

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6109556号  
(P6109556)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-271728 (P2012-271728)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年12月12日(2012.12.12)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-113421 (P2014-113421A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年6月26日(2014.6.26)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成27年10月29日(2015.10.29)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(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
		(72) 発明者	渡辺 正毅
			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) 【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、

前記類似断面の前記3次元医用画像データにおける位置情報と前記対応断面の3次元医用画像データにおける位置情報とを取得し、取得した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とともに、前記対応断面の位置情報を、前記類似断面の位置情報で置き換える変更部と、

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、

10

20

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記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、

前記類似断面の前記３次元医用画像データにおける位置情報と前記対応断面の前記３次元医用画像データにおける位置情報とを取得し、取得した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とともに、前記対応断面の位置情報を、前記類似断面の位置情報で置き換える変更手順と、

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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】

10

【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。

【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、前記類似断面の前記3次元医用画像データにおける位置情報と前記対応断面の前記3次元医用画像データにおける位置情報とを取得し、取得した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とともに、前記対応断面の位置情報を、前記類似断面の位置情報で置き換える。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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】

(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

50

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。

【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。

【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１Ｄ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１Ｄ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４Ｄプローブや２Ｄ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４Ｄプローブは、１Ｄ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、２Ｄ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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 7 】

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。

10

【 0 0 1 8 】

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。

20

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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 G U I（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。

30

【 0 0 2 1 】

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 P A C S（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 C T（Computed Tomography）装置、M R I（Magnetic 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。

【 0 0 2 2 】

本実施形態に係る装置本体 10 は、D I C O M（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。

40

【 0 0 2 3 】

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

50

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。

【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。

【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。

【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

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

なお、図 1 に例示する B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 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 1 2 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 1 3 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。

## 【 0 0 3 2 】

画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 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 1 4 は、B モード処理部 1 2 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 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 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。

## 【 0 0 3 3 】

ここで、画像生成部 1 4 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 1 4 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 1 4 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 1 4 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。

## 【 0 0 3 4 】

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 1 4 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 1 4 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。

## 【 0 0 3 5 】

更に、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 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 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 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 1 4 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。

## 【 0 0 3 6 】

更に、画像生成部 1 4 は、ボリュームデータをモニタ 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、ボリュー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 1 4 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）を行なってボリュームデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成部 1 4 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ボリュームレンダリング（VR : Volume Rendering）処理がある。

## 【 0 0 3 7 】

更に、画像生成部 1 4 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、

10

20

30

40

50

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。

【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が実行する処理については、後に詳述する。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50



、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【0049】

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18に通知する。制御部18から軸合わせ完了の通知を受信した決定部171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171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171は、アキシャル面のX線C

50

T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。

【0050】

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。

【0051】

そして、制御部18の制御により、画像生成部14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14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。

【0052】

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18に通知する。制御部18から目印合わせ完了の通知を受信した決定部171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171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171は、第2座標系における「点f」の位置を取得する。

【0053】

これにより、決定部171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171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171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。

【0054】

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。

## 【 0 0 5 6 】

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 C T 画像データとを同時に観察することができる。

## 【 0 0 5 7 】

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。

10

## 【 0 0 5 8 】

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 C T 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 C T 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 M R I 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。

20

## 【 0 0 5 9 】

まず、本実施形態においても、図 1 に示す決定部 1 7 1 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 C T 画像データにおいて決定する。

## 【 0 0 6 0 】

また、図 1 に示す画像相関処理部 1 7 3 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 1 7 3 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 1 0 1 から探索する。

30

## 【 0 0 6 1 】

そして、図 1 に示す変更部 1 7 4 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 1 7 4 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 C T 画像データ 1 0 1（第 2 座標系）における位置を、決定部 1 7 1 から取得する。また、例えば、変更部 1 7 4 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 C T 画像データ 1 0 1（第 2 座標系）における位置を、画像相関処理部 1 7 3 から取得する。そして、例えば、変更部 1 7 4 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 C T 画像データ 1 0 1 の切断面とする。なお、図示しないが、変更部 1 7 4 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 C T 画像データ 1 0 1 の切断面とする。

40

## 【 0 0 6 2 】

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 1 7 3 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

50

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。

10

【0064】

そして、図 1 に示す領域限定部 172 は、指標に基づいて、画像関連処理部 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】

