

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6176818号

(P6176818)

(45) 発行日 平成29年8月9日 (2017.8.9)

(24) 登録日 平成29年7月21日 (2017.7.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-238621 (P2012-238621)
 (22) 出願日 平成24年10月30日 (2012.10.30)
 (65) 公開番号 特開2013-138841 (P2013-138841A)
 (43) 公開日 平成25年7月18日 (2013.7.18)
 審査請求日 平成27年8月20日 (2015.8.20)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-267034 (P2011-267034)
 (32) 優先日 平成23年12月6日 (2011.12.6)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

前置審査

(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 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (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

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び座標変換プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の超音波プローブ及び第2の超音波プローブを含み、それぞれに位置センサーが取り付けられる少なくとも2つ以上の超音波プローブと、

前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブにおける各位置センサーの取り付け位置の位置情報を、前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブにおける超音波の送受信面の所定位置の位置情報にそれぞれ変換する変換情報を、前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブごとに記憶する記憶手段と、

駆動する超音波プローブが前記第1の超音波プローブから前記第2の超音波プローブに切り替えられたことを示す情報を受け付けた後、前記第2の超音波プローブに対応する変換情報を前記記憶手段から取得し、取得した変換情報を用いて、前記第2の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの位置から前記所定位置の位置情報を算出する変換手段と、

前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブによって受信された各受信信号に基づいて、超音波画像をそれぞれ生成する制御手段と、

を備え、

前記変換手段は、前記所定位置の位置情報を、前記超音波画像が表示される画面上の表示位置に基づいて設定される前記送受信面に関する基準位置の位置情報に変換し、

前記制御手段は、前記基準位置における画像情報が前記画面上の前記基準位置に基づく表示位置にて表示される超音波画像を生成するように制御することを特徴とする超音波診

10

20

断装置。

【請求項 2】

第 1 の超音波プローブ及び第 2 の超音波プローブを含み、それぞれに位置センサーが取り付けられる少なくとも 2 つ以上の超音波プローブと、

前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブにおける各位置センサーの取り付け位置の位置情報を、前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブにおける超音波の送受信面の所定位置の位置情報にそれぞれ変換する変換情報が前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブごとに記憶された記憶手段が接続される接続手段と、

駆動する超音波プローブが前記第 1 の超音波プローブから前記第 2 の超音波プローブに切り替えられたことを示す情報を受け付けた後、前記第 2 の超音波プローブに対応する変換情報を、前記接続手段を介して前記記憶手段から取得し、取得した変換情報を用いて、前記第 2 の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの位置から前記所定位置の位置情報を算出する変換手段と、

前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブによって受信された各受信信号に基づいて、超音波画像をそれぞれ生成する制御手段と、

を備え、

前記変換手段は、前記所定位置の位置情報を、前記超音波画像が表示される画面上の表示位置に基づいて設定される前記送受信面に関する基準位置の位置情報に変換し、

前記制御手段は、前記基準位置における画像情報が前記画面上の前記基準位置に基づく表示位置にて表示される超音波画像を生成するように制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記基準位置として、前記超音波プローブの口径の半分の位置で、かつ、視野深度の 2 分の 1 の位置が設定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記基準位置として、前記超音波プローブの口径の半分の位置で、かつ、前記超音波プローブの走査面の表面の位置が設定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波の送受信面に関する任意の位置を入力する入力手段を更に備え、

前記入力手段により入力された位置が基準位置として設定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記位置センサーは、前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブに対して共有されることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブそれぞれに位置センサーが取り付けられ、前記第 1 の超音波プローブから前記第 2 の超音波プローブへの切り替えに伴い、前記位置センサーが手動で切り替え可能に設けられたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記位置センサーの切り替えを実行する切り替え手段をさらに有し、

前記記憶手段は、前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブそれぞれに対応する位置センサーの情報を記憶し、

前記切り替え手段は、前記記憶手段によって記憶された前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブそれぞれに対応する位置センサーの情報に基づいて、前記第 1 の超音波プローブから前記第 2 の超音波プローブへの切り替えに伴う前記位置センサーの切り替えを実行することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記記憶手段は、前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブごとに、前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの取り付け角度ごとに前記変換情報を記憶し、

前記変換手段は、駆動する超音波プローブが前記第 1 の超音波プローブから前記第 2 の超音波プローブに切り替えられたことを示す情報を受け付けた後、前記第 2 の超音波プローブの位置センサーの取り付け角度に対応する変換情報を前記記憶手段から取得し、取得した変換情報を用いて、前記第 2 の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの位置から前記所定位置の位置情報を算出することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

駆動する超音波プローブが第 1 の超音波プローブから第 2 の超音波プローブに切り替えられたことを示す情報を受け付けた後、前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブにそれぞれ取り付けられた位置センサーの取り付け位置の位置情報を前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブにおける超音波の送受信面の所定位置の位置情報にそれぞれ変換する変換情報が前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブごとに記憶された記憶手段から、前記第 2 の超音波プローブに対応する変換情報を取得する取得手順と、

取得した変換情報を用いて、前記第 2 の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの位置から前記所定位置の位置情報を算出する変換手順と、

