

(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2014-113421
(P2014-113421A)

(43) 公開日 平成26年6月26日 (2014. 6. 26)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-271728 (P2012-271728)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年12月12日 (2012. 12. 12)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	後藤 英二
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	松永 智史
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

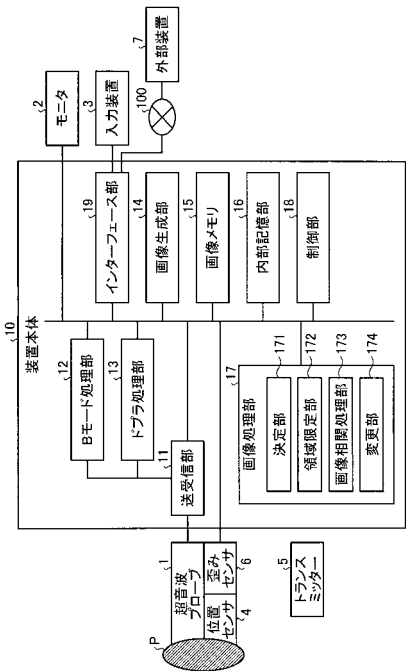
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】磁場に歪みが生じている場合でも、超音波走査断面の位置を特定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、位置情報取得部と、決定部171と、画像相関処理部173と、変更部174とを備える。位置情報取得部は、超音波プローブ1の被検体に対する当接面の位置及び当接角度を位置情報として取得する。決定部171は、他種の医用画像診断装置が収集した3次元医用画像データから2次元医用画像データを生成する切断面であり、表示部に表示される超音波画像データの走査断面に対応する断面である対応断面を、位置情報に基づいて決定する。画像相関処理部173は、画像間の相関に基づいて、表示部に表示される超音波画像データに類似する類似断面を3次元医用画像データから探索する。変更部174は、類似断面の位置と対応断面の位置とが異なる場合、切断面を、対応断面から類似断面に変更する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブの被検体に対する当接面の位置及び当接角度を位置情報として取得する位置情報取得部と、

他種の医用画像診断装置が収集した 3 次元医用画像データから 2 次元医用画像データを生成する切断面であり、表示部に表示される超音波画像データの走査断面に対応する断面である対応断面を、前記位置情報に基づいて決定する決定部と、

画像間の相関に基づいて、前記表示部に表示される超音波画像データに類似する類似断面を前記 3 次元医用画像データから探索する画像相関処理部と、

前記類似断面の位置と前記対応断面の位置とが異なる場合、前記切断面を、前記対応断面から前記類似断面に変更する変更部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記位置情報取得部は、磁場を検出して、前記位置情報を取得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】

前記超音波プローブが位置する空間の磁場の歪みの程度を示す指標を取得する指標取得部と、

前記指標に基づいて、前記画像相関処理部が前記 3 次元医用画像データから前記類似断面を探索する探索領域を限定する領域限定部と、

を更に備え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】

前記決定部は、操作者から受け付けた初期設定と当該初期設定時の前記位置情報とに基づいて、超音波走査が行なわれる実空間の第 1 座標系と前記 3 次元医用画像データの仮想空間の第 2 座標系とを対応付けた後に、前記位置情報の変化に基づいて前記対応断面を決定し、

前記変更部は、前記初期設定時での指標と、前記位置情報が変化した時点での指標とが共に所定の許容範囲である場合、前記画像相関処理部の処理を行なわずに、前記対応断面を前記切断面とすることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記変更部は、

前記切断面を前記対応断面から前期類似断面に変更した場合、当該類似断面の位置が当該対応断面の位置となるように前記第 2 座標系を変更し、変更後の第 2 座標系を前記対応断面の決定に用いられた前記位置情報に含まれる当接面の位置及び当該位置における指標に対応付けて所定の記憶部に格納し、

前記位置情報が変化した場合、変化後の位置情報に含まれる当接面の位置及び当該位置での指標に対応付けられた第 2 座標系が前記所定の記憶部に格納されている場合、当該第 2 座標系を用いて前記決定部に対応断面を決定させ、当該対応断面を切断面とすることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波プローブの被検体に対する当接面の位置及び当接角度を位置情報として取得する位置情報取得手順と、

他種の医用画像診断装置が収集した 3 次元医用画像データから 2 次元医用画像データを生成する切断面であり、表示部に表示される超音波画像データの走査断面に対応する断面である対応断面を、前記位置情報に基づいて決定する決定手順と、

画像間の相関に基づいて、前記表示部に表示される超音波画像データに類似する類似断面を前記 3 次元医用画像データから探索する画像相関処理手順と、

前記類似断面の位置と前記対応断面の位置とが異なる場合、前記切断面を、前記対応断面から前記類似断面に変更する変更手順と、

10

20

30

40

50

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波画像と、当該超音波画像と略同一断面の医用画像とを、リアルタイムで同時に表示させる機能を有する超音波診断装置が実用化されている。ここで、上記の医用画像は、例えば、X線CT(Computed Tomography)画像やMRI(Magnetic Resonance Imaging)画像である。かかる超音波診断装置は、X線CTボリュームデータやMRIボリュームデータの仮想空間と、超音波走査される被検体の実空間とを対応付けたうえで、超音波プローブの動きに同期して、超音波走査が行なわれた断面と略同一断面の断層像をX線CTボリュームデータやMRIボリュームデータから生成表示する。

10

【0003】

超音波プローブの動きは、超音波診断装置の本体や本体の付近に磁気トランスミッターを設置し、超音波プローブに位置センサとして磁気センサを取り付けることで取得される超音波プローブの位置から特定される。しかし、磁気トランスミッターが発生する磁場空間は、被検体が横たわる金属製のベッド等の影響により歪みが生じる。磁場空間に歪みがある状態で取得される超音波プローブの位置は、実際の位置と異なる場合がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-195882号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、磁場に歪みが生じている場合でも、超音波走査断面の位置を特定することができる超音波診断装置及び画像処理プログラムを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、位置情報取得部と、決定部と、画像相関処理部と、変更部とを備える。位置情報取得部は、超音波プローブの被検体に対する当接面の位置及び当接角度を位置情報として取得する。決定部は、他種の医用画像診断装置が収集した3次元医用画像データから2次元医用画像データを生成する切断面であり、表示部に表示される超音波画像データの走査断面に対応する断面である対応断面を、前記位置情報に基づいて決定する。画像相関処理部は、画像間の相関に基づいて、前記表示部に表示される超音波画像データに類似する類似断面を前記3次元医用画像データから探索する。変更部は、前記類似断面の位置と前記対応断面の位置とが異なる場合、前記切断面を、前記対応断面から前記類似断面に変更する。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、図1に示す位置センサが取得する位置情報の一例を示す図である。

【図3】図3は、図1に示す決定部が行なう処理の一例を示す図(1)である。

【図4】図4は、図1に示す決定部が行なう処理の一例を示す図(2)である。

【図5】図5は、磁場空間の歪みを説明するため図である。

【図6】図6は、図1に示す変更部を説明するための図である。

【図7】図7は、図1に示す歪みセンサが取得する指標の一例を示す図である。

50

【図 8】図 8 は、図 1 に示す領域限定部が行なう処理の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、図 1 に示す変更部が行なう第 1 追加処理を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、図 1 に示す変更部が行なう第 2 追加処理を説明するための図である。

