



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医用画像データ間の位置合わせを行う機能を有する超音波診断装置において、少なくとも一方の医用画像データにおいて小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出部と、

前記特徴量を用いて医用画像の特徴量画像を生成する生成部と、

前記特徴量画像を利用した医用画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ部と、

を具備する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記特徴量が、前記小領域の画素値ばらつきに関する値である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記特徴量が、標準偏差または分散である請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記特徴量が、前記小領域の各画素の画素値から当該小領域の平均輝度を差分した値である請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記特徴量が、前記小領域の画素値の一次微分に関する値である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記特徴量が、勾配ベクトルまたは勾配値である請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記特徴量が、前記小領域の画素値の二次微分に関する特徴量である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記特徴量が、画素値のラプラシアンである請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記少なくとも一方の医用画像データは超音波画像データであり、画素値が、超音波エコー信号、ドプラモードの血流信号、ドプラモードの組織信号、ストレインモードの組織信号、Shear Waveモードの組織信号、および画像の輝度信号のいずれか 1 つから得られる値である請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記少なくとも一方の医用画像データが、超音波、CT、MR、X線、およびPETのいずれか 1 つを用いた 3 次元データである請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

前記医用画像データは、前記特徴量が抽出される前に、平滑化フィルター処理、バイラテラルフィルター処理、または異方性拡散フィルター処理が行われる請求項 1 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 12】**

前記特徴量画像は、当該特徴量画像が生成された後に、特徴量画像に平滑化フィルター処理、バイラテラルフィルター処理、異方性拡散フィルター処理、または 2 値化処理が行われる請求項 1 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 13】**

前記画像位置合わせ部は、画像の類似度評価に相互相関または相互情報量を利用する請求項 1 から請求項 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 14】**

前記勾配ベクトルは、振幅で正規化される請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 15】**

10

20

30

40

50

前記画像位置合わせ部は、画像の類似度評価に勾配ベクトルの内積または外積を利用する請求項 1 から請求項 1 2 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記画像位置合わせを行う各医用画像データは、各小領域の画素値分布の特徴量、または付随するパラメータを独立に設定可能である請求項 1 から請求項 1 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記画像位置合わせ部は、医用画像データ間の位置合わせを行う初期の位置関係を指定する領域指定部をさらに具備する請求項 1 から請求項 1 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

超音波プローブおよび超音波画像に関する位置情報を取得する位置情報取得部と、  
前記位置情報を取得した位置における前記超音波プローブからの超音波の送受信により得られる超音波データを、前記位置情報と対応付けて取得する超音波データ取得部と、  
前記位置情報に関する超音波データの第 1 座標系と医用画像データの第 2 座標系との対応付けを行うセンサ位置合わせ部と、  
前記対応付けが行われた前記超音波データおよび医用画像データの少なくとも一方において小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出部と、  
前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する生成部と、  
前記特徴量画像を利用して画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ部と、  
を具備する超音波診断装置。

【請求項 1 9】

超音波プローブおよび超音波画像に関する位置情報を取得する位置情報取得部と、  
前記位置情報を取得した位置における前記超音波プローブからの超音波の送受信により得られる超音波データを、前記位置情報と対応付けて取得する超音波データ取得部と、  
前記位置情報に関する第 1 の超音波データの第 1 座標系と第 2 の超音波データの第 2 座標系との対応付けを行うセンサ位置合わせ部と、  
前記対応付けが行われた前記第 1 の超音波データおよび前記第 2 の超音波データにおいて小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出部と、  
前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する生成部と、  
前記特徴量画像を利用した超音波画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ部と、  
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2 0】

医用画像データ間の位置合わせを行う機能を有する医用画像診断支援プログラムであって、  
コンピュータに、  
少なくとも一方の医用画像データにおいて小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出機能と、  
前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する生成機能と、  
前記特徴量画像を利用した医用画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ機能と、  
を実現させるための医用画像診断支援プログラム。

【請求項 2 1】

医用画像データ間の位置合わせを行う機能を有する医用画像診断支援プログラムであって、  
コンピュータに、  
少なくとも一方の医用画像データにおいて小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出機能と、  
前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する生成機能と、

医用画像データ間の位置合わせを行う初期の位置関係を指定する領域指定機能と、  
前記特徴量画像を利用した医用画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ機能と、  
を実現させるための医用画像診断支援プログラム。

【請求項 2 2】

医用画像データ間の位置合わせを行う機能を有する医用画像診断支援プログラムにおいて、

超音波プローブおよび超音波画像に関する位置情報を取得する位置情報取得機能と、  
前記位置情報を取得した位置における前記超音波プローブからの超音波の送受信により得られる超音波データを、前記位置情報と対応付けて取得する超音波データ取得機能と、  
前記位置情報に関する超音波データの第 1 座標系と医用画像データの第 2 座標系との対応付けを行うセンサ位置合わせ機能と、

前記対応付けが行われた前記超音波データおよび医用画像データの少なくとも一方において小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出機能と、

前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する生成機能と、

前記特徴量画像を利用して画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ機能と

、  
を実現させるための医用画像診断支援プログラム。

【請求項 2 3】

医用画像データ間の位置合わせを行う機能を有する医用画像診断支援プログラムにおいて、

コンピュータを、

医用画像データに関して保管された位置情報を取得する位置情報取得機能と、

前記保管された位置情報に関する超音波データの第 1 座標系と医用画像データの第 2 座標系との対応付けを行う保管された位置情報を利用した位置合わせ機能と、

前記対応付けが行われた前記超音波データおよび医用画像データの少なくとも一方において小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する抽出機能と、

前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する生成機能と、

前記特徴量画像を利用して画像データ間の画像位置合わせを行う画像位置合わせ機能と

、  
を実現させるための医用画像診断支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置および超音波診断支援プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医用画像診断において、様々な医用画像診断装置（X線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、超音波診断装置、X線診断装置、核医学診断装置等）を用いて取得された 3 次元（3D）画像データ間の画像位置合わせが、種々の手法を用いて行われている。

例えば、超音波 3D 画像データと、過去に医用画像診断装置を用いて取得した超音波画像、CT（Computed Tomography）画像、または MR（magnetic resonance）画像などの医用 3D 画像データとの画像位置合わせは、位置センサが装着された超音波プローブを用いて位置情報が付された 3D 画像データを取得し、当該位置情報と他の医用 3D 画像データに付された位置情報とを用いて行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許 4468432 号明細書

10

20

30

40

50

【特許文献2】特開2014-236998号公報

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】渡部浩司，“マルチモダリティの画像位置合わせと重ね合わせ”，日本放射線技術学会雑誌，2003年1月，第59巻 第1号，pp.60-65

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、従来手法による超音波3D画像データを用いた画像位置合わせには、以下の問題がある。

10

【0006】

従来技術では、超音波画像、CT画像またはMR画像の輝度情報を利用し、相互情報量や相関係数、輝度差分などを用いた画像位置合わせがあり、位置合わせをする画像内の領域として、画像の全領域間または主要領域（例えば、ROI:Region of Interest）間で行うことが多い。しかし、超音波画像にはスペckルノイズ、音響シャドウ、多重アーティファクト、深さに依存した輝度減衰、側方の輝度低下、STC（Sensitivity Time Control）調整後の輝度むらなどの位置合わせの高精度化に対するの阻害要因が存在する。特に、スペckルノイズが構造情報を不明瞭にすることも、位置合わせの阻害要因となる。

また、超音波3D画像データは、任意方向から取得されるため、位置合わせするボリュームデータ間の初期の位置関係の自由度が大きく、位置合わせが困難となりえる。

20

【0007】

以上の点から、従前よりCT画像間などで行われている画像位置合わせを、超音波画像を含む画像位置合わせにそのまま適用しても精度が低い。また、従来手法による超音波3D画像データと超音波3D画像データとの画像位置合わせ、および超音波3D画像データと医用3D画像データとの画像位置合わせは、その成功率が低く実用的でないと言える。

【0008】

本開示は、上述の課題を解決するためになされたものであり、超音波3D画像データと超音波3D画像データを含む他の医用3D画像データとの画像位置合わせを高い成功率で容易に正確に行うことができる超音波診断装置および超音波診断支援プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

本実施形態に係る超音波診断装置は、抽出部と、生成部と、画像位置合わせ部とを含む。抽出部は、医用画像データについて小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する。生成部は、前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する。画像位置合わせ部は、特徴量画像を利用した医用画像データ間の類似度に基づいて画像位置合わせを行う。

【0010】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、位置情報取得部と、超音波データ取得部と、センサ位置合わせ部と、抽出部と、生成部と、画像位置合わせ部とを含む。位置情報取得部は、超音波プローブおよび超音波画像に関する位置情報を取得する。超音波データ取得部は、前記位置情報を取得した位置における前記超音波プローブからの超音波の送受信により得られる超音波データを、前記位置情報と対応付けて取得する。センサ位置合わせ部は、前記位置情報に関する第1座標系と医用画像データに関する第2座標系との対応付けを行う。抽出部は、医用画像データについて小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する。生成部は、前記特徴量を用いて特徴量画像を生成する。画像位置合わせ部は、前記特徴量画像を利用して医用画像データ間の画像位置合わせを行う。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

50

【図 2】第 1 の実施形態に係る超音波データ間の画像位置合わせ処理を示すフローチャート。

【図 3】超音波画像データ間で位置ずれが大きい場合の例を示す図。

【図 4】MR 画像データと超音波画像データとの間で位置ずれが大きい場合の例を示す図。

【図 5】特徴量抽出処理の具体例を示す図。

【図 6】小領域の設定方法の一例を示す図。

【図 7】特徴量画像の一例を示す図。

【図 8】マスク領域の一例を示す図。

【図 9】第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

10

【図 10】第 2 の実施形態に係る超音波データ間の位置合わせ処理を示すフローチャート。

【図 11】位置ずれが生じた場合の位置合わせ処理を示すフローチャート。

【図 12】センサ位置合わせが完了した後で超音波データ間での位置合わせ前の超音波画像表示の一例を示す図。

【図 13】超音波データ間での位置合わせ後の超音波画像表示の一例を示す図。

【図 14】第 3 の実施形態に係る超音波データと医用画像データとの位置合わせ処理を示すフローチャート。

【図 15 A】超音波データと医用画像データとのセンサ位置合わせの概念図。

【図 15 B】超音波データと医用画像データとのセンサ位置合わせの概念図。

20

【図 15 C】超音波データと医用画像データとのセンサ位置合わせの概念図。

【図 16 A】超音波データと医用画像データとの対応付けの例を示す図。

【図 16 B】超音波データと医用画像データとの対応付けの例を示す図。

【図 17】超音波データと医用画像データとの位置ずれの補正について説明する図。

【図 18】位置ずれの補正が完了した状態での超音波データの収集例を示す図。

【図 19】超音波データと医用画像データとの位置合わせ後の超音波画像表示の一例を示す図。

【図 20】超音波画像と医用画像との同期表示の一例を示す図。

【図 21】超音波画像と医用画像との同期表示の別例を示す図。

【図 22】位置センサシステムとして赤外線を利用する場合の超音波診断装置を示すブロック図。

30

【図 23】位置センサシステムとしてロボットアームを利用する場合の超音波診断装置を示すブロック図。

【図 24】位置センサシステムとしてジャイロセンサを利用する場合の超音波診断装置のブロック図。

【図 25】位置センサシステムとしてカメラを利用する場合の超音波診断装置のブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置および超音波診断支援プログラムについて説明する。以下の実施形態では、同一の参照符号を付した部分は同様の動作をおこなうものとして、重複する説明を適宜省略する。

40

【0013】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成例を示すブロック図である。図 1 に示されるように、超音波診断装置 1 は、本体装置 10 および超音波プローブ 30 を含む。本体装置 10 は、ネットワーク 100 を介して外部装置 40 と接続される。また、本体装置 10 は、表示機器 50 および入力装置 60 と接続される。

【0014】

超音波プローブ 30 は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、及び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材等を有する。超音波プローブ 3

50

0は、本体装置10と着脱自在に接続される。複数の圧電振動子は、本体装置10が有する超音波送信回路11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ30には、オフセット処理や、超音波画像のフリーズなどの際に押下されるボタンが配置されてもよい。

#### 【0015】

超音波プローブ30から生体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、生体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30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。超音波プローブ30は、生体Pからの反射波信号を受信して電気信号に変換する。

