

(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2018-57428
(P2018-57428A)

(43) 公開日 平成30年4月12日(2018.4.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 28 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2016-195129(P2016-195129)
(22) 出願日 平成28年9月30日(2016.9.30)

(71) 出願人 594164542
キヤノン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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74) 代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74) 代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74) 代理人 100189913
弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

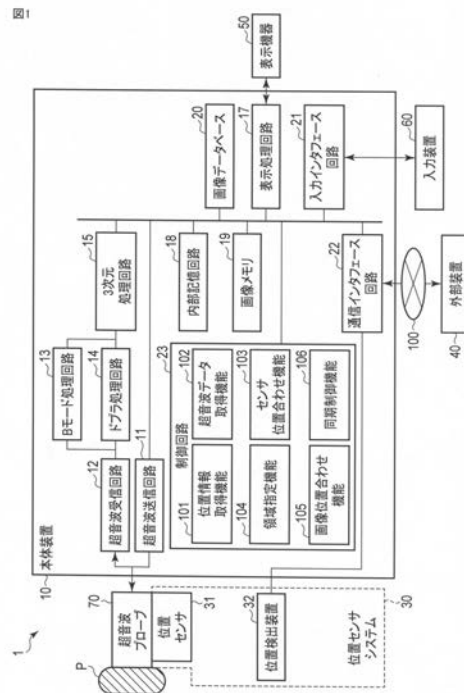
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断支援プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】位置合わせを高い成功率で容易に行う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1は、位置情報取得部101と、超音波データ取得部102と、センサ位置合わせ部103と、画像位置合わせ部105を含む。位置情報取得部は、超音波プローブ70ないし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、位置情報を取得した位置における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画像データを、位置情報と対応付けて取得する。センサ位置合わせ部は、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。画像位置合わせ部は、対応付けが行われた超音波画像データに基づく超音波画像と医用画像データに基づく医用画像との画像位置合わせを行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブ、ないし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画像データを、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 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画像データに基づく超音波画像と前記医用画像データに基づく医用画像と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。

10

【請求項 2】

前記超音波画像と前記医用画像との少なくともいずれか一方において、前記画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する領域指定部をさらに具備し、

前記画像位置合わせ部は、前記領域情報に基づいて前記画像位置合わせを行う請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波プローブ、ないし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、超音波プローブ、ないし超音波画像の位置情報の第 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センサ位置合わせ部と、

20

前記超音波プローブ、ないし超音波画像の位置情報の第 1 座標系に基づく超音波画像と前記医用画像データの座標系に基づく医用画像との少なくともいずれか一方において、画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する領域指定部と、

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画像データを、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対応付けと前記領域情報に基づいて、前記超音波画像データに基づく超音波画像と前記医用画像と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 4】

超音波画像データを取得する超音波データ取得部と、

前記超音波画像データに基づく超音波画像と医用画像データに基づく医用画像との少なくともいずれか一方において、画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する領域指定部と、

30

前記領域情報に基づいて、前記超音波画像と前記医用画像と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 5】

前記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、超音波プローブによって新たに得られる超音波画像データに基づくリアルタイム超音波画像と、該リアルタイム超音波画像に対応する前記医用画像データに基づく医用画像とを同期して表示させる同期制御部をさらに具備する請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記位置情報は、磁気センサ、赤外線センサ、画像認識処理、ジャイロセンサおよびロボットアームの少なくとも 1 つを利用した位置センサシステムにより取得される請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記センサ位置合わせ部は、前記超音波プローブが操作されることで前記医用画像データに含まれる対象部位が超音波画像に描出される位置で、前記第 1 座標系と前記第 2 座標系とを対応付ける請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記センサ位置合わせ部は、前記医用画像データが前記第 1 座標系と共通の座標系によ

50

り取得された超音波画像データである場合、該共通の座標系を用いて前記対応付けを行う請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記センサ位置合わせ部は、生体の体表にセンサが装着された点または該生体の体表において指定された点を、前記第 1 座標系の原点に設定する請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波画像データは、2次元画像データ、3次元画像データ、4次元画像データのうちの少なくとも1つである請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記 3次元画像データは、位置情報が対応付けられた 2次元画像データを再構成して得られるデータである請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記 3次元画像データおよび前記 4次元画像データは、メカニカル 4次元プローブまたは 2次元アレイプローブによる電子走査により収集された 3次元画像データに、位置情報が対応づけられたデータである請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記超音波画像データは、位置情報が対応付けられた 3次元画像データまたは該位置情報が対応付けられた 4次元画像データであり、

20

前記同期制御部は、3次元のリアルタイム超音波画像と、該 3次元のリアルタイム超音波画像に対応する 3次元の医用画像の対応断面とを同期して表示させる請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記領域情報として、前記超音波画像と前記医用画像とで対応する点または対応する対応領域をユーザに指定させるユーザインタフェースをさらに具備し、

前記領域指定部は、前記領域情報に基づいて、前記第 1 座標系と前記第 2 座標系との対応付けを補正する請求項 2 または請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記医用画像データにおいて所望の領域をユーザに指定させ、リアルタイムの超音波画像データの断面像において、前記所望の領域に対応する対応領域を前記ユーザに指定させるユーザインタフェースをさらに具備し、

30

前記領域指定部は、前記対応領域の座標に基づいて前記第 1 座標系と前記第 2 座標系との対応付けを補正し、

前記超音波データ取得部は、補正された対応付けに基づいて新たに超音波画像データを取得する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記超音波画像と前記医用画像とを並列表示する表示処理部をさらに具備し、

前記領域指定部は、並列表示された前記超音波画像と前記医用画像とに対する前記対応領域の入力を支援する請求項 14 または請求項 15 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 17】

前記超音波画像と前記医用画像とを並列表示する表示処理部をさらに具備し、

前記超音波画像は、前記超音波画像と前記医用画像とが並列表示された後に取得される請求項 14 または請求項 15 に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記領域指定部は、ランドマークとなる領域の 2次元画像パターンまたは 3次元画像パターンを格納するデータベースを参照して、指定されたランドマークに対応する領域を超音波画像データおよび前記医用画像データからそれぞれ検出する請求項 2 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

50

前記、画像位置合わせ部は、位置合わせの計算結果による位置ずれ推定の量、該位置合わせの類似度関数の評価値、画像間の類似度、およびデータ間の重なり量もしくは比率のうち、少なくとも1つを表示させる請求項1から請求項4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項20】

前記画像位置合わせ部は、前記画像位置合わせの計算結果として得られる位置ずれ量に基づいて、前記画像位置合わせを制御する請求項1から請求項18のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項21】

前記画像位置合わせ部は、前記画像位置合わせの計算結果として得られる類似度に基づいて、前記画像位置合わせを制御する請求項1から請求項18のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項22】