。

【図 11】図 11 は、本実施形態に係る超音波診断装置が処理の一例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】

【0008】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0009】

10

(実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、位置センサ 4 と、トランスミッター 5 と、歪みセンサ 6 と、装置本体 10 とを有する。また、装置本体 10 は、ネットワーク 100 を介して外部装置 7 と接続される。

【0010】

超音波プローブ 1 は、複数の振動子を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。超音波プローブ 1 が有する振動子は、例えば、圧電振動子である。超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波信号を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 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等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

20

【0011】

超音波プローブ 1 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 1 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等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。

30

【0012】

例えば、本実施形態では、被検体 P の 2 次元走査用に、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 D アレイプローブが超音波プローブ 1 として装置本体 10 と接続される。例えば、超音波プローブ 1 としての 1 D アレイプローブは、セクタ走査を行なうセクタプローブや、オフセットセクタ走査を行なうコンベックスプローブ、リニア走査を行なうリニアプローブ等である。

【0013】

或いは、例えば、本実施形態では、被検体 P の 3 次元走査用に、メカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブが超音波プローブ 1 として装置本体 10 と接続されても良い。メカニカル 4 D プローブは、1 D アレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて 2 次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで 3 次元走査が可能である。また、2 D アレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により 3 次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで 2 次元走査が可能である。

40

【0014】

位置センサ 4 及びトランスミッター 5 は、超音波プローブ 1 の位置情報を取得するための装置である。位置センサ 4 は、超音波プローブ 1 に取り付けられる磁気センサである。また、トランスミッター 5 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装置である。本実施形態では、トランスミッター 5 は、装置本体 10 の

50

近傍に設置される。なお、本実施形態は、トランスミッター 5 が装置本体 10 に取り付けられる場合であっても良い。

【0015】

位置センサ 4 は、トランスミッター 5 によって形成された 3 次元の磁場を検出する。そして、位置センサ 4 は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッター 5 を原点とする空間における自装置の位置（座標）を算出し、算出結果から、超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報を取得して、装置本体 10 に送信する。

【0016】

図 2 は、図 1 に示す位置センサが取得する位置情報の一例を示す図である。例えば、位置センサ 4 は、自装置が超音波プローブ 1 に取り付けられている位置と、超音波プローブ 1 の各位置との相対的位置関係を示すオフセット情報を用いて、超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報を取得する。上記の各位置は、例えば、図 2 の（A）に示すように、振動子配列面の中心に位置する点（図中の点 a を参照）及び振動子配列面の両端に位置する点（図中の点 b 及び点 c を参照）である。また、上記の各位置は、例えば、図 2 の（A）に示すように、超音波プローブ 1 の上端に位置する点（図中の点 d を参照）である。

10

【0017】

位置センサ 4 は、自装置の位置及びオフセット情報から、トランスミッター 5 を原点とする空間における「点 a ~ 点 d」の座標を取得する。ここで、振動子配列面は、超音波プローブ 1 が被検体 P に当接される当接面に対応する。位置センサ 4 は、「点 a ~ 点 c」の座標から、図 2 の（B）に示すように、超音波プローブ 1 の被検体 P に対する当接面の位置を取得することができる。また、位置センサ 4 は、「点 a ~ 点 c」の座標及び「点 d」の座標から、超音波プローブ 1 が傾いている角度を取得することができる。ここで、超音波プローブ 1 が被検体 P に当接されている場合、超音波プローブ 1 が傾いている角度は、図 2 の（C）に示すように、超音波プローブ 1 の被検体 P に対する当接角度となる。換言すると、当接角度は、超音波プローブ 1 が行なっている超音波走査の走査方向となる。このように、図 1 に示す位置センサ 4 は、磁場を検出して、超音波プローブ 1 の被検体 P に対する当接面の位置及び当接角度を位置情報として取得する。すなわち、位置センサ 4 は、「位置情報取得部」として機能する。なお、本実施形態は、「位置情報取得部」として機能可能であれば、任意の種類のセンサを用いても良い。例えば、本実施形態は、追跡対象を追跡可能なカメラを「位置情報取得部」として用いる場合であっても良い。

20

30

【0018】

歪みセンサ 6 は、超音波プローブ 1 が位置する空間の磁場の歪みの程度を示す指標を取得する。すなわち、歪みセンサ 6 は、「指標取得部」として機能する。そして、歪みセンサ 6 は、取得した指標を装置本体 10 に送信する。なお、歪みセンサ 6 が取得する指標については、後に詳述する。

【0019】

入力装置 3 は、後述するインターフェース部 19 を介して装置本体 10 と接続される。入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有する。入力装置 3 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体 10 に転送する。

40

【0020】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 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 10 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【0021】

外部装置 7 は、後述するインターフェース部 19 を介して装置本体 10 と接続される装置である。例えば、外部装置 7 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである PACS（Picture Archiving and Communication System）のデータベースや、医用画像データが添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。或いは、外部装置 7 は、例えば、X 線 CT（Computed Tomography）装置、MRI（Ma

50

gnetic Resonance Imaging) 装置等、本実施形態に係る超音波診断装置以外の各種医用画像診断装置である。

【0022】

本実施形態に係る装置本体10は、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)に則った画像フォーマットに統一された各種医用画像のデータを、インターフェース部19を介して外部装置7から取得することができる。例えば、装置本体10は、後述するインターフェース部19を介して、自装置で生成した超音波画像データの比較対象となる参照用のボリュームデータを、外部装置7から取得する。ここで、参照用のボリュームデータは、超音波診断装置以外の他種医用画像診断装置により撮像されたボリュームデータ(3次元医用画像データ)である。

10

【0023】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図1に示す装置本体10は、2次元の反射波信号に基づいて2次元の超音波画像データを生成可能であり、3次元の反射波信号に基づいて3次元の超音波画像データを生成可能な装置である。ただし、本実施形態は、装置本体10が、2次元データ専用の装置である場合であっても適用可能である。

【0024】

装置本体10は、図1に示すように、送受信部11と、Bモード処理部12と、ドブラ処理部13と、画像生成部14と、画像メモリ15と、内部記憶部16と、画像処理部17と、制御部18と、インターフェース部19とを有する。

20

【0025】

送受信部11は、後述する制御部18の指示に基づいて、超音波プローブ1が行なう超音波送受信を制御する。送受信部11は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルス発生器は、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、送信遅延部は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ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、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。送信遅延部は、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、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

30

【0026】

なお、送受信部11は、後述する制御部18の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等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は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、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。

【0027】

また、送受信部11は、プリアンプ、A/D(Analog/Digital)変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された反射波信号をA/D変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

