

(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2017-60895

(P2017-60895A)

(43) 公開日 平成29年3月30日(2017.3.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2017-4460 (P2017-4460)	(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
(22) 出願日	平成29年1月13日(2017.1.13)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(62) 分割の表示	特願2013-134193 (P2013-134193) の分割	(72) 発明者	田中 豪 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
原出願日	平成25年6月26日(2013.6.26)	(72) 発明者	赤木 和哉 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
(31) 優先権主張番号	特願2012-143824 (P2012-143824)	(72) 発明者	中嶋 修 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
(32) 優先日	平成24年6月27日(2012.6.27)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

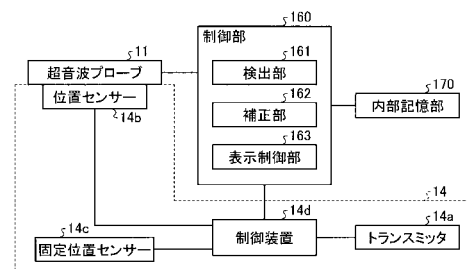
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データの補正方法

(57) 【要約】

【課題】トランスミッタが動いた場合であっても位置合わせを不要とすることができ、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画像データの補正方法を提供すること。

【解決手段】実施形態によれば、位置センサーは、トランスミッタ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する。制御部は、医用画像診断装置によって生成された医用画像の画像データと、超音波プローブによってスキャンされる超音波画像の画像データとの位置合わせに基づいて医用画像の3次元画像データと3次元空間とを関連付ける。検出部は、位置センサーが取得した位置情報に基づいて、関連付けられた3次元空間上でトランスミッタ又は被検体の位置が変化したことを検出する。補正部は、検出部が検出したトランスミッタ又は被検体の位置の変化に基づいて、医用画像の断面と、超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

トランスミッタ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する位置センサーと、

医用画像診断装置によって生成された医用画像の画像データと、超音波プローブによってスキャンされる超音波画像の画像データとの位置合わせに基づいて前記医用画像の３次元画像データと前記３次元空間とを関連付ける関連付け手段と、

前記位置センサーが取得した位置情報に基づいて、前記関連付けられた３次元空間上で前記トランスミッタ又は被検体の位置が変化したことを検出する検出手段と、

前記検出手段が検出した前記トランスミッタ又は被検体の位置の変化に基づいて、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する補正手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記位置センサーは、少なくとも固定位置センサーとプローブ位置センサーとを含み、

前記検出手段は、前記トランスミッタによって生成された３次元空間内の任意の位置に固定された固定位置センサーの座標の変化を検出することで、当該トランスミッタの位置の変化を検出し、

前記補正手段は、前記固定位置センサーの座標の変化量に基づいて、前記超音波プローブに取り付けられた位置合わせのためのプローブ位置センサーの座標を変換することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正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 3】

前記補正手段は、前記固定位置センサーの座標の変化量に基づいて、前記３次元画像データと、前記３次元空間との関連付けを補正することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記固定位置センサーは、被検体が横臥するベッド、装置本体、前記トランスミッタを支持するポール、又は、前記被検体上に配置されることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記位置センサーは、少なくともプローブ位置センサーを含み、

前記検出手段は、前記トランスミッタによって生成された３次元空間における前記超音波プローブに取り付けられた位置合わせのためのプローブ位置センサーの座標と、前記トランスミッタとは異なる補正用の固定トランスミッタによって生成された３次元空間における前記プローブ位置センサーの座標との対応関係の変化を検出することで、前記トランスミッタの位置の変化を検出し、

前記補正手段は、前記対応関係の変化量に基づいて、前記３次元画像データと、前記３次元空間との関連付けを補正することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正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 6】

前記検出手段は、前記トランスミッタ及び前記固定トランスミッタによって生成された３次元空間それぞれの精度に基づいて、前記トランスミッタと前記固定トランスミッタとを切り替えて用いることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記トランスミッタの位置の変化の開始及び終了を示す入力操作を受け付ける受け付け手段をさらに備え、

前記検出手段は、前記トランスミッタの位置の変化の開始を示す入力操作が受け付けら

10

20

30

40

50

れた時点において前記位置センサーが取得した位置情報と、前記トランスミッタの位置の変化の終了を示す入力操作が受け付けられた時点において前記位置センサーが取得した位置情報とから前記トランスミッタの位置の変化量を算出し、

前記補正手段は、検出手段によって算出された前記トランスミッタの位置の変化量に基づいて、前記位置ずれを補正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 8】

前記位置センサーは、少なくとも第 1 のプローブ位置センサーと第 2 のプローブ位置センサーとを含み、

前記検出手段は、前記トランスミッタによって生成された 3 次元空間内の任意の位置に配置された操作されていない超音波プローブに取り付けられた第 2 のプローブ位置センサーの座標の変化を検出することで、前記トランスミッタの位置の変化を検出し、

前記補正手段は、前記第 2 のプローブ位置センサーの座標の変化量に基づいて、操作されている超音波プローブに取り付けられた位置合わせのための第 1 のプローブ位置センサーの座標を変換することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正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 9】

前記位置センサーは、少なくともプローブ位置センサーを含み、

前記検出手段は、前記トランスミッタを固定する固定器具の移動を検出することで、前記トランスミッタの位置の変化を検出し、

前記補正手段は、前記固定器具の移動量に基づいて、前記超音波プローブに取り付けられた位置合わせのためのプローブ位置センサーの座標を変換することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正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 10】

前記位置センサーは、少なくともプローブ位置センサーを含み、

前記検出手段は、映像に含まれる前記トランスミッタの位置情報に基づいて、当該プローブ位置センサーの位置の変化を検出し、

前記補正手段は、前記トランスミッタの位置の変化量に基づいて、前記超音波プローブに取り付けられた位置合わせのためのプローブ位置センサーの座標を変換することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正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 11】

前記補正手段は、前記 3 次元画像データと、前記 3 次元空間との関連付けに用いられた変換係数を補正することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記補正手段は、前記プローブ位置センサーによって検出された位置情報を補正することで、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

画像データを補正するコンピュータによって実行される補正方法であって、

医用画像診断装置によって生成された医用画像の画像データと、超音波プローブによってスキャンされる超音波画像の画像データとの位置合わせに基づいて前記医用画像の 3 次元画像データと、トランスミッタからの基準信号に基づく 3 次元空間とを関連付ける関連付け工程と、

前記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する位置センサーが取得した位置情報に基づいて、前記関連付けられた 3 次元空間上で前記トランスミッタ又は被検体の位置が変化したことを検出する検出工程と、

前記検出工程が検出した前記トランスミッタ又は被検体の位置の変化に基づいて、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する補正工程と、

を含んだことを特徴とする画像データの補正方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波診断装置及び画像データの補正方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

従来、超音波診断装置においては、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。

20

【0004】

そこで、例えば、超音波プローブによってスキャン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ーを用いて位置合わせし、CT画像又はMRI画像を参照画像として、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、トランスミッタが動くたびに位置合わせを実行しなければならず、診断効率が低下する場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平10-151131号公報

30

【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、トランスミッタが動いた場合であっても位置合わせを不要とすることができ、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画像データの補正方法を提供することである。

【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、位置センサーと、関連付け手段と、検出手段と、補正手段とを備える。位置センサーは、トランスミッタ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する。関連付け手段は、医用画像診断装置によって生成された医用画像の画像データと、超音波プローブによってスキャンされる超音波画像の画像データとの位置合わせに基づいて前記医用画像の3次元画像データと前記3次元空間とを関連付ける。検出手段は、前記位置センサーが取得した位置情報に基づいて、前記関連付けられた3次元空間上で前記トランスミッタ又は被検体の位置が変化したことを検出する。補正手段は、前記検出手段が検出した前記トランスミッタ又は被検体の位置の変化に基づいて、前記医用画像の断面と、前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

50

【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 A】図 2 A は、第 1 の実施形態に係る画像の位置合わせの一例を説明するための図である。

【図 2 B】図 2 B は、第 1 の実施形態に係る位置合わせされた画像の並列表示の一例を示す図である。

【図 3】図 3 は、従来技術に係る課題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 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係る第 1 の補正処理の一例を説明するための図である。

10

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る第 2 の補正処理の一例を説明するための図である。

【図 7】図 7 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 8】図 8 は、第 2 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 9】図 9 は、第 2 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 10】図 10 は、第 3 の実施形態に係る補正処理の一例を説明するための図である。