前記画像位置合わせ部は、前記医用画像データが超音波画像データである場合、超音波画像データ間の3次元空間における重畳度に基づいて、前記画像位置合わせを制御する請求項1から請求項18のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項23】

前記画像位置合わせ部は、超音波画像データおよび前記医用画像データからノイズ領域をそれぞれ抽出し、前記画像位置合わせの計算において、該ノイズ領域を除外して計算する請求項1から請求項22のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項24】

前記画像位置合わせ部は、超音波画像データおよび前記医用画像データから共通の構造を有する領域をそれぞれ抽出し、前記画像位置合わせの計算において、該共通の構造を有する領域を計算に用いる請求項1から請求項23のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項25】

コンピュータを、
超音波プローブないし超音波画像に関する位置情報を取得する位置情報取得手段と、
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画像データを、前記位置情報と対応付けて取得する超音波データ取得手段と、

30

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センサ位置合わせ手段と、

前記対応付けが行われた超音波画像データに基づく超音波画像と前記医用画像データに基づく医用画像との画像位置合わせを行う画像位置合わせ手段と、して機能させるための超音波診断支援プログラム。

【請求項26】

前記コンピュータを、
前記超音波画像と前記医用画像との少なくともいずれか一方において、前記画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する領域指定手段としてさらに機能させ、

40

前記画像位置合わせ手段は、前記領域情報に基づいて前記画像位置合わせを行う請求項25に記載の超音波診断支援プログラム。

【請求項27】

コンピュータを、
超音波プローブ、ないし超音波画像に関する位置情報を取得する位置情報取得手段と、
超音波プローブ、ないし超音波画像の位置情報の第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センサ位置合わせ手段と、

前記超音波プローブ、ないし超音波画像の位置情報の第1座標系に基づく超音波画像と前記医用画像データの座標系に基づく医用画像との少なくともいずれか一方において、画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する領域指定手段と、

50

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画像データを、前記位置情報と対応付けて取得する超音波データ取得手段と

前記対応付けと前記領域情報に基づいて、前記超音波画像データに基づく超音波画像と前記医用画像との画像位置合わせを行う画像位置合わせ手段として機能させるための超音波診断支援プログラム。

【請求項 28】

コンピュータを、

超音波画像データを取得する超音波データ取得手段と、

前記超音波画像データに基づく超音波画像と医用画像データに基づく医用画像との少なくともいずれか一方において、画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する領域指定手段と、

前記領域情報に基づいて、前記超音波画像と前記医用画像との画像位置合わせを行う画像位置合わせ手段として機能させるための超音波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、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次元画像データ間の位置合わせが、種々の手法を用いて行われている。

例えば、超音波3次元（3D）画像データと他の医用3次元（3D）画像データとの位置合わせは、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3次元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。

また、3次元CT（Computed Tomography）画像データと3次元MR（magnetic resonance）画像データとの位置合わせは、それぞれの画像データを解析してランドマークとなる部位を特定し、特定された位置が対応するように位置合わせが行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第4468432号明細書

【特許文献2】特開2014-236998号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、従来手法による超音波3D画像データと医用3D画像データ（医用画像診断装置によって取得されたCTやMRの3次元画像データ）との位置合わせには、以下の問題がある。まず、超音波プローブを手技によってCTやMR画像と位置合わせ操作しなければならないことから、主に角度成分にずれが生じ、関心領域全体で位置合わせのための精度が低下しやすい。また、CT画像やMR画像と共通する構造を超音波3D画像データに見つけて位置合わせすることはユーザのスキルに依存するため、位置合わせの精度にばらつきが発生する。CT画像やMR画像と超音波画像では、組織や血管・血液の見え方が異なる。超音波ではガスや骨の深部は構造を見ることができない。3Dの超音波画像は、そのボリューム領域が、CTやMRに比べて非常に小さく、構造物の一部しか含まない。CTやMRはベットにより画像の向きは一定している。

【0005】

しかし、超音波の3Dデータは、超音波プローブの当て方により自由であり、CTやM

10

20

30

40

50

Rとの位置合わせでは、位置ずれも角度ずれも大きくなり、位置合わせの検索範囲を広く設定する必要がある。検索範囲を大きくすると局所最適点にトラップされ、位置合わせに到達できない可能性が大きくなり、成功率が低下する。従って、画像位置合わせをCTやMRと超音波筒で行うことに困難さがある。研究機関や超音波診断装置で、CTやMRと超音波筒の画像位置合わせの試みがなされているが、成功しておらず、実用の品質が確保されていない。超音波診断装置が2次元断層像でほとんど診断されており、3D超音波データ自体があまり存在しないことも、CTやMRと超音波筒の位置合わせの実施の障害になっている。さらに、超音波3Dデータ間での位置合わせを考えた場合は、小さいボリューム間の位置合わせとなり、位置や向き自由度が大きく、データの重なり確保も困難さがある。小さい重なりであることは、含まれる共通の構造体も少ないことを意味している。

10

超音波3Dデータ間の画像位置合わせは、研究自体も少なく、実用化もされていない。以上の点から、従来の手法による超音波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。

【0006】

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画像データと医用3D画像データとの位置合わせを画像位置合わせのアルゴリズムにより自動化して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。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、画像位置合わせ部とを含む。位置情報取得部は、超音波プローブないし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画像データを、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。画像位置合わせ部は、前記対応付けが行われた前記超音波画像データに基づく超音波画像と前記医用画像データに基づく医用画像との画像位置合わせを行う。

20

【0008】

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、第1超音波データ取得部と、センサ位置合わせ部と、領域指定部と、第2超音波データ取得部と、画像位置合わせ部とを含む。位置情報取得部は、超音波プローブないし超音波画像に関する位置情報を取得する。センサ位置合わせ部は、超音波プローブないし超音波画像の位置情報の第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。領域指定部は、前記超音波プローブないし超音波画像の位置情報の第1座標系に基づく超音波画像と前記医用画像データの座標系に基づく医用画像との少なくともいずれか一方において、前記画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する。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画像データを、前記位置情報と対応付けて取得する。第2超音波データ取得部は、前記領域情報に基づいて、画像位置合わせ用の第2超音波画像データを取得する。画像位置合わせ部は、前記対応付けと前記領域情報に基づいて、前記超音波画像データに基づく超音波画像と前記医用画像データに基づく医用画像との画像位置合わせを行う。

30

40

【0009】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波データ取得部と、領域指定部と、画像位置合わせ部とを含む。超音波データ取得部は、超音波画像データを取得する。領域指定部は、前記超音波画像データに基づく超音波画像と医用画像データに基づく医用画像との少なくともいずれか一方において、画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する。画像位置合わせ部は、前記領域情報に基づいて、前記超音波画像と前記医用画像との画像位置合わせを行う。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 本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。