40

【0028】

送受信部11は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ1から2次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部11は、超音波プローブ1が受信した2次元の反射波信号から2次元の反射波データを生成する。また、送受信部11は、被検体Pを3次元走査する場合、超音波プローブ1から3次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部11は、超音波プローブ1が受信した3次元の反射波信号から3次元の反射波デ

50

ータを生成する。

【0029】

なお、送受信部11からの出力信号の形態は、RF(Radio Frequency)信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【0030】

Bモード処理部12及びドブラ処理部13は、送受信部11が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行なう信号処理部である。Bモード処理部12は、送受信部11から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、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。また、ドブラ処理部13は、送受信部11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、ドブラ効果による速度、分散、パワー等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。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

10

【0031】

なお、図1に例示するBモード処理部12及びドブラ処理部13は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理部12は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理部13は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。

20

【0032】

画像生成部14は、Bモード処理部12及びドブラ処理部13が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した2次元のドブラデータから移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0033】

30

ここで、画像生成部14は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、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(スキャンコンバート)し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部14は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部14は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理(平滑化処理)や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理(エッジ強調処理)等を行なう。また、画像生成部14は、超音波画像データに、付帯情報(種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等)を合成する。

【0034】

40

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部14が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。画像生成部14は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

【0035】

更に、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部

50

14は、ドブラ処理部13が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部14は、「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ」として生成する。

【0036】

更に、画像生成部14は、ポリウムデータをモニタ2にて表示するための各種2次元画像データを生成するために、ポリウムデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法(MPR: Multi Planer Reconstruction)を行なってポリウムデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、例えば、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するポリウムレンダリング(VR: Volume Rendering)処理がある。 10

【0037】

更に、画像生成部14は、他の医用画像診断装置が撮像した3次元医用画像データに対して、上記のレンダリング処理を行なうことができる。かかる3次元医用画像データは、X線CT装置により撮像された3次元のX線CT画像データや、MRI装置により撮像された3次元のMRI画像データである。

【0038】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ15は、Bモード処理部12やドブラ処理部13が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ15が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部14を経由して表示用の超音波画像データとなる。 20

【0039】

内部記憶部16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、患者ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ボディマーク等の各種データを記憶する。また、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。また、内部記憶部16が記憶するデータは、後述するインターフェース部19を経由して、外部装置7へ転送可能である。

【0040】

画像処理部17は、「同期表示機能」を実現するために、超音波診断装置の搭載される処理部である。ここで、「同期表示機能」とは、2次元の超音波画像データを生成するために行なわれた走査断面と略同一断面の2次元医用画像データを、他種の医用画像診断装置が収集した3次元医用画像データから画像生成部14に生成させて、モニタ2に表示させる機能である。「同期表示機能」では、走査断面の変更に伴って、略リアルタイムで略同一断面の超音波画像データと2次元医用画像データとが生成表示される。かかる処理を行なうために、図画像処理部17は、図1に示すように、決定部171と、領域限定部172と、画像相関処理部173と、変更部174とを有する。なお、画像処理部17が行う処理については、後に詳述する。 30

【0041】

制御部18は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部18は、入力装置3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16から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドブラ処理部13、画像生成部14及び画像処理部17の処理を制御する。また、制御部18は、画像メモリ15や内部記憶部16が記憶する表示用の画像データをモニタ2にて表示するように制御する。また、制御部18は、操作者から入力装置3を介して受け付けた医用画像データが外部装置7からネットワーク100及びインターフェース部19を介して内部記憶部16に転送されるように制御する。 40

【0042】

インターフェース部19は、入力装置3、ネットワーク100及び外部装置7に対するインターフェースである。入力装置3が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指 50

示は、インターフェース部 19 により、制御部 18 に転送される。例えば、入力装置 3 が操作者から受け付けた画像データの転送要求は、インターフェース部 19 により、ネットワーク 100 を介して外部装置 7 に通知される。また、外部装置 7 が転送した画像データは、インターフェース部 19 により、画像メモリ 15 や内部記憶部 16 に格納される。

【0043】

以上、本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。かかる構成において、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、上記の「同期表示機能」を実行する。すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置は、2 次元超音波画像データを生成するために行なわれた 2 次元超音波走査の断面と略同一断面の医用画像データを画像生成部 14 に 3 次元医用画像データから生成させ、モニタ 2 に表示させる。具体的には、本実施形態に係る超音波診断装置は、走査断面の変化に同期して、変化後の走査断面に対応する断面の医用画像データを画像生成部 14 に生成させ、モニタ 2 に表示させる。

10

【0044】

ここで、従来の「同期表示機能」は、図 1 に示す決定部 171 により実現される。一方、後述する本実施形態に係る「同期表示機能」は、主に、図 1 に示す決定部 171 及び画像相関処理部 173 の併用により実現される。まず、従来の「同期表示機能」について、図 3 及び図 4 を用いて説明する。図 3 及び図 4 は、図 1 に示す決定部が行なう処理の一例を示す図である。

【0045】

決定部 171 は、他種の医用画像診断装置が収集した 3 次元医用画像データから 2 次元医用画像データを生成する切断面であり、モニタ 2 に表示される超音波画像データの走査断面に対応する断面である対応断面を、位置センサ 4 が取得した位置情報に基づいて決定する。具体的には、決定部 171 は、操作者から受け付けた初期設定と当該初期設定時の位置情報とに基づいて、超音波走査が行なわれる実空間の第 1 座標系と 3 次元医用画像データの仮想空間の第 2 座標系とを対応付ける。そして、決定部 171 は、第 1 座標系と第 2 座標系とを対応付けた後に、位置情報の変化に基づいて対応断面を決定する。

20

【0046】

まず、操作者は、超音波プローブ 1 を用いて被検体 P の超音波検査を行なう前に、被検体 P の検査部位を含んで撮影された 3 次元 X 線 CT 画像データの転送要求を行なう。例えば、操作者は、被検体 P が全身撮影された 3 次元 X 線 CT 画像データや、被検体 P の腹部全体が撮影された 3 次元 X 線 CT 画像データの転送要求を行なう。そして、操作者は、第 1 初期設定として、第 1 座標系と第 2 座標系との軸合わせを行なう。ここで、一般的に、DICOM 規格で転送される 3 次元医用画像データには、当該 3 次元医用画像データの付帯情報として、撮影時における被検体 P の体位の情報が付与されている。かかる情報は、例えば、3 次元医用画像データにおける被検体 P の「アキシャル面、コロナル面及びサジタル面」、すなわち、被検体 P の「体軸方向、左右方向、背腹方向」を特定するために使用可能である。

30

【0047】

操作者は、3 次元 X 線 CT 画像データのアキシャル面の X 線 CT 画像データ群の表示要求を行なう。制御部 18 は、付帯情報から、3 次元 X 線 CT 画像データにおけるアキシャル面の断面方向を取得し、画像生成部 14 に複数のアキシャル面の MPR 画像データを 3 次元 X 線 CT 画像データから生成させ、モニタ 2 にアキシャル面の X 線 CT 画像データ群を表示させる。或いは、3 次元 X 線 CT 画像データが複数のアキシャル面から構成されている場合、制御部 18 は、モニタ 2 にアキシャル面の X 線 CT 画像データ群を表示させる。そして、操作者は、例えば、被検体 P の剣状突起が描出されたアキシャル面の X 線 CT 画像データを特定する。また、操作者は、被検体 P の剣状突起が描出されたアキシャル面の X 線 CT 画像データにおいて、剣状突起の上部に位置する体表に点を設定する。