10

#### 【0016】

本実施形態に係る超音波プローブ30は、生体Pを2次元で走査する複数の超音波振動子を有する1次元アレイプローブである。なお、超音波プローブ30は、あるエンクロージャ内に1次元アレイプローブとプローブ揺動用モータを備え、超音波振動子を所定の角度(揺動角度)で揺動させることで煽り走査や回転走査を機械的に行い、生体Pを3次元で走査するメカニカル4次元プローブ(機械揺動方式の3次元プローブ)でもよい。さらに、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置される2次元アレイプローブ、又は1次元に配列された複数の振動子が複数に分割される1.5次元アレイプローブであってもよい。

20

#### 【0017】

図1に示される本体装置10は、超音波プローブ30が受信した反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。本体装置10は、図1に示すように、超音波送信回路11、超音波受信回路12、Bモード処理回路13、ドプラ処理回路14、3次元処理回路15、表示処理回路16、内部記憶回路17、画像メモリ18(シネメモリ)、画像データベース19、入力インタフェース回路20、通信インタフェース回路21および制御回路22を含む。

#### 【0018】

超音波送信回路11は、超音波プローブ30に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路11は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルサ回路等により実現される。トリガ発生回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ30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毎の遅延時間を、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ30に駆動信号(駆動パルス)を印加する。遅延回路により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が任意に調整可能となる。

30

#### 【0019】

超音波受信回路12は、超音波プローブ30が受信した反射波信号に対して各種処理を施し、受信信号を生成するプロセッサである。超音波受信回路12は、例えば、アンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等により実現される。アンプ回路は、超音波プローブ30が受信した反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。

40

#### 【0020】

Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、Bモ

50

ードデータを生成するプロセッサである。Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(以下、Bモードデータ)を生成する。生成されたBモードデータは、超音波走査線上のBモードRAWデータとして不図示のRAWデータメモリに記憶される。なお、BモードRAWデータは、後述の内部記憶回路17に記憶されてもよい。

#### 【0021】

ドブラ処理回路14は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、ドブラ波形、及びドブラデータを生成するプロセッサである。ドブラ処理回路14は、受信信号から血流信号を抽出し、抽出した血流信号からドブラ波形を生成すると共に、血流信号から平均速度、分散、及びパワー等の情報を多点について抽出したデータ(以下、ドブラデータ)を生成する。

10

#### 【0022】

3次元処理回路15は、Bモード処理回路13、及びドブラ処理回路14により生成されたデータに基づき、2次元の画像データまたは3次元の画像データ(以下、ボリュームデータともいう)を生成可能なプロセッサである。3次元処理回路15は、RAW-ピクセル変換を実行することで、ピクセルから構成される2次元画像データを生成する。

#### 【0023】

また、3次元処理回路15は、RAWデータメモリに記憶されたBモードRAWデータに対し、空間的な位置情報を加味した補間処理を含むRAW-ボクセル変換を実行することで、所望の範囲のボクセルから構成されるボリュームデータを生成する。3次元処理回路15は、発生したボリュームデータに対してレンダリング処理を施し、レンダリング画像データを生成する。以下、BモードRAWデータ、2次元画像データ、ボリュームデータおよびレンダリング画像データを総称して超音波データとも呼ぶ。

20

#### 【0024】

表示処理回路16は、3次元処理回路15において発生された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度(ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、及びRGB変換等の各種処理を実行することで、画像データをビデオ信号に変換する。表示処理回路16は、ビデオ信号を表示機器50に表示させる。なお、表示処理回路16は、操作者が入力インタフェース回路20により各種指示を入力するためのユーザインタフェース(GUI: Graphical User Interface)を生成し、GUIを表示機器50に表示させてもよい。表示機器50としては、例えば、CRTディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。

30

#### 【0025】

内部記憶回路17は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。内部記憶回路17は、超音波送受信を実現するための制御プログラム、画像処理を行うための制御プログラム、及び表示処理を行なうための制御プログラム等を記憶している。また、内部記憶回路17は、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、及び映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル等のデータ群を記憶している。また、内部記憶回路17は、生体内の臓器の構造に関する解剖学図譜、例えば、アトラスを記憶してもよい。

40

#### 【0026】

また、内部記憶回路17は、入力インタフェース回路20を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路15で発生された2次元画像データ、ボリュームデータ、レンダリング画像データを記憶する。なお、内部記憶回路17は、入力インタフェース回路20を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路15で発生された2次元画像データ、ボリュームデータ、レンダリング画像データを、操作順番及び操作時間を含めて記憶してもよい。内部記憶回路17は、記憶しているデータを、通信インタフェース回路21を

50

介して外部装置へ転送することも可能である。

【0027】

画像メモリ18は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。画像メモリ18は、入力インタフェース回路20を介して入力されるフリーズ操作直前の複数フレームに対応する画像データを保存する。画像メモリ18に記憶されている画像データは、例えば、連続表示(シネ表示)される。

【0028】

画像データベース19は、外部装置40から転送される画像データを記憶する。例えば、画像データベース19は、外部装置40に保存される過去の診察において取得された同一患者に関する過去の医用画像データを受け取って記憶する。過去の医用画像データには、超音波画像データ、CT(Computed Tomography)画像データ、MR画像データ、PET(Positron Emission Tomography)-CT画像データ、PET-MR画像データおよびX線画像データが含まれる。

なお、画像データベース19は、MO、CD-R、DVDなどの記憶媒体(メディア)に記録された画像データを読み込むことで、所望の画像データを格納してもよい。

【0029】

入力インタフェース回路20は、入力装置60を介して、ユーザからの各種指示を受け付ける。入力装置60は、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネルおよびタッチコマンドスクリーン(TCS)である。入力インタフェース回路20は、例えばバスを介して制御回路22に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号を制御回路22へ出力する。なお、本明細書において入力インタフェース回路20は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置1とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を無線信号として受け取り、この電気信号を制御回路22へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース回路20の例に含まれる。例えば、操作者のジェスチャによる指示に対応する操作指示を無線信号として送信できるような外部の入力機器でもよい。

【0030】

通信インタフェース回路21は、ネットワーク100等を介して外部装置40と接続され、外部装置40との間でデータ通信を行う。外部装置40は、例えば、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、医用画像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。また、外部装置40は、例えば、X線CT装置、及びMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、核医学診断装置、及びX線診断装置等、本実施形態に係る超音波診断装置1以外の各種医用画像診断装置である。なお、外部装置40との通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、DICOM(digital imaging and communication in medicine)が挙げられる。

【0031】

制御回路22は、例えば、超音波診断装置1の中核として機能するプロセッサである。制御回路22は、内部記憶回路に記憶されている制御プログラムを実行することで、当該プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路22は、超音波データ取得機能101、特徴量抽出機能102、特徴量画像生成機能103、領域指定機能104および画像位置合わせ機能105を実行する。

【0032】

超音波データ取得機能101を実行することで、制御回路22は、3次元処理回路15から超音波データを取得する。なお、超音波データとしてBモードRAWデータを取得する場合、制御回路22は、Bモード処理回路13からBモードRAWデータを取得してもよい。

【0033】

10

20

30

40

50

特徴量抽出機能 102 を実行することで、制御回路 22 は、医用画像データより、画像データに小領域を設定し、各小領域の画素値分布の特徴量を抽出する。小領域の画素値分布の特徴量の例としては、小領域の画素値バラツキに関する特徴量がある。小領域の画素値の分散や標準偏差が一例である。あるいは、小領域の画素値分布の特徴量の別な例として、小領域の画素値の一次微分に関する特徴量がある。勾配ベクトルや勾配値が一例である。あるいは、小領域の画素値分布の特徴量の別な例として、小領域の画素値の二次微分に関する特徴量がある。

【0034】

特徴量画像生成機能 103 を実行することで、制御回路 22 は、医用画像データや超音波画像データより抽出した特徴量を用いて特徴量画像を生成する。

10

【0035】

領域指定機能 104 を実行することで、制御回路 22 は、例えば、ユーザからの入力装置 60 への入力を入力インタフェース回路 20 を介して受け取り、当該入力に基づいて、医用画像データ間の位置合わせを行う初期の位置関係を指定する。

【0036】

画像位置合わせ機能 105 を実行することで、制御回路 22 は、医用画像データ間の類似度に基づく画像位置合わせを行う。また、制御回路 22 は、医用画像データ間の位置合わせを行う初期の位置関係が指定されている場合、指定された初期位置関係を利用して画像位置合わせを行ってもよい。

【0037】

20

特徴量抽出機能 102、特徴量画像生成機能 103、領域指定機能 104 および画像位置合わせ機能 105 は、制御プログラムとして組み込まれていてもよいし、制御回路 22 自体または本体装置 10 に、各機能を実行可能な専用のハードウェア回路が組み込まれていてもよい。

【0038】

制御回路 22 は、これら専用のハードウェア回路を組み込んだ特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ (Field Programmable Logic Device: FPGA)、他の複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、又は単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD) により実現されてもよい。

30

【0039】

次に、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の画像位置合わせについて図 2 のフローチャートを参照して説明する。なお、以降の第 1 の実施形態では、現在の検査において撮像されている超音波画像データと、画像位置合わせの対象となる医用画像データである同一部位を撮像した過去の超音波画像データとの間の画像位置合わせを行う場合を想定する。また、超音波データはボリュームデータである場合を想定する。

【0040】

ステップ S201 では、特徴量抽出機能 102 を実行する制御回路 22 が、現在の超音波データの第 1 ボリュームデータおよび過去の医用画像データの第 2 ボリュームデータに対し、前処理として輝度のばらつきに関する特徴量を抽出する。本実施形態では、特徴量として輝度値の勾配値 (一次微分) に関する値を用いる。特徴量の抽出方法については図 3 を参照して後述する。

40

【0041】

ステップ S202 では、特徴量画像生成機能 103 を実行する制御回路 22 が、第 1 ボリュームデータの特徴量に基づく第 1 特徴量画像 (第 1 勾配値画像ともいう) および第 2 ボリュームデータの特徴量に基づく第 2 特徴量画像 (第 2 勾配値画像ともいう) を生成する。

【0042】

ステップ S203 では、領域指定機能 104 を実行する制御回路 22 が、第 1 特徴量画

50

像と第2特徴量画像とについて、処理対象となるマスク領域を設定する。さらに、制御回路22が、位置合わせを行う初期の位置関係を指定する。

ここで、位置合わせを行う初期の位置関係の指定方法について図3及び図4を参照して説明する。図3は、超音波画像データ間で位置ずれが大きい場合の例を示し、図4は、MR画像データと超音波画像データとで位置ずれが大きい場合の例を示している。位置合わせを行う初期の位置関係を指定する方法として、図3及び図4に示すように、ユーザが画像上で対応点301をクリックすることが考えられる。各画像データの対応点301を表示するために、各画像データを独立に検索できるユーザインタフェースを設置する。例えば、ロータリーエンコーダを用いて、画像をめくったり、回転させることができる。

ステップS204では、画像位置合わせ機能105を実行する制御回路22が、第2特徴量画像に関して、座標を変換する。まず、ステップ203で指定された初期の位置関係になるように、第2特徴量画像に関して、座標変換する。次に、例えば、対象となる画像データに対して最低、X方向、Y方向、Z方向の回転と平行移動の6つのパラメータ、必要であれば3つのせん断方向も含めた9つのパラメータで座標変換すればよい。

#### 【0043】

ステップS205では、画像位置合わせ機能105を実行する制御回路22が、座標変換された領域をチェックする。具体的には、例えば、ボリュームデータ領域外となる特徴量画像の領域を除外する。領域内を1、領域外をゼロで表した配列を同時に生成してもよい。

ステップS206では、画像位置合わせ機能105を実行する制御回路22が、第1特徴量画像と第2特徴量画像との類似度を計算する指標として、位置ずれに関する評価関数を計算する。評価関数としては、本実施形態では相関係数を用いる場合を想定するが、例えば、相互情報量、輝度差分などを用いてもよく、画像位置合わせに関する一般的な評価手法を用いればよい。

#### 【0044】

ステップS207では、画像位置合わせ機能105を実行する制御回路22が、評価関数が最適値基準を満たすかどうかを判定する。最適値基準を満たす場合、ステップS209に進み、最適値基準を満たさない場合、ステップS208に進む。最適な位置関係を探索する方法は、downhill simplex法やpowell法などが知られている。