20

前記第 1 の超音波プローブ及び前記第 2 の超音波プローブによって受信された各受信信号に基づいて、超音波画像をそれぞれ生成する制御手順と、

をコンピュータに実行させ、

前記変換手順は、前記所定位置の位置情報を、前記超音波画像が表示される画面上の表示位置に基づいて設定される前記送受信面に関する基準位置の位置情報に変換し、

前記制御手順は、前記基準位置における画像情報が前記画面上の前記基準位置に基づく表示位置にて表示される超音波画像を生成するように制御することを特徴とする座標変換プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波診断装置及び座標変換プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、無侵襲な診断装置として、癌へのリスクの高い疾患を有する患者に対しての定期的な観察などに利用されている。例えば、超音波画像診断装置は、肝炎や肝硬変など、肝癌へのリスクが高い疾患を有する患者に対しての定期的な観察などに利用されている。

【0003】

近年、上述した超音波診断装置による観察と並行して、X線CT (Computed Tomography) 装置や、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置による検査が実施されている。X線CT装置や、MRI装置による検査では、例えば、造影剤を用いて実施された検査において、癌の疑いを呈する病巣が検出されることがある。かかる場合、この病巣を超音波画像下での穿刺による細胞診によって確定診断に至るケースが多くなってきている。

40

【0004】

そこで、病巣が検出されたCT画像又はMRI画像を参照画像として、超音波プローブに取り付けた磁気式の位置センサーを用いて、病巣の位置に超音波プローブをナビゲーションする技術を備えた超音波診断装置が知られている。しかしながら、従来技術においては、参照画像を参照しながら実施される診断において、診断効率が低下する場合があった。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【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】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、参照画像を参照しながら実施される診断において、診断効率を向上させることができる超音波診断装置及び座標変換プログラムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施の形態の超音波診断装置は、第1の超音波プローブ及び第2の超音波プローブを含む少なくとも2つ以上の超音波プローブと、記憶手段と、変換手段と、制御手段とを備える。第1の超音波プローブ及び第2の超音波プローブを含む少なくとも2つ以上の超音波プローブは、それぞれに位置センサーが取り付けられる。記憶手段は、前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブにおける各位置センサーの取り付け位置の位置情報を、前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブにおける超音波の送受信面の所定位置の位置情報にそれぞれ変換する変換情報を、前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブごとに記憶する。変換手段は、駆動する超音波プローブが前記第1の超音波プローブから前記第2の超音波プローブに切り替えられたことを示す情報を受け付けた後、前記第2の超音波プローブに対応する変換情報を前記記憶手段から取得し、取得した変換情報を用いて、前記第2の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの位置から前記所定位置の位置情報を算出する。制御手段は、前記第1の超音波プローブ及び前記第2の超音波プローブによって受信された各受信信号に基づいて、超音波画像をそれぞれ生成する。前記変換手段は、前記所定位置の位置情報を、前記超音波画像が表示される画面上の表示位置に基づいて設定される前記送受信面に関する基準位置の位置情報に変換する。前記制御手段は、前記基準位置における画像情報が前記画面上の前記基準位置に基づく表示位置にて表示される超音波画像を生成するように制御する。

20

【図面の簡単な説明】

30

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る位置情報取得装置及び制御部の構成の一例を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態にかかる仮想センサーの設定を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図5】図5は、第2の実施形態に係る超音波プローブと位置センサーとの対応テーブルを説明するための図である。

40

【図6】図6は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第1の実施形態)

まず、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について、図1を用いて説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成を説明するための図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ11aと、超音波プローブ11bと、プローブコネクタ11cと、入力装置12と、モニタ1

50

3と、位置情報取得装置14と、装置本体100とを有し、ネットワークに接続されている。

【0010】

超音波プローブ11a及び超音波プローブ11bは、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体100が有する送受信部110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。また、超音波プローブ11a及び超音波プローブ11bは、圧電振動子に設けられる整合層と、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などを有する。例えば、超音波プローブ11a及び超音波プローブ11bは、セクタ型、リニア型又はコンベックス型などである。

10

【0011】

超音波プローブ11a又は超音波プローブ11b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11a又は超音波プローブ11b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。

【0012】

なお、本実施形態は、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである超音波プローブ11a又は超音波プローブ11bにより、被検体Pを2次元でスキャンする場合であっても、1次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ11a又は超音波プローブ11bや複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである超音波プローブ11a又は超音波プローブ11bにより、被検体Pを3次元でスキャンする場合であっても、適用可能である。

20

【0013】

また、図1においては、2つの超音波プローブのみが示されているが、実施形態はこれに限定されるものではなく、任意の数の超音波プローブを備える場合であってもよい。例えば、3つ以上の超音波プローブを備える場合であってもよい。

【0014】

プローブコネクタ11cは、超音波プローブ11a及び超音波プローブ11bがそれぞれ接続されるコネクタを有し、超音波プローブ11a及び超音波プローブ11bをそれぞれ装置本体100に接続する。

30

【0015】

入力装置12は、トラックボール、スイッチ、ボタン、タッチコマンドスクリーンなどを有し、超音波診断装置1の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体100に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、入力装置12は、超音波画像と、X線CT画像などとの位置合わせに係る各種操作を受付ける。

【0016】

モニタ13は、超音波診断装置1の操作者が入力装置12を用いて各種設定要求を入力するためのGUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体100において生成された超音波画像とX線CT画像などを並列表示したりする。