40

【0048】

そして、例えば、操作者は、図 3 の (A) に示すように、超音波プローブ 1 を、被検体 P の剣状突起が位置する体表に当接し、更に、超音波プローブ 1 が被検体 P のアキシャル

50

面を走査する方向に当接する。すなわち、操作者は、被検体 P の体軸に直交する方向で超音波プローブ 1 を被検体 P に当接する。ここで、操作者は、例えば、図 2 の (A) に示す「点 b」が被検体 P の右手側となり、図 2 の (A) に示す「点 c」が被検体 P の左手側となるように、超音波プローブ 1 を被検体 P に当接する。また、操作者は、図 2 の (A) に示す「点 a」から「点 d」に向かう方向が、被検体 P の背腹方向となるように、超音波プローブ 1 を被検体 P に当接する。

【 0 0 4 9 】

この時点で、操作者は、例えば、入力装置 3 の「軸合わせボタン」を押下することで、第 1 初期設定としての軸合わせが完了したことを制御部 1 8 に通知する。制御部 1 8 から軸合わせ完了の通知を受信した決定部 1 7 1 は、軸合わせボタン押下時における超音波プローブ 1 の位置情報と、モニタ 2 に表示されている X 線 CT 画像データの 3 次元 X 線 CT 画像データにおける位置とから、第 1 座標系の 3 軸の方向と、第 2 座標系の 3 軸の方向とを決定する。ここで、決定部 1 7 1 は、軸合わせボタン押下時における超音波プローブ 1 の点 a の位置を第 1 座標系の原点とする。また、決定部 1 7 1 は、アキシアル面の X 線 CT 画像データにおいて設定された点の位置を第 2 座標系の原点とする。なお、第 1 座標系及び第 2 座標系で設定される原点の位置は、上記の場合に限定されるものではない。本実施形態は、第 1 座標系及び第 2 座標系で設定される原点の位置それぞれが、任意の位置である場合であっても良い。

【 0 0 5 0 】

続いて、操作者は、第 2 初期設定として、軸合わせされた 2 つの座標系で対応する 1 点同士を対応付ける「目印合わせ」を行なう。例えば、操作者は、被検体 P の検査部位が描出された X 線 CT 画像データがモニタ 2 に表示されるように、入力装置 3 を介して MPR 処理用の切断面の位置を調整する。

【 0 0 5 1 】

そして、制御部 1 8 の制御により、画像生成部 1 4 は、操作者が調節した切断面により 3 次元 X 線 CT 画像データを切断した X 線 CT 画像データを生成し、モニタ 2 は、画像生成部 1 4 が生成した X 線 CT 画像データを表示する。操作者は、モニタ 2 に表示された X 線 CT 画像データと同一断面の超音波走査が行なわれるように、超音波プローブ 1 を操作する。これにより、モニタ 2 は、略同一断面の X 線 CT 画像データ (図 3 の (B) の左図を参照) と超音波画像データ (図 3 の (B) の右図を参照) とを表示する。そして、操作者は、モニタ 2 に表示された X 線 CT 画像データと超音波画像データとで対応する点を、双方の画像データに設定する。例えば、操作者は、超音波画像データに「点 e」を設定し、X 線 CT 画像データに「点 e に対応する点 f」を設定する。「点 e」及び「点 f」は、第 1 座標系と第 2 座標系との対応付けの調整に用いられる。

【 0 0 5 2 】

この時点で、操作者は、例えば、入力装置 3 の「目印合わせボタン」を押下することで、第 2 初期設定としての目印合わせが完了したことを制御部 1 8 に通知する。制御部 1 8 から目印合わせ完了の通知を受信した決定部 1 7 1 は、軸合わせボタン押下時における位置情報と目印合わせボタン押下時における位置情報との差異 (移動距離及び移動方向) から、目印合わせボタン押下時の走査断面の第 1 座標系における位置を算出する。更に、決定部 1 7 1 は、第 1 座標系における「点 e」の位置を算出する。また、決定部 1 7 1 は、第 2 座標系における「点 f」の位置を取得する。

【 0 0 5 3 】

これにより、決定部 1 7 1 は、第 1 座標系と第 2 座標系との対応付けを行なう。例えば、決定部 1 7 1 は、第 1 座標系における「点 e」の座標から、第 2 座標系における「点 f」の座標を算出するための変換行列を決定する。換言すると、決定部 1 7 1 は、第 1 座標系における任意の「点 A」の座標 (X , Y , Z) から、第 2 座標系における「点 A に対応する点 A'」の座標 (x , y , z) を算出するための変換行列を決定する。かかる変換行列は、回転移動及び平行移動を示す要素を有する行列である。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

なお、上記の初期設定は、超音波画像データと、当該超音波画像データ略同一断面となるX線CT画像データ(MPR画像データ)とそれぞれに、操作者が対応すると考える3つ以上の点を設定することで行なわれる場合であっても良い。

【0055】

図4は、従来の同期表示機能を説明するための図である。初期設定完了後、決定部171は、位置センサ4及びトランスミッター5で構成される位置検出システムから、超音波プローブ1の3次元位置情報を順次取得する。例えば、決定部171は、位置センサ4から、図4に示す超音波画像データ200の生成時における超音波プローブ1の3次元位置情報を取得する。そして、決定部171は、取得した3次元位置情報の初期設定時からの変化に基づいて、対応断面を決定する。そして、決定部171は、対応断面を、MPR用の切断面として決定する。そして、画像生成部14は、決定部171が決定した切断面により、図4に示す3次元X線CT画像データ101からX線CT画像データ102を生成する。そして、制御部18の制御により、モニタ2は、図4に示すように、X線CT画像データ102と超音波画像データ200とを並列表示する。

【0056】

かかる従来の同期表示機能により、操作者は、例えば、超音波画像データと、当該超音波画像データと略同一断面のX線CT画像データとを同時に観察することができる。

【0057】

しかし、トランスミッター5が発生する磁場空間は、様々な要因により歪みが生じる。図5は、磁場空間の歪みを説明するため図である。例えば、磁場空間は、図5に示すように、被検体Pが金属製の手術ベッドに横たわっている場合、金属により歪みが生じる。或いは、磁場空間は、トランスミッター5の近傍に磁場を発生する機器が存在すると、歪みが生じる。しかし、磁場空間に歪みがある状態で特定された超音波プローブ1の位置は、実際の位置と異なる場合がある。すなわち、初期設定時の位置情報や、変化後の位置情報は、真の超音波プローブ1の位置情報と異なる場合がある。