20

【図 11】図 11 は、第 3 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。

【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 11 と、入力装置 12 と、モニタ 13 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。

30

【0010】

超音波プローブ 11 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 11 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ング材などを有する。例えば、超音波プローブ 11 は、セクタ型、リニア型又はコンベックス型などの超音波プローブである。

【0011】

超音波プローブ 11 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 11 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。

40

【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 11 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 11 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 11 に

50

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。

【 0 0 1 3 】

入力装置 1 2 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 1 0 0 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 1 2 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。

【 0 0 1 4 】

モニタ 1 3 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 1 2 を用い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、装置本体 1 0 0 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。

10

【 0 0 1 5 】

位置情報取得装置 1 4 は、超音波プローブ 1 1 の位置情報を取得する。具体的には、位置情報取得装置 1 4 は、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 1 4 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。

【 0 0 1 6 】

装置本体 1 0 0 は、超音波プローブ 1 1 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 1 1 0 と、B モード処理部 1 2 0 と、ドプラ処理部 1 3 0 と、画像生成部 1 4 0 と、画像メモリ 1 5 0 と、制御部 1 6 0 と、内部記憶部 1 7 0 と、インターフェース部 1 8 0 とを有する。

20

【 0 0 1 7 】

送受信部 1 1 0 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 1 1 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 1 1 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 1 1 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。

【 0 0 1 8 】

30

また、送受信部 1 1 0 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 1 1 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。

【 0 0 1 9 】

このように、送受信部 1 1 0 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 1 1 0 は、後述する制御部 1 6 0 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 1 1 0 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。

40

【 0 0 2 0 】

B モード処理部 1 2 0 は、送受信部 1 1 0 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。

50

【 0 0 2 1 】

ドブラ処理部 1 3 0 は、送受信部 1 1 0 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（ドブラデータ）を生成する。

【 0 0 2 2 】

画像生成部 1 4 0 は、B モード処理部 1 2 0 が生成した B モードデータや、ドブラ処理部 1 3 0 が生成したドブラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部 1 4 0 は、超音波スキャ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（スキャンコンバート）することで、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（B モード画像やドブラ画像）を生成する。また、画像生成部 1 4 0 は、後述する制御部 1 6 0 の制御のもと、内部記憶部 1 7 0 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（例えば、M P R 画像など）を生成する。

【 0 0 2 3 】

画像メモリ 1 5 0 は、画像生成部 1 4 0 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 1 5 0 は、画像生成部 1 4 0 によって生成された他のモダリティの 2 次元画像（例えば、M P R 画像など）データを記憶する。また、画像メモリ 1 5 0 は、後述する画像生成部 1 4 0 による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ 1 5 0 は、送受信部 1 1 0 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、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 1 5 0 が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部 1 6 0 によりモニタ 1 3 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 1 2 0 及びドブラ処理部 1 3 0 によって生成された R a w データである座標変換前のデータ形式でもよい。

【 0 0 2 4 】

制御部 1 6 0 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 1 6 0 は、入力装置 1 2 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 1 7 0 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 1 1 0、B モード処理部 1 2 0、ドブラ処理部 1 3 0 および画像生成部 1 4 0 の処理を制御したり、画像メモリ 1 5 0 が記憶する超音波画像などをモニタ 1 3 にて表示するように制御したりする。また、制御部 1 6 0 は、例えば、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に則って、他のモダリティ（例えば、X 線 C T 装置、M R I 装置など）の 3 次元画像データ（ボリュームデータ）を、ネットワークを介して送受信する。さらに、制御部 1 6 0 は、医用画像診断装置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、超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせに基づいて 3 次元画像データと 3 次元空間とを関連付ける。なお、3 次元画像データと 3 次元空間との関連付けの詳細については後述する。

【 0 0 2 5 】

内部記憶部 1 7 0 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 I D、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 1 7 0 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 0 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 1 7 0 は、制御部 1 6 0 の制御によって取得された他のモダリティのボリュームデータを記憶する。また、内部記憶部 1 7 0 は、制御部 1 6 0 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。

【 0 0 2 6 】

インターフェース部 1 8 0 は、入力装置 1 2、位置情報取得装置 1 4、ネットワークと装置本体 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。例えば、インターフェース部 1 8 0 は、制御部 1 6 0 に対する位置情報取得装置 1 4 が取得した位置情報の転送を制御する。

【 0 0 2 7 】

10

20

30

40

50

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 1 4 及び制御部 1 6 0 の処理により、トランスミッタが動いた場合であっても位置合わせを不要とすることができ、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。

【 0 0 2 8 】

ここで、まず、C T 画像又は M R I 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、図 2 A 及び図 2 B を用いて説明する。図 2 A は、第 1 の実施形態に係る画像の位置合わせの一例を説明するための図である。図 2 B は、第 1 の実施形態に係る位置合わせされた画像の並列表示の一例を示す図である。ここで、図 2 A 及び図 2 B においては、他のモダリティの画像として X 線 C T 装置によって収集されたボリュームデータから生成された M P R 画像（以下、C T 画像と記す）を用いる場合について示す。例えば、C T 画像を参照画像として診断や治療が行われる場合には、図 2 A に示すように、超音波プローブに取り付けたセンサーを用いて、X 線 C T 装置によって収集されたボリュームデータと超音波画像とが関連付けられる。

10

【 0 0 2 9 】

例えば、磁気センサーが用いられる場合、まず、トランスミッタによって形成された 3 次元の磁場における磁気センサーが取り付けられた超音波プローブ 1 1 の 3 軸（X、Y、Z）と、ボリュームデータの 3 軸との軸合わせが行われる。一例を挙げると、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。

20

【 0 0 3 0 】

次に、C T 画像に描出された特徴部分と同一の特徴部分が超音波画像上で描出されるように超音波プローブ 1 1 を移動させて、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、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。

【 0 0 3 1 】

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 1 1 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。例えば、図 2 B に示すように、超音波プローブの移動に伴って変化する超音波画像（右側の画像）と同じ断面の M P R 画像（左側の画像）を表示させることが可能になる。そして、例えば、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（R O I）として M P R 画像上に描画し登録することで、略同一位置の超音波画像上にマークを付与させることができる。或いは、超音波画像上で R O I を描画することで、M P R 画像の略同一位置にマークを付与することができる。医師は、画像上異なる特性を有する超音波画像と M P R 画像とを見比べながら、両画像に付与されたマークをもとに穿刺を実施することが可能となる。

30

【 0 0 3 2 】

しかしながら、上述した技術は、位置センサーの位置を定義するための 3 次元空間を形成するトランスミッタを移動させないことが前提となっている。すなわち、磁気センサーの位置（座標）と、ボリュームデータにおける位置（座標）とを関連付ける位置合わせが実行された後にトランスミッタが移動した場合には、両者の間に位置ずれが発生することとなる。図 3 は、従来技術に係る課題を説明するための図である。なお、図 3 においては、X - Y 平面上でトランスミッタが移動した場合について示す。

40

【 0 0 3 3 】

例えば、図 3 の（A）に示すように、トランスミッタによって形成された空間における位置センサーの座標（ X_1 , Y_1 ）と、X 線 C T 装置によって収集されたボリュームデータ内の座標（ X'_1 , Y'_1 ）とが位置合わせされたとする。これにより、図 3 の（A）に示すように、超音波プローブによる走査面と略同一位置の M P R 画像がボリュームデータか

50

ら生成される。

【0034】

ここで、例えば、図3の(B)に示すように、トランスミッタがX-Y平面上で移動した場合、トランスミッタによって形成される3次元空間がずれてしまい、実空間上の位置が図3の(A)の位置と同一位置にある(動いていない)超音波プローブ(位置センサー)の3次元空間上での座標が、 (X_2, Y_2) となる。このような位置ずれの結果、ボリュームデータから生成されるMPR画像が (X_2, Y_2) に対応する座標 (X'_2, Y'_2) を含む画像となってしまう、実際に超音波プローブによって走査されている面とは異なる位置のMPR画像が表示されることとなる。

【0035】

従って、従来技術においては、トランスミッタが移動するごとに、上述した位置合わせを実施することとなり、診断効率が低下する。例えば、上述した技術を用いて検査や治療が行われる場合、検査・治療開始後に、より精度を高めるためにトランスミッタの位置を変える場合がある。具体的には、トランスミッタが送信する磁場の強度はトランスミッタから遠ざかるほど弱まるため、超音波プローブ11の位置検出精度は、超音波プローブ11に取り付けられた磁気センサーがトランスミッタから遠いほど低くなってしまう。

