音波プローブ2と磁気センサ8の対応関係を間違えて誤診に繋がる危険性が有るが、本実施形態の構成においてはそのような事態も生じない。

30

【0067】

具体的には、超音波診断装置1は、各磁気センサ8a~8dのうちその出力から特定される位置(x, y, z)及び向き($\theta x, \theta y, \theta z$)の少なくとも一方の変化が予め定められた閾値を超えるセンサを使用対象の超音波プローブ2に装着されたセンサとして選定し、該当するセンサが複数存在するならばそれらセンサの出力から算出されるQI値が最も小さいセンサを使用対象の超音波プローブ2に装着されたセンサとして選定する。通常、使用対象の超音波プローブ2を被検体Pの体表面に接触させた状態において、当該超音波プローブ2に装着された磁気センサ8の磁場検出感度が良好になるように、トランスミッター7や周辺機器が配置される。そのため、使用対象の超音波プローブ2が被検体Pの体表面に接触した状態において、当該超音波プローブ2に装着された磁気センサ8に係るQI値は良好な値(低い値)を示すと想定される。したがって、本実施形態のようにQI値を考慮することにより、使用対象の超音波プローブ2に装着された磁気センサ8を正確に選定できるようになる。

40

【0068】

50

また、超音波診断装置 1 は、超音波画像 201 中の所定領域に含まれる画素の輝度に関するヒストグラムに所定の変化（閾値 B_s を超える平均輝度値の変化）が生じた際に位置（ x, y, z ）及び向き（ $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ ）の少なくとも一方が変化した磁気センサ 8 を、使用対象の超音波プローブ 2 に装着されたセンサとして選定する。このようにヒストグラムに変化が生じる際には、使用対象の超音波プローブ 2 がオペレータによって動かされて被検体 P の体表面に接触等したと想定される。このタイミングにおいては、当該超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 も動いているはずなので、同タイミングにおける各磁気センサ 8 a ~ 8 d の位置（ x, y, z ）及び向き（ $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ ）の変化に着目することにより、磁気センサ 8 の選定の精度が向上する。

【0069】

10

さらに、超音波診断装置 1 は、使用対象の超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 を選定できない場合にエラーを報知する。この報知により、オペレータに対して使用対象の超音波プローブ 2 への磁気センサ 8 の装着忘れ等を気付かせることができる。

【0070】

このように、本実施形態に係る構成によれば、磁気センサ 8 を超音波プローブ 2 に装着して実施する診断や治療等における利便性を、格段に高めることができる。

【0071】

[変形例]

なお、上記実施形態にて開示した構成は、種々の変形実施が可能である。

例えば、上記実施形態では位置（ x, y, z ）及び向き（ $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ ）を検出するセンサとして磁気センサ 8 を用いる場合を例示した。しかしながら、磁気センサ 8 に代えて、位置（ x, y, z ）及び向き（ $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ ）を表す磁場以外の物理量を検出するセンサを用いてもよい。このようなセンサとしては、例えば受光した光に応じた信号を出力する光学センサを利用することができる。

20

【0072】

また、上記実施形態ではステップ S3 の判定においてヒストグラムデータから求まる平均輝度値を用いる場合を例示した。しかしながら、ステップ S3 の判定において平均輝度値以外のパラメータを用いてもよい。このようなパラメータとしては、例えばヒストグラムデータから求まる分散の値を利用することができる。

【0073】

30

また、上記実施形態では使用対象の超音波プローブ 2 に装着された磁気センサ 8 の位置（ x, y, z ）に基づいてボリュームデータ 161 から参照画像 202 の画像データを生成するとした。しかしながら、超音波プローブ 2 に対する磁気センサ 8 の装着位置は、超音波プローブ 2 の形状等に依存して異なる場合も想定されるため、切り替え前後の超音波プローブ 2 において磁気センサ 8 の装着位置が異なれば、切り替え前後で位置（ x, y, z ）にずれが生じてしまう。この場合、目印合わせ等の準備作業を再度実行する必要がある。この点に鑑み、切り替え前後の超音波プローブ 2 における磁気センサ 8 の装着位置等を考慮してナビゲーションに使用する位置（ x, y, z ）を補正し、再度の準備作業を不要としてもよい。