【0058】

すなわち、磁場空間に歪みが発生していると、従来の同期表示機能では、特定された超音波走査断面の位置にずれが生じ、モニタ2に表示される超音波画像データと異なる断面のX線CT画像データが表示される場合がある。そこで、本実施形態に係る「同期表示機能」では、磁場に歪みが生じている場合でも、超音波走査断面の位置を特定するために、以下の処理が行なわれる。なお、以下では、本実施形態に係る「同期表示機能」が3次元X線CT画像データを対象として行なわれる場合について説明する。ただし、本実施形態に係る「同期表示機能」は、3次元MRI画像データを対象として行なわれる場合であっても適用可能である。

【0059】

まず、本実施形態においても、図1に示す決定部171は、超音波プローブ1の位置情報に基づいて、モニタ2に表示される超音波画像データの走査断面に対応する対応断面を3次元X線CT画像データにおいて決定する。

【0060】

また、図1に示す画像相関処理部173は、画像間の相関に基づいて、モニタ2に表示される超音波画像データに類似する類似断面を3次元医用画像データから探索する。本実施形態では、画像相関処理部173は、モニタ2に表示される超音波画像データに類似するX線画像データが描出される断面(類似断面)を、相互相関や自己相関、相互情報量、標準化相互情報量、相関比等の公知の技術を用いて、3次元X線画像データ101から探索する。

【0061】

そして、図1に示す変更部174は、類似断面の位置と対応断面の位置とが異なる場合、切断面を対応断面から類似断面に変更する。図6は、図1に示す変更部を説明するための図である。例えば、変更部174は、図6に示すように、超音波プローブ1の位置情報から決定された対応断面Sの3次元X線CT画像データ101(第2座標系)における位

置を、決定部 171 から取得する。また、例えば、変更部 174 は、図 6 に示すように、画像相関で探索された類似断面 S' の 3 次元 X 線 CT 画像データ 101 (第 2 座標系) における位置を、画像相関処理部 173 から取得する。そして、例えば、変更部 174 は、図 6 に示すように、対応断面 S の位置と類似断面 S' の位置とが異なる場合、類似断面 S' を 3 次元 X 線 CT 画像データ 101 の切断面とする。なお、図示しないが、変更部 174 は、対応断面 S の位置と類似断面 S' の位置とが略一致する場合、対応断面 S を 3 次元 X 線 CT 画像データ 101 の切断面とする。

【0062】

これにより、本実施形態では、磁場に歪みが生じている場合でも、超音波走査断面の位置を特定することが可能となる。上記の場合では、対応断面 S における方位方向及び深さ方向から、類似断面を探索する断面の方向を、ある程度、限定することができる。しかし、かかる場合でも、画像相関処理部 173 は、モニタ 2 に表示される超音波画像データに類似する類似断面を 3 次元医用画像データの全体から探索する必要がある。この場合、「同期表示機能」のリアルタイム性が低下する場合がある。そこで、本実施形態に係る画像処理部 17 は、図 1 に示す領域限定部 172 が歪みセンサ 6 が取得した指標に基づく処理を行なう。

【0063】

図 1 に示す歪みセンサ 6 は、上述したように、超音波プローブ 1 が位置する空間の磁場の歪みの程度を示す指標を取得する。ここで、超音波プローブ 1 が位置する空間とは、例えば、図 2 の (A) に示す「点 a」を中心とする 3 次元空間である。図 7 は、図 1 に示す歪みセンサ 6 が取得する指標の一例を示す図である。例えば、歪みの程度を検出した歪みセンサ 6 は、図 7 に示すように、検出した歪みの程度が小さい程、値が大きくなり、検出した歪みの程度が大きい程、値が小さくなる指標を取得する。図 7 に示す一例では、歪みセンサ 6 は、歪みの程度を「1 ~ 10」の 10 段階に分け、歪みが略無い状態を「10」とし、歪みの程度が大きくなるに応じて、値を「9 ~ 1」に順次小さくする指標を取得する。なお、本実施形態は、位置センサ 4 が歪みセンサ 6 の機能を有する場合であっても良い。

【0064】

そして、図 1 に示す領域限定部 172 は、指標に基づいて、画像相関処理部 173 が 3 次元医用画像データから類似断面を探索する探索領域を限定する。図 8 は、図 1 に示す領域限定部が行なう処理の一例を示す図である。例えば、領域限定部 172 は、図 8 に示すように、指標が大きい程、歪みの程度が小さいことから探索領域を狭くし、指標が小さい程、歪みの程度が大きいことから探索領域を広くする。

【0065】

図 8 に示す一例では、指標が「1」である場合、探索領域は、3 次元 X 線 CT 画像データ 101 の全体とされる。また、図 8 に示す一例では、指標が「1」より大きい値である場合、探索領域は、対応断面 S を中心とする 3 次元 X 線 CT 画像データ 101 の一部領域に限定される。図 8 に示す一例では、指標が大きくなるに応じて、探索領域は、狭くなるように限定される。なお、探索領域は、操作者により任意に設定可能である。例えば、図 8 では、探索領域が、第 2 座標系の 3 軸に基づく直方体として設定されているが、本実施形態は、探索領域が、対応断面 S に平行な面に基づいて設定される立体であっても良い。

【0066】

画像相関処理部 173 は、領域限定部 172 により限定された探索領域で類似断面の探索を行なう。そして、変更部 174 は、上述したように、類似断面の位置と対応断面の位置とが異なる場合、切断面を対応断面から類似断面に変更する。

【0067】

ここで、本実施形態では、「同期表示機能」のリアルタイム性をより向上させるために、変更部 174 は、更に、以下の第 1 追加処理及び第 2 追加処理を行なう。第 1 追加処理として、変更部 174 は、初期設定時での指標と、位置情報が変化した時点での指標とが共に所定の許容範囲である場合、画像相関処理部 173 の処理を行なわずに、対応断面

を切断面とする。

【 0 0 6 8 】

図 9 は、図 1 に示す変更部が行なう第 1 追加処理を説明するための図である。例えば、上記の所定の許容範囲は、指標が「 9 ~ 1 0 」の範囲として設定される。図 9 に示す一例では、初期設定時点の指標が「 9 ~ 1 0 」の範囲であり、かつ、位置情報変化時点の指標が「 9 ~ 1 0 」の範囲である場合、変更部 1 7 4 は、切断面を決定部 1 7 1 が決定した対応断面とする。すなわち、第 1 追加処理では、変更部 1 7 4 は、初期設定時点と位置情報変化時点とで磁場空間の歪みが略無いと判定される場合、類似断面の探索処理を省略して、決定部 1 7 1 が決定した対応断面を切断面とする。