20

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】

画像関連処理部 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。

30

【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、画像関連処理部 173 の処理を行なわずに、対応断面を切断面とする。

【0068】

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 ~ 10」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 ~ 10」の範囲であり、かつ、位置情報変化時点の指標が「9 ~ 10」の範囲である場合、変更部 174 は、切断面を決定部 171 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 174 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 171 が決定した対応断面を切断面とする。

40

【0069】

更に、第 2 追加処理として、変更部 174 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 174 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 16 に格納す

50

る。

【0070】

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10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10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10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174は、図10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16に格納する。換言すると、図10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。

10

【0071】

そして、変更部174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16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174は、当該第2座標系を用いて決定部171に対応断面を決定させ、当該対応断面を切断面とする。

20

【0072】

例えば、変更部174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10の右図に示す第2座標系を決定部171に通知する。かかる場合、決定部171は、図10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171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10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171が決定した対応断面を切断面とすることができる。

30

【0073】

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174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。

【0074】

次に、図11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11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11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11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。

40

【0075】

図11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171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S101）。ここで、位置情報が変化していない場合（ステップS101否定）、決定部171は、位置情報が変化するまで待機する。

50

## 【 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が否かを判定する（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 1 3）。そして、制御部 1 8 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 S 1 1 4）。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 S 1 1 4 否定）、制御部 1 8 の制御により、決定部 1 7 1 は、ステップ S 1 0 1 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。