【0036】

そこで、診断部位とトランスミッタの距離が遠い場合には、事前にトランスミッタを診断部位に近づけておき、超音波プローブ11(診断部位)とトランスミッタが近い状態で撮像を行うことが好適である。またあるいは、被検体が寝かされるベッドのポールが金属で構成されている場合は、ポールが磁場を乱す原因となってしまうため、トランスミッタをポールから離れた位置に設置して撮像を行うことが好適である。これらの場合に、従来技術では、トランスミッタを移動させるごとに、位置合わせを実行することとなる。そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、トランスミッタの移動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4などを用いて説明する。図4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4に示すように、トランスミッタ14aと、位置センサー14bと、固定位置センサー14c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14aは、基準信号を送信する。具体的には、トランスミッタ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、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する。具体的には、位置センサー14bは、超音波プローブ11の表面に装着され、トランスミッタ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】

固定位置センサー14cは、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する。具体的には、固定位置センサー14cは、トランスミッタ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。ここで、固定位置センサー14cは、3次元の磁場内の任意の位置に固定される。例えば、固定位置センサー14cは、被検体Pが横臥するベッドから非金属のアームなどを使って磁場内に配置される。または、固定位置センサー14cは、超音波診断装置1に配置される場合であってもよい。かかる場合には、例えば、固定位置センサー14cは、超音波診断装置1に備えられたトランスミッタ14aを支持するアームの非可動部分に配置される場合であってもよく、又は、超音波診断装置1において、磁場内の非磁

10

20

30

40

50

性体及び非金属部分に配置される場合であってもよい。また、固定位置センサー 14 c は、トランスミッタ 14 a がボールによって支持された場合に、当該ボールの支柱などの非可動部分に配置される場合であってもよい。

【0040】

また、固定位置センサー 14 c は、被検体に配置される場合であってもよい。例えば、固定位置センサー 14 c は、診断中の患者において、動きのない所定の部分に配置される場合でもよい。かかる場合には、被検体に対する固定位置センサー 14 c の位置が固定であることから、仮に被検体が移動した場合に、固定位置センサー 14 c の座標の変化量に基づいて患者の移動量を算出し、算出した移動量を用いて、例えば、ボリュームデータと超音波画像との関連付けを補正することも可能である。上述したように、固定位置センサー 14 c は、種々の位置に配置することができ、種々の状況に臨機応変に対応することができる。

10

【0041】

制御装置 14 d は、位置センサー 14 b 及び固定位置センサー 14 c から受信した信号に基づいて、トランスミッタ 14 a を原点とする空間における位置センサー 14 b 及び固定位置センサー 14 c 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 11 に装着された位置センサー 14 b が、トランスミッタ 14 a 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。

【0042】

制御部 160 は、検出部 161 と、補正部 162 と、表示制御部 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。

20

【0043】

内部記憶部 170 は、トランスミッタ 14 a によって形成される磁場における固定位置センサー 14 c の座標の情報を記憶する。具体的には、内部記憶部 170 は、検出部 161 によって取得され、格納される固定位置センサー 14 c の座標を記憶する。

【0044】

検出部 161 は、固定位置センサー 14 c が取得した位置情報に基づいて、関連付けられた 3 次元空間上でトランスミッタの位置が変化したことを検出する。すなわち、検出部 161 は、医用画像診断装置によって生成された 3 次元画像データと、トランスミッタ 14 a によって生成される 3 次元空間とを関連付けることで、3 次元画像データから生成される医用画像の断面と、超音波プローブ 11 によってスキャンされる断面とが位置合わせされた状態で、トランスミッタ 14 a の位置が変化したことを検出する。具体的には、検出部 161 は、トランスミッタ 14 a によって生成された 3 次元空間内の任意の位置に固定された固定位置センサー 14 c の座標の変化を検出することで、当該トランスミッタ 14 a の位置の変化を検出する。

30

【0045】

より具体的には、検出部 161 は、まず、他のモダリティによって収集されたボリュームデータと、超音波プローブ 11 の走査面との位置合わせが実行された場合に、トランスミッタ 14 a によって形成された磁場における固定位置センサー 14 c の座標（以下、初期座標と記す）を制御装置 14 d から取得して、内部記憶部 170 に格納する。そして、検出部 161 は、所定のタイミングで取得される固定位置センサー 14 c の座標を取得して、内部記憶部 170 に記憶された初期座標との変化量を算出する。

40

【0046】

ここで、検出部 161 は、算出した変化量が所定の閾値を超えていた場合に、トランスミッタ 14 a の位置が変化したと判定する。一方、算出した変化量が所定の閾値を超えていない場合には、検出部 161 は、トランスミッタ 14 a の位置が変化していないと判定する。すなわち、第 1 の実施形態に係る検出部 161 は、トランスミッタ 14 a によって形成される磁場内で固定された固定位置センサー 14 c 座標の変化をトランスミッタ 14

50

a の位置の変化として検出する。

【0047】

なお、上述したトランスミッタ 14 a の位置の変化を判定するための閾値は、操作者又は設計者によって任意に設定される。例えば、閾値は、固定位置センサー 14 c の座標の収集精度に応じて設定される場合であってもよい。一般に、磁気センサーによって検出される位置情報には揺らぎがあるため、これを考慮して閾値が設定されることが望ましい。

【0048】

補正部 162 は、トランスミッタの位置の変化が検出された場合に、当該トランスミッタ 14 a の位置の変化量に基づいて、医用画像の断面と、超音波プローブ 11 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。具体的には、補正部 162 は、固定位置センサー 14 c の座標の変化量に基づいて、超音波プローブ 11 に取り付けられた位置合わせのための位置センサー 14 b の座標を変換することで、医用画像の断面と、超音波プローブ 11 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。また、補正部 162 は、固定位置センサー 14 c の座標の変化量に基づいて、3次元画像データと、3次元空間との関連付けを補正することで、医用画像の断面と、超音波プローブ 11 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

【0049】

上述したように、第 1 の実施形態に係る補正部 162 は、制御装置 14 d によって位置センサー 14 b の座標が取得されるごとに、取得された座標に対して検出部 161 によって算出された変化量に基づく座標変換を行うことで位置ずれを補正する第 1 の補正処理と、ボリュームデータの座標に対して検出部 161 によって算出された変化量に基づく座標変換を行うことで位置ずれを補正する第 2 の補正処理とを実行する。

【0050】

以下、第 1 の実施形態に係る補正部 162 によって実行される第 1 の補正処理及び第 2 の補正処理の一例について図 5 及び図 6 を用いて説明する。図 5 は、第 1 の実施形態に係る第 1 の補正処理の一例を説明するための図である。また、図 6 は、第 1 の実施形態に係る第 2 の補正処理の一例を説明するための図である。なお、図 5 及び図 6 において、X - Y 平面上のトランスミッタ 14 a の位置が変化した場合の例について示す。

【0051】

まず、第 1 の補正処理の場合について説明する。かかる場合、例えば、図 5 の (A) に示すように、トランスミッタ 14 a によって形成された空間における位置センサー 14 b の座標 (X_1, Y_1) と、X 線 CT 装置によって収集されたボリュームデータ内の座標 (X'_1, Y'_1) とが位置合わせされたとする。これにより、超音波プローブ 11 による走査面と略同一位置の MPR 画像がボリュームデータから生成される。

【0052】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、上述したように、固定位置センサー 14 c が磁場内に固定されており、図 5 の (A) に示すように、固定位置センサー 14 c の座標 (X_3, Y_3) が取得される。検出部 161 は、位置センサー 14 b の座標 (X_1, Y_1) と、ボリュームデータ内の座標 (X'_1, Y'_1) とが位置合わせされた際の固定位置センサー 14 c の座標 (X_3, Y_3) を取得して、内部記憶部 170 に格納する。

【0053】

そして、例えば、図 5 の (B) に示すように、トランスミッタ 14 a が X - Y 平面上で位置が変化した場合、トランスミッタ 14 a によって形成される 3次元空間がずれ、位置センサー 14 b の座標 (X_1, Y_1) が (X_2, Y_2) となる。ここで、第 1 の実施形態においては、図 5 の (A) に示すように、固定位置センサー 14 c の座標 (X_3, Y_3) も (X_4, Y_4) と変化する。検出部 162 は、固定位置センサー 14 c の座標 (X_4, Y_4) を取得して、内部記憶部 170 に記憶された固定位置センサーの初期座標 (X_3, Y_3) からの変化量を算出する。ここで、算出した変化量が所定の閾値を超えていた場合に、検出部 161 は、トランスミッタ 14 a の位置が変化したと判定する。