#### 【0045】

ステップS208では、例えば、downhill simplex法により、変換パラメータの変更を実施する。

ステップS209では、位置ずれ量を決定し、位置ずれ量の分だけ補正する。以上で画像位置合わせ処理を終了する。

なお、図2に示すステップS203やステップS205は、必要に応じて処理を省略してもよい。

#### 【0046】

次に、ステップS201に係る特徴量抽出処理の具体例について図5を参照して説明する。

図5は、超音波画像500に対して、位置合わせ計算の対象となるROI501が設定された図である。同図では、超音波画像は白黒反転表示で図示する。ROI501内において、特徴量を抽出するための小領域、言い換えれば輝度値の勾配値を算出するための小領域502が設定される。なお、本実施形態では、超音波画像500は、ボリュームデータに基づく画像を想定しているため、ROI502は、実際には球体である。

#### 【0047】

小領域502は、超音波画像500を形成する画素を複数個含む。制御回路22は、小領域502に含まれる画素を利用して小領域の中心での3次元的な輝度値の勾配ベクトルを算出し、特徴量とする。

座標点 $(x, y, z)$ における輝度値 $I(x, y, z)$ の一次微分はベクトル量である。勾配ベクトル

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

【 数 1 】

$$\vec{GG}(x, y, z)$$

【 0 0 4 9 】

は、x 方向・y 方向・z 方向の微分を用いることにより記述される。

【 0 0 5 0 】

【 数 2 】

$$\begin{aligned} G_x G_x(x, y, z) &= \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial x} \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial x} \\ G_y G_y(x, y, z) &= \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial y} \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial y} \\ G_z G_z(x, y, z) &= \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} \\ \vec{GG}(x, y, z) &= G_x G_x \cdot \vec{g}_x \vec{g}_x + G_y G_y \cdot \vec{g}_y \vec{g}_y + G_z G_z \cdot \vec{g}_z \vec{g}_z \end{aligned} \quad 10$$

【 0 0 5 1 】

勾配ベクトル

【 0 0 5 2 】

【 数 3 】

20

$$\vec{GG}(x, y, z)$$

【 0 0 5 3 】

は、輝度値の変化率が一番大きくなる方向に沿う一次微分である。勾配ベクトルの大きさや方向を特徴量としてもよい。

勾配ベクトルの大きさは、

【 0 0 5 4 】

【 数 4 】

30

$$\begin{aligned} \|\vec{GG}(x, y, z)\| \|\vec{GG}(x, y, z)\| &= \\ \sqrt{G_x(x, y, z)^2 + G_y(x, y, z)^2 + G_z(x, y, z)^2} &\sqrt{G_x(x, y, z)^2 + G_y(x, y, z)^2 + G_z(x, y, z)^2} \end{aligned}$$

あるいは、

$$\|\vec{GG}(x, y, z)\| \|\vec{GG}(x, y, z)\| = |G_x(x, y, z)| |G_x(x, y, z)| + |G_y(x, y, z)| |G_y(x, y, z)| + |G_z(x, y, z)| |G_z(x, y, z)|$$

【 0 0 5 5 】

40

で表せる。また、特徴量としては、輝度値の2次微分を利用することも可能である。2次微分としては、ラプラシアンが知られている。

【 0 0 5 6 】

【 数 5 】

$$\Delta f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} \Delta f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial z^2} \frac{\partial^2 f}{\partial z^2}$$

【 0 0 5 7 】

特徴量は、上記の定義に所望の係数等での変形、小領域内で統計値の利用、複数値の線形加算等であってもよい。

50

## 【 0 0 5 8 】

特徴量は、輝度値の小領域内のバラツキであってもよい。バラツキの指標として、小領域内の輝度値の分散や標準偏差、相対標準偏差がある。小領域に中心点を  $r$ 、小領域内に座標点  $i$  において、小領域の輝度値の確率分布を  $p(i)$ 、平均値を  $\mu$ 、分散を  $\sigma^2$  とすると、標準偏差(Standard Deviation: SD)、相対標準偏差(Relative Standard Deviation: RSD)は、

## 【 0 0 5 9 】

## 【数 6】

$$\begin{aligned}\mu &= \sum_i i \cdot p(i) \\ \sigma^2 &= \sum_i (i - \mu)^2 \cdot p(i) \\ SD(r) &= \sigma \\ RSD(r) &= \frac{\sigma}{\mu}\end{aligned}$$

10

## 【 0 0 6 0 】

なお、特徴量は、上記の定義に所望の係数等での変形があり得る。

さらに、特徴量として、小領域の輝度値の平均値を輝度値から減算した値、小領域の輝度値の平均値で輝度値を除算した値、または小領域の輝度の平均値で輝度値を補正した値を用いてもよい。

20

## 【 0 0 6 1 】

また、小領域 5 0 2 は、隣接する小領域 5 0 2 が重複しないように（共通する画素を含まないように）設定してもよいが、隣接する小領域 5 0 2 同士が重複するように（共通する画素を含むように）小領域 5 0 2 を設定するのが望ましい。なお、図 5 の例では小領域 5 0 2 は円（球）の場合を想定するが、矩形（立方体、直方体）でもよく、小領域 5 0 2 の一部を隣接する小領域 5 0 2 と適切に重複させることができればどのような形状であってもよい。

## 【 0 0 6 2 】

具体的に、小領域の設定方法の一例について図 6 に示す。

図 6 に示すように、小領域 6 0 1、6 0 2 および 6 0 3 がそれぞれ矩形であり、4 つの画素 6 0 4 を  $3 \times 3$  画素の形状で含む場合を想定する。小領域 6 0 1 の右方向に隣接する小領域 6 0 2 は、小領域 6 0 1 の右列の 3 画素を含むように設定される。同様に、小領域 6 0 1 の下方向に隣接する小領域 6 0 3 は、小領域 6 0 1 の下半分の 3 画素を含むように設定される。各小領域においては、小領域内の特徴量を算出し、特徴量を当該小領域の中心にある画素に対応づければよい。このようにすることで、処理前の超音波画像の画素数とほぼ同数の画素数を有する特徴量画像、すなわち勾配値画像を生成することができる。

30

## 【 0 0 6 3 】

なお、上述の例では、2次元の超音波画像における処理を示したが、ボリュームデータを構成するボクセルに対しても、同様に処理することで特徴量に基づくボリュームデータ、すなわち分散ボリュームデータを生成することができる。

40

## 【 0 0 6 4 】

次に、特徴量画像生成機能 1 0 3 により生成される特徴量画像の一例について図 7 を参照して説明する。

図 7 の左側の画像は、特徴量画像の基となるボリュームデータに基づく超音波画像 7 0 1 を示し、右側の画像は、超音波画像 7 0 1 から生成された特徴量画像 7 0 2 を示す。

## 【 0 0 6 5 】

超音波画像 7 0 1 と特徴量画像 7 0 2 とを比較すると、超音波画像 7 0 1 で構造として視認しうる部分が、特徴量画像 7 0 2 において、画像中央の白い領域 7 0 3 で表示される

50

。これは、分散を用いた特徴量を用いた画像であるので、画像内の輝度分布のバラツキの差異が明確に表現されるからである。なお、超音波画像701と特徴量画像702との両図において矢印で示される部分は、超音波画像701を目視しただけでは構造であるか否かが判別しにくい。しかし、特徴量画像702を生成することで、精度良く構造として捉えやすくなり、画像位置合わせの精度を向上させることができる。

#### 【0066】

次に、領域指定機能104により指定されるマスク領域の一例について、図8を参照して説明する。

図8の左上の図は、過去の超音波画像（参照超音波画像801）であり、右上の図は、現在の超音波画像802である。

10

#### 【0067】

参照超音波画像801に対して特徴量抽出処理を行った画像が参照特徴量画像803であり、現在の超音波画像802に対して特徴量抽出処理を行った画像が特徴量画像804である。

領域指定機能104を実行する制御回路22は、参照特徴量画像803に対して、画像位置合わせを行う範囲（すなわち評価関数を計算する範囲）としてマスク領域805を設定する。領域指定機能104の実行する制御回路22は、特徴量画像804に対しても画像位置合わせを行う範囲としてマスク領域806を設定する。

#### 【0068】

画像位置合わせ機能が、ステップS207に示すマスク領域805およびマスク領域806に対してそれぞれ評価関数を計算することで、不要な領域に対する評価関数の計算を省略でき、画像位置合わせにおける演算量を削減し、精度を向上させることができる。なお、必要に応じてマスク領域を設定せずに、得られた画像の全領域に対して画像位置合わせを行ってもよい。

20

なお、上述の例は、ポリウムデータから得られるある断面像から特徴量を算出しているが、ポリウムデータに変換される前のBモードRAWデータから特徴量を算出してもよい。ボクセルへの補間処理がないBモードRAWデータから直接特徴量を算出することで、特徴量抽出処理のデータの演算量を低減することができる。

#### 【0069】

以上に示した第1の実施形態によれば、医用画像データから輝度の勾配ベクトルや輝度ばらつきに関する特徴量を算出し、特徴量に基づく特徴量画像を生成し、特徴量画像を用いて超音波画像と参照となる医用画像との画像位置合わせを行う。このように、特徴量の画像を用いて画像位置合わせを行うことにより、構造物などを好適に抽出して判定できるため、従来に比して精度良く、安定した画像位置合わせを行うことができる。

30

第1の実施例において、超音波データの第1ポリウムデータおよび過去の医用画像データの第2ポリウムデータの位置合わせを例示した。超音波データの画素値が輝度値の場合を例示したが、画素値が超音波エコー信号、ドプラモードの血流信号や組織信号、ストレインモードの組織信号、Shear Waveモードの組織信号、または画像の輝度信号のいずれでも、小領域の画素値分布の特徴量を利用して位置合わせを行うことができる。

40

#### 【0070】

また、位置合わせを行う画像データは、超音波データ間でも良い。超音波画像データには特有のスペックルノイズがあり、小領域の輝度ばらつきを利用して構造物を抽出できる。両者の超音波データの特徴量画像に変換して、位置合わせを行うことが好適である。位置合わせを行う類似度評価関数は、相互相関や相互情報量などを利用する。小領域の大きさや輝度バラツキを抽出するパラメータは、超音波画像データ毎に共通でも良いし、独立でも良い。

超音波データとCTデータやMRデータとの間での画像位置合わせでは、画像の種類により特徴量を独立に定義することができる。例えば、超音波画像データは、小領域の標準偏差を特徴量とし、CT画像データでは勾配ベクトルの大きさを特徴量とすることができ

50

る。画像の性質より構造抽出に優れた特徴量やパラメータを適宜設定することができる。

医用画像間で勾配ベクトルを特徴量とする場合、勾配ベクトルの大きさで正規化し、勾配ベクトルの向きを特徴量とすることもできる。勾配ベクトルの向きのずれを類似度の評価関数とすることができる。

医用画像の特徴量を抽出する場合、より構造を明瞭にするために、前処理や後処理を行ってもよい。例えば制御回路22が、前処理として、医用画像の画素値データにフィルター処理を行なった後に、小領域の画素値分布に関する特徴量を計算することができる。あるいは、制御回路22が、後処理として、小領域の画素値分布に関する特徴量を計算して特徴量画像を生成した後に、フィルター処理を適用して、より構造を明瞭にできる。上述のフィルターは、様々な種類のフィルターがあり、例えば、平滑化フィルター、異方性拡散フィルター、バイラテラルフィルターが挙げられる。また、後処理では、2値化処理などの適用も考えられる。

10

#### 【0071】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、位置センサシステムにより位置情報が付加された超音波プローブ30を走査して得られる超音波データを用いて、センサ座標系において位置合わせ(以下、センサ位置合わせという)を行った後、第1の実施形態に示す画像位置合わせを行う点が第1の実施形態と異なる。これにより、第1の実施形態よりも高速かつ安定した画像位置合わせを行うことができる。

#### 【0072】

第2の実施形態に係る超音波診断装置1の構成例を図9のブロック図を参照して説明する。

20

図9に示されるように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1に含まれる本体装置10、超音波プローブ30に加え、位置センサシステム90を含む。

#### 【0073】

位置センサシステム90は、超音波プローブ30および超音波画像の3次元の位置情報を取得するためのシステムである。位置センサシステム90は、位置センサ91と位置検出装置92とを含む。

#### 【0074】

位置センサシステム90は、例えば、磁気センサ、赤外線センサまたは赤外線カメラ用のターゲット等を位置センサ91として超音波プローブ30に装着させることで、超音波プローブ30の3次元の位置情報を取得することができる。なお、超音波プローブ30にジャイロセンサ(角速度センサ)を内蔵させ、このジャイロセンサにより超音波プローブ30の3次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム90は、超音波プローブ30をカメラで撮影し、撮影した画像を画像認識処理することにより超音波プローブ30の3次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム90は、超音波プローブ30をロボットアームで保持し、ロボットアームの3次元空間の位置を超音波プローブ30の位置情報として取得してもよい。