40

【0017】

位置情報取得装置14は、超音波プローブ11a又は超音波プローブ11bの位置情報を取得する。具体的には、位置情報取得装置14は、超音波プローブ11a又は超音波プローブ11b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14としては、例えば、磁気センサーや、赤外線センサー、光学センサー、カメラなどである。

【0018】

装置本体100は、超音波プローブ11a又は超音波プローブ11bが受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図1に示すように、送受信部110と、B

50

モード処理部 120 と、ドプラ処理部 130 と、画像生成部 140 と、画像メモリ 150 と、制御部 160 と、内部記憶部 170 と、インターフェース部 180 とを有する。以下、超音波プローブ 11a 及び超音波プローブ 11b をまとめて超音波プローブ 11 と記す場合がある。

【0019】

送受信部 110 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ 11 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、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。また、遅延回路は、超音波プローブ 11 から発生され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、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、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 11 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。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。

10

【0020】

また、送受信部 110 は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、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ない、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、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な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。

20

【0021】

このように、送受信部 110 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部 110 は、後述する制御部 160 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、送受信部 110 は、1 フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

【0022】

30

Bモード処理部 120 は、送受信部 110 からゲイン補正処理、A/D変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、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。

【0023】

ドプラ処理部 130 は、送受信部 110 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、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、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（ドプラデータ）を生成する。

【0024】

画像生成部 140 は、Bモード処理部 120 が生成したBモードデータや、ドプラ処理部 130 が生成したドプラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部 140 は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビなど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）することで、Bモードデータやドプラデータから表示用の超音波画像（Bモード画像やドプラ画像）を生成する。また、画像生成部 140 は、後述する制御部の制御のもと、内部記憶部 170 に記憶された他のモダリティのボリュームデータから2次元画像を生成する。

40

【0025】

画像メモリ 150 は、画像生成部 140 によって生成された造影像や組織像などの画像データを記憶する。また、画像メモリ 150 は、後述する画像生成部 140 による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ 150 は、送受信部 110 を経た直後の出力信号（R

50

F:Radio Frequency)や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ150が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部160によりモニタ13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120及びドプラ処理部130によって生成されたRawデータである座標変換前のデータ形式でもよい。

【0026】

制御部160は、超音波診断装置1における処理全体を制御する。具体的には、制御部160は、入力装置12を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部170から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送受信部110、Bモード処理部120、ドプラ処理部130および画像生成部140の処理を制御したり、画像メモリ150が記憶する超音波画像などをモニタ13にて表示するように制御したりする。

10

【0027】

内部記憶部170は、超音波送受信、画像処理およ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、患者ID、医師の所見など)や、診断プロトコルなどの各種データを記憶する。さらに、内部記憶部170は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像の保管などにも使用される。また、内部記憶部170は、制御部160による処理に用いられる各種情報を記憶する。なお、各種情報については、後述する。

【0028】

インターフェース部180は、入力装置12、位置情報取得装置14、ネットワークと装置本体100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。例えば、インターフェース部180は、制御部160に対する位置情報取得装置14が取得した位置情報の転送を制御する。

20

【0029】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、以下、詳細に説明する位置情報取得装置14及び制御部160の処理により、参照画像を参照しながら実施される診断において、診断効率を向上させることが可能となるように構成されている。

【0030】

ここで、まず、CT画像又はMRI画像を参照画像として診断を行う場合の画像の位置合わせについて説明する。CT画像又はMRI画像を参照画像として診断を行う場合には、超音波プローブに取り付けた磁気式の磁気センサーを用いて、X線CT装置又はMRI装置のボリュームデータと超音波画像とを関連付けられる。

30

【0031】

最初に、磁気センサーが取り付けられた超音波プローブの磁場における3軸(X、Y、Z)と、他のモダリティのボリュームデータの3軸との軸合わせが行われる。具体的には、磁気センサーが取り付けられた超音波プローブを被検体に対して垂直にあて、その状態でセットボタンを押下することで、その時の磁気センサーの向きを垂直としてセットする。

【0032】

次に、他のモダリティの画像に描出された特徴部分と同一の特徴部分が描出された超音波画像を選択して、再度セットボタンを押下することで、その時の磁気センサーの位置(座標)と、他のモダリティのボリュームデータにおける位置(座標)とを関連付ける。特徴部分としては、例えば、血管や、剣状突起などが用いられる。

40

【0033】

上述したように磁気センサーの向き及び座標を他のモダリティにおけるボリュームデータの座標と関連付けることで、超音波プローブが現時点の走査面と略同一位置の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可能となる。そして、他のモダリティの画像において検出された癌の疑いを呈する病巣を腫瘍範囲として登録すると、略同一位置の超音波画像上にマークが付与される。医師は、このマークをもとに穿刺を実

50

施する。

【0034】

しかしながら、病巣の位置を特定するための超音波プローブと、穿刺を実施するためのプローブとは異なっている場合が多い。例えば、病巣の位置を特定するための超音波プローブは、精細な画像を取得するために、超音波を送受信する面が広い超音波プローブが用いられる。それに対して、穿刺を実施するためのプローブは、細かい隙間を見つけやすくするために、超音波を送受信する面が狭い超音波プローブが用いられる。