【 図 2 】 超音波画像データの3次元表示を示す概念図。

【 図 3 】 超音波画像データ間の位置合わせ処理を示すフローチャート。

【 図 4 】 画像位置合わせ処理を示すフローチャート。

【 図 5 】 超音波画像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 6 】 超音波画像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 7 】 第2の実施例に係る超音波画像データ間の位置合わせ処理を示すフローチャート

。 【 図 8 】 センサ位置合わせが完了した後の超音波画像表示の一例を示す図。

10

【 図 9 】 超音波画像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 10 A 】 超音波画像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 10 B 】 超音波画像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 10 C 】 超音波画像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 11 A 】 医師が肝臓の検査を行う場合の例の模式図。

【 図 11 B 】 超音波画像データと医用画像データとの対応付けの例を示す図。

【 図 12 】 超音波画像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 13 】 位置ずれの補正が完了した状態での超音波画像データの収集例を示す図。

【 図 14 】 超音波画像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。

20

【 図 15 】 超音波画像と医用画像との同期表示の一例を示す図。

【 図 16 】 超音波画像と医用画像との同期表示の別例を示す図。

【 図 17 】 超音波画像データと医用画像データとの位置合わせ処理の別例を示すフローチャート。

【 図 18 】 超音波画像データと医用画像データとの位置合わせ前の表示例を示す図。

【 図 19 】 超音波画像データと医用画像データとの位置合わせ後の表示例を示す図。

【 図 20 】 超音波画像データと医用画像データとの位置合わせ後の表示の別例を示す図。

【 図 21 】 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。

【 図 22 】 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。

30

【 図 23 】 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 24 】 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

【 図 25 】 磁気センサによる位置センサシステムを示す概念図。

【 図 26 】 超音波検査中に生体が移動した場合の、磁気センサによる位置センサシステムを示す概念図。

【 図 27 】 体表に磁気センサを設置する場合の位置センサシステムを示す概念図。

【 図 28 】 位置センサ付き2Dアレイプローブの操作例を示す超音波診断装置の概念図。

40

【 図 29 】 リアルタイム3D位置合わせ表示の処理の流れを示す図。

【 図 30 】 医用画像間の共通の構造を示す図。

【 図 31 】 超音波3Dデータ間での位置合わせ品質の表示の一例を示す図。

【 図 32 】 医用3D画像データと超音波3Dデータ間での位置合わせ品質の表示の一例を示す図。

【 図 33 】 画像位置あわせ処理の別例を示すフローチャート。

【 図 34 】 超音波3Dデータのノイズ領域の除外処理の一例を示す図。

【 図 35 】 超音波3Dカラーデータによる血管構造の抽出処理の一例を示す図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 1 】

50

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。

【0012】

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、超音波プローブ70、及び位置センサシステム30を具備する。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。

【0013】

位置センサシステム30は、超音波プローブ70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30は、位置センサ31と位置検出装置32とを含む。

【0014】

位置センサシステム30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31として超音波プローブ70に装着させることで、超音波プローブ70の3次元の位置情報を取得する。なお、超音波プローブ70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70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30は、超音波プローブ70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70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30は、超音波プローブ70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70の位置情報として取得してもよい。

【0015】

なお、以下では、位置センサシステム30が磁気センサを用いて超音波プローブ70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30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70に装着される位置センサ31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70の位置と向きとを取得することができる。位置センサ31は、検出した磁場の強度および傾きを位置検出装置32へ出力する。

【0016】

位置検出装置32は、位置センサ31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70の位置(スキャン面の位置(x、y、z)及び回転角度(α 、 β 、 γ))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32は、算出した位置(x、y、z、 α 、 β 、 γ)に関する位置情報を本体装置10へ送信する。

【0017】

なお、上述のように取得した位置情報と超音波プローブ70から送受信された超音波の超音波画像データとを時刻同期などで対応付けることにより、超音波画像データに位置情報を付与することができる。

【0018】

超音波プローブ70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70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70には、後述するオフセット処理や、超音波画像のフリーズなどの際に押下さ

10

20

30

40

50

れるボタンが配置されてもよい。

【0019】

超音波プローブ70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70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70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

【0020】

本実施形態に係る超音波プローブ70は、上述したように、位置センサ31が装着されているので、生体Pを3次元で走査したときの位置情報を検出することが可能である。具体的には、本実施形態に係る超音波プローブ70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、位置センサ31が装着される超音波プローブ70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

20

【0021】

図1に示される本体装置10は、超音波プローブ70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17、内部記憶回路18、画像メモリ19(シネメモリ)、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22および制御回路23を含む。

【0022】

超音波送信回路11は、超音波プローブ70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70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70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

【0023】

超音波受信回路12は、超音波プローブ70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70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

【0024】

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

50

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（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、2次元的な超音波走査線上の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。

【0025】

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（ドブラデータ）を生成する。

10

【0026】

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、位置情報付きの3次元画像データを生成可能なプロセッサである。位置センサ31が装着されている超音波プローブ70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、位置検出装置32で算出された超音波プローブ70の位置情報を付加する。また、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し、生成した2次元画像データに対し、位置検出装置32で算出された超音波プローブ70の位置情報を付加してもよい。

【0027】

20

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3次元の画像データ（以下、ボリュームデータと称する。）を生成する。ボリュームデータには、位置検出装置32で算出された超音波プローブ70の位置情報が付加される。位置センサ31が装着されている超音波プローブ70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、2次元のRAWデータ、2次元画像データ、及び3次元画像データに位置情報が付加される。

また、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。

30

【0028】

表示処理回路17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17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17は、操作者が入力インタフェース回路21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。

40

【0029】

内部記憶回路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。内部記憶回路18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18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18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。

【0030】

50

また、内部記憶回路 18 は、入力インタフェース回路 21 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 18 は、入力インタフェース回路 21 を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路 15 で発生された位置情報付きの 2次元画像データ、位置情報付きのボリュームデータ、位置情報付きの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 18 は、記憶しているデータを、通信インタフェース回路 22 を介して外部装置へ転送することも可能である。

【0031】

画像メモリ 19 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 19 は、入力インタフェース回路 21 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 19 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。

10

【0032】

画像データベース 20 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 20 は、過去の診察において取得された同一患者に関する過去画像データを、外部装置 40 から取得して記憶する。過去画像データには、超音波画像データ、C T (Computed Tomography) 画像データ、M R 画像データ、P E T (Positron Emission Tomography) - C T 画像データ、P E T - M R 画像データおよび X 線画像データが含まれる。

20

【0033】

なお、画像データベース 20 は、M O、C D - R、D V D 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。

【0034】

入力インタフェース回路 21 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（T C S）である。入力インタフェース回路 21 は、例えばバスを介して制御回路 23 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 23 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 21 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 23 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 21 の例に含まれる。