【0054】

そして、補正部162は、検出部161によってトランスミッタ14aの位置が変化したと判定された場合に、検出部161によって算出された変化量を用いて位置ずれを補正する。すなわち、補正部162は、図5の(B)に示すように、固定位置センサー14cの座標(X_4, Y_4)を初期座標(X_3, Y_3)に変換するための変換係数「 M_1 」を位置センサー14bの座標(X_2, Y_2)にかけることで位置センサー14bの座標を(X_1, Y_1)に変換する。これにより、トランスミッタ14aの位置が変化した後に取得される位置センサー14bの座標を、トランスミッタ14aの位置が変化する前の座標に戻すことができ、超音波プローブ11による走査面と略同一位置のMPR画像をボリュームデータから生成することができる。

10

【0055】

次に、第2の補正処理の場合について説明する。かかる場合、第1の補正処理と同様に、検出部161によってトランスミッタ14aの位置の変化が検出される。そして、補正部162は、検出部161によって算出された変化量を用いて位置ずれを補正する。例えば、図6の(A)に示すように、トランスミッタ14aによって形成された空間における位置センサー14bの座標(X_1, Y_1)と、X線CT装置によって収集されたボリュームデータ内の座標(X'_1, Y'_1)とが位置合わせされ、固定位置センサー14cの座標(X_3, Y_3)が取得されるとする。

【0056】

そして、図5と同様にトランスミッタ14aの位置が変化した後、補正部162は、図6の(B)に示すように、固定位置センサー14cの初期座標(X_3, Y_3)を座標(X_4, Y_4)に変換するための変換係数「 M_2 」を位置センサー14bの座標(X_1, Y_1)にかけることで座標(X_2, Y_2)を算出する。そして、補正部162は、算出した座標(X_2, Y_2)とボリュームデータ内の座標(X'_1, Y'_1)とを再度位置合わせする。これにより、トランスミッタ14aの位置が変化した後の磁場における座標と、ボリュームデータとを再度関連付けることができる。すなわち、第2の補正処理では、位置センサー14bの座標が取得されるごとに補正処理を行う必要がなく、処理負荷の増大を抑止することができる。

20

【0057】

図4に戻って、表示制御部163は、他のモダリティのボリュームデータから生成された2次元画像(例えば、MPR画像など)と、超音波画像とをモニタ13にて並列表示する。例えば、表示制御部163は、超音波プローブ11による走査面と略同一位置のMPR画像をモニタ13にて並列表示する。

30

【0058】

また、表示制御部163は、検出部161によってトランスミッタ14aの位置が変化したと判定された場合に、モニタ13にメッセージを表示する。例えば、表示制御部163は、「トランスミッタが移動しました」とする警告メッセージをモニタ13に表示する。また、例えば、表示制御部163は、「トランスミッタの移動による位置ずれを補正しました」とするメッセージをモニタ13に表示する。

【0059】

また、例えば、表示制御部163は、「トランスミッタが移動しました」とする警告メッセージとともに、ユーザに対して「トランスミッタの位置を修正してください」とするメッセージをモニタ13に表示する。そして、ユーザによってトランスミッタ14aが正しい位置に戻された場合に、表示制御部163は、「トランスミッタが正常な位置に戻りました」とするメッセージをモニタ13に表示する。ここで、表示制御部163は、元の位置とユーザが動かした位置との一致率(トランスミッタ14aがどの程度正しい位置に戻っているかを示す指標)をモニタ13に表示することも可能である。これにより、ユーザは、一致率を確認しながら、トランスミッタ14aを手動で動かし、より正確な位置に戻すことが可能である。なお、表示制御部163によって表示される一致率は、数値(%)であってもよい。或いは、表示制御部163によって表示される一致率は、トランスミ

40

50

ッタ 1 4 a の元の位置（位置合わせされた位置）を原点とする X Y 平面のグラフを表示して、トランスミッタ 1 4 a の現在の位置をグラフ上にプロットしたものであってもよい。かかる場合には、ユーザは、プロットされた点が原点と重なるようにトランスミッタ 1 4 a を移動させればよい。また、X 軸を示すバーと、Y 軸を示すバーとを表示し、それぞれの軸方向におけるトランスミッタの移動量を表示してもよい。すなわち、ユーザは、それらのバーを確認しながら、トランスミッタを X 軸及び Y 軸方向に移動させればよい。

【 0 0 6 0 】

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 7 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 7 においては、位置センサー 1 4 b 及び固定位置センサー 1 4 c がトランスミッタ 1 4 a の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内にある場合の処理について示す。

10

【 0 0 6 1 】

図 7 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、ボリュームデータの座標と磁場の座標とが位置合わせされると（ステップ S 1 0 1 肯定）、検出部 1 6 1 が、固定位置センサー 1 4 c の位置情報（磁場における座標）を取得して（ステップ S 1 0 2 ）、内部記憶部 1 7 0 に格納する。

【 0 0 6 2 】

そして、位置情報取得装置 1 4 によって所定のタイミングで固定位置センサー 1 4 c の位置情報が取得される。ここで、固定位置センサー 1 4 c の位置情報を取得するタイミングは、任意に設定することができる。例えば、スキャンを実行している場合には、常時、固定位置センサー 1 4 c の位置情報を取得するように設定してもよい。また、フリーズボタンが押下された場合に、取得を中断して、フリーズが解除された際に位置情報を取得するようにしてもよい。或いは、補正モードの ON、OFF をボタン操作で実行するようにし、補正モードが ON になっている場合には、常時取得されるようにしてもよい。

20

【 0 0 6 3 】

上述したタイミングで固定位置センサー 1 4 c の位置情報が取得されると、検出部 1 6 1 は、トランスミッタ 1 4 a が移動したか否かを判定する（ステップ S 1 0 3 ）。ここで、トランスミッタ 1 4 a が移動したと判定した場合には（ステップ S 1 0 3 肯定）、検出部 1 6 1 は、固定位置センサー 1 4 c の座標の変化量を算出する（ステップ S 1 0 4 ）。そして、補正部 1 6 2 は、固定位置センサー 1 4 c の変化量に基づいて、超音波プローブ 1 1 の位置、すなわち、位置センサー 1 4 b によって取得される座標を補正する（ステップ S 1 0 5 ）。

30

【 0 0 6 4 】

一方、トランスミッタ 1 4 a が移動していないと判定した場合には（ステップ S 1 0 3 否定）、検出部 1 6 1 は、継続してトランスミッタ 1 4 a が移動したか否かを判定する（ステップ S 1 0 3 ）。なお、上述した処理の手順では、第 1 の補正処理を実行する場合について示しているが、第 2 の補正処理が実行される場合には、ステップ S 1 0 5 において、固定位置センサー 1 4 c の位置の変化量に基づいて、ボリュームデータにおける座標と磁場における座標との関連付けが補正される。

【 0 0 6 5 】

40

上述したように、第 1 の実施形態によれば、トランスミッタ 1 4 a は、基準信号を送信する。位置センサー 1 4 b 及び固定位置センサー 1 4 c は、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する。制御部 1 6 0 は、医用画像診断装置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 によってスキャンされる断面との位置合わせに基づいて 3 次元画像データと 3 次元空間とを関連付ける。検出部 1 6 1 は、固定位置センサー 1 4 c が取得した位置情報に基づいて、関連付けられた 3 次元空間上でトランスミッタ 1 4 a の位置が変化したことを検出する。補正部 1 6 2 は、トランスミッタ 1 4 a の位置の変化が検出された場合に、当該トランスミッタ 1 4 a の位置の変化量に基づいて、医用画像の断面と、超音波プローブ 1 1 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、トラ

50

ンスミッタの移動に伴う位置合わせを無くすことができ、参照画像を参照しながら実施される診断における診断効率を向上させることを可能にする。

【0066】

また、第1の実施形態によれば、検出部161は、トランスミッタ14aによって生成された3次元空間内の任意の位置に固定された固定位置センサー14cの座標の変化を検出することで、当該トランスミッタ14aの位置の変化を検出する。そして、補正部162は、固定位置センサー14cの座標の変化量に基づいて、超音波プローブ11に取り付けられた位置合わせのための位置センサー14bの座標を変換することで、医用画像の断面と、超音波プローブ11によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、固定位置センサー14cを用いる簡単な構成で、トランスミッタ14aの移動に伴う位置合わせを無くすことを可能にする。