## 【 0 0 8 2 】

一方、同期表示の終了要求を受け付けた場合（ステップ S 1 1 4 肯定）、制御部 1 8 は、本実施形態に係る同期表示機能を終了する。

## 【 0 0 8 3 】

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。

## 【 0 0 8 4 】

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

10

20

30

40

50

、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。

【符号の説明】

【0091】

171 決定部

10

20

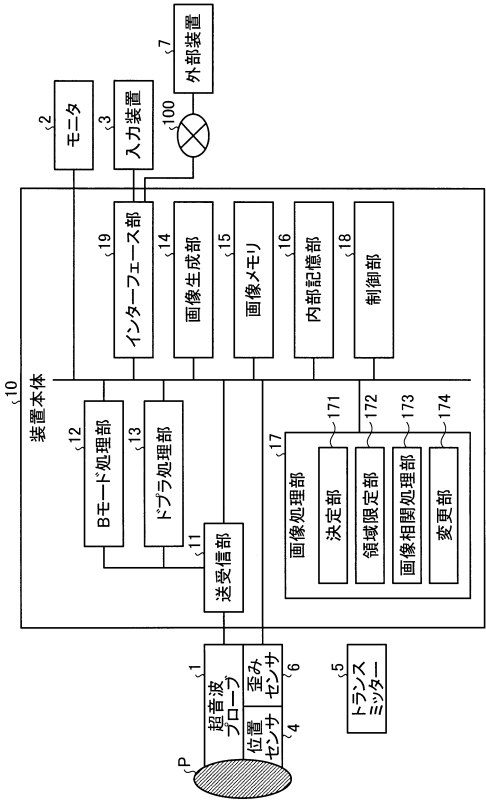
30

40

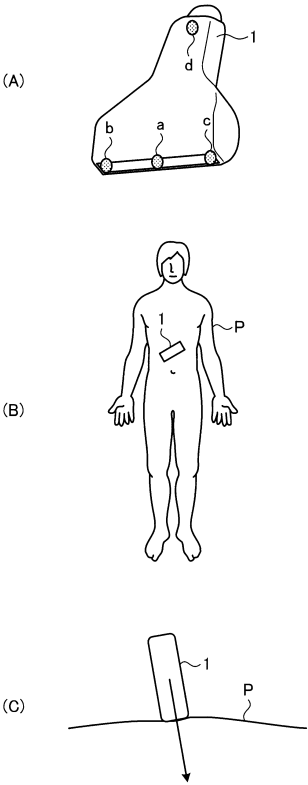
50

- 1 7 2 領域限定部
- 1 7 3 画像相関処理部
- 1 7 4 変更部

【 図 1 】

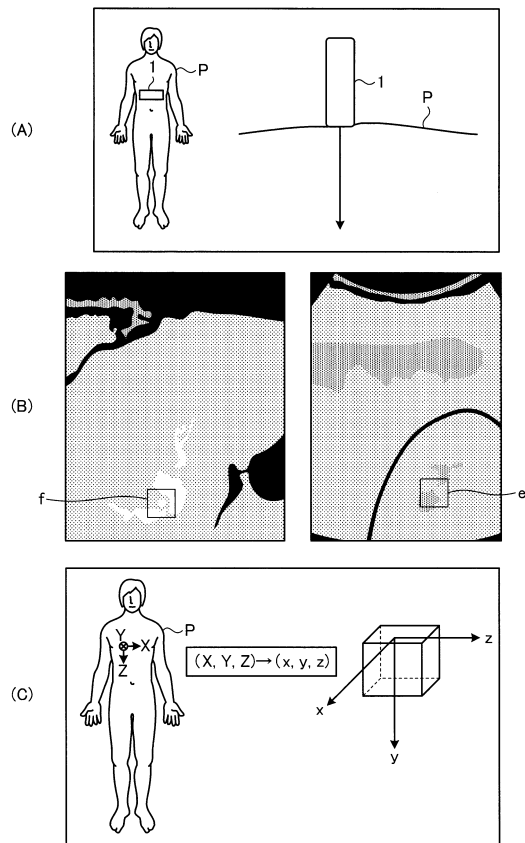


【 図 2 】

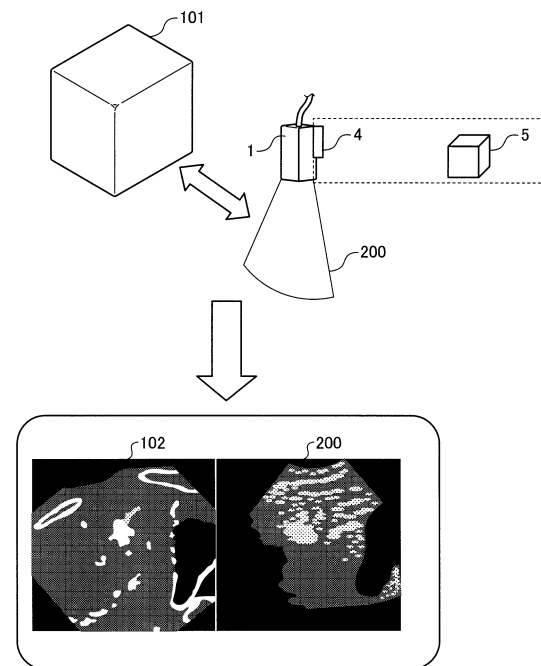




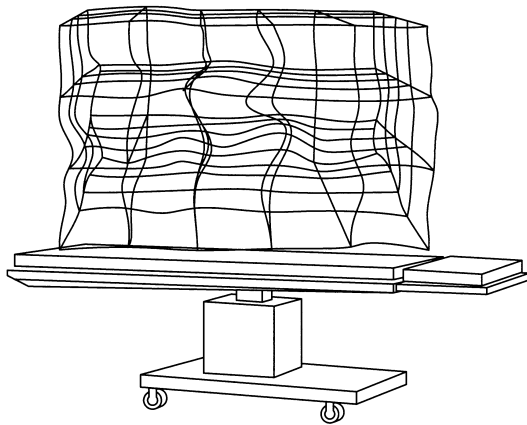
【図 3】



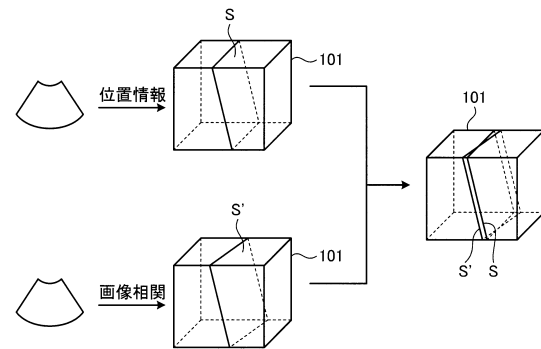
【図 4】



【図 5】



【図 6】

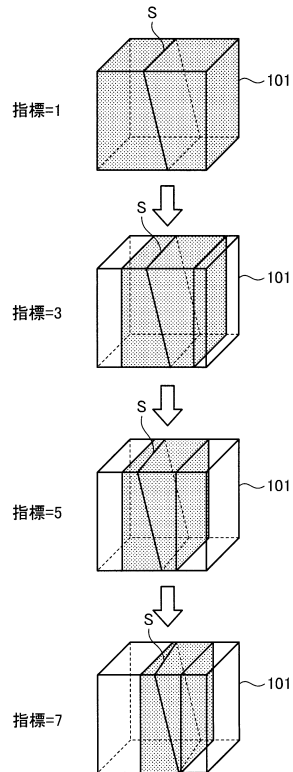


【図 7】

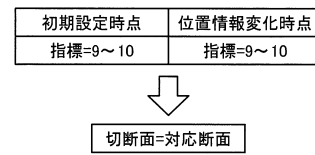
指標	小
10	
9	
8	
7	
6	
5	
4	
3	
2	
1	大

磁気の歪み

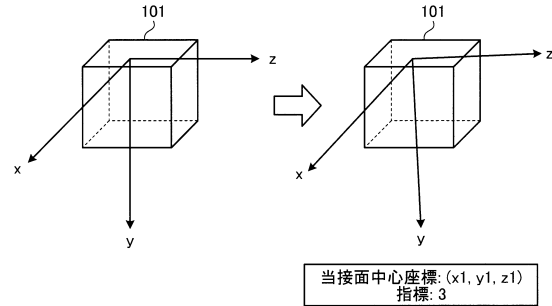
【図 8】



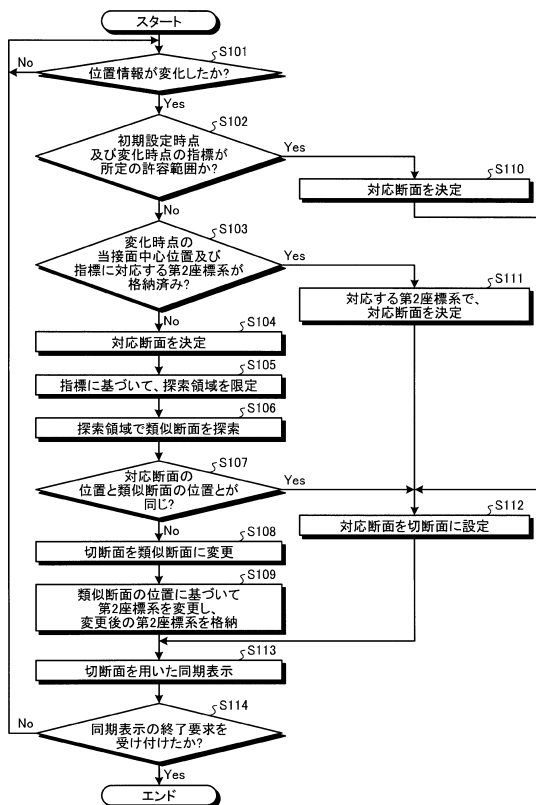
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 7 0 7 4 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B      8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP6109556B2</a>	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2012271728	申请日	2012-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	後藤英二 松永智史 渡辺正毅		