30

#### 【0075】

なお、以下では、位置センサシステム90が磁気センサを用いて超音波プローブ30の位置情報を取得する場合を例に説明する。具体的には、位置センサシステム90は、例えば磁気発生コイルなどを有する磁気発生器(図示せず)をさらに含む。磁気発生器は、磁気発生器自身を中心として、外側に向かって磁場を形成する。形成された磁場には、位置精度が保証される磁場空間が定義される。よって、磁気発生器の配置は、超音波検査の対象となる生体が、位置精度が保証される磁場空間内に包含されるように配置されればよい。超音波プローブ30に装着される位置センサ91は、磁気発生器によって形成される3次元の磁場の強度および傾きを検出する。これにより、超音波プローブ30の位置と向きとを取得することができる。位置センサ91は、検出した磁場の強度および傾きを位置検出装置92へ出力する。

40

#### 【0076】

50

位置検出装置 9 2 は、位置センサ 9 1 で検出された磁場の強度および傾きに基づき、例えば、所定の位置を原点とした 3 次元空間における超音波プローブ 3 0 の位置（スキャン面の位置（ $x$ 、 $y$ 、 $z$ ）及び回転角度（ $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ ））を算出する。このとき、所定の位置は、例えば、磁気発生器が配置される位置とする。位置検出装置 9 2 は、算出した位置（ $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ ）に関する位置情報を本体装置 1 0 へ送信する。

【0077】

通信インタフェース回路 2 1 は、第 1 の実施形態に係る処理に加え、位置センサシステム 9 0 と接続し、位置検出装置 9 2 から送信される位置情報を受信する。

なお、例えば 3 次元処理回路 1 5 が、上述のように取得した位置情報と超音波プローブ 3 0 から送受信された超音波に基づく超音波データとを時刻同期などで対応付けることにより、超音波データに位置情報を付与することができる。

【0078】

位置センサ 9 1 が装着されている超音波プローブ 3 0 が 1 次元アレイプローブ、又は 1 . 5 次元アレイプローブである場合、3 次元処理回路 1 5 は、RAW データメモリに記憶された B モード RAW データに対し、位置検出装置 9 2 で算出された超音波プローブ 3 0 の位置情報を付加する。また、3 次元処理回路 1 5 は、生成した 2 次元画像データに対し、位置検出装置 9 2 で算出された超音波プローブ 3 0 の位置情報を付加してもよい。

【0079】

3 次元処理回路 1 5 は、ボリュームデータには、位置検出装置 9 2 で算出された超音波プローブ 3 0 の位置情報を付加してもよい。位置センサ 9 1 が装着されている超音波プローブ 3 0 がメカニカル 4 次元プローブ（機械揺動方式の 3 次元プローブ）、又は 2 次元アレイプローブの場合も同様に、3 次元画像データに位置情報が付加される。

【0080】

また、制御回路 2 2 は、第 1 の実施形態に係る各機能に加え、位置情報取得機能 9 0 1 、センサ位置合わせ機能 9 0 2 および同期制御機能 9 0 3 を含む。

【0081】

位置情報取得機能 9 0 1 を実行することで、制御回路 2 2 は、位置センサシステム 9 0 から通信インタフェース回路 2 1 を介して超音波プローブ 3 0 に関する位置情報を取得する。

【0082】

センサ位置合わせ機能 9 0 2 を実行することで、位置センサの座標系と超音波データの座標系が関連付けられる。超音波データは、位置センサ座標系で位置情報が定義されたのち、位置情報付き超音波データ同士が位置合わせされる。超音波 3 D 画像間では、自由な向きと位置とのデータであることから、画像位置合わせの検索範囲を広くする必要があるが、位置センサの座標系で位置合わせを行うことで、超音波画像データ間の位置合わせの粗調整を行うことができる。つまり、超音波画像データ間の位置や回転の差異を小さくした状態で、次のステップである画像位置合わせを実施することができる。言い換えると、センサ位置合わせは、超音波画像間の位置や回転の差異を、画像位置合わせアルゴリズムのキャプチャレンジ内に抑える役割がある。

【0083】

同期制御機能 9 0 3 を実行することで、制御回路 2 2 は、画像位置合わせが完了したことにより決定される第 1 座標系と第 2 座標系との対応関係に基づいて、超音波プローブ 3 0 によって新たに取得される超音波データに基づく画像であるリアルタイム超音波画像と、リアルタイム超音波画像に対応する医用画像データに基づく医用画像とを同期させ、連動して表示させる。

【0084】

以下では、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の位置合わせ処理について、図 1 0 のフローチャートを参照して説明する。第 2 の実施形態では、例えば、ある処置対象となる生体部位（対象部位）に対して、治療前に対象部位周辺の超音波データを取得し、治療後に再度、治療された対象部位の超音波データを取得し、治療前後の画像を比較して治療効

10

20

30

40

50

果を判定するような場合を想定する。

【0085】

ステップS1001では、本実施形態に係る超音波診断装置の超音波プローブ30が操作されることにより、超音波データ取得機能101を実行する制御回路22が、対象部位の超音波データを取得する。位置情報取得機能901を実行する制御回路22はまた、位置センサシステム90から超音波データの取得時における超音波プローブ30の位置情報を取得し、位置情報付き超音波データを生成する。

【0086】

ステップS1002では、制御回路22または3次元処理回路15が、超音波データおよび超音波プローブ30の位置情報を用いて、超音波データの3次元再構成を行い、位置情報付き超音波データのボリュームデータ（第1ボリュームデータともいう）を生成する。なお、治療前の位置情報付き超音波データであるため、過去の超音波データとして画像データベース19に格納される。

10

その後、治療が進んで手術が終了し、治療効果の判定が行われる段階を想定する。

【0087】

ステップS1003では、位置情報取得機能901および超音波データ取得機能101を実行する制御回路22が、ステップS1001と同様に、超音波プローブ30および超音波データの位置情報を取得する。治療前と同様に、治療後の対象部位に対して超音波プローブ30が操作され、制御回路22が、対象部位の超音波データを取得し、位置センサシステムから超音波プローブ30の位置情報を取得し、位置情報付き超音波データを生成する。

20

【0088】

ステップS1004では、制御回路22または3次元処理回路15が、ステップS1002と同様に、取得した超音波データおよび位置情報を用いて、位置情報付き超音波データのボリュームデータ（第2ボリュームデータともいう）を生成する。

【0089】

ステップS1005では、センサ位置合わせ機能902を実行する制御回路22が、取得した超音波プローブ30および超音波データの位置情報に基づいて、第1ボリュームデータの座標系（第1座標系ともいう）と第2ボリュームデータの座標系（第2座標系ともいう）とを、対象部位の位置が大略合うようにセンサ位置合わせを行う。第1ボリュームデータの位置も第2ボリュームデータの位置も、共通して位置センサ座標系の記述されている。従って、ボリュームデータに付帯する位置情報で直接位置合わせすることができる。

30

【0090】

ステップS1006では、第1ボリュームデータの取得から第2ボリュームデータの取得までの間に、生体が動かなければ、センサ位置合わせのみで良好な位置合わせ状態となる。その場合は、ステップS1008の超音波画像の並列表示を行う。体動などにより、センサ座標系内で位置ずれが発生している場合、ステップS1007として、第1の実施形態に係る画像位置合わせを行う。位置合わせ結果が良好であれば、ステップS1008の超音波画像の並列表示を行う。

40

【0091】

ステップS1008では、制御回路22が、例えば表示処理回路16に指示することにより、治療前である第1ボリュームデータに基づく超音波画像と、治療後である第2ボリュームデータに基づく超音波画像を並列表示する。以上で超音波データ間の位置合わせ処理を終了する。

【0092】

なお、ステップS1006において、ボリュームデータ間に位置ずれが発生していない場合でも、ステップS1007の画像位置合わせを行ってもよい。

【0093】

（体動や呼吸時相による位置ずれの補正）

50

治療中において体動により、超音波データ間で位置センサ座標系において大きな位置ずれが発生し、画像位置合わせでの補正可能な範囲を超えることがある。磁場強度の維持の観点で、磁場の送信機を患部に近い場所に移動させることもある。そのようなケースでは、センサ位置合わせ機能 902 により、センサの座標系を対応付けた後も、超音波データ間に大きな位置ずれが残存する場合も想定される。

【0094】

位置ずれの補正処理について図 11 のフローチャートを参照して説明する。

ユーザは、ステップ S1006 でセンサ位置合わせ後も大きな位置ずれありと判断し、ステップ S1101 のプロセスを行う。

【0095】

ユーザが、第 1 ボリュームデータに基づく超音波画像と第 2 ボリュームデータに基づく超音波画像との間で対応する生体部位を示す対応点を、それぞれの超音波画像において指定する。対応点の指定方法は、例えば、表示処理回路 16 が生成したユーザインタフェースにより、ユーザが操作パネルを用いて画面に表示されるカーソルを動かし、対応点を指定してもよいし、タッチスクリーンであれば、直接画面上で対応点をタッチしてもよい。図 12 の例では、ユーザによって、第 1 ボリュームデータに基づく超音波画像上の対応点 1201 が指定され、第 2 ボリュームデータに基づく超音波画像上で、対応点 1201 に対応する対応点 1202 が指定される。制御回路 22 は、指定された対応点 1201 及び対応点 1202 を、例えば「+」のマークで表示させる。これによって、ユーザは対応点を容易に把握することができ、ユーザに対して対応点の入力を支援することができる。領域指定機能 104 を実行する制御回路 22 は、それぞれ指定された対応点 1201 と対応点 1202 との間の位置ずれを計算し、位置ずれを補正する。位置ずれの補正は、例えば、対応点 1201 と対応点 1202 との相対距離をずれ量として計算し、ずれ量の分、第 2 ボリュームデータに基づく超音波画像を移動および回転させればよい。

【0096】

なお、対応する生体部位における所定範囲の領域を対応領域として指定してもよく、対応領域が指定される場合でも対応点の場合と同様に処理すればよい。

さらに、体動や呼吸時相による位置ずれを補正する例を示したが、ユーザが画像位置合わせにおける関心領域 (ROI) を指定するために、対応点または対応領域を指定してもよい。

【0097】

図 11 のステップ S1102 により超音波画像間の位置ずれが補正された後、ユーザは画像位置合わせの指示を、例えば操作パネルによりまたは超音波プローブ 30 に取り付けられるボタンを押下することにより指示する。図 11 のステップ S1103 において、画像位置合わせ機能 105 を実行する制御回路 22 は、位置ずれが補正された超音波データ間で、第 1 の実施形態に係る画像位置合わせを行えばよい。

【0098】

画像位置合わせの指示があった後、表示処理回路 16 は、ステップ S1008 にて位置合わせした超音波画像を並列表示させる。これにより、ユーザは超音波診断装置の操作パネルなどで画像の位置や向きを自由に変更して観察することができる。超音波 3D データは、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータとの位置関係が連結され、MPR 断面が同期して移動・回転することができる。必要により、同期を解除して独立に観察することもできる。超音波診断装置の操作パネルに代えて、超音波プローブ 30 を MPR 断面の移動や回転のユーザインタフェースにすることもできる。超音波プローブ 30 には磁気センサが設置されており、超音波システムは超音波プローブ 30 の動き量・回転量・向きを検出できる。超音波プローブ 30 の動きで、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータとの位置を同期させて移動・回転させることができる。

【0099】

超音波データ間の画像位置合わせ前の表示例を、図 12 に示す。

図 12 の左側の画像が治療前の第 1 ボリュームデータに基づく超音波画像であり、図 1

10

20

30

40

50

2の右側の画像が治療後の第2ボリュームデータに基づく超音波画像である。図12に示すように、超音波データを取得する時期が異なれば、同一の対象部位に対して超音波プローブ30を走査した場合でも、体動などが原因で位置ずれが生じうる。

【0100】

次に、第2の実施形態に示すセンサ位置合わせおよび画像位置合わせ後の超音波画像表示の一例について図13を参照して説明する。

【0101】

図13の左側の画像が治療前の第1ボリュームデータに基づく超音波画像1301であり、図13の右側の画像が治療後の第2ボリュームデータに基づく超音波画像1302である。図13に示すように、治療前後に係る超音波データが位置合わせされ、第1ボリュームデータに基づく超音波画像が第2ボリュームデータに基づく超音波画像の位置に合わせて回転して並列表示される。図13のように、超音波画像間で位置合わせが完了しているので、ユーザはパネル操作などで、所望の断面を位置合わせした状態で検索して表示でき、対象部位の評価（治療部位の治療状態）を容易に把握することができる。