30

【0035】

通信インタフェース回路 22 は、位置センサシステム 30 と例えば無線により接続し、位置検出装置 32 から送信される位置情報を受信する。また、通信インタフェース回路 22 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 P A C S (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 C T 装置、及び M R I (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、D I C O M (digital imaging and communication in medicine) が挙げられる。

40

【0036】

制御回路 23 は、例えば、超音波診断装置 1 の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 23 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

50

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 2 3 は、位置情報取得機能 1 0 1、超音波データ取得機能 1 0 2、センサ位置合わせ機能 1 0 3、領域指定機能 1 0 4、画像位置合わせ機能 1 0 5 および同期制御機能 1 0 6 を実行する。

【 0 0 3 7 】

位置情報取得機能 1 0 1 を実行することで、制御回路 2 3 は、位置センサシステム 3 0 から通信インタフェース回路 2 2 を介して超音波プローブ 7 0 に関する位置情報を取得する。

【 0 0 3 8 】

超音波データ取得機能 1 0 2 を実行することで、制御回路 2 3 は、3次元処理回路 1 5 から超音波画像データを取得し、超音波画像データと位置情報とを対応付けて位置情報付き超音波画像データを生成する。

【 0 0 3 9 】

センサ位置合わせ機能 1 0 3 を実行することで、位置センサの座標系と医用 3 D 画像データの座標系が関連付けられる。超音波画像データは、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画像データと医用 3 D 画像データが位置合わせされる。センサ位置合わせ機能 1 0 3 は、センサ座標系での医用 3 D 画像間の位置合わせ機能である。医用 3 D 画像と超音波 3 D 画像間、あるいは、超音波 3 D 画像間では、自由な向きと位置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はあるが、位置センサの座標系で位置合わせを行うことで、医用 3 D 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。医用 3 D 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、医用 3 D 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。

【 0 0 4 0 】

領域指定機能 1 0 4 を実行することで、制御回路 2 3 は、例えば、ユーザからの入力装置 6 0 への入力を入力インタフェース回路 2 1 を介して受け取り、当該入力に基づいて、超音波画像と医用画像との少なくともいずれか一方において、画像位置合わせの基準となる領域情報を指定する。

【 0 0 4 1 】

画像位置合わせ機能 1 0 5 を実行することで、制御回路 2 3 は、センサ位置合わせ機能 1 0 3 により対応付けが行われた超音波画像データに基づく超音波画像と前記医用画像データに基づく医用画像との画像位置合わせを行う。

【 0 0 4 2 】

同期制御機能 1 0 6 を実行することで、制御回路 2 3 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 7 0 によって新たに取得される超音波画像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前記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。

【 0 0 4 3 】

位置情報取得機能 1 0 1、超音波データ取得機能 1 0 2、センサ位置合わせ機能 1 0 3、領域指定機能 1 0 4、画像位置合わせ機能 1 0 5 および同期制御機能 1 0 6 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 2 3 自体または本体装置 1 0 に制御回路 2 3 が参照可能な回路として、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。

【 0 0 4 4 】

制御回路 2 3 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 : A S I C)、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ (Field Programmable Logic Device : F P G A)、他の複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device : C P L D)、又は単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device : S P L D) により実現さ

10

20

30

40

50

れてもよい。

【0045】

次に、超音波診断装置1で収集される超音波画像データの3次元表示(3D表示)および4次元表示(4D表示)について、図2を参照して説明する。なお、図2に示す処理は、3次元処理回路15がおこなってもよいし、制御回路23がおこなってもよい。

図2の上段は超音波データの収集から表示までの流れを各ステップで示し、図2の下段は各ステップで得られるデータの状態を示す。

【0046】

ステップS201では、例えば、ユーザが超音波プローブ70を3次元的に走査することにより、3次元の超音波画像データをスタックデータとして収集される。なお、超音波プローブ70として、メカニカル4Dプローブや2次元アレイプローブを用いた電子走査により、3次元的な繰り返し走査が可能となるので、時間的に連続して収集された3次元画像データであって、時間軸を含む4次元の超音波画像データを収集することもできる。

10

【0047】

ステップS202では、収集されたスタックデータである複数の2次元の超音波画像データ(断層画像)は、それぞれ異なる座標で収集されているため、各断層画像に共通に使用できる座標系を導入する。そのため、等方的なボクセルとして3次元の超音波画像データを再構成(リサンプリング)し、ボリュームデータを得る。

【0048】

ステップS203では、ボリュームデータを、3次元から2次元平面上に投影表示(レンダリング)する。レンダリングの手法としては、例えば、MPR(Multi-Planar Reconstruction/Reformation)法、VR(Volume Rendering)法およびVR(Volume Rendering)法が挙げられる。

20

【0049】

MPR法は、任意方向の断層像を作成する手法であり、指定した断層面近傍のボクセル値を補間することで画素値を求める。MPR法は、通常の超音波撮像では見えない断面を観測できるという点で有用である。通常、立体構造を把握するために、指定断面と当該断面に直交する2断面を合わせた3断面を同時に表示する。

【0050】

MIP法は、視点と投影面との間の直線上に存在するボクセル値を調べ、その中の最大値を投影面に投影する表示手法である。カラードブラ法による血管像や超音波造影エコー法における造影エコー像の立体描出などに有用である。ただし、MIP法では奥行き情報が消えるため、角度を変えて作成した像を回転させてシネ表示する必要がある。

30

【0051】

VR法は、仮想スクリーンから一様な光が発せられ、発せられた光がボクセル値によって表現される3次元物体によって反射、減衰および吸収されるという仮想的な物理現象をシミュレーションした手法である。スタート点である仮想スクリーン上の点から、一定のステップ間隔で透過光および反射光を更新する。更新処理時に、ボクセル値に応じた不透明度(Opacity)を設定することで、生体の表面から内部構造まで多様な表現ができる。特に微細構造の抽出に優れている。

40

【0052】

(超音波画像データ間での位置合わせ)

以下では、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせ処理として、医用画像データが超音波画像データであり、取得時間が異なる超音波画像データ間の位置合わせ処理について、第一の実施例として、図3のフローチャートを参照して説明する。本実施形態では、例えば、肝臓ガンの治療の場合を想定し、治療前に肝臓ガン周辺の超音波画像データを取得し、治療後に再度、治療された肝臓ガン周辺の超音波画像データを取得し、治療前後の画像を比較して治療効果を判定するような場合を想定する。

【0053】

ステップS301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70が操作

50

されることにより、超音波データ取得機能102を実行する制御回路23が、治療対象となる肝臓ガン付近の生体部位（対象部位ともいう）の超音波画像データを取得する。位置情報取得機能101を実行する制御回路23はまた、位置センサシステム30から超音波画像データの取得時における超音波プローブ70の位置情報を取得し、位置情報付き超音波画像データを生成する。