发明人	後藤 英二 松永 智史 渡辺 正毅		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC23 4C601/JC32 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/LL33 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2014113421A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在磁场中引起变形也能够识别超声波扫描截面的位置的超声波诊断装置。解决方案：超声诊断设备包括位置信息获取部分，确定部分171，图像相关处理部分173和改变部分174.位置信息获取部分获取超声波接触表面的位置和接触角。探测器1相对于对象，作为位置信息。确定部分171确定相应的横截面，该横截面是用于从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通过不同种类的医学图像诊断设备，并且该医学图像诊断设备是基于位置信息对应于在显示部分上显示的超声图像数据的扫描截面表面的截面表面。图像相关处理部分173基于图像之间的相关性在三维医学数据中搜索与显示在显示部分上的超声图像数据类似的类似横截面。当相似的横截面表面的位置和相应的横截面的位置不同时，改变部分174将切割表面从相应的横截面表面改变为类似的横截面表面。其他。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6109556号 (P6109556)	
(45) 発行日 平成29年4月5日 (2017. 4. 5)		(24) 登録日 平成29年3月17日 (2017. 3. 17)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 14			
請求項の数 6 (全 19 頁)					
(21) 出願番号 特願2012-271728 (P2012-271728) (22) 出願日 平成24年12月12日 (2012.12.12) (65) 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) 審査請求日 平成27年10月29日 (2015.10.29)		(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 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 (72) 発明者 渡辺 正毅 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					