10

【0102】

第2の実施形態によれば、位置センサ付きの超音波プローブの操作により得られる、位置情報が付加された超音波データに基づいて、取得時期、取得場所が異なる超音波データの座標系とのセンサ位置合わせを行い、その後画像位置合わせを行うことで、第1の実施形態よりもさらに画像位置合わせの成功率が高まる。これにより、簡便で正確な位置合わせが行われた超音波画像同士の比較をユーザに提供することができる。

20

【0103】

（第3の実施形態）

上述の実施形態では、超音波データ同士の画像位置合わせについて説明したが、超音波データと超音波データ以外の医用画像データとの間の画像位置合わせでも同様に処理することができる。

【0104】

以下では、CT画像データ、MR画像データ、X線画像データ、PET画像データなどの他のモダリティにより得られた医用画像データに基づく医用画像と、超音波プローブ30を用いて現在取得される超音波データとの間の位置合わせを行う場合について説明する。なお、以下では医用画像データとしてMRI画像データを用いる場合を想定する。

30

【0105】

超音波データと医用画像データとの位置合わせ処理について、図14のフローチャートを参照して説明する。なお、医用画像データとして3D画像データを想定するが、必要に応じて、2次元画像データでも4次元画像データでもよい。

【0106】

ステップS1401では、制御回路22が、画像データベース19から医用画像データを読み出す。

ステップS1402では、位置センサシステム90のセンサ座標系と医用画像データの座標系との対応付けを行う。

ステップS1403では、位置情報取得機能901および超音波データ取得機能101を実行する制御回路22が、超音波プローブ30で取得される位置情報と超音波データとを対応付けて位置情報付き超音波データとして取得する。

40

【0107】

ステップS1404では、位置情報付き超音波データに対して3次元再構成を行い、ボリュームデータを生成する。

ステップS1405では、第1の実施形態に係る図2のフローチャートに示すように、画像位置合わせ機能105を実行する制御回路22が、ボリュームデータと医用3D画像データとの間で画像位置合わせを行う。なお、特徴量画像の生成は、少なくとも超音波データ（ボリュームデータ）に対して行えばよく、医用3D画像の特徴量を用いた特徴量画像は、必要に応じて生成すればよい。

50

ステップ S 1 4 0 6 では、表示処理回路 1 6 が、画像位置合わせ後のボリュームデータに基づく超音波画像と医用 3 D 画像データに基づく医用画像とを並列表示する。

【 0 1 0 8 】

次に、ステップ S 1 4 0 2 に示すセンサ座標系と医用 3 D 画像データの座標系との対応付けについて、図 1 5 A から図 1 5 C を参照して説明する。図 1 0 のフローチャートのステップ S 1 0 0 6 に相当するセンサ位置合わせのプロセスである。

【 0 1 0 9 】

図 1 5 A は初期状態を表しており、図 1 5 A に示すように、超音波データに付加される位置情報を生成するための位置センサシステムの位置センサ座標系 1 5 0 1 と、医用画像データの医用画像座標系 1 5 0 2 とが、独立して定義される。

図 1 5 B は、それぞれの座標系の軸合わせのプロセスを示している。位置センサ座標系 1 5 0 1 の座標軸と医用画像座標系 1 5 0 2 の座標軸とが同一の方向となるように揃える。すなわち、座標系の座標軸の向きを揃える。

図 1 5 C は、目印合わせのプロセスである。位置センサ座標系 1 5 0 1 と医用画像座標系 1 5 0 2 との座標を所定の基準点に従って合わせた場合を示し、座標系間で軸の向きだけでなく、座標の位置も一致させることができる。

【 0 1 1 0 】

センサ座標系と医用 3 D 画像データの座標系との対応付けの実際の装置上で実現するプロセスについて、図 1 6 A および図 1 6 B を参照して説明する。

【 0 1 1 1 】

図 1 6 A は、医師が肝臓の検査を行う場合の例の模式図を示している。医師は、超音波プローブ 3 0 を患者の腹部に水平方向に設置する。CT や MR のアキシャル ( A x i a l ) 画像と同じ向きの超音波断層像が得られるように、超音波プローブ 3 0 は体軸に垂直で、かつ超音波断層像がお腹側から背中に向かって鉛直になるように設置される。これにより、図 1 6 B のような画像が得られる。本実施形態では、ステップ S 1 4 0 1 で画像データベース 1 9 より 3 次元 MR 画像データを読み込み、モニタの左側に表示される 3 次元 MR 画像である。超音波プローブのアイコン 1 6 0 1 の位置で得られるアキシャル断面の MR 画像が、図 1 6 B に示す MR 画像 1 6 0 2 であり、モニタの左側に表示される。さらに、モニタの右側には、MR 画像 1 6 0 2 に並列して、そのときのリアルタイムに更新されるリアルタイム超音波画像 1 6 0 3 が表示される。図 1 6 A のように超音波プローブ 3 0 を腹部に設置することにより、MR の A x i a l 面と同じ向きの超音波断層像が得られる。

【 0 1 1 2 】

ユーザは、超音波プローブ 3 0 をアキシャル断面の方向で生体の体表に当接する。超音波プローブ 3 0 がアキシャル断面の方向となっているかどうかは、ユーザが、目視により確認する。ユーザがアキシャル断面の方向に超音波プローブ 3 0 を生体に当接した場合に、操作パネルによるクリックや、ボタンを押下するなどの登録処理を行うことで、制御回路 2 2 は、この状態の超音波プローブ 3 0 のセンサの位置情報のセンサ座標と MR データの M P R 面の位置の MR データ座標とを取得して関連づける。生体の MR 画像データにおけるアキシャル断面を位置センサ座標に変換して認識することができる。これによって、図 1 6 B で示した軸合わせ ( 座標系の座標軸の向きの一致 ) が完了する。システムは、軸合わせの状態、MR の M P R 像とリアルタイムの超音波断層像をセンサ座標で関連付けて、連動させて表示することができる。このとき、両座標系の軸は合っているので画像の向きは合うが、体軸方向の位置にずれが残っている。ユーザは、体軸方向の位置にずれがある状態で、超音波プローブ 3 0 を動かすことで、MR の M P R 面とリアルタイムの超音波画像を連動して観察することができる。

【 0 1 1 3 】

次に、図 1 5 C で示した目印合わせのプロセスの装置での実現の方法を、図 1 7 を参照して説明する。

図 1 7 は、モニタに表示される、図 1 6 B に示す MR 画像 1 6 0 2 およびリアルタイム

10

20

30

40

50

超音波画像 1603 の並列表示画面である。

【0114】

軸合わせが完了したのち、ユーザは、体軸方向の位置にずれがある状態で、超音波プローブ 30 を動かすことで、MR の MPR 面とリアルタイムの超音波画像とを連動して観察することができる。

ユーザは、モニタに表示されるリアルタイム超音波画像 1603 を見ながら、超音波プローブ 30 を走査することにより位置合わせをする領域の中心または構造物などの対象部位（または ROI）をモニタに表示させる。その後、ユーザは、操作パネルなどにより対象部位を対応点 1701 として指定する。図 17 の例では、指定された対応点を、「+」で示す。この時、システムは対応点 1701 のセンサ座標系の位置情報を取得して記録する。

10

【0115】

次に、ユーザは、超音波プローブ 30 を動かすことで MR の MPR 断面を動かし、ユーザにより指定された超音波画像の対応点 1701 を含む断面に対応する MR 画像の断面像を表示する。対応点 1701 を含む断面に対応する MR 画像の断面像が表示された場合、ユーザは、MR 画像の断面像において指定された位置合わせをする領域の中心または構造物などの対象部位（または ROI）を、操作パネルなどにより対応点 1702 として指定する。この時、システムは対応点 1701 の MR データの座標系の位置情報を取得して記録する。

20

【0116】

領域指定機能 104 を実行する制御回路 22 は、指定された対応点のセンサ座標系での位置と MR データの座標系での位置に基づいて、MR 画像データの座標系とセンサ座標系との位置ずれを補正する。具体的には、例えば、対応点 1701 と対応点 1702 との差分に基づいて、MR 画像データの座標系とセンサ座標系のずれを補正して、座標系の位置合わせを行う。これにより、図 15C の目印合わせのプロセスが完了し、図 14 のフローチャートのステップ S1402 のステップが完了する。

【0117】

次に、図 14 のフローチャートの S1403 のステップである、MR データの座標系とセンサ座標系の位置合わせがされた状態での超音波データの収集例について図 18 の模式図にて説明する。

30

ユーザは、位置補正が完了したのち、3次元 MR 画像データを参照しながら、対象部位を含む領域について超音波プローブ 30 を手動的に操作して、位置情報付き超音波データを収集する。次に、ユーザは、画像位置合わせのスイッチを押下して、画像位置合わせを行う。これまでのプロセスで、MR データと超音波データの位置は概ね一致しており、両者に共通する対象を含んでいるので、画像位置合わせが良好に動作する。

【0118】

画像位置合わせ後の超音波画像表示の一例について図 19 を参照して説明する。図 14 のステップ S1406 のとおり、MR 画像と位置合わせされた超音波画像は、並列に表示される。

【0119】

図 19 に示すように、画像位置合わせに応じて、超音波データの超音波画像 1901 が、MR 3D 画像データの MR 3D 画像 1902 に対応するように観点して表示される。よって、超音波画像と MR 3D 画像との位置関係が把握しやすくなる。超音波診断装置の操作パネルなどで画像の位置や向きを自由に変更して観察することができる、MR 3D データと超音波 3D データは、位置関係が連結され、MPR 断面が同期して移動・回転することができる。必要により、同期を解除して独立に観察することもできる。超音波診断装置の操作パネルに変えて、超音波プローブ 30 を MPR 断面の移動や回転のユーザインタフェースにすることもできる。超音波プローブ 30 には磁気センサが設置されており、超音波システムは超音波プローブ 30 の動き量・回転量・向きを検出できる。超音波プローブ 30 の動きで、MR 3D データと超音波 3D データとの位置を同期させて移動・回転させ

40

50

ることができる。

【0120】

第3の実施形態において、MR3Dデータを例に説明を行ったが、CT・X線・超音波・PET等の医用3D画像データと同様に適用できる。医用3Dデータの座標系と位置センサの座標系の関連付けは、図15A～図15Cに示した軸合わせと目印合わせとのステップにて説明したが、座標間の位置合わせは、様々な手法で可能である。両座標で3点以上を指定して、位置を合わせるなど、他の方法を持ちうることも可能である。さらに、位置ずれの補正が完了した後に位置情報付き超音波データを収集する代わりに、位置ずれの補正前に位置情報付き超音波データを取得してボリュームデータを生成し、超音波データのボリュームデータに基づく超音波画像と医用3D画像データに基づく医用画像との間で対応点を指定し、位置ずれの補正をしてもよい。

10

【0121】

(超音波画像と医用画像との同期表示)

上述したセンサ位置合わせおよび画像位置合わせが完了すると、医用画像の座標系(ここではMR座標系)と位置センサ座標系との対応関係が決定される。表示処理回路16は、位置合わせ処理が完了した後にユーザが自由に超音波プローブ30を動かして得られるリアルタイム(ライブ)の超音波画像の位置情報を参照して、対応するMRのMPR断面を表示することができる。高精度に位置合わせが行われたMR画像とリアルタイムの超音波画像との対応断面を連動させて表示(同期表示ともいう)させることができる。

20

【0122】

超音波3D画像間でも同様の手法で同期表示することができる。すなわち、過去に取得した超音波3D画像とリアルタイムの超音波3D画像とについて同期表示させることができる。図10と図11のステップS1008、および図14のステップS1406にて、医用3D画像と位置合わせされた超音波3D画像の並列の同期表示を例示してきたが、センサ座標を利用して、リアルタイムの超音波断層像を切り替えて表示することが可能である。

30

【0123】

超音波画像と医用画像との同期表示の一例を図20に示す。例えば、超音波プローブ30を走査すると、リアルタイムの超音波画像2001と、対応するMR3D画像2002と、位置合わせに用いた位置合わせ用超音波画像2003とが表示される。なお、図21に示すように、位置合わせ用超音波画像2003を表示させず、リアルタイムの超音波画像2001とMR3D画像2002とを並列表示してもよい。