10

【0067】

また、第1の実施形態によれば、補正部162は、固定位置センサー14cの座標の変化量に基づいて、ボリュームデータと、3次元空間との関連付けを補正することで、医用画像の断面と、超音波プローブ11によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、位置センサー14bの座標をその都度補正することなく、超音波プローブ11による走査面と略同一位置の2次元画像をボリュームデータから生成することを可能にする。その結果、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、処理負荷を低減することを可能にする。

【0068】

20

(第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、トランスミッタ14aの位置の変化の検出を固定位置センサー14cによって実行する場合について説明した。第2の実施形態では、トランスミッタ14aの位置の変化の検出を固定トランスミッタで検出する場合について説明する。図8は、第2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。なお、第2の実施形態に係る位置情報取得装置14及び制御部160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と比較して、固定位置センサー14cが省略される点と、固定トランスミッタ14eを新たに有する点と、及び検出部161による処理内容が異なる。以下、これらを中心に説明する。

【0069】

30

固定トランスミッタ14e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。具体的には、固定トランスミッタ14eは、超音波プローブ11が走査される位置に磁場が形成される位置に配置される。ここで、固定トランスミッタ14eは、トランスミッタ14aによって形成される磁場と干渉しないように、磁場を形成する。例えば、固定トランスミッタ14eは、トランスミッタ14aによって形成される磁場と重ならないように、磁場発生のタイミングをずらしたり、送信周波数を変えたりして、磁場を発生させる。なお、これらの制御は、操作者や設計者によって任意に設定され、制御装置14dに実行される。

【0070】

第2の実施形態に係る検出部161は、トランスミッタ14aによって生成された3次元空間における超音波プローブ11に取り付けられた位置合わせのための位置センサー14bの座標と、トランスミッタ14aとは異なる補正用の固定トランスミッタ14eによって生成された3次元空間における位置センサー14bの座標との対応関係の変化を検出する。

40

【0071】

具体的には、検出部161は、まず、他のモダリティによって収集されたボリュームデータと、超音波プローブ11の走査面との位置合わせが実行された場合に、トランスミッタ14aによって形成された磁場における位置センサー14bの座標と、固定トランスミッタ14eによって形成された磁場における位置センサー14bの座標とを制御装置14dから取得して、2つの座標の対応関係を算出する。例えば、検出部161は、2つの座

50

標間の距離などを算出して、内部記憶部 170 に格納する。そして、検出部 161 は、所定のタイミングで取得される位置センサー 14b の 2 つの座標を取得して、座標間の距離を算出して、内部記憶部 170 に記憶された距離との変化量を算出する。

【0072】

ここで、検出部 161 は、算出した変化量が所定の閾値を超えていた場合に、トランスミッタ 14a の位置が変化すると判定する。一方、算出した変化量が所定の閾値を超えていない場合には、検出部 161 は、トランスミッタ 14a の位置が変化していないと判定する。すなわち、第 2 の実施形態に係る検出部 161 は、トランスミッタ 14a によって形成される磁場内の位置センサー 14b の座標と、固定トランスミッタ 14e によって形成される磁場内の位置センサー 14b の座標との位置関係の変化をトランスミッタ 14a の位置の変化として検出する。

10

【0073】

なお、上述したトランスミッタ 14a の位置の変化を判定するための閾値は、操作者又は設計者によって任意に設定される。例えば、閾値は、位置センサー 14b の座標の収集精度に応じて設定される場合であってもよい。

【0074】

第 2 の実施形態に係る補正部 162 は、検出部 161 によってトランスミッタ 14a の位置が変化すると判定された場合に、検出部 161 によって算出された対応関係の変化量に基づいて、ボリュームデータと、3次元空間との関連付けを補正することで、医用画像の断面と、超音波プローブ 11 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

20

【0075】

例えば、補正部 162 は、検出部 161 によって算出された 2 つの座標間の距離が内部記憶部 170 によって記憶された距離になるように、トランスミッタ 14a によって形成される磁場の座標を変換することで、位置ずれを補正する。

【0076】

次に、第 2 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説明する。図 9 は、第 2 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。なお、図 9 においては、位置センサー 14b がトランスミッタ 14a 及びトランスミッタ 14e の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内にある場合の処理について示す。

【0077】

図 9 に示すように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、ボリュームデータの座標と磁場の座標とが位置合わせされると（ステップ S201 肯定）、検出部 161 が、トランスミッタ 14a 及び固定トランスミッタ 14e によって形成された 3次元空間（磁場）それぞれにおける位置センサー 14b の位置情報（座標）を取得する（ステップ S202）。そして、検出部 161 は、2 つの座標の対応関係を内部記憶部 170 に格納する。

30

【0078】

そして、位置情報取得装置 14 によって所定のタイミングで、トランスミッタ 14a 及び固定トランスミッタ 14e によって形成された磁場それぞれにおける位置センサー 14b の位置情報が取得される。ここで、位置センサー 14b の位置情報を取得するタイミングは、第 1 の実施形態と同様に、任意に設定することができる。

40

【0079】

上述したタイミングで位置センサー 14b の位置情報が取得されると、検出部 161 は、トランスミッタ 14a が移動したか否かを判定する（ステップ S203）。ここで、トランスミッタ 14a が移動したと判定した場合には（ステップ S203 肯定）、検出部 161 は、トランスミッタ 14a 及び固定トランスミッタ 14e によって形成された磁場それぞれにおける移動前後の位置センサー 14b の対応関係からトランスミッタ 14a の変化量を算出する（ステップ S204）。そして、補正部 162 は、トランスミッタ 14a の変化量に基づいて、トランスミッタ 14a の位置を補正する（ステップ S205）。

【0080】

50

一方、トランスミッタ 14 a が移動していないと判定した場合には（ステップ S 2 0 3 否定）、検出部 1 6 1 は、継続してトランスミッタ 14 a が移動したか否かを判定する（ステップ S 2 0 3）。

【0081】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、検出部 1 6 1、トランスミッタ 14 a によって生成された 3 次元空間における超音波プローブ 1 1 に取り付けられた位置合わせのための位置センサー 1 4 b の座標と、トランスミッタ 14 a とは異なる補正用の固定トランスミッタ 14 e によって生成された 3 次元空間における位置センサー 1 4 b の座標との対応関係の変化を検出することで、トランスミッタ 14 a の位置の変化を検出する。そして、補正部 1 6 2 は、対応関係の変化量に基づいて、ボリュームデータと、3 次元空間との関連付けを補正することで、医用画像の断面と、超音波プローブ 1 1 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。従って、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、固定トランスミッタ 14 e を用いる簡単な構成で、トランスミッタ 14 a の移動に伴う位置合わせを無くすことを可能にする。

【0082】

（第 3 の実施形態）

上述した第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、トランスミッタ 14 a の位置の変化の検出を、固定位置センサー 1 4 c 又は固定トランスミッタ 14 e によって実行する場合について説明した。第 3 の実施形態では、新たに固定位置センサー 1 4 c 及び固定トランスミッタ 14 e を用いることなく、トランスミッタ 14 a の位置の変化を検出する場合について説明する。なお、第 3 の実施形態に係る位置情報取得装置 1 4 及び制御部 1 6 0 の構成は、第 1 の実施形態に係る位置情報取得装置 1 4 及び制御部 1 6 0 の構成（図 4 参照）から固定位置センサー 1 4 c を除いたものであることから、図示を省略する。

【0083】

第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 では、第 1 の実施形態に係る固定位置センサー 1 4 c の役割を位置センサー 1 4 b に持たせたものである。すなわち、第 3 の実施形態では、位置センサー 1 4 b を磁場内で固定させた状態で、トランスミッタ 14 a の位置を変化させ、位置センサー 1 4 b の座標の変化量を用いて補正する。本手法は、例えば、検査・治療開始後に、より精度を高めるために、操作者によってトランスミッタの位置を変える場合などに用いることができる。例えば、入力装置 1 2 は、トランスミッタ 14 a の位置の変化の開始及び終了を示す入力操作を受け付ける。そして、検出部 1 6 1 は、トランスミッタ 14 a の位置の変化の開始を示す入力操作を受け付けられた時点において位置センサー 1 4 b が取得した位置情報と、トランスミッタ 14 a の位置の変化の終了を示す入力操作を受け付けられた時点において位置センサー 1 4 b が取得した位置情報とからトランスミッタ 14 a の位置の変化量を算出する。そして、補正部 1 6 2 は、検出部 1 6 1 によって算出されたトランスミッタ 14 a の位置の変化量に基づいて、位置ずれを補正する。