【0035】

例えば、超音波プローブへの取り付けは、超音波プローブの表面に設けられた磁気センサーホルダへ磁気センサーを取り付けることにより行うことができる。一例として磁気センサーホルダを超音波プローブとケーブルの境界部分に磁気センサーホルダを設けた場合には、磁気センサーを取り付ける位置は、超音波プローブのケーブルの付け根部分に位置することとなる。しかし、超音波プローブの形状はプローブごとに異なるため、磁気センサーを取り付ける位置も同一部分にあるわけではない。従って、磁気センサーの座標と他のモダリティにおけるボリュームデータの座標とが関連付けられることで位置合わせが行われている場合には、超音波プローブを切り替えると、位置ずれが生じてしまう。

【0036】

従って、従来技術においては、超音波プローブを切り替えるごとに、上述した位置合わせを実施することとなり、参照画像を参照しながら実施される診断において、診断効率が低下する。そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブの切り替えに伴う位置合わせを無くすことで、参照画像を参照しながら実施される診断における診断効率を向上させることが可能となるように構成されている。

【0037】

以下、第1の実施形態に係る位置情報取得装置14及び制御部160の処理について、図2などを用いて説明する。図2は、第1の実施形態に係る位置情報取得装置14及び制御部160の構成の一例を説明するための図である。第1の実施形態に係る位置情報取得装置14は、図2に示すように、トランスミッター14aと、位置センサー14bと、制御装置14dとを有し、図示しないインターフェース部180を介して制御部160に接続される。

【0038】

トランスミッター14aは、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する。位置センサー14bは、超音波プローブ11aの表面に装着され、トランスミッター14aによって形成された3次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、制御装置14dに出力する。

【0039】

制御装置14dは、位置センサー14bから受信した信号に基づいて、トランスミッター14aを原点とする空間における位置センサー14bの座標及び向きを算出し、算出した座標及び向きを制御部160に出力する。なお、被検体Pの診断は、超音波プローブ11aに装着された位置センサー14bが、トランスミッター14aの磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われる。

【0040】

制御部160は、プローブ切替処理部161と、センサー切替処理部162と、仮想センサー位置算出部163とを有し、図示しないバス又はインターフェース部180を介して、位置情報取得装置14及び内部記憶部170と接続される。

【0041】

内部記憶部170は、プローブ切替処理部161、センサー切替処理部162及び仮想センサー位置算出部163によって用いられる各種情報を記憶する。具体的には、位置センサー14b及び超音波プローブ11bに関する情報と、仮想センサーに関する情報とを記憶する。例えば、内部記憶部170は、超音波プローブ名、プローブID、位置センサーの取り付け位置の情報及び視野深度情報を記憶する。

【0042】

また、内部記憶部170は、超音波画像と、他のモダリティのボリュームデータとを関連付ける座標である仮想センサーの位置を算出するための仮想センサー情報を記憶する。例えば、内部記憶部170は、超音波プローブごとに、 $(\Delta S_x 1, 0, -\Delta S_z 1)$ 、 $(\Delta S_x 2, 0, -\Delta S_z 2)$ などの仮想センサー情報を記憶する。なお、各座標については、後述する。

【0043】

プローブ切替処理部161は、入力装置12を介して操作者から超音波プローブの切り替え処理を受付けると、内部記憶部170から超音波プローブに関する情報を取得する。例えば、プローブ切替処理部161は、超音波プローブ11aから超音波プローブ11bへの切り替え処理を受付けると、超音波プローブ11bの超音波プローブ名、プローブID、位置センサーの取り付け位置の情報及び視野深度情報などを取得する。そして、プローブ切替処理部161は、超音波プローブ11bを制御する。さらに、プローブ切替処理部161は、取得した情報をセンサー切替処理部162又は仮想センサー位置算出部163に出力する。

10

【0044】

センサー切替処理部162は、プローブ切替処理部161からプローブを切り替える情報を受付けると、内部記憶部170から位置センサーの情報を取得する。例えば、センサー切替処理部162は、超音波プローブ11aから超音波プローブ11bへの切り替え情報を受付けると、位置センサー14bの情報を取得する。そして、センサー切替処理部162は、位置センサー14bを制御する。

20

【0045】

仮想センサー位置算出部163は、超音波プローブの切り替え情報を受付けると、内部記憶部170から仮想センサー情報を取得する。そして、プローブ切替処理部161から受付けた視野深度と、仮想センサー情報とを用いて仮想センサーをオフセットするための仮想センサーオフセット位置情報を算出する。なお、仮想センサー位置算出部163は、変換部とも呼ばれる。

【0046】

ここで、仮想センサーについて説明する。仮想センサーは、制御装置14dによって設定される3次元の座標データであり、X線CT画像や、MRI画像などの参照画像の断面の中心の位置を示すために使用される。ここで、面に直交するベクトルと、そのベクトルが交わる面との交点が既知であれば、平面とベクトルの内積の関係を用いて平面を定義することができる。なお、位置センサーが定義する座標系と、参照画像が定義する座標系とは異なるため、両者の関係を示す行列式が既知の公式により求められる。