40

【0124】

なお、第3の実施形態では、超音波データと医用画像データとの間でセンサ位置合わせを行うことを前提としたが、センサ位置合わせを行わずに画像位置合わせだけを行うようにしてもよい。画像位置合わせを行う際、少なくとも超音波データに対しては、特徴量を抽出し、特徴量画像を生成することが望ましい。一方、医用画像データに対しては、生体の構造が超音波画像よりも弁別可能であることから、特徴量画像を生成してもよいし、特徴量画像を生成しなくともよい。

40

【0125】

以上に示した第3の実施形態によれば、オリジナルのボリュームデータではない、特徴量に基づく特徴量画像のマスク領域内の値を用いて画像位置合わせを行うことで、超音波画像と超音波画像以外の医用画像データに基づく医用画像との間の画像位置合わせについても、精度良く画像位置合わせを行うことができる。

【0126】

よって、簡便で正確な位置合わせが行われた超音波画像と医用画像とをユーザに提示することができる。また、画像位置合わせが完了したセンサ座標系と医用画像の座標系とを間に同期が取れているため、超音波プローブ30の走査に連動して医用3D画像のMPR断面とリアルタイムの超音波断層像を同期して表示することができる。医用画像と超音波画像との正確な比較が実現され、超音波診断の客観性を向上させることができる。

50

## 【 0 1 2 7 】

これまで記述した本実施例では、位置センサシステムとして磁気センサを利用した位置センサシステムを例示した。

図 2 2 には、位置センサシステムとして、赤外線を利用した場合の実施例を示す。赤外線発生器 2 2 0 2 より赤外線が少なくとも 2 方向より送信される。超音波プローブ 3 0 に設置されたマーカー 2 2 0 1 により赤外線が反射される。反射した赤外線を赤外線発生器 2 2 0 2 が受信して、データが位置センサシステム 9 0 に送信される。位置センサシステム 9 0 は、複数方向から観察された赤外線情報よりマーカーの位置と向きを検出して、超音波診断装置に位置情報を送信する。

## 【 0 1 2 8 】

図 2 3 には、位置センサシステムとして、ロボットアームを利用した場合の実施例を示す。ロボットアーム 2 3 0 1 が、超音波プローブ 3 0 を動かす。あるいは、超音波プローブ 3 0 にロボットアーム 2 3 0 1 が装着された状態で医師が超音波プローブ 3 0 を動かす。ロボットアーム 2 3 0 1 には位置センサが取り付けられており、ロボットアーム制御部 2 3 0 2 にロボットアーム各所の位置情報が逐次送信される。ロボットアーム制御部 2 3 0 2 は、超音波プローブ 3 0 の位置情報に変換して、超音波診断装置に送信する。

## 【 0 1 2 9 】

図 2 4 には、位置センサシステムとして、ジャイロセンサを利用した場合の実施例を示す。ジャイロセンサ 2 4 0 1 が、超音波プローブ 3 0 に内蔵されるか、超音波プローブ 3 0 表面に設置される。ジャイロセンサ 2 4 0 1 よりケーブルにより位置情報が、位置センサシステム 9 0 に送信される。ケーブルは、超音波プローブ 3 0 用のケーブルの一部を使用するか、専用のケーブルを使うことがある。位置センサシステム 9 0 も、専用のユニットの場合と、超音波装置内のソフトウェアで実現する場合もある。ジャイロセンサでは、所定の初期位置に対して、加速度や回転情報を積分して、位置と向きの変化を検出することができる。GPS 情報により、位置を補正することも考えられる。あるいは、ユーザの入力により、初期位置設定や補正を行うことができる。位置センサシステム 9 0 により、ジャイロセンサの情報が積分処理などにより位置情報に変換され、超音波診断装置に送信される。

## 【 0 1 3 0 】

図 2 5 には、位置センサシステムとして、カメラを利用した場合の実施例を示す。カメラ 2 5 0 1 より超音波プローブ 3 0 周辺が複数方向より撮影される。撮影された画像は画像記録解析部 2 5 0 3 に送られ、超音波プローブ 3 0 を自動認識して位置を計算する。撮像制御部 2 5 0 2 は、計算された位置を超音波プローブ 3 0 の位置情報として、超音波診断装置に送信する。

## 【 0 1 3 1 】

なお、上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (central processing unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、ASIC、プログラマブル論理デバイス (例えば、SPLD、CPLD)、及び FPGA 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサ毎に単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図 1 における複数の構成要素を 1 つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。また、本実施形態において上述した各プロセッサを含む画像診断装置として、動作することもできる。

## 【 0 1 3 2 】

上述の説明では、位置合わせを行う超音波データおよび医用画像データは、2 つのデータ間の場合を想定していたが、これに限らず、3 つ以上のデータ間、例えば、現在超音波プローブを走査することにより得られる超音波データと、過去に撮影した 2 つ以上の超音波データとの位置合わせを行い、それぞれ並列表示してもよい。または、現在走査する超音波データと、過去に撮影した 1 つ以上の超音波データおよび 1 つ以上の 3 次元 CT 画像

10

20

30

40

50

データとの位置合わせを行い、それぞれ並列表示するようにしてもよい。

【0133】

本発明の実施形態を説明したが、この実施形態は、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。この実施形態は、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】

【0134】

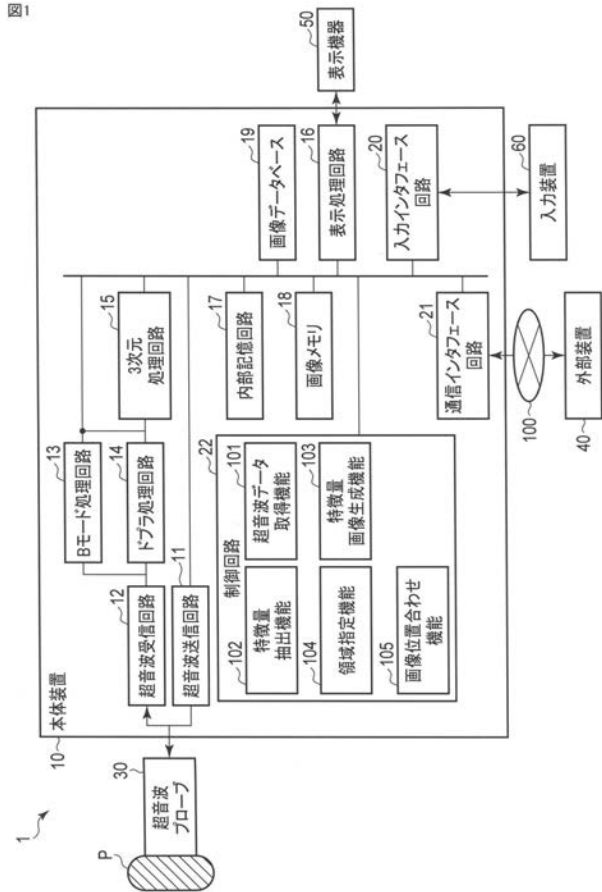
1・・・超音波診断装置、10・・・本体装置、11・・・超音波送信回路、12・・・  
 超音波受信回路、13・・・Bモード処理回路、14・・・ドブラ処理回路、15・・・  
 3次元処理回路、16・・・表示処理回路、17・・・内部記憶回路、18・・・画像  
 メモリ、19・・・画像データベース、20・・・入力インタフェース回路、21・・・  
 通信インタフェース回路、23・・・制御回路、30・・・超音波プローブ、40・・・  
 外部装置、50・・・表示機器、60・・・入力装置、90・・・位置センサシステム、  
 91・・・位置センサ、92・・・位置検出装置、100・・・ネットワーク、101・  
 ・超音波データ取得機能、102・・・特徴量抽出機能、103・・・特徴量画像生成  
 機能、104・・・領域指定機能、105・・・画像位置合わせ機能、500,701,  
 802,1301,1302,1901,2001・・・超音波画像、301・・・対応  
 点、501・・・ROI、502,601,602,603・・・小領域、604・・・  
 画素、702,804・・・特徴量画像、703・・・領域、801・・・参照超音波画  
 像、803・・・参照特徴量画像、805,806・・・マスク領域、901・・・位置  
 情報取得機能、902・・・センサ位置合わせ機能、903・・・同期制御機能、120  
 1,1202,1701,1702・・・対応点、1501・・・位置センサ座標系、1  
 502・・・医用画像座標系、1601・・・アイコン、1602・・・MR画像、16  
 03・・・リアルタイム超音波画像、1902,2002・・・MR3D画像、2003  
 ・・・・位置合わせ用超音波画像、2201・・・マーカー、2202・・・赤外線発生器  
 、2301・・・ロボットアーム、2302・・・ロボットアーム制御部、2401・・・  
 ジャイロセンサ、2501・・・カメラ、2502・・・撮像制御部、2503・・・  
 画像記録解析部。