【0054】

ステップS302では、制御回路23または3次元処理回路15が、超音波画像データおよび超音波プローブ70の位置情報を用いて、図2に上述した手順により超音波画像データの3次元再構成を行い、位置情報付き超音波画像データのポリウムデータ（第1ポリウムデータともいう）を生成する。なお、治療前の位置情報付き超音波画像データであるため、過去の超音波画像データとして画像データベース20に格納される。

10

【0055】

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。

ステップS303では、位置情報取得機能101および超音波データ取得機能102を実行する制御回路23が、ステップS301と同様に、超音波プローブ70および超音波画像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70が操作され、制御回路23が、対象部位の超音波画像データを取得し、位置センサシステムから超音波プローブ70の位置情報を取得し、位置情報付き超音波画像データを生成する。

【0056】

20

ステップS304では、制御回路23または3次元処理回路15が、ステップS302と同様に、取得した超音波画像データおよび位置情報を用いて、位置情報付き超音波画像データのポリウムデータ（第2ポリウムデータともいう）を生成する。

【0057】

ステップS305では、センサ位置合わせ機能103を実行する制御回路23が、取得した超音波プローブ70および超音波画像データの位置情報に基づいて、第1ポリウムデータの座標系（第1座標系ともいう）と第2ポリウムデータの座標系（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。超音波の第1ポリウムデータの位置も第2ポリウムデータの位置も、共通して位置センサ座標系の記述されている。従って、ポリウ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

ステップS306では、第1ポリウムデータの取得から第2ポリウ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、図3でステップS308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S307の画像位置合わせを実施する。位置合わせ結果が良好であれば、ステップS308の超音波画像の並列表示を行う。

画像位置合わせの詳細については、図4を参照して後述する。

【0058】

ステップS308では、制御回路23が、例えば表示処理回路17に指示することにより、治療前である第1ポリウムデータに基づく超音波画像と、治療後である第2ポリウムデータに基づく超音波画像を並列表示する。以上で超音波画像データ間の位置合わせ処理を終了する。

40

【0059】

次に、ステップS307に示す画像位置合わせ機能の実現する制御回路23による画像位置合わせ処理について図4のフローチャートを参照して説明する。

ステップS401では、制御回路23が、第1ポリウムデータと第2ポリウムデータのうちの一方に関して、ここでは第2ポリウムデータに関して、座標を変換する。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

50

すればよい。

【0060】

ステップS402では、制御回路23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、ポリウムデータ領域外のデータを除外する。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。また、領域外を特定の画素値（例えば255）に設定し、輝度を0～254により表現してもよい。

【0061】

ステップS403では、制御回路23が、第1ポリウムデータと第2ポリウムデータとの類似度に関する特徴量を計算する。例えば、ボクセルの輝度値などを特徴量として計算する。

10

【0062】

ステップS404では、制御回路23が、第1ポリウムデータと第2ポリウムデータとの位置ずれの評価関数を計算する。評価関数としては、例えば、ステップS403で算出した輝度値の輝度差分、相互相関、または、ポリウムデータ間の輝度の構造情報をあわせた後に類似度が最も高い領域を探索する等の相互情報量を用いればよい。

【0063】

ステップS405では、制御回路23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S406に進み、最適値基準を満たさない場合、ステップS406に進む。最適値基準を満たすかどうかは、類似度の基準の向上をそれ以上望めなくなった時点で最適値基準を満たすとすればよい。

20

【0064】

ステップS406では、制御回路23が、最適値基準の結果に応じて、変換パラメータを変更する。類似度の基準値の向上が望めなくなった場合、局所解に陥っている可能性がある。当然のことながら、このときの類似度基準は最適解のそれよりも小さく、大きく位置がずれているときの画像の類似度基準との比を、経験的にわかっている最適解時のそれと比較することで判定することができる。もし、局所解に陥っていると判断した場合、その位置より、パラメータを少し変更して最適化を再度実行することで最適解に収束することが期待できる。パラメータの変更は、例えばdownhill、simplex法の場合であれば、初期設定するシプレックスの位置を前回より大きくするなどに対応する。

【0065】

ステップS407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4に示す画像位置合わせは一例であり、画像位置合わせに関する一般的な手法を用いてもよい。

30

【0066】

図3により説明してきた超音波3D画像データ間の位置合わせの一例を、図5に示す。

図5の左側の画像が治療前の第1ポリウムデータに基づく超音波画像であり、図5の右側の画像が治療後の第2ポリウムデータに基づく超音波画像である。図3のステップS305の状態にある。なお以下では、超音波画像は白黒反転表示で図示する。図5に示すように、超音波画像データを取得する時期が異なれば、同一の対象部位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。

40

【0067】

次に、ステップS308に示す画像位置合わせ後の超音波画像表示の一例について図6を参照して説明する。

図6の左側の画像が治療前の第1ポリウムデータに基づく超音波画像であり、図6の右側の画像が治療後の第2ポリウムデータに基づく超音波画像である。図6に示すように、治療前後の超音波画像データが位置合わせされ、第1ポリウムデータに基づく超音波画像が第2ポリウ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6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。

50

【 0 0 6 8 】

(体動や呼吸時相による位置ずれの補正)

第2の実施例を、図7にて説明する。

【 0 0 6 9 】

治療中において体動により、超音波画像データ間で位置センサ座標系で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103により、センサの座標系を対応付けた後も、超音波画像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。そのようなケースに対して、第2の実施例として図7のフローチャートがある。ユーザは、ステップS306でセンサ位置合

10

【 0 0 7 0 】

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に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17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8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801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801に対応する対応点802が指定される。制御回路23は、指定された対応点801及び対応点802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23は、それぞれ指定された対応点801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801と対応点802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。

20

【 0 0 7 1 】

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。

30

【 0 0 7 2 】

図7のステップS702により超音波画像間の位置ずれが補正された後、第1の実施形態と同様に、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70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7のステップS703の画像位置合わせ機能は、位置ずれが補正された超音波画像データに基づいて、画像位置合わせを行えばよい。図3のフローチャートと同様に、図6に示した状態になる。

画像位置合わせの指示があった後、表示処理回路17は、図7のステップS308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画像データは、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変えて、超音波プローブ70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70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70の動き量・回転量・向きを検出できる。超音波プローブ70の動きで、超音波3D画像データの第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。

40

【 0 0 7 3 】

(超音波画像データと超音波画像以外の医用画像データとの間の位置合わせ)

50

第 3 の実施例を、説明する。

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と超音波プローブ 70 を用いて現在取得される超音波画像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。

【0074】

超音波画像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 9 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 3 次元画像データを想定するが、必要に応じて、4 次元画像データを医用画像データとしてもよい。