【0084】

図 10 は、第 3 の実施形態に係る補正処理の一例を説明するための図である。なお、図 10 においては、X - Y 平面上のトランスミッタ 14 a の位置が変化した場合の例について示す。例えば、図 10 の（A）に示すように、トランスミッタ 14 a によって形成された空間における位置センサー 1 4 b の座標（ X_1 , Y_1 ）と、X 線 CT 装置によって収集されたボリュームデータ内の座標（ X'_1 , Y'_1 ）とが位置合わせされたとする。これにより、超音波プローブ 1 1 による走査面と略同一位置の MPR 画像がボリュームデータから生成される。

【0085】

ここで、より精度を高めるために、操作者がトランスミッタ 14 a の位置を変化させたいと所望した場合、操作者は、例えば、入力装置 1 2 に備えられた補正ボタンを押下する。補正ボタンが押下されると、表示制御部 1 6 3 は、例えば、モニタ 1 3 に「トランスミッタを移動させるので超音波プローブ（位置センサー）を固定してください」とするメッ

セージを表示して、操作者に超音波プローブ 11 を固定させる。

【0086】

ここで、第3の実施形態に係る検出部 161 は、例えば、図 10 の (A) に示すように、位置センサー 14b の座標 (X_1, Y_1) を取得して、内部記憶部 170 に格納する。位置センサー 14b の座標 (X_1, Y_1) が記憶されると、表示制御部 163 は、例えば、モニタ 13 に「トランスミッタを移動させてください」とするメッセージを表示して、操作者にトランスミッタ 14a を移動させる。

【0087】

そして、検出部 161 は、例えば、図 10 の (B) に示すように、トランスミッタ 14a が X-Y 平面上で位置が変化した後の位置センサー 14b の座標 (X_2, Y_2) を取得する。ここで、検出部 162 は、取得した位置センサー 14b の座標 (X_2, Y_2) と、内部記憶部 170 に記憶された座標 (X_1, Y_1) との変化量を算出する。

【0088】

そして、第3の実施形態に係る補正部 162 は、検出部 161 によって算出された変化量を用いて位置ずれを補正する。例えば、補正部 162 は、図 10 の (B) に示すように、位置センサー 14b の座標 (X_1, Y_1) を座標 (X_2, Y_2) に変換するための変換係数「M」を算出する。そして、補正部 162 は、算出した変換係数「M」を用いて補正を実行する。これにより、トランスミッタ 14a の位置が変化した後の磁場における座標と、ボリュームデータとを再度関連付けることができる。

【0089】

次に、第3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説明する。図 11 は、第3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 11 においては、位置センサー 14b がトランスミッタ 14a の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内にある場合の処理について示す。

【0090】

図 11 に示すように、第3の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、補正ボタンが押下されると (ステップ S301 肯定)、表示制御部 163 が、超音波プローブ 11 の固定メッセージをモニタ 13 に表示する (ステップ S302)。そして、検出部 161 が、移動前の位置センサー 14b の位置情報 (座標) を取得する (ステップ S303)。そして、検出部 161 は、取得した座標を内部記憶部 170 に格納する。

【0091】

そして、表示制御部 163 は、トランスミッタ 14a の移動メッセージをモニタ 13 に表示させる (ステップ S304)。その後、検出部 161 は、補正終了ボタンが押下されたか否かを判定する (ステップ S305)。ここで、補正終了ボタンが押下された場合に (ステップ S305 肯定)、検出部 161 は、移動後の位置センサー 14b の位置情報を取得する (ステップ S306)。そして、補正部 162 は、移動前後の位置センサー 14b の変化量に基づいて、超音波プローブ 11 の位置を補正する (ステップ S307)。

【0092】

一方、補正終了ボタンが押下されていないと判定した場合には (ステップ S305 否定)、検出部 161 は、継続して補正終了ボタンが押下されたか否かを判定する (ステップ S305)。

【0093】

上述したように、第3の実施形態によれば、第3の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、固定位置センサー 14c 及び固定トランスミッタ 14e を用いずに、トランスミッタ 14a の移動に伴う補正を実行する。従って、第3の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、既存の位置情報取得装置を用いて、診断効率を向上させることを可能にする。

【0094】

(第4の実施形態)

さて、これまで第1、第2及び第3の実施形態について説明したが、上述した第1、第2及び第3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。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

(1) トランスミッタの位置の変化の検出

上述した第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、固定位置センサー 1 4 c 及び固定トランスミッタ 1 4 e をそれぞれ用いて、トランスミッタ 1 4 a の位置の変化を検出す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、トランスミッタ 1 4 a を固定するアーム部分の移動を機械的に測定することでトランスミッタ 1 4 a の位置の変化を検出する場合であってもよい。

【 0 0 9 6 】

かかる場合には、例えば、トランスミッタを固定するアームの可動域にギアを配置し、ギアがどれくらい動いたかを検出する検出装置をセットする。そして、検出部 1 6 1 は、検出装置から、アームの移動に伴うギアの動きを取得して、取得したギアの動きをトランスミッタ 1 4 a の位置の変化として検出する。補正部 1 6 2 は、ギアの移動量に基づいて、医用画像の断面と、超音波プローブ 1 1 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

10

【 0 0 9 7 】

また、例えば、カメラを用いた画像処理によってトランスミッタ 1 4 a の位置の変化を検出する場合であってもよい。かかる場合には、超音波診断装置 1 は、トランスミッタ 1 4 a と基準点とを撮影するためのカメラをさらに備える。例えば、カメラは複数設けられ、トランスミッタ 1 4 a 及び基準点を複数の視点から撮影する。ここで、基準点は固定されたものであればどのようなものであってもよい。そして、検出部 1 6 1 は、各カメラによって撮影された映像から画像認識のパターンマッチングによりトランスミッタ 1 4 a と基準点との相対的な位置関係を特定する。そして、検出部 1 6 1 は、特定したトランスミッタ 1 4 a と基準点との対応関係（例えば、距離など）の変化により、トランスミッタ 1 4 a の位置の変化を検出する。

20

【 0 0 9 8 】

補正部 1 6 2 は、検出部 1 6 1 によって検出されたトランスミッタ 1 4 a と基準点との対応関係の変化量に基づいて、医用画像の断面と、超音波プローブ 1 1 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

【 0 0 9 9 】

(2) 位置センサー

上述した第 1、第 2 及び第 3 の実施形態では、位置センサーとして磁気センサー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、赤外線センサーを用いる場合であってもよい。

30

【 0 1 0 0 】

(3) 補正対象

上述した第 1、第 2 及び第 3 の実施形態では、トランスミッタ 1 4 a が 2 次元（X - Y 平面）で移動した際の補正について説明した。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、3 次元で移動した場合の補正も上記と同様に実行することができる。

【 0 1 0 1 】

(4) 自動補正

上述した第 1、第 2 及び第 3 の実施形態では、トランスミッタ 1 4 a が手動で移動する場合の実施形態について説明した。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、トランスミッタ 1 4 a が自動で移動するアーム上に配置された場合にも同様に補正することが可能である。かかる場合には、トランスミッタ 1 4 a の位置の変化を検出した場合に、自動で位置を元に戻すように制御してもよい。

40

【 0 1 0 2 】

(5) 固定トランスミッタ

上述した第 2 の実施形態では、2 つのトランスミッタのうち、一方をボリウムデータとの位置合わせに用いるトランスミッタとし、他方を固定トランスミッタとして用いる場

50

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、トランスミッタの精度に応じて、2つのトランスミッタが切り替えられる場合であってもよい。例えば、検出部161は、トランスミッタ14a及び固定トランスミッタ14eによって生成された3次元空間それぞれの精度に基づいて、トランスミッタ14aと固定トランスミッタ14eとを切り替えて用いる。