10

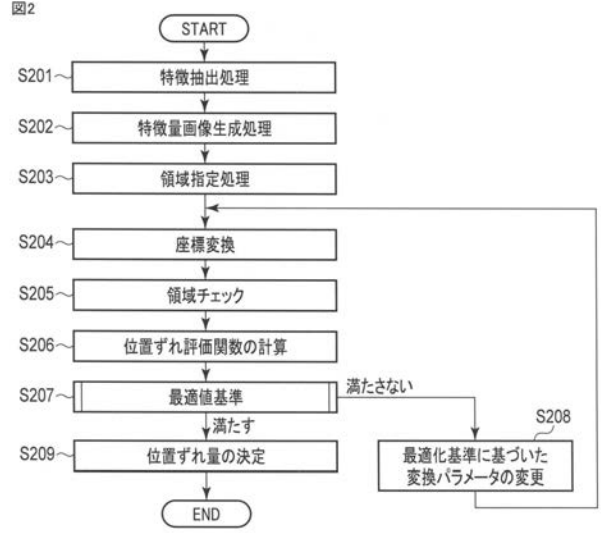
20

30

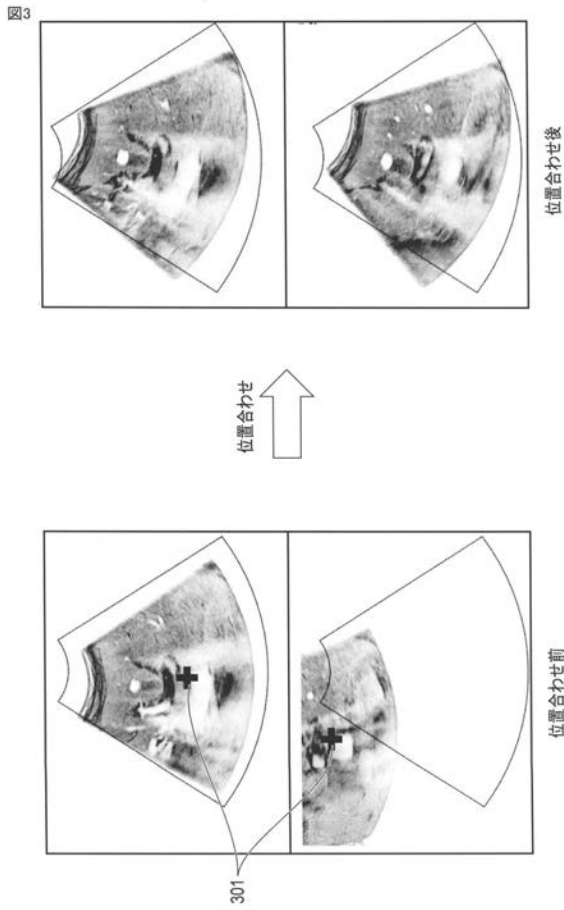
【 図 1 】



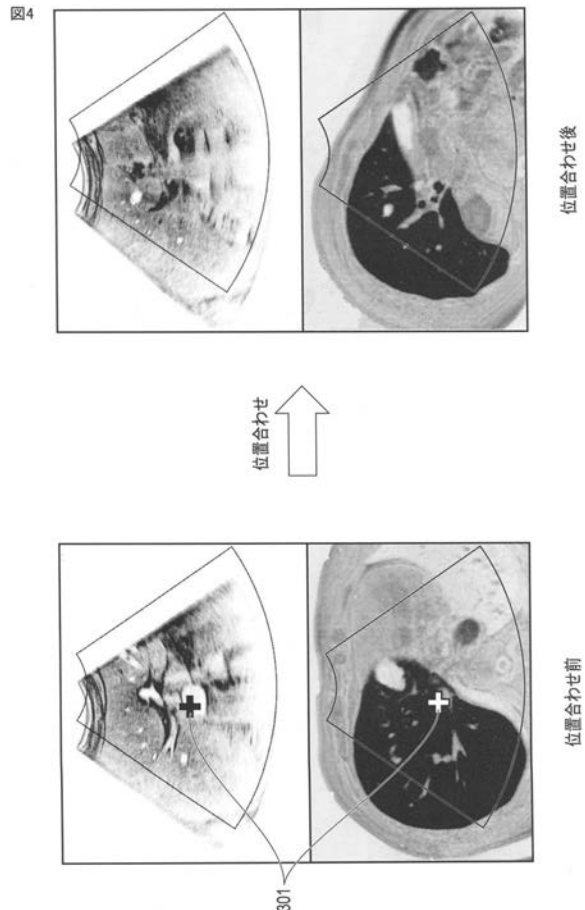
【 図 2 】



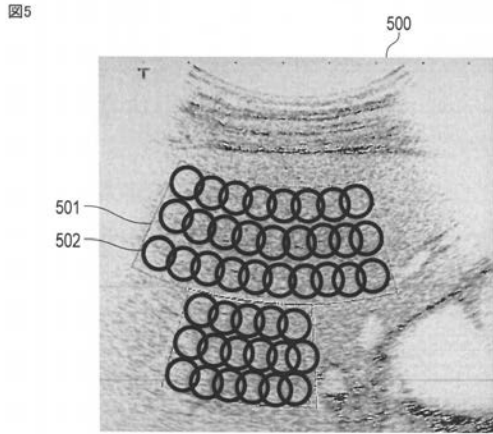
【 図 3 】



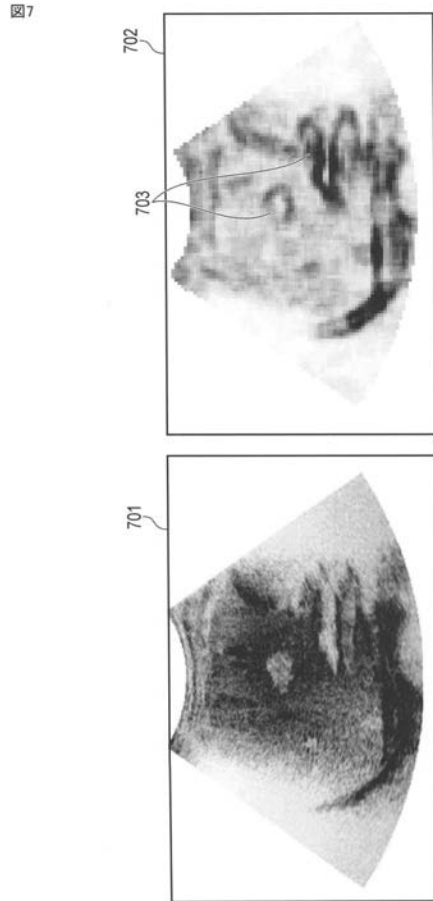
【 図 4 】



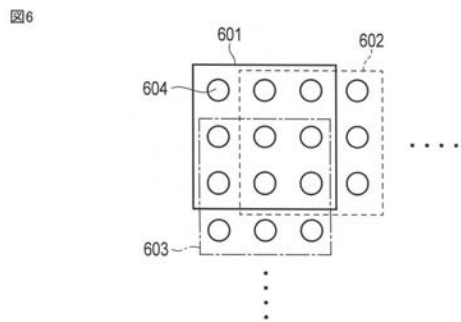
【 図 5 】



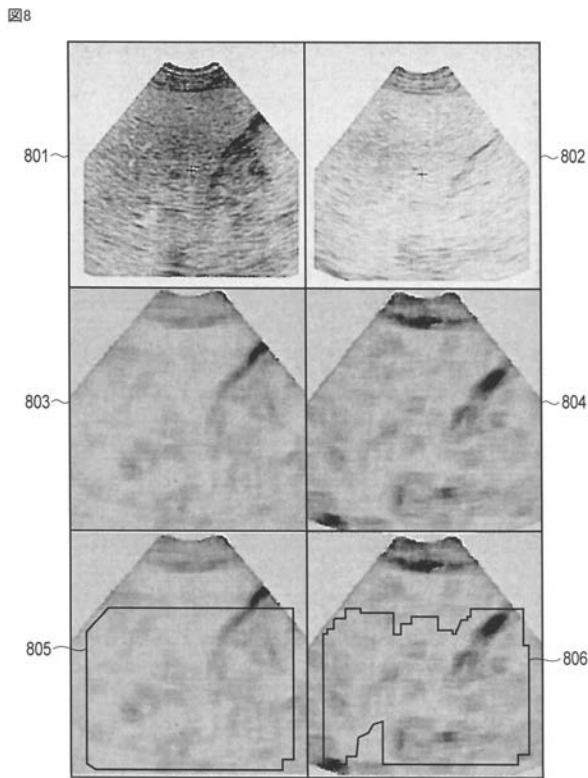
【 図 7 】



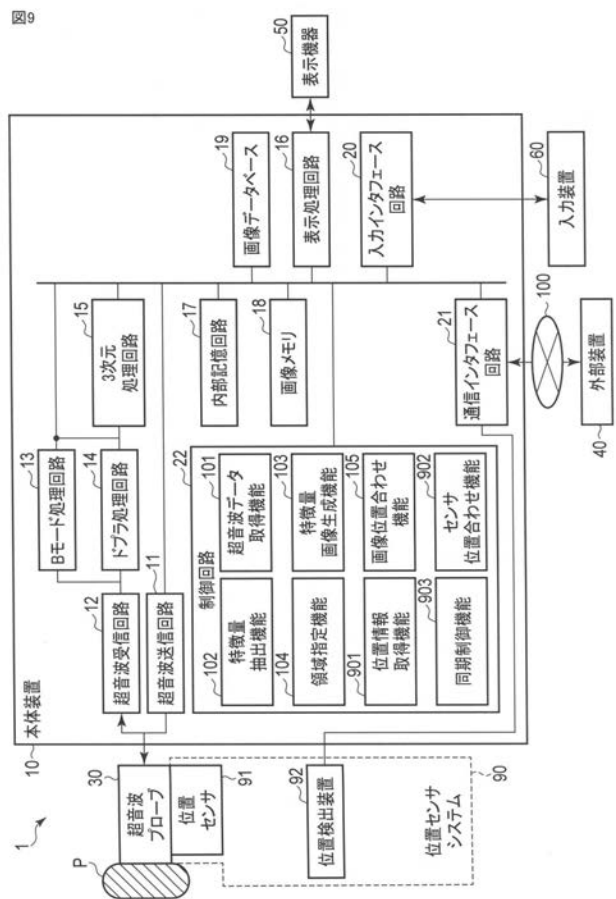
【 図 6 】



【 図 8 】

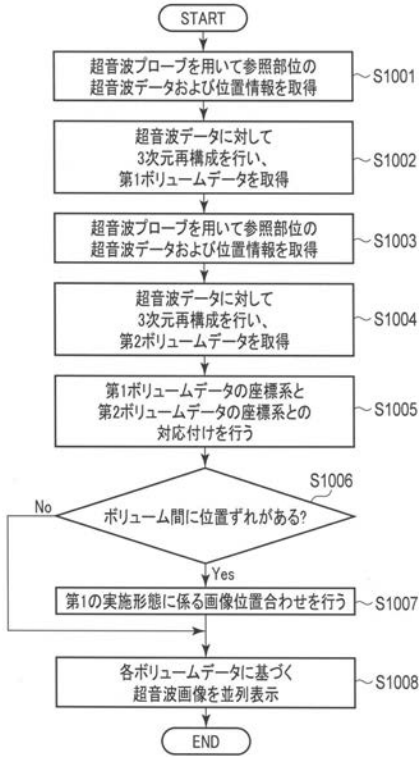


【 図 9 】



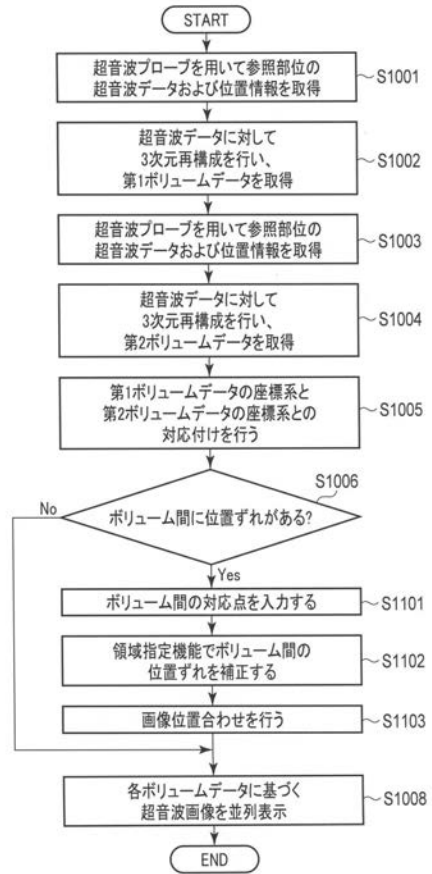
【 図 1 0 】

図10



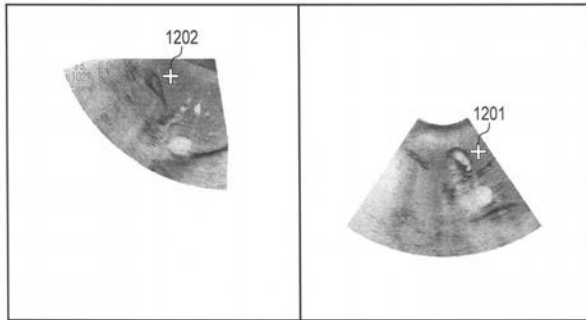
【 図 1 1 】

図11



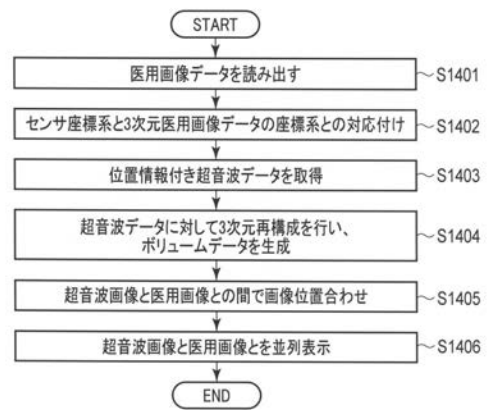
【 図 1 2 】

図12



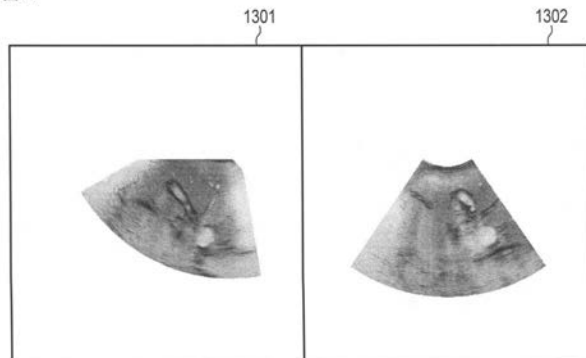
【 図 1 4 】

図14



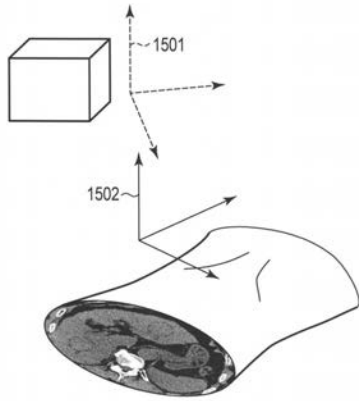
【 図 1 3 】

図13



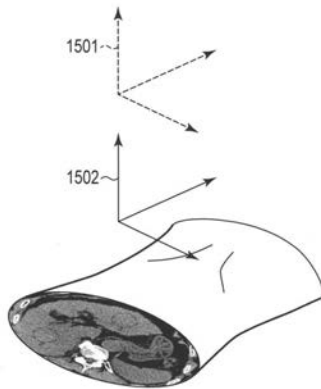
【図 15 A】

図 15A



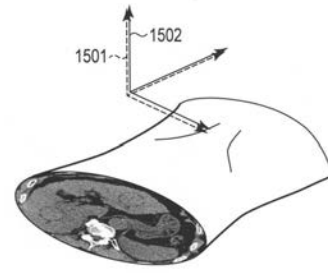
【図 15 B】

図 15B



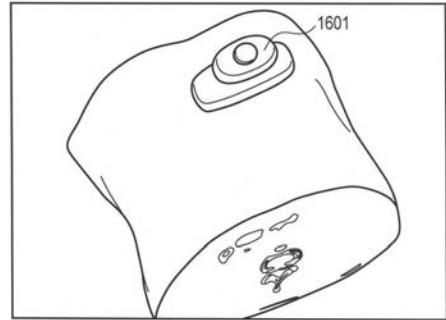
【図 15 C】

図 15C



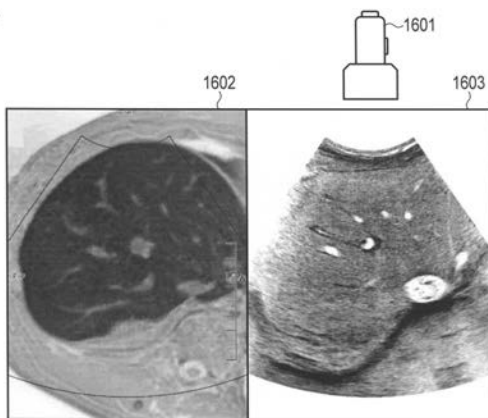
【図 16 A】

図 16A



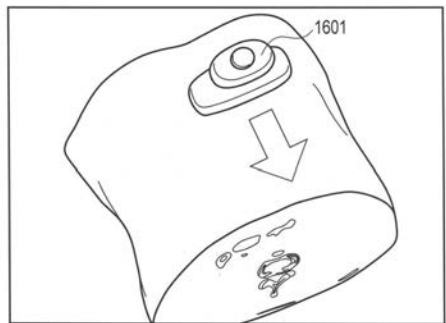
【図 16 B】