【0074】

40

また、超音波診断装置 1 の装置本体 3 が備える制御部 18 が実現するとした主処理部 100、表示処理部 101、プローブ切替部 102、位置記録部 103、ヒストグラム生成部 104、センサ選定部 105、及び報知部 106 の一部或いは全てを、位置情報取得装置 6 の装置本体 9 が備える制御部 92 に実現させてもよい。特にセンサ選定部 105 を含む要素を制御部 92 に実現させた場合には、位置情報取得装置 6 がセンサ選定装置として機能することとなる。

【0075】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、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

50

省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、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。

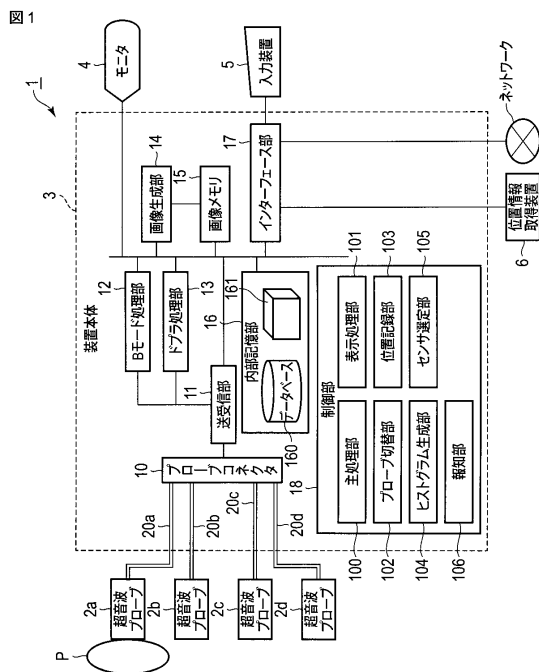
【符号の説明】

【0076】

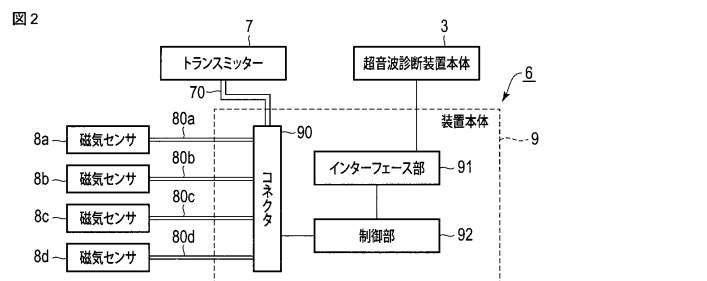
1 ... 超音波診断装置、2 ... 超音波プローブ、6 ... 位置情報取得装置、7 ... トランスミッター、8 ... 磁気センサ、18 ... 制御部、100 ... 主処理部、101 ... 表示処理部、102 ... プローブ切替部、103 ... 位置記録部、104 ... ヒストグラム生成部、105 ... センサ選定部、106 ... 報知部、160 ... データベース、161 ... ポリウムデータ、200 ... ナビゲーション画面、201 ... 超音波画像、202 ... 参照画像、203 ... ヒストグラム。