30

【0047】

第1の実施形態に係る超音波診断装置1においては、この仮想センサーの座標をボリュームデータの座標と関連付ける。このとき、本実施形態では、超音波プローブの切り替えを実行したとしても、位置合わせを行うことなく、超音波プローブを用いることができるように、仮想センサーが設定される。すなわち、仮想センサーの設定に際して、超音波プローブごとに異なる位置センサーの取り付け位置を考慮して仮想センサーが設定される。

40

【0048】

以下、仮想センサーの設定について、図3を用いて説明する。図3は、第1の実施形態にかかる仮想センサーの設定を説明するための図である。図3においては、異なる超音波プローブを3次元空間に配置した図を示す。例えば、仮想センサーの設定では、位置センサーの座標を、超音波プローブにおける超音波の送受信面の中心の座標に変換する。すなわち、超音波プローブにおける超音波の送受信面の中心の座標を仮想センサーとして設定することができる。かかる場合、例えば、図3の左側の図の超音波プローブにおいては、位置センサーの位置から超音波の送受信面の中心の座標（仮想センサーの座標）までは、X軸上では正方向に「 $\Delta S_x 1$ 」、Y軸では「0」、Z軸上では負方向に「 $\Delta S_z 1$ 」となる。すなわち、位置センサーが検出した座標に対して、 $(x, y, z) = (\Delta S_x 1,$

50

0, $-\Delta S_z 1$) の変換を実行することで、仮想センサーを求めることができる。なお、超音波の送受信面の中心の座標に対する位置センサーの取り付け位置の座標は、設計書などから取得することが可能である。

【0049】

同様に、図3の右側の図の超音波プローブにおいては、位置センサーが検出した座標に対して、 $(x, y, z) = (\Delta S_x 2, 0, -\Delta S_z 2)$ の変換を実行することで、仮想センサーを求めることができる。なお、角度は、位置センサーが検出した角度を適用できるように位置センサーが取り付けられる。

【0050】

さらに、画面における画像の表示のしやすさを考慮して、視野深度の情報を反映させることができる。すなわち、画像の中心が画面の中心に表示されるように制御するため、上述した仮想センサーの座標をさらに変換する。超音波診断装置の場合、表示された画像の画面上の中心は、視野深度の $1/2$ の位置となる。そこで、視野深度の値を $1/2$ にした値を加算する。

【0051】

なお、本実施形態においては、仮想センサーが画像の画面上の中心に位置するように、超音波プローブの口径の $1/2$ の位置であり、且つ、視野深度の 2 分の 1 の位置に対応する位置に設定する。しかし仮想センサーの位置はこの例に限られず、例えば、超音波プローブの口径の $1/2$ の位置であり且つ、超音波プローブの超音波送受信面の表面（すなわち、視野深度 0 の位置）に設定しても構わない。あるいは、画面上の任意の位置に仮想センサーが来るように、仮想センサーの位置を入力装置12によって設定するものであっても構わない。

【0052】

例えば、図3に示す「 $\Delta S_x 1'$ 」=「 $1/2 \times L$ （視野深度）」である場合には、上述した仮想センサー $(x, y, z) = (\Delta S_x 1, 0, -\Delta S_z 1)$ は、 $(x, y, z) = (\Delta S_x 1 + \Delta S_x 1', 0, -\Delta S_z 1)$ となる。上述した仮想センサーの値は、仮想センサー位置算出部163によって算出され、仮想センサーオフセット情報として制御装置14dに出力される。制御装置14dは、受付けた仮想センサーオフセット情報を用いて仮想センサーを設定する。

【0053】

そして、例えば、図3の右側の図の超音波プローブに切り替える場合には、仮想センサー位置算出部163は、内部記憶部170から仮想センサー情報 $(x, y, z) = (\Delta S_x 2, 0, -\Delta S_z 2)$ を読み出す。そして、仮想センサー位置算出部163は、読み出した仮想センサー情報 $(x, y, z) = (\Delta S_x 2, 0, -\Delta S_z 2)$ に「 $\Delta S_x 1'$ 」を加えた $(x, y, z) = (\Delta S_x 2 + \Delta S_x 1', 0, -\Delta S_z 2)$ を算出して、制御装置14dに出力する。

【0054】

これにより、超音波プローブを切り替えても、仮想センサーの位置は変化しない。すなわち、超音波画像と他のモダリティのボリュームデータとの位置ずれは生じないことから、位置合わせを実施することなく、参照画像を参照した診断を行うことが可能である。

【0055】

具体的には、制御部160は、仮想センサーの座標の変化に基づいて、他のモダリティのボリュームデータから2次元画像を生成するように画像生成部140を制御する。

【0056】

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の処理について説明する。図4は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1による処理の手順を示すフローチャートである。なお、図4においては、被検体Pの診断が、位置センサー14bがトランスミッター14aの磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われている場合の処理について示す。

【0057】

図4に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1においては、超音波プローブが切り替えられると（ステップS101肯定）、センサー切替処理部162が、位置センサーが切り替えられたか否かを判定する（ステップS102）。

【0058】

ここで、位置センサーが切り替えられた場合には（ステップS102肯定）、センサー切替処理部162が、超音波プローブ情報に基づいて、位置センサー情報を取得する（ステップS103）。一方、位置センサーが切り替えられていない場合には（ステップS102否定）、センサー切替処理部162は、待機状態である。