図 16B



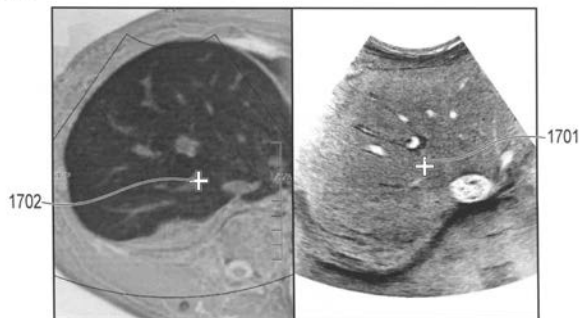
【図 18】

図 18



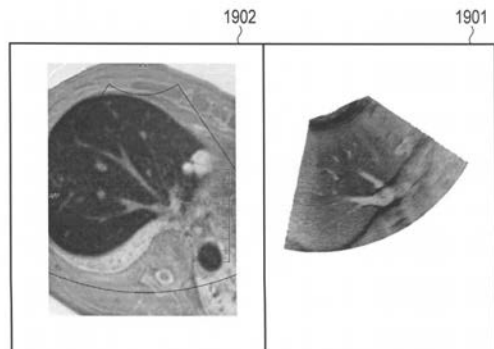
【図 17】

図 17

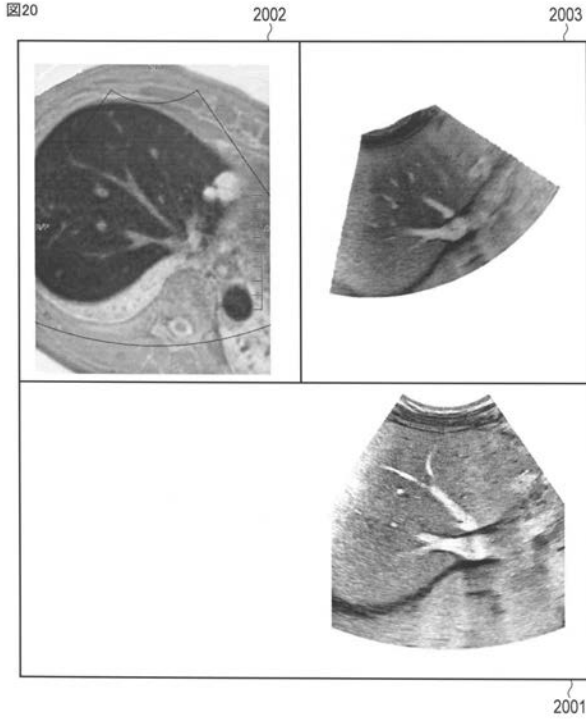


【図 19】

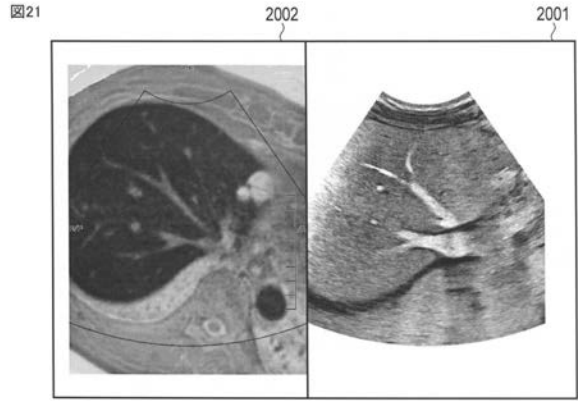
図 19



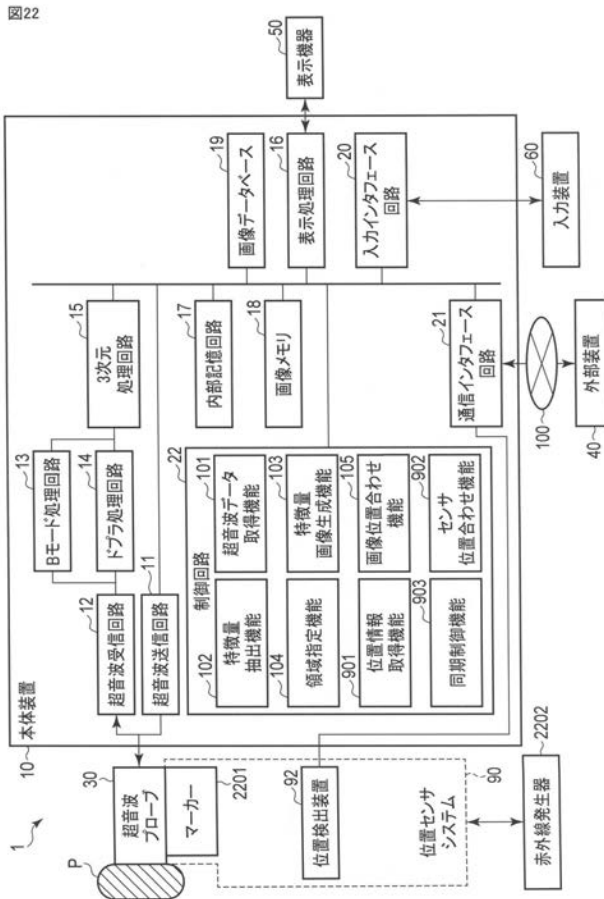
【図20】



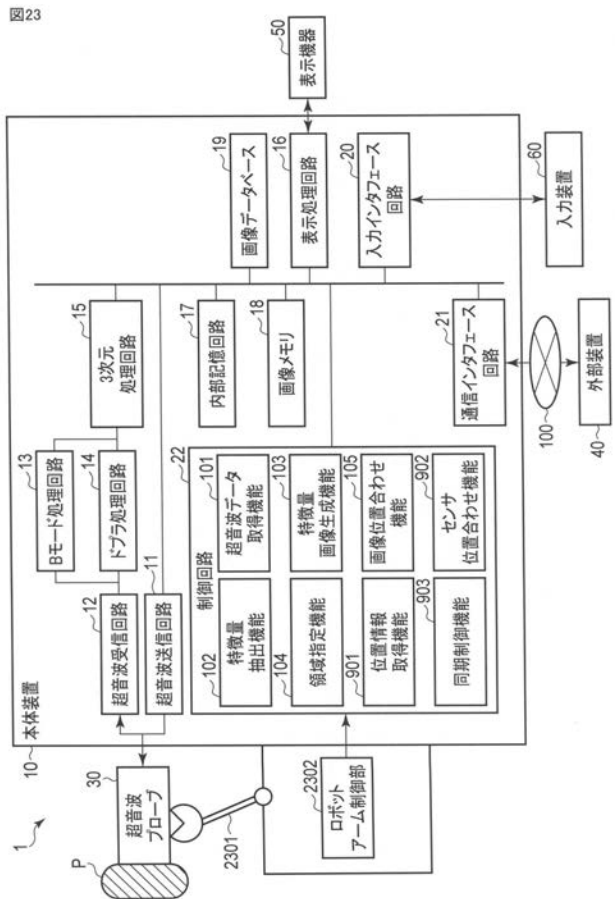
【図21】



【図22】

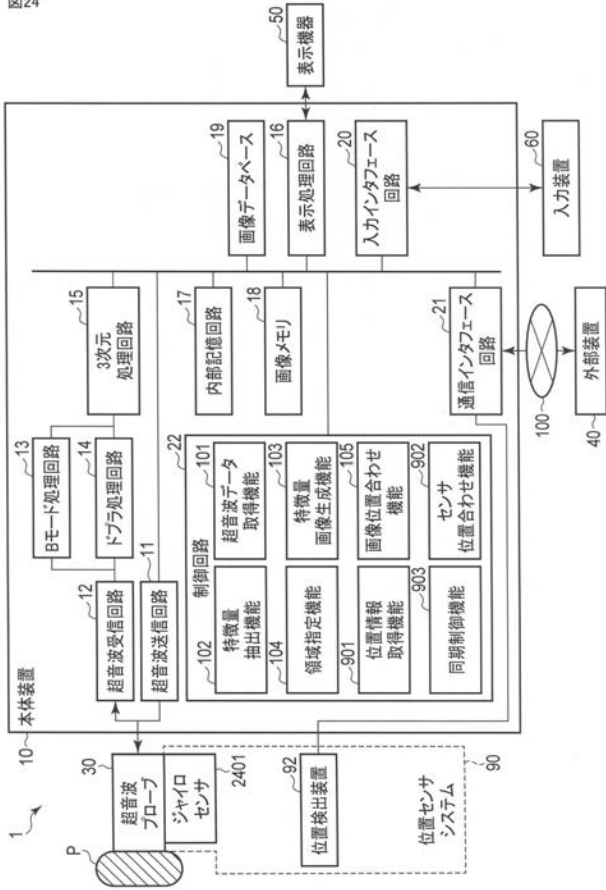


【図23】



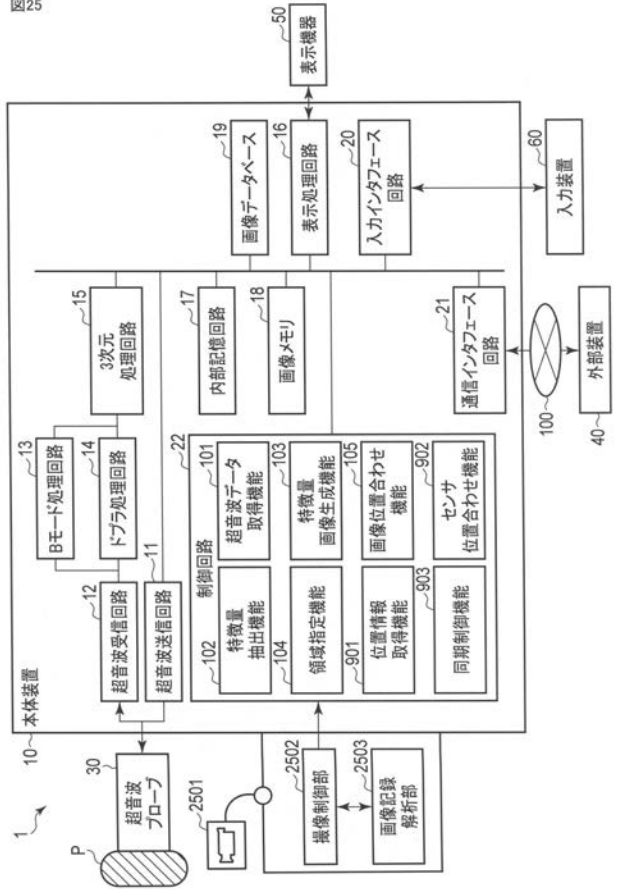
【 図 2 4 】

図 24



【 図 2 5 】

図 25



## フロントページの続き

- (72)発明者 嶺 喜隆  
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 小林 幸史  
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 手塚 和男  
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 樋口 治郎  
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 中井 淳  
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 中屋 重光  
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 小林 豊  
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
- Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 EE09 EE11 GA18 GA25 GB04 GB06 JC04  
JC07 JC23 JC26 JC32 KK43 KK44 KK45 LL03 LL33 LL38