【 0 0 6 9 】

更に、第 2 追加処理として、変更部 1 7 4 は、切断面を対応断面から類似断面に変更した場合、当該類似断面の位置が当該対応断面の位置となるように第 2 座標系を変更する。そして、変更部 1 7 4 は、変更後の第 2 座標系を、対応断面の決定に用いられた位置情報に含まれる当接面の位置及び当該位置における指標に対応付けて内部記憶部 1 6 に格納する。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 は、図 1 に示す変更部が行なう第 2 追加処理を説明するための図である。図 1 0 の左図は、初期設定により決定された第 2 座標系を示している。また、図 1 0 の右図は、当接面中心座標（図 2 の（ A ）に示す点 a の座標）が（ x_1, y_1, z_1 ）であり、（ x_1, y_1, z_1 ）における指標が「 3 」であった時点で、対応断面の位置と類似断面の位置とが異なっていた場合の変更後の第 2 座標系を示している。図 1 0 に示す一例では、類似断面の位置が対応断面の位置となるように、初期設定時の第 2 座標系が回転移動されていることを示している。かかる場合、変更部 1 7 4 は、図 1 0 の右図に示す変更後の第 2 座標系を「（ x_1, y_1, z_1 ）、指標： 3 」に対応付けて内部記憶部 1 6 に格納する。換言すると、図 1 0 の右図に示す第 2 座標系は、当接面中心座標が（ x_1, y_1, z_1 ）であり、指標が「 3 」である場合に、位置センサ 4 が取得した超音波プローブ 1 の位置情報を真の位置情報として扱うことが可能なように、初期設定時の第 2 座標系から変更された第 2 座標系である。

【 0 0 7 1 】

そして、変更部 1 7 4 は、位置情報が変化した場合、変化後の位置情報に含まれる当接面の位置（当接面中心座標）及び当該位置での指標に対応付けられた第 2 座標系が内部記憶部 1 6 に格納されているか否かを判定する。変化後の位置情報に含まれる当接面の位置及び当該位置での指標に対応付けられた第 2 座標系に格納されている場合、変更部 1 7 4 は、当該第 2 座標系を用いて決定部 1 7 1 に対応断面を決定させ、当該対応断面を切断面とする。

【 0 0 7 2 】

例えば、変更部 1 7 4 は、変化後の位置情報に含まれる当接面中心座標が（ x_1, y_1, z_1 ）であり、（ x_1, y_1, z_1 ）における指標が「 3 」である場合、図 1 0 の右図に示す第 2 座標系を決定部 1 7 1 に通知する。かかる場合、決定部 1 7 1 は、図 1 0 の右図に示す第 2 座標系と位置センサ 4 が取得した超音波プローブ 1 の位置情報とに基づいて、対応断面を決定する。換言すると、決定部 1 7 1 は、当接面中心座標が（ x_1, y_1, z_1 ）であり、指標が「 3 」である場合に、位置センサ 4 が取得した超音波プローブ 1 の位置情報から求められる第 1 座標系での走査断面の座標を、初期設定で求められた変換行列を用いて、図 1 0 の右図に示す第 2 座標系での対応断面の座標に変換する。第 2 追加処理により、変更後の第 2 座標系を流用することで、類似断面の探索処理を省略して、決定部 1 7 1 が決定した対応断面を切断面とすることができる。

【 0 0 7 3 】

なお、当接角度が異なる場合であっても、当接面中心位置が同じであり、指標が同じであれば、磁場空間の歪みによる位置計測の誤差は、同程度と見なすことができる。このため、変更部 1 7 4 は、当接面中心位置及び指標の値を、第 2 追加処理を実行するか否かの

10

20

30

40

50

判定対象とする。また、本実施形態は、第 1 座標系を変更する場合であっても良い。

【 0 0 7 4 】

次に、図 1 1 を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理の一例について説明する。図 1 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理の一例を示すフローチャートである。なお、図 1 1 に示す一例では、図 3 を用いて説明した初期設定により第 1 座標系と第 2 座標系との対応付けが完了し、同期表示の開始要求が入力された後の処理について説明する。また、図 1 1 に示す一例では、同期表示の開始要求が入力されたことにより、位置センサ 4 による位置情報取得処理及び歪みセンサ 6 による指標取得処理が開始された後の処理について説明する。

【 0 0 7 5 】

図 1 1 に例示するように、本実施形態に係る超音波診断装置の決定部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 の位置情報が変化したか否かを判定する（ステップ S 1 0 1）。ここで、位置情報が変化していない場合（ステップ S 1 0 1 否定）、決定部 1 7 1 は、位置情報が変化するまで待機する。

【 0 0 7 6 】

一方、位置情報が変化した場合（ステップ S 1 0 1 肯定）、決定部 1 7 1 からの通知により、変更部 1 7 4 は、初期設定時点及び位置情報の変化時点の指標が所定の許容範囲か否かを判定する（ステップ S 1 0 2）。ここで、初期設定時点及び位置情報の変化時点の指標が所定の許容範囲である場合（ステップ S 1 0 2 肯定）、変更部 1 7 4 の指示により、決定部 1 7 1 は、位置情報の変化に基づいて、対応断面を決定する（ステップ S 1 1 0）。そして、変更部 1 7 4 は、ステップ S 1 1 0 で決定された対応断面を切断面に設定する（ステップ S 1 1 2）。

【 0 0 7 7 】

一方、初期設定時点及び位置情報の変化時点の指標が所定の許容範囲でない場合（ステップ S 1 0 2 否定）、変更部 1 7 4 は、位置情報の変化時点の当接面中心位置及び指標に対応する第 2 座標系が格納済みであるか否かを判定する（ステップ S 1 0 3）。ここで、格納済みである場合（ステップ S 1 0 3 肯定）、変更部 1 7 4 の指示により、決定部 1 7 1 は、対応する第 2 座標系で、変化後の位置情報に基づいて、対応断面を決定する（ステップ S 1 1 1）。そして、変更部 1 7 4 は、ステップ S 1 1 1 で決定された対応断面を切断面に設定する（ステップ S 1 1 2）。

【 0 0 7 8 】

一方、格納済みでない場合（ステップ S 1 0 3 否定）、変更部 1 7 4 の指示により、決定部 1 7 1 は、初期設定時の第 2 座標系で、変化後の位置情報に基づいて、対応断面を決定する（ステップ S 1 0 4）。そして、領域限定部 1 7 2 は、位置情報が変化した時点で歪みセンサ 6 が取得した指標に基づいて、探索領域を限定する（ステップ S 1 0 5）。そして、画像相関処理部 1 7 3 は、領域限定部 1 7 2 により限定された探索領域で類似断面を探索する（ステップ S 1 0 6）。

【 0 0 7 9 】

そして、変更部 1 7 4 は、対応断面の位置と類似断面の位置とが同じであるか否かを判定する（ステップ S 1 0 7）。ここで、双方の断面の位置が同じである場合（ステップ S 1 0 7 肯定）、変更部 1 7 4 は、ステップ S 1 0 4 で決定された対応断面を切断面に設定する（ステップ S 1 1 2）。

【 0 0 8 0 】

一方、双方の断面の位置が異なる場合（ステップ S 1 0 7 否定）、変更部 1 7 4 は、切断断面を類似断面に変更する（ステップ S 1 0 8）。そして、変更部 1 7 4 は、類似断面の位置に基づいて第 2 座標系を変更し、位置情報の変化時点の当接面中心位置及び指標に対応付けて変更後の第 2 座標系を内部記憶部 1 6 に格納する（ステップ S 1 0 9）。