【0059】

そして、仮想センサー位置算出部163は、位置センサー情報と、視野深度情報とを用いて仮想センサーオフセット位置情報を算出する（ステップS104）。その後、制御装置14dは、仮想センサー位置算出部163から受付けた仮想センサーオフセット位置情報に基づいて、位置センサーの位置から仮想センサーの位置情報を算出して（ステップS105）、処理を終了する。

【0060】

上述したように、第1の実施形態によれば、内部記憶部170は、超音波プローブごとに、超音波プローブに取り付けられた位置センサーの取り付け位置の座標を、超音波プローブにおける超音波の送受信面の所定位置の座標に変換する変換情報を記憶する。仮想センサー位置算出部163は、超音波プローブが切り替えられた場合に、切り替え後の超音波プローブに対応する変換情報を内部記憶部170から取得し、取得した変換情報を用いて、切り替え後の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの取り付け位置の座標を、所定位置の座標に変換する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブの切り替えに伴う位置合わせを実施することなく、参照画像を参照した診断を行うことができ、参照画像を参照しながら実施される診断において、診断効率を向上させることが可能となる。

【0061】

また、第1の実施形態によれば、仮想センサー位置算出部163は、超音波プローブの口径の半分の位置で、かつ、視野深度の2分の1の値に基づいて、前記変換後の座標をさらに変換する。そして、制御部160は、前記視野深度の2分の1の値に基づく変換後の座標の変化に応じて、3次元画像データから2次元画像を生成するように制御する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、画像の中心が画面の中心に表示されるように制御することができ、画像の視認性を向上させることが可能となる。

【0062】

また、第1の実施形態によれば、位置センサー14bは、複数の超音波プローブに対して共有される。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブの切り替えを柔軟に行うことが可能となる。

【0063】

（第2の実施形態）

さて、これまで第1の実施形態について説明したが、上述した第1の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【0064】

（1）センサーの切り替え処理

上述した第1の実施形態では、1つの位置センサーを複数の超音波プローブに対して用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、複数の超音波プローブそれぞれに位置センサーが取り付けられている場合であってもよい。かかる場合には、超音波プローブの切り替え時に位置センサーも切り替えられる。ここで、位置センサーの切り替えは、手動で行ってもよく、自動で行うようにしてもよい。

【0065】

図5は、第2の実施形態に係る超音波プローブと位置センサーとの対応テーブルを説明

10

20

30

40

50

するための図である。例えば、位置センサーの切り替えを自動で行う場合には、超音波プローブと取り付けられている位置センサーとの対応を示す対応テーブルを内部記憶部170が記憶する。例えば、内部記憶部170は、図5に示すように、超音波プローブと取り付けられている位置センサーとの対応を、それぞれのコネクタの番号で示した対応テーブルを記憶する。そして、センサー切替処理部162は、超音波プローブの切り替え情報を受付けると、対応テーブルを参照して、位置センサーの切り替え処理を実行する。

【0066】

(2) ボリュームデータ

上述した第1の実施形態では、X線CT装置及びMRI装置によって生成されたボリュームデータを用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、超音波診断装置によって生成されたボリュームデータを用いる場合であってもよい。

【0067】

(3) 仮想センサー情報

上述した第1の実施形態では、超音波プローブごとの仮想センサー情報が、超音波診断装置1が備える内部記憶部170によって記憶される場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、外部記憶装置が仮想センサー情報を記憶する場合であってもよい。

【0068】

図6は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成を説明するための図である。図6に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、ネットワークを介して、外部記憶装置15と接続され、例えば、PACS (Picture Archiving and Communication System) やHIS (Hospital Information System)、RIS (Radiology Information System) などが適用される。

【0069】

外部記憶装置15は、超音波プローブにおける超音波の送受信面の所定位置の座標に変換する変換情報が超音波プローブごとに記憶する。例えば、外部記憶装置15は、超音波プローブごとに、 $(\Delta Sx1, 0, -\Delta Sz1)$ 、 $(\Delta Sx2, 0, -\Delta Sz2)$ などの仮想センサー情報を記憶する。

【0070】

インターフェース部180は、仮想センサーを記憶する外部記憶装置15にネットワークを介して接続される。なお、インターフェース部180は、接続部とも呼ばれる。仮想センサー位置算出部163は、他の超音波プローブへ代えた場合に、代えた後の超音波プローブに対応する変換情報を、接続部を介して記憶部から取得し、この取得した変換情報を用いて、代えた後の超音波プローブに取り付けられた位置センサーの取り付け位置の座標を、所定位置の座標に変換する。

【0071】

具体的には、仮想センサー位置算出部163は、超音波プローブの切り替えが行われると、インターフェース部180を介して、外部記憶装置15から切替後の超音波プローブに対応する仮想センサー情報を取得して、仮想センサーオフセット位置情報を算出する。

【0072】

そして、仮想センサー位置算出部163は、算出した仮想センサーオフセット位置情報を制御装置14dに出力する。制御装置14dは、受付けた仮想センサーオフセット位置情報に基づいて、仮想センサーを設定する。

【0073】

なお、外部記憶装置15は、仮想センサー情報のみではなく、超音波プローブ名、プローブID、位置センサーの取り付け位置の情報及び視野深度情報などの超音波プローブ及び位置センサーに関する情報も記憶することができる。かかる場合には、プローブ切替処理部161や、センサー切替処理部162は、インターフェース180を介して、各種情報を取得する。