【0075】

ステップ S 901 では、制御回路 23 が、画像データベース 20 から医用 3D 画像データを読み出す。

ステップ S 902 では、位置センサシステム 30 のセンサ座標系と医用 3D 画像データの座標系との対応付けを行う。

ステップ S 903 では、位置情報取得機能 101 および超音波データ取得機能 102 を実行する制御回路 23 が、超音波プローブ 70 で取得される位置情報と超音波画像データと、超音波画像データを取得したときの位置情報とを対応付けて位置情報付き超音波画像データとして取得する。

【0076】

ステップ S 904 では、位置情報付き超音波画像データのボリュームデータを生成する。

ステップ S 905 では、画像位置合わせ機能 105 を実行する制御回路 23 が、ステップ S 307 と同様に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。

ステップ S 906 では、表示処理回路 17 が、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を並列表示する。

【0077】

次に、ステップ S 902 に示すセンサ座標系と医用 3D 画像データの座標系との対応付けについて、図 10A から図 10C を参照して説明する。図 3 のフローチャートのステップ S 306 に相当するセンサ位置合わせのプロセスである。

【0078】

図 10A は初期状態を表しており、図 10A に示すように、超音波画像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 1001 と、医用画像データの医用画像座標系 1002 とが、独立して定義される。

図 10B 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 1001 の座標軸と医用画像座標系 1002 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 10C は、目印合わせのプロセスである。位置センサ座標系 1001 と医用画像座標系 1002 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。

【0079】

センサ座標系と医用 3D 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 11A および図 11B を参照して説明する。

図 11A 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 70 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 (Axial) 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 70 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設置する。これにより、図 11B のような画像が得られる。本実施例では、ステップ S 901 で画像データベース 20 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。アイコン 1101 の位置で得られるアキシャル断面の MR 画像が、図 11B に示す MR 画像

10

20

30

40

50

1102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1102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1103が表示される。図11Aのように超音波プローブ70を腹部に設置することにより、MRのAxial面と同じ向きの超音波断層像が得られる。

【0080】

ユーザは、超音波プローブ70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70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70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23は、この状態の超音波プローブ70のセンサの位置情報のセンサ座標とMRデータのMPR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11B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MPR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70を動かすことで、MRのMPR面とリアルタイムの超音波像を連動して観察することができる。

10

【0081】

次に、図11C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12を参照して説明する。

20

図12は、モニタに表示される、図11Bに示すMR画像1102およびリアルタイム超音波画像1103の並列表示画面である。

【0082】

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70を動かすことで、MRのMPR面とリアルタイムの超音波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1103を見ながら、超音波プローブ70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1201として指定する。図12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1201のセンサ座標系の位置情報を取得して記録する。

30

【0083】

次に、ユーザは、超音波プローブ70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1201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1201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1202として指定する。この時、システムは対応点1201のMRデータの座標系の位置情報を取得して記録する。

40

【0084】

領域指定機能を実行する制御回路23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1201と対応点1202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10Cの目印合わせのプロセスが完了し、図9のフローチャートのステップS902のステップが完了する。

【0085】

次に、図9のフローチャートのS903のステップである、MRデータの座標系とセン

50

サ座標系の位置合わせがされた状態での超音波画像データの収集例について図13の模式図にて説明する。

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70を手動的に操作して、位置情報付き超音波画像データを収集する。図13には、ユーザが腹部で超音波プローブ70を手動的に動かす模式図を示す。

【0086】

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。画像位置合わせ後の超音波画像表示の一例について図14を参照して説明する。図9のステップS906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。

図14に示すように、画像位置合わせに応じて、超音波画像データの超音波画像1401が、MR3D画像データのMR3D画像1402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MR3D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、MR3Dデータと超音波3D画像データは、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70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70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70の動き量・回転量・向きを検出できる。超音波プローブ70の動きで、MR3Dデータと超音波3D画像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。

【0087】

第三の実施例において、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画像データに同様に適用できる。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10A～図10C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画像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画像データを取得してボリュームデータを生成し、超音波画像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。

【0088】

(超音波画像と医用画像との同期表示)

第四の実施例を示す。

【0089】

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17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70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。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3と図7のステップS308のステップ、および図9のステップS906のステップにて、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。

【0090】

超音波画像と医用画像との同期表示の一例を図15に示す。例えば、超音波プローブ70を走査すると、リアルタイムの超音波画像1501と、対応するMR3D画像1502と、位置合わせに用いた位置合わせ用超音波画像1503とが表示される。なお、図16に示すように、位置合わせ用超音波画像1503を表示させず、リアルタイムの超音波画像1501とMR3D画像1502とを並列表示してもよい。

【0091】

第五の実施例を示す。

図17のフローチャートが示すとおり、超音波3Dデータの取得の後に、センサ座標と医用3D画像データのデータ座標の関連づけを行っても良い。例えば、図17のフローチャートのステップS1701およびステップS1702は、図18に示すように、超音波データ取得機能を実行する制御回路23は、3次元超音波データを読み込み、モニタの右側に超音波3D画像1801を表示させる。制御回路23は、画像データベースから医用3D画像データの医用3D画像1802（ここでは、3次元CT画像データ）を読み込み、モニタの左側に表示する。

【0092】

図17のフローチャートのステップS1703は、図18では、領域指定機能を実行する制御回路23は、3次元CT画像の断面と超音波画像の断面とに対して領域情報、ここでは対応点または対応領域を指定する。図18では、「+」の印で指定場所を表示している。なお、対応点または対応領域ではなく、画像位置合わせの計算を行う際の領域を指定させることもできる。

領域指定機能104を実行する制御回路23は、MRのデータ座標での対応点の座標と位置センサ座標での対応点の座標とを関連づけて、センサ位置合わせを行う。

【0093】

画像位置合わせ機能105を実行する制御回路23は、領域情報に基づいて、超音波画像と医用画像との画像位置合わせを行う。ユーザは、センサ位置合わせがされた状態で、画像位置合わせを例えば、操作パネルより指示する。対応領域に基づいて3次元CT画像データと3次元超音波データを読み込み、画像位置合わせアルゴリズムによる処理を行う。

【0094】

図19は、画像位置合わせ処理後の画像の表示例を示す。図19に示すように、超音波3D画像1801の位置に合わせて医用3D画像1802が回転して表示される。また、図20も、画像位置合わせ処理後の画像の表示例であるが、3次元CT画像と超音波3D画像との対応する断面が重ね合わせ表示2001として表示される。

【0095】

以上に示した本実施形態によれば、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70を走査して得られる超音波画像データに基づいて、取得時期、取得場所が異なる超音波画像データを含む医用画像間の座標系の対応付けを行い、対応付けに基づいて画像位置合わせを行うことで、画像位置合わせの成功率が高まり、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70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。