【 0 0 8 1 】

そして、ステップ S 1 1 2 又はステップ S 1 0 8 で設定された切断面の位置を変更部 1 7 4 から通知された制御部 1 8 は、切断面を用いた同期表示を実行させる（ステップ S 1

10

20

30

40

50

13)。そして、制御部18は、同期表示の終了要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS114)。ここで、同期表示の終了要求を受け付けない場合(ステップS114否定)、制御部18の制御により、決定部171は、ステップS101に戻って、超音波プローブ1の位置情報が変化したか否かを判定する。

【0082】

一方、同期表示の終了要求を受け付けた場合(ステップS114肯定)、制御部18は、本実施形態に係る同期表示機能を終了する。

【0083】

上述したように、本実施形態では、位置情報に基づく対応断面の決定処理と、画像相関に基づく類似断面の探索処理とを併用し、対応断面の位置と類似断面の位置とが異なる場合、切断面を類似断面とする。これにより、本実施形態では、磁場に歪みが生じている場合でも、超音波走査断面の位置を特定することができる。

【0084】

また、本実施形態では、指標に基づいて、類似断面の探索領域を限定する。これにより、本実施形態では、類似断面の探索処理を用いた同期表示機能のリアルタイム性を確保することができる。また、本実施形態では、初期設定時の指標と位置情報変化時点での位置の指標とが、共に歪みが略無いと判定される場合には、画像相関に基づく類似断面の探索処理を省略して、位置情報に基づいて決定された対応断面を切断面とする第1追加処理を行なう。これにより、本実施形態では、同期表示機能のリアルタイム性をより確保することができる。

【0085】

また、本実施形態では、対応断面の位置と類似断面の位置とから第2座標系の変更を行ない、変更後の第2座標系を当接面中心位置及び指標に対応付けて記憶する。そして、本実施形態では、歪みの程度が変化せずに同じ位置で超音波走査が行なわれる場合は、該当する変更後の第2座標系を流用して切断面を決定する。すなわち、本実施形態では、変更後の第2座標系を流用することで、画像相関に基づく類似断面の探索処理を省略する第2追加処理を行なう。これにより、本実施形態では、正確な同期表示機能のリアルタイム性を向上することができる。

【0086】

なお、本実施形態は、画像相関処理部173の処理能力が高い場合、探索領域の限定処理、許容範囲に基づく類似断面探索の省略処理、第1追加処理及び第2追加処理を行なわない場合であっても良い。また、本実施形態は、位置情報に基づく対応断面の決定処理と、画像相関に基づく類似断面の探索処理とに加えて行なう処理を、探索領域の限定処理、許容範囲に基づく類似断面探索の省略処理、第1追加処理及び第2追加処理の一部とする場合であっても良い。

【0087】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0088】

なお、本実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意されたプログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な非一時的記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実