【0103】

一例を挙げると、検出部161は、トランスミッタ14a及び固定トランスミッタ14eによってそれぞれ発生された磁場の歪（例えば、クオリティ値など）を監視し、固定トランスミッタ14eによって発生された磁場の歪がトランスミッタ14aによって発生された磁場の歪よりも歪が小さい場合に、各トランスミッタを切り替えて用いる。すなわち、検出部161は、トランスミッタ14aによって形成された磁場における位置センサー14bの座標と、固定トランスミッタ14eによって形成された磁場における位置センサー14bの座標とを制御装置14dから取得して、2つの座標の対応関係を算出する。そして、検出部161は、所定のタイミングで取得される位置センサー14bの2つの座標を取得して、座標間の距離を算出し、算出した変化量が所定の閾値を超えていた場合に、固定トランスミッタ14eの位置が変化したと判定する。一方、算出した変化量が所定の閾値を超えていない場合には、検出部161は、固定トランスミッタ14eの位置が変化していないと判定する。すなわち、検出部161は、トランスミッタ14aによって形成される磁場内の位置センサー14bの座標と、トランスミッタ14eによって形成される磁場内の位置センサー14bの座標との位置関係の変化を固定トランスミッタ14eの位置の変化として検出する。

10

20

【0104】

そして、補正部162は、検出部161によって検出された固定トランスミッタ14eの位置の変化量に応じて、位置ずれを補正する。なお、上記したトランスミッタの切り替えを行なう場合、医用画像診断装置によって収集されたボリュームデータと超音波画像との位置合わせの段階で、トランスミッタ14aにおける超音波画像とボリュームデータとの対応関係、及び、固定トランスミッタ14eにおける超音波画像とボリュームデータとの対応関係が予め記憶される。そして、補正部162は、予め記憶されたどちらかの対応関係に対して補正処理を実行する。これにより、本願の超音波診断装置1は、より正確な位置合わせと補正を行なうことを可能にする。

30

【0105】

また、上記したトランスミッタの切り替えは、随時実行される場合であってもよいが、例えば、操作者によってフリーズボタンが押下された場合に、実行されるようにしてもよい。かかる場合には、操作者によってフリーズボタンが押下された場合に、検出部161は、トランスミッタ14a及び固定トランスミッタ14eによってそれぞれ発生された磁場の歪を比較して、歪が小さいほうのトランスミッタをボリュームデータと超音波画像との位置合わせに用いるように、切り替える。これにより、本願の超音波診断装置1は、診断中に切り替えが発生することを抑止し、処理負荷を低減して、スムーズな切り替えを可能にする。

40

【0106】

（6）固定位置センサー

上述した第1の実施形態では、固定位置センサー14cを新たに設ける場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、操作されていない超音波プローブに取り付けられた位置センサーを固定位置センサー14cとして用いる場合であってもよい。かかる場合には、例えば、位置センサーは、位置センサー14aとしての第1のプローブ位置センサーと、固定位置センサー14cとしての第2のプローブ位置センサーが用いられる。そして、例えば、検出部161は、トランスミッタ14aによって生成された3次元空間内の任意の位置に配置された操作されていない超音波プローブに取り付けられた第2のプローブ位置センサーの座標の変化を検出することで、トランスミッタ14aの位置の変化を検出する。そして、補正部162は、第2のプローブ位置センサー

50

の座標の変化量に基づいて、操作されている超音波プローブ 11 に取り付けられた位置合わせのための第 1 のプローブ位置センサーの座標を変換することで、医用画像の断面と、超音波プローブ 11 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

【0107】

なお、第 2 のプローブ位置センサーを用いる補正処理は、上述したように変化量に基づく座標変換を行うことで位置ずれを補正する場合（第 1 の実施形態における第 1 の補正処理）であってもよく、或いは、ボリュームデータの座標に対して検出部 161 によって算出された変化量に基づく座標変換を行うことで位置ずれを補正する場合（第 1 の実施形態における第 2 の補正処理）であってもよい。また、上述した第 2 のプローブ位置センサーを用いる場合には、第 2 のプローブ位置センサーが取り付けられる操作されていない超音波プローブは、プローブホルダに置かれている場合であってもよく、或いは、所定の固定場所に配置される場合であってもよい。ここで、いずれの場合であっても、配置場所は、磁場内において磁性体及び金属が近くにない場所となる。

10

【0108】

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、トランスミッタが動いた場合であっても位置合わせを不要とすることができ、診断効率を向上させることが可能となる。

【0109】

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。

20

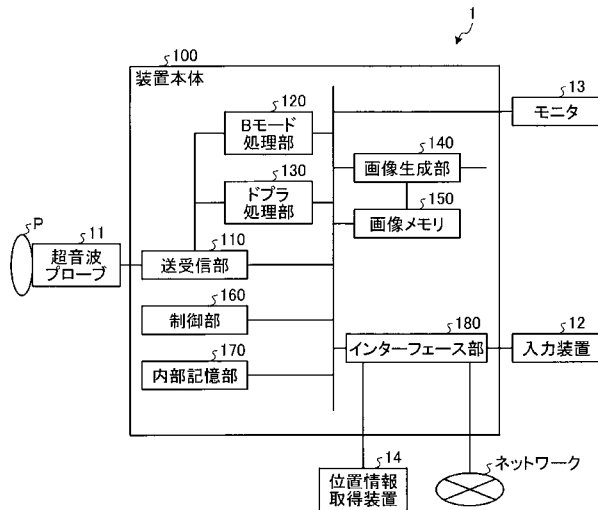
【符号の説明】

【0110】

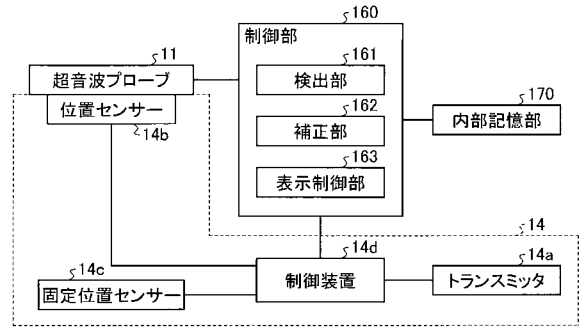
- 1 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 入力装置
- 14 位置情報取得装置
- 14a トランスミッタ
- 14b 位置センサー
- 14c 固定位置センサー
- 14d 制御装置
- 100 装置本体
- 160 制御部
- 161 検出部
- 162 補正部
- 163 表示制御部