【0096】

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21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2102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70に設置されたマーカー2101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2102が受信して、データが位置センサシステム30に送信される。位置センサシステ

10

20

30

40

50

ム 30 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。

【0097】

図 22 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 2201 が、超音波プローブ 70 を動かす。あるいは、超音波プローブ 70 にロボットアーム 2201 が装着された状態で医師が超音波プローブ 70 を動かす。ロボットアーム 2201 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 2202 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 2202 は、超音波プローブ 70 の位置情報に変換して、超音波診断装置に送信する。

【0098】

図 23 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 2301 が、超音波プローブ 70 に内蔵されるか、超音波プローブ 70 表面に設置される。ジャイロセンサ 2301 よりケーブルにより位置情報が、位置センサシステム 30 に送信される。ケーブルは、超音波プローブ 70 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 30 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 30 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。

【0099】

図 24 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 2401 より超音波プローブ 70 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 2403 に送られ、超音波プローブ 70 を自動認識して位置を計算する。撮像制御部 2402 は、計算された位置を超音波プローブ 70 の位置情報として、超音波診断装置に送信する。

【0100】

(センサ位置合わせ部の変形例)

図 1 に示したセンサ位置合わせ機能には、様々な実施形態がある。第 1 の実施例から第 4 の実施例までの説明で述べられているが、その形態を改めて記述し、さらに変形例を述べる。

【0101】

本実施形態に係るセンサ位置合わせ部は、様々な実施形態がある。センサ位置合わせ部の第 1 の実施例は、医用 3D 画像データの位置合わせ対象領域を、超音波プローブ 70 を動かして超音波画像で描出して、その超音波画像の位置センサ座標と対応する医用 3D 画像データの座標を関連づける。図 9 のフローチャートや図 12 で説明を行った。

【0102】

センサ位置合わせ部の第 2 の実施例は、医用 3D 画像データが位置センサの位置情報付き超音波 3D 画像データの場合である。センサ位置合わせ部は、共通の位置センサ座標を利用して関連づけることが、図 3 のフローチャートに示されている。図 25 に磁気センサによる位置センサシステムの模式図を示す。例えば、磁気の送信機 2501 に磁場空間の座標を定義する。この送信機座標で超音波プローブ 70 に装着された超音波プローブ用磁気センサ 2502 の位置が定義できる。

超音波プローブ 70 を動かして超音波 3D 画像データを取得する場合、共通の送信機座標で超音波 3D 画像データ間の位置や向きの関係を把握して、位置合わせを行うことができる。

【0103】

センサ位置合わせ部の第 3 の実施例は、体表にもう一つの磁気センサを設置するケースである。図 26 に、超音波検査中に生体が移動した場合の模式図を示す。磁場の空間は、

10

20

30

40

50

送信機座標系であり、生体の移動により超音波プローブ70の位置が変化する。しかしながら、生体と超音波プローブ70の位置関係に変化がないことがあり得る。その場合、第二の実施例のとおり、共通の送信機座標で超音波3D画像データ間の位置合わせを行うと、生体の移動分のずれが発生する。図27に、体表にもう一つの磁気センサ2701を設置し、体表の磁気センサ2701を原点とする磁場空間の座標系を定義する。図26のように生体が動いても、図27に示すとおり、体表の磁気センサ2701を原点とする体表センサ座標では、生体の動きの影響を除去することができる。図27のとおり、体表センサ座標を共通の座標系として、超音波3D画像データ間の位置や向きを把握して、位置合わせを行うことができる。

【0104】

図22に示した位置センサシステムとして用いられるロボットアームは、1台に限定されない。位置センサシステムは、第2のロボットアームを備えてもよい。第2のロボットアームは、例えば、生体Pの体表における指定された点を追従するように制御される。ロボットアーム制御部(図示せず)は、第2のロボットアームの位置を把握しながら、第2のロボットアームの移動を制御する。制御回路23は、第2のロボットアームが追従する位置を生体の指定された点であると認識する。なお、指定された点が体内に存在する場合には、第2のロボットアームが追従する位置と、超音波断層画像内の指定部位の位置とから、指定された点の位置を算出する。これにより、生体Pが検査中に動いた場合、及び検査中に生体Pの体位を変更する必要が生じた場合においても、継続して生体対象部位を認識し続けることが可能となる。

【0105】

(超音波画像データの変形例)

ここまで、超音波画像データとして、位置情報付きの超音波3D画像データを例示してきた。しかしながら、超音波画像データは、位置情報付きの2D断層像であっても良い。図4の画像位置あわせ処理の流れにおいて、例えば、Volume2を2D断層像にすることができる。Volume1を位置情報付き超音波3D画像データとして、Volume2の2D断層像を座標変換でVolume1と重なる領域を変えながら類似度を評価する。位置ずれ評価関数が基準を満たした段階で位置合わせを終了し、Volume1の位置情報付き超音波3D画像データとVolume2の2D断層像の位置関係が決定される。

【0106】

超音波画像データは、位置情報付きの機械揺動式の4Dプローブ(メカニカル4Dプローブ)か、2Dアレイプローブによる電子走査により収集された超音波3D画像データ、あるいは超音波4D画像データでも良い。図28には、2Dアレイプローブに位置センサを設置した実施例を示す。図1に示した第一の実施例では、手動的に超音波プローブ70を動かして位置情報付きの超音波3D画像データを取得した、図28では、2Dアレイプローブにて電子的制御にて超音波3D画像データを取得することができる。超音波3D画像データは繰り返し取得することが可能で、各超音波3D画像データには、位置情報が添付される。図4、あるいは図9で示した超音波3D画像データは、2Dアレイプローブにて電子的制御にて取得することができる。超音波3D画像データに添付された位置情報により、図5と同様にセンサ位置合わせを実施することができる。2Dアレイプローブは、連続的に超音波3D画像データを生成可能あることより、図5のようなセンサ位置合わせを連続的に行うことが可能である。さらに、画像位置合わせを連続的に実施し、モニタ上に、リアルタイムに位置合わせされた画像を並列に表示することができる。操作者は、超音波プローブ70を動かして、観察場所を変えながら診断することができる。図29に、リアルタイム3D位置合わせ表示の処理の流れを示す。

【0107】

図8や図12や図18のとおり、生体や臓器の動きなどにより、位置ずれが発生した場合は、位置合わせ中心位置をユーザが画像上で指定することにより、ずれを補正することができる。この位置補正が行われた状態で、画像位置合わせを連続的に実施し、モニタ上

10

20

30

40

50

に、リアルタイムに位置合わせされた画像を並列に表示することができる。

【0108】

(領域指定機能の変形例)