10

20

30

40

50

行することもできる。

【0089】

以上、説明したとおり、本実施形態によれば、磁場に歪みが生じている場合でも、超音波走査断面の位置を特定することができる。

【0090】

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。

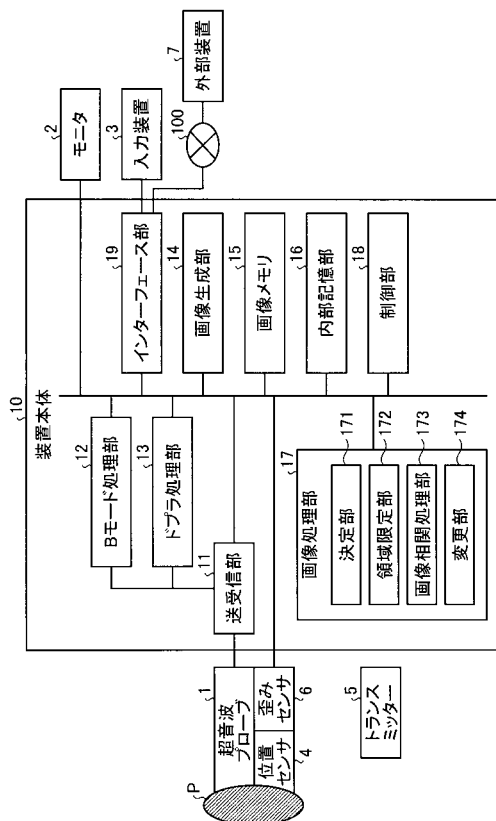
10

【符号の説明】

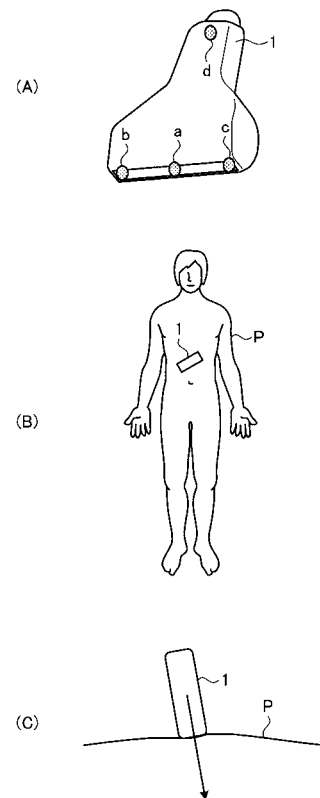
【0091】

- 171 決定部
- 172 領域限定部
- 173 画像相関処理部
- 174 変更部

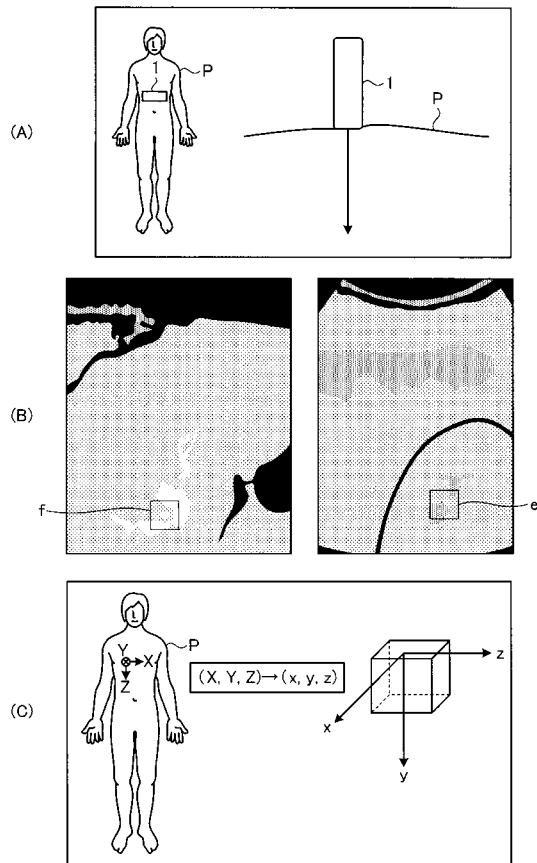
【図1】



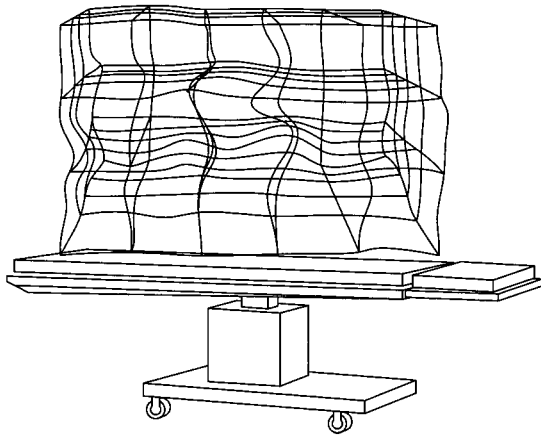
【図2】



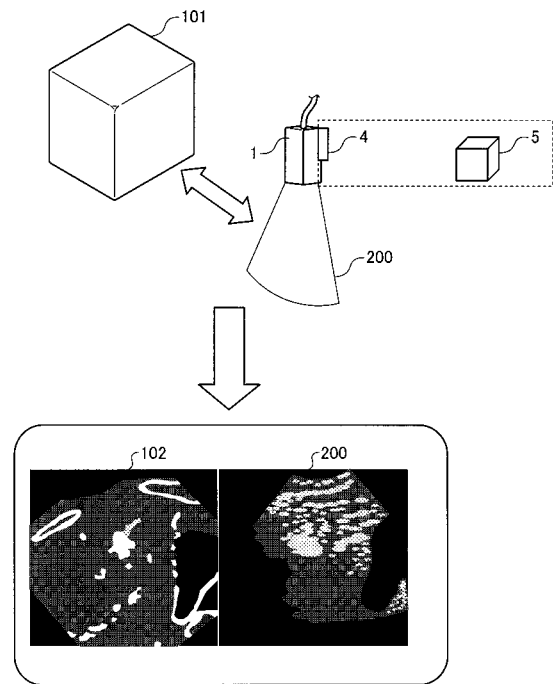
【図 3】



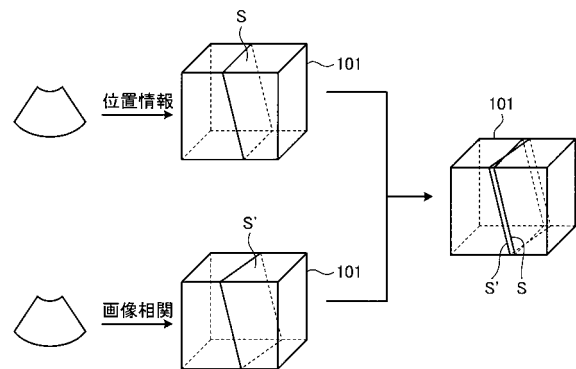
【図 5】



【図 4】



【図 6】

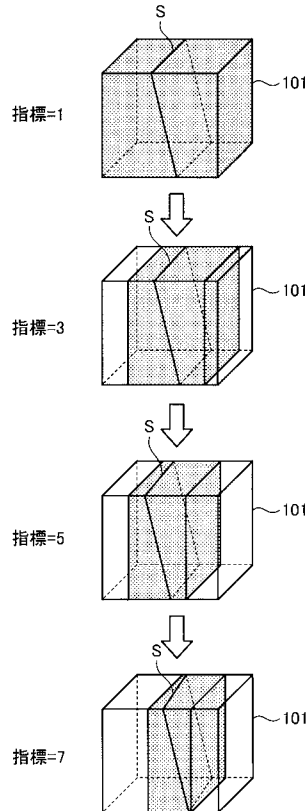


【図 7】

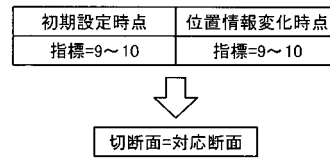
指標	小
10	
9	
8	
7	
6	
5	
4	
3	
2	
1	大

磁気の歪み

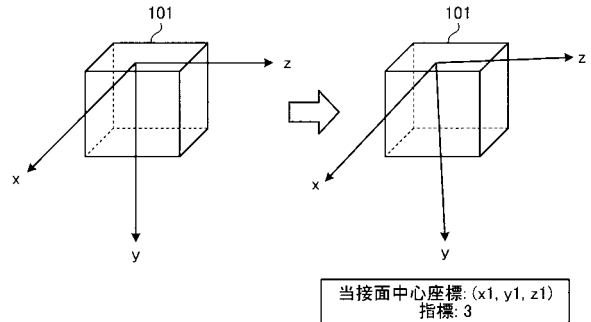
【図 8】



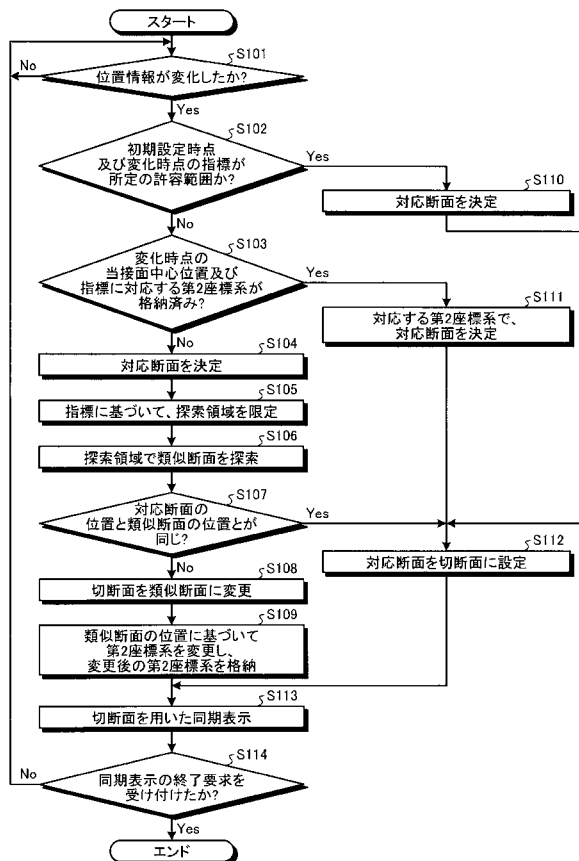
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 渡辺 正毅

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 BB02 EE07 EE09 EE11 GA18 GA25 JC23 JC32 KK12 KK25
LL33 LL38

解决的问题：提供一种即使在磁场变形的情况下也能够确定超声波扫描部的位置的超声波诊断装置。超声波诊断装置包括位置信息获取单元，确定单元171，图像相关处理单元173和改变单元174。位置信息获取单元获取超声探头1的接触表面相对于对象的位置和接触角作为位置信息。确定单元171是从由另一种类型的医学图像诊断设备收集的三维医学图像数据生成二维医学图像数据的切割表面，并且对应于在显示单元上显示的超声图像数据的扫描截面。基于位置信息确定作为截面的对应截面。图像相关处理单元173基于图像之间的相关性，在三维医学图像数据中搜索与在显示单元上显示的超声图像数据相似的相似横截面。当相似横截面的位置和对应该横截面的位置不同时，改变单元174将切割表面从对应该横截面改变为相似横截面。[选型图]图1