30

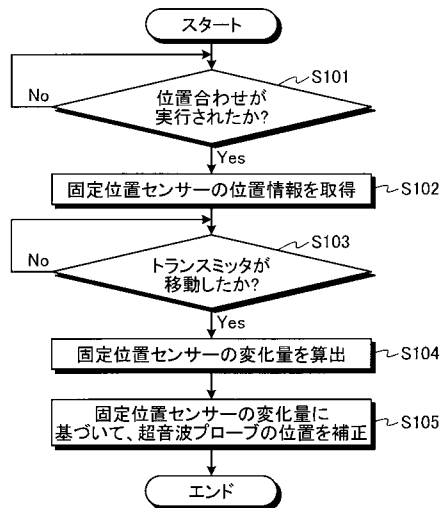
【図 1】



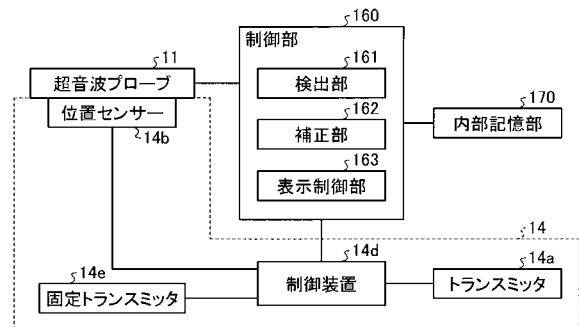
【図 4】



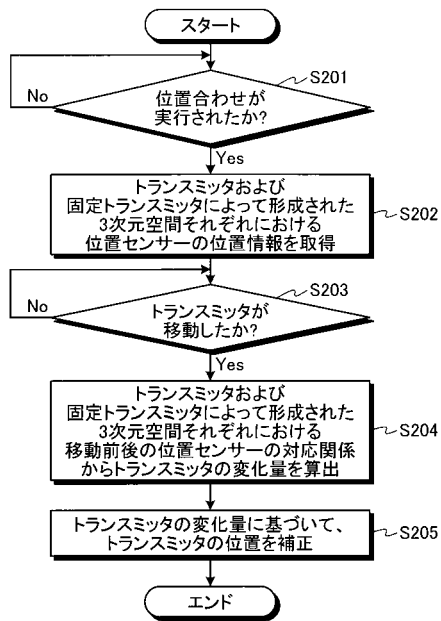
【図 7】



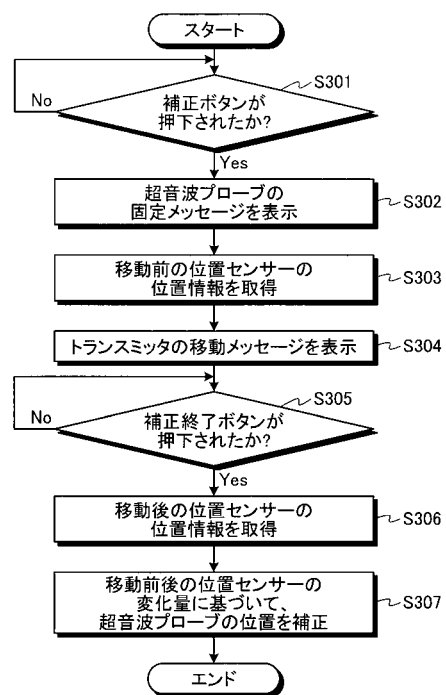
【図 8】



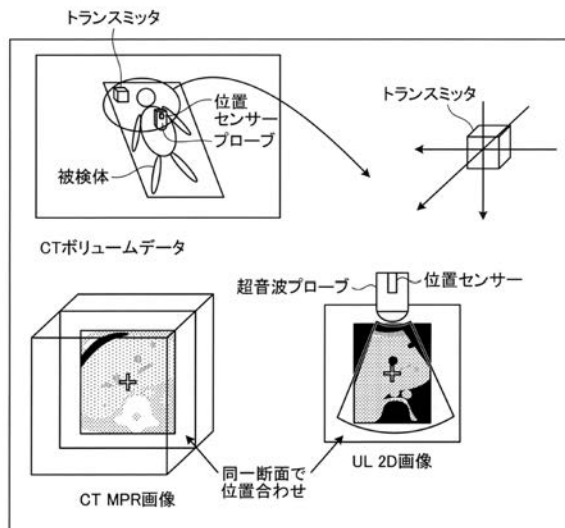
【図 9】



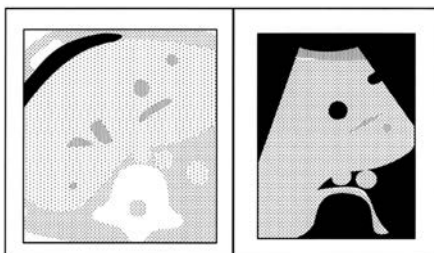
【図 11】



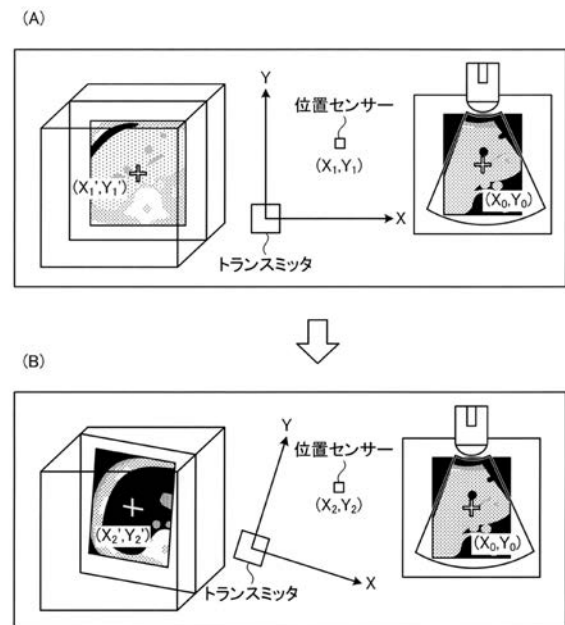
【図 2 A】



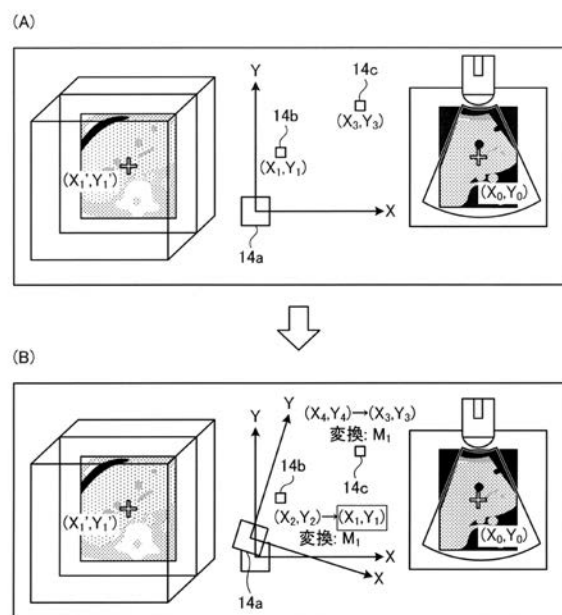
【図 2 B】



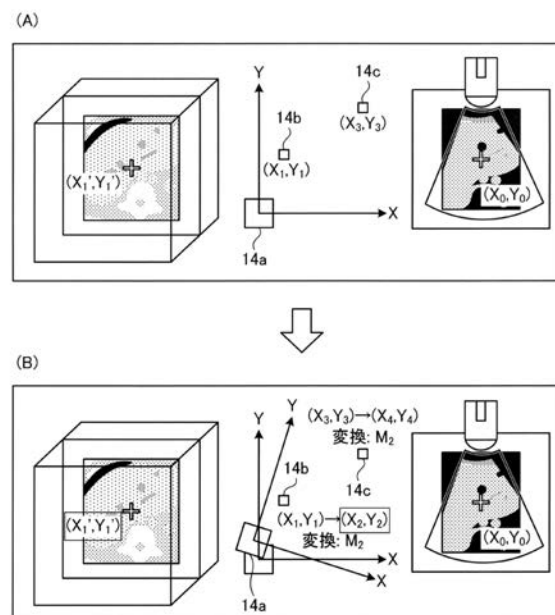
【図 3】



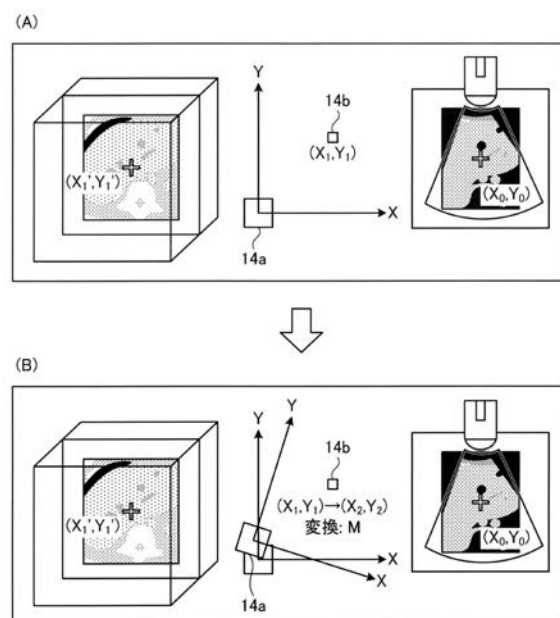
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 1 0 】



フロントページの続き

(72)発明者 小笠原 勝

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 福田 省吾

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE11 GA18 GA25 JC21 JC33 KK09 KK10 KK25 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和图像数据校正方法		
公开(公告)号	JP2017060895A	公开(公告)日	2017-03-30
申请号	JP2017004460	申请日	2017-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	田中豪 赤木和哉 中嶋修 小笠原勝 福田省吾		
发明人	田中 豪 赤木 和哉 中嶋 修 小笠原 勝 福田 省吾		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/065 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5261		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK25 4C601/LL33		
优先权	2012143824 2012-06-27 JP		
其他公开文献	JP6316995B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断装置和校正图像数据的方法，即使在发射器移动时也可以不需要对准，并且可以提高诊断效率。根据实施例，位置传感器通过从发射器接收参考信号来获取关于三维空间的位置信息。控制单元包括由医用图像诊断装置生成的医用图像的图像数据，三维图像数据，并且基于超声波图像的图像数据的对准的医用图像的三维空间，以由超声波探头进行扫描门相关联。检测单元基于由位置传感器获取的位置信息检测发送器或对象的位置在相关联的三维空间上已经改变。校正单元基于由检测单元检测到的发送器或对象的位置的变化来校正医学图像的横截面与由超声波探头扫描的横截面之间的位置偏差。点域4