【0074】

(4) 位置センサーの角度

上述した第1の実施形態では、位置センサーの取り付け位置の座標に基づく仮想センサー情報を用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、位置センサーの取り付け角度をさらに考慮した仮想センサー情報を用いる場合であってもよい。かかる場合には、例えば、内部記憶部170は、超音波プローブごとに、超音波プローブに取り付けられる位置センサー（例えば、磁気センサーなど）の取り付け角度ごとに仮想センサー情報を記憶する。

【0075】

そして、仮想センサー位置算出部163は、他の超音波プローブへ代えた場合に、代えた後の超音波プローブ及び位置センサーの取り付け角度に対応する仮想センサー情報を内部記憶部170から取得し、この取得した仮想センサー情報を用いて、代えた後の超音波プローブに取り付けられた位置センサー（例えば、磁気センサーなど）の取り付け位置の座標を、所定位置の座標に変換する。すなわち、仮想センサー位置算出部163は、取得した仮想センサー情報を用いて、仮想センサーオフセット位置情報を算出して、算出した仮想センサーオフセット位置情報を制御装置14dに出力する。

10

【0076】

なお、上述した位置センサーの取り付け角度ごとの仮想センサー情報は、内部記憶部170によって記憶される場合だけではなく、外部記憶装置15によって記憶される場合であってもよい。

20

【0077】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置によれば、参照画像を参照しながら実施される診断において、診断効率を向上させることが可能となる。

【0078】

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。

30

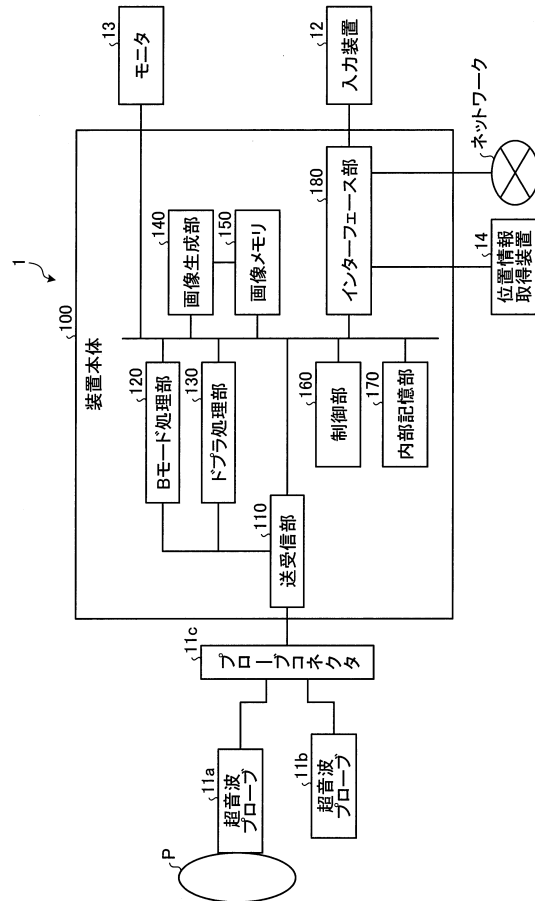
【符号の説明】

【0079】

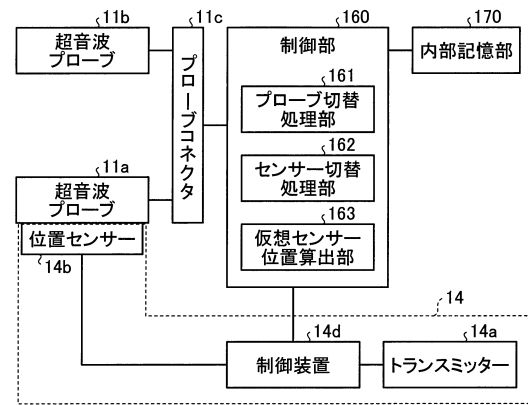
- 1 超音波診断装置
- 11a、11b 超音波プローブ
- 12 入力装置
- 14 位置情報取得装置
- 14a トランスミッター
- 14b 位置センサー
- 14d 制御装置
- 100 装置本体
- 160 制御部
- 161 プローブ切替処理部
- 162 センサー切替処理部
- 163 仮想センサー位置算出部