10

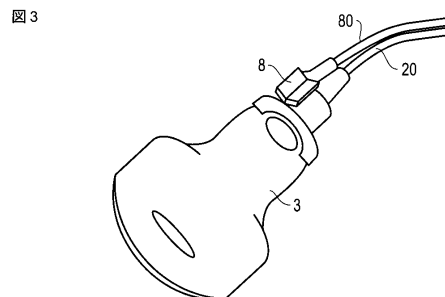
【図1】



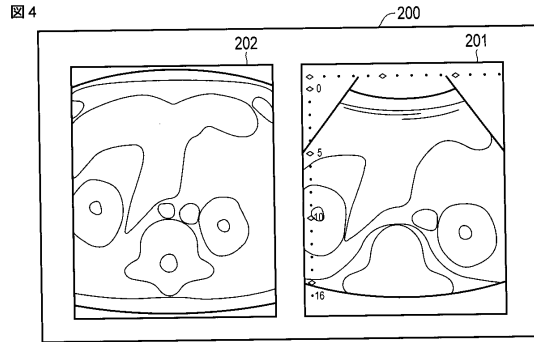
【図2】



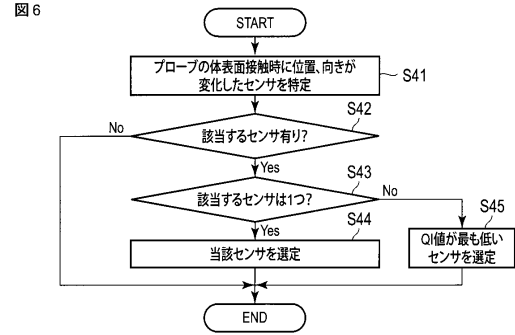
【図3】



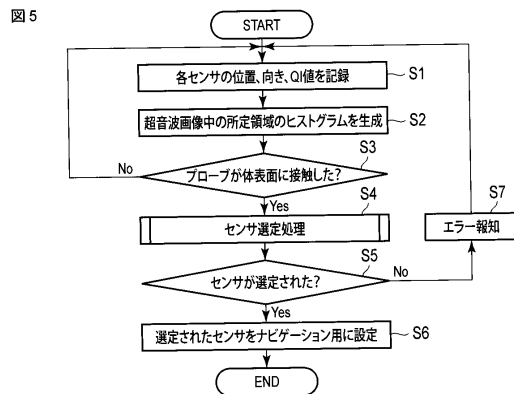
【図 4】



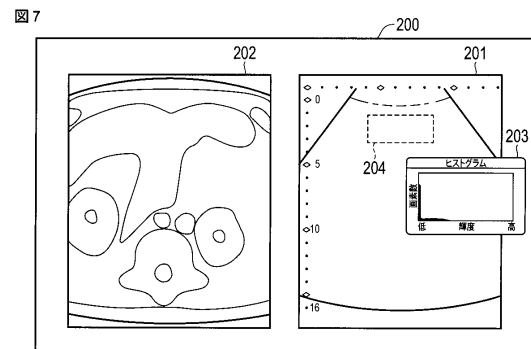
【図 6】



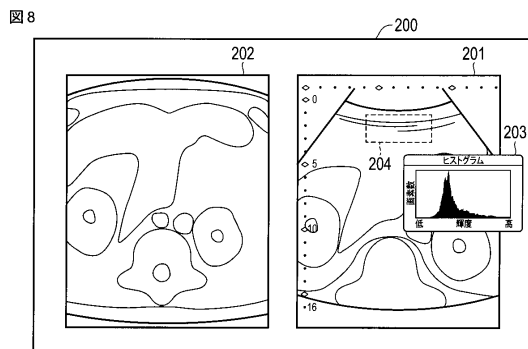
【図 5】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三

(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子

(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

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2010-253031(JP,A)
特開2006-340745(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置和传感器选择装置		
公开(公告)号	JP5981246B2	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	JP2012147412	申请日	2012-06-29
[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		
发明人	米山 直樹		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4477		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/HH01 4C601/JC37 4C601/KK07 4C601/KK16 4C601/KK33		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2014008256A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：通过安装用于检测超声波探头的位置和方向的传感器来增加诊断或治疗的便利性。解决方案：根据实施例的超声诊断设备设置有探针开关部分和传感器选择部分。探测开关部分在多个超声波探头之间切换用于超声波传输的超声波探头，所述超声波探头分别设置有用检测表示规定空间中的位置和方向的物理量的传感器。传感器选择部分通过基于从每个检测结果识别的位置和方向中的至少一个的变化切换，从传感器中选择附接到超声波探头的传感器以用于超声波传输。当通过开关部件切换要用于超声波传输的超声波探头时的传感器。

【 図 1 】