40

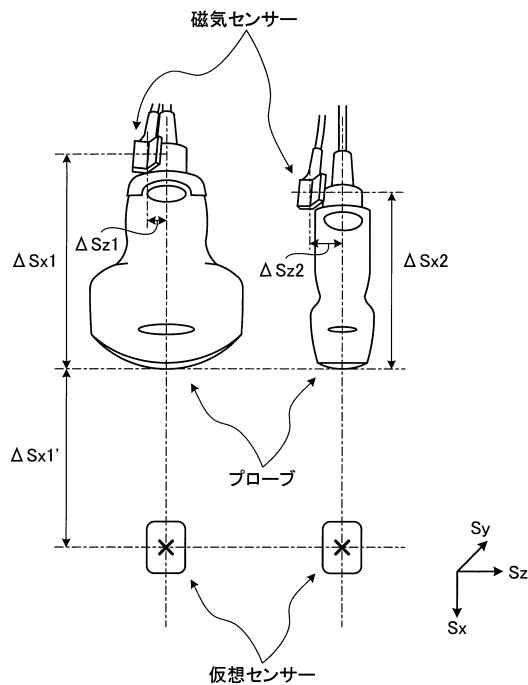
【図 1】



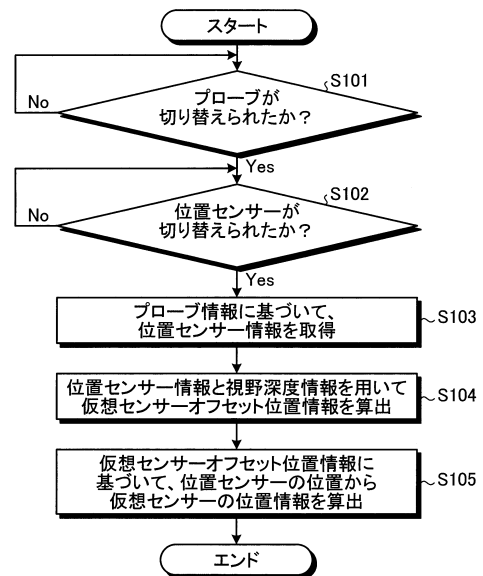
【図 2】



【図 3】



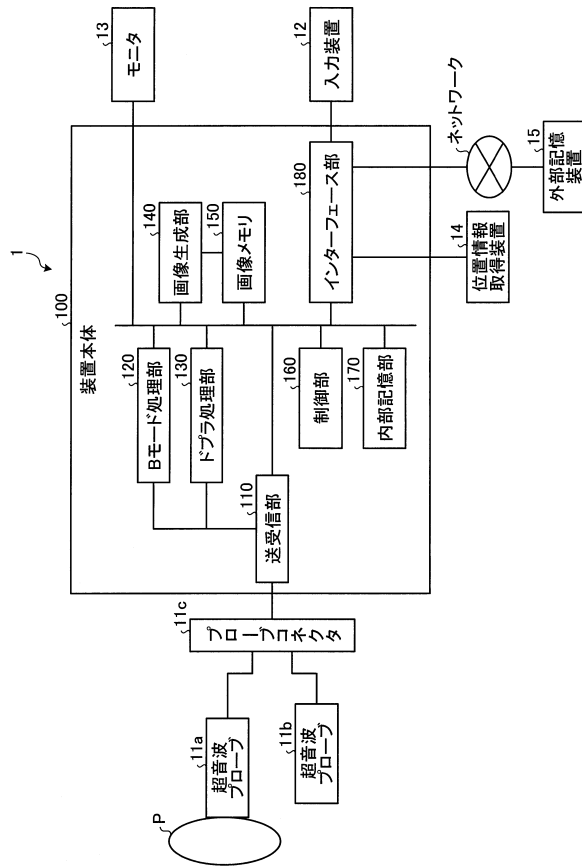
【図 4】



【図 5】

プローブコネクタ	位置センサーコネクタ
1	2
2	3
3	1

【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-119654 (JP, A)
特開2010-253031 (JP, A)
米国特許出願公開第2004/0236206 (US, A1)
特表2011-502687 (JP, A)
特開2011-194084 (JP, A)
特開2011-031042 (JP, A)

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

专利名称(译)	超声诊断仪和坐标转换程序		
公开(公告)号	JP6176818B2	公开(公告)日	2017-08-09
申请号	JP2012238621	申请日	2012-10-30
[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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/14 A61B8/4438 A61B8/4477 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC33 4C601/LL27 4C601/LL33		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2011267034 2011-12-06 JP		
其他公开文献	JP2013138841A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据实施例的超声诊断设备包括存储器单元和转换单元。存储单元在其中存储转换信息，对于每个超声探头，将附接到超声探头的位置传感器的附接位置的坐标转换为用于在超声探头上发送和接收超声波的表面上预定位置的坐标。当用另一个超声波探头替换超声波探头时，转换单元获取与替换超声波探头相对应的转换信息，并使用由此获取的转换信息将附接到替换超声波探头的位置传感器的附接位置的坐标转换为预定位置的坐标。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6176818号 (P6176818)	
(45) 発行日 平成29年8月9日(2017.8.9)		(24) 登録日 平成29年7月21日(2017.7.21)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/00 (2006.01)		F I A 6 1 B 8/00			
請求項の数 10 (全 16 頁)					
(21) 出願番号 特願2012-238621 (P2012-238621)		(73) 特許権者 594164542			
(22) 出願日 平成24年10月30日(2012.10.30)		東芝メディカルシステムズ株式会社			
(65) 公開番号 特開2013-138841 (P2013-138841A)		栃本県大田原市下石上1385番地			
(43) 公開日 平成25年7月18日(2013.7.18)		(74) 代理人 110001771			
審査請求日 平成27年8月20日(2015.8.20)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所			
(31) 優先権主張番号 特願2011-267034 (P2011-267034)		(72) 発明者 米山 直樹			
(32) 優先日 平成23年12月6日(2011.12.6)		栃本県大田原市下石上1385番地 東芝			
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		医用システムエンジニアリング株式会社内			
前置審査		審査官 門田 宏			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び座標変換プログラム					