図1に示した領域指定機能には、様々な実施形態がある。第1の実施例から第4の実施例までの説明で述べられているが、その形態を改めて記述し、さらに変形例を述べる。

【0109】

領域指定機能の第1の実施例は、図7に示されている。第1の実施例では、領域指定機能は、医用3D画像データと超音波3Dデータの対応する領域を指定するユーザインタフェースと、前記指定領域の座標情報より位置センサシステムの位置センサ座標と医用3D画像データの座標の関連づけを修正する機能にて構成される。

図8において、超音波3D画像データ間に大きな位置ずれが残っている場合は、操作パネル4を用いて、両方の超音波3D画像で対応する領域を指定する。図8では、「+」の印で指定場所を表示している。領域指定機能は、この指定の情報を用いて、超音波3Dデータ間の位置関係の情報を補正する。補正により、図4と同様に、ずれが所定の大きさ以内の状態を実現し、表示される。

【0110】

図18に、CTの3D画像データと超音波3D画像データでの実施例を示す。超音波データ取得機能102を実行する制御回路23より、超音波3Dデータを読み込み、モニタの右側に表示する。画像データベース20より、CT3D画像データを読み込み、モニタの左側に表示する。操作者は、操作パネルより、各データの対応領域を含む断面を捜し、並列表示する。図12のMR3D画像の断面において対応領域を指定したように、図18の場合においても、CT3D画像の断面と超音波断面の対応する領域を指定する。図12では、「+」の印で指定場所を表示している。画像位置合わせ計算を行う領域の範囲を指定させることもできる。領域指定機能は、この指定の情報を用いて、CT3D画像と超音波3Dデータ間の位置関係の情報を発生させる。

【0111】

領域指定機能の第2の実施例は、図12に示されている。第2の実施例では、領域指定機能は、医用3D画像データの所望の対象領域を指定するユーザインタフェースと、超音波プローブ70を動かし、超音波のリアルタイムの断層像で、医用画像3Dデータの対象領域を指定するユーザインタフェースと、前記指定領域の座標情報より位置センサシステムの位置センサ座標と医用3D画像データの座標の関連づけを修正する機能を有するセンサ位置合わせ部と、前記修正された座標関係の中で超音波画像データを取得する超音波データ取得部により構成される。

【0112】

図12に、MRの3D画像データと超音波3D画像データでの実施例を示す。図12のとおり、超音波プローブ70を走査することにより、位置合わせする領域の中心、あるいは領域内の構造物を、操作パネルなどにより指定する。次に、所定のユーザインタフェースにより、MR断面を動かし、指定された超音波断面の領域に対応するMR断面を表示して、さらに位置合わせする領域の中心、あるいは領域内の構造物を指定する。図12では、「+」の印で指定場所を表示している。画像位置合わせ計算を行う領域の範囲を指定させることもできる。領域指定機能は、この指定の情報を用いて、MRデータ座標と位置センサ座標間の位置関係を補正する。

【0113】

位置合わせのための領域情報を指定する領域指定機能において、予め、位置合わせに適した領域の画像パターンをデータベース化し、医用3D画像データより自動検索することが考えられる。図30には、EOB-MRIと超音波Bモード像との肝臓の例を示す。画像で、共通に肝静脈が良好に描出されている。画像位置合わせを行う上で、医用3D画像データ間の共通の構造は重要である。臨床において、医師は特徴的な構造を手がかりに、臓器と断層面の関係を把握している。医師が構造把握の手がかりにしている臓器構造の候補を予めデータベース化する。肝臓では、門脈や肝静脈、肝表面の構造が考えられる。心

10

20

30

40

50

臓では、四腔構造の典型的な観察断面がある。四腔像・二腔像・短軸像など。他の臓器でも、事前に医師が診断で構造把握に利用する特徴的な構造が存在する。特徴的な構造の画像データベースを構築する。画像データベースを参照して、位置合わせを行う医用3D画像データより位置合わせを行う領域を自動検索する。図18の例であれば、MRおよび超音波の3Dデータより例えば、門脈の領域を自動検出して、候補断面を描出する。

【0114】

図12の例であれば、MRの3Dデータより、例えば、門脈の領域を自動検出して、それを参照しながら、リアルタイムの超音波断層像で、超音波プローブ70を動かしながら、対応する断面を表示する。

図31と図32に位置合わせ結果を表示する実施例を示す。図31は、超音波3Dデータ間での位置合わせ品質の表示3101の実施例である。図32は、医用3D画像データと超音波3Dデータ間での位置合わせ品質の表示3201の実施例である。図4に示す画像位置合わせ計算による基準ポリウムに対する位置移動量と角度移動量が表示されている。位置合わせの類似像関数として相互情報量(MI値)が利用された場合、MI値を表示する。あるいは、位置合わせの類似度関数とは独立に、画像の輝度差分値など画像の類似度が表示される。位置合わせ前、あるいは位置合わせ後の3D画像データ間の重なり領域の比率が表示されている。超音波3D画像の領域は小さいので、重なり量は、位置合わせ品質に大きく影響する。

10

【0115】

これにより、医師は、位置合わせの品質などに関する情報を得ることができる。品質情報より、医師の判断で、位置合わせ処理をキャンセルしたり、条件を変えて、再試行を行うことが考えられる。

20

さらに、システムが予め、位置移動量と角度移動量、位置合わせの類似像関数の評価値、画像の類似度、医用3D画像データ間の重なり領域の量や比率に判定のアルゴリズムを準備して、設定基準の範囲を超える場合は、自動的に位置合わせ処理をキャンセルする機能が考えられる。

【0116】

図33に、処理のフローチャートの例を示す。すなわち、ステップS3201において、位置合わせ結果を許容する設定基準(最低値基準)を、満たすかどうかを判定する。位置合わせ結果を許容する設定基準は、例えば、「移動距離 < **mm以内」、「回転量 < **度以内」、「類似度関数値 < **以上」、「画像類似度 < **以上」、「重なり比率 < **以上」といった条件を設定すればよい。

30

類似度関数としては、相互情報量、相互相関量など様々な評価関数が考えられる。画像類似度として、輝度差分値など様々な評価関数が考えられる。

【0117】

画像位置合わせ機能を実行する制御回路23は、医用3D画像データ、あるいは超音波画像データにおいて、ノイズ領域を検出して、位置合わせ計算より除外する機能が付加されていても良い。図34に超音波3D画像データでの実施例を示す。治療前の超音波3D画像がモニタの左側に表示され、治療後の超音波3D画像がモニタの右側に表示される。図5に示した超音波画像において、所望の条件によりノイズ領域3401およびノイズ領域3402を定義して、画像処理によりノイズ領域を抽出する。抽出されたノイズ領域3401およびノイズ領域3402は画像位置合わせ計算より除外する。ノイズ領域3401およびノイズ領域3402の抽出のアルゴリズムの例としては、輝度値のレベルや輝度値の分散などが指標として考えられる。また、超音波画像に対しては、超音波信号の送信をせず、受信のみで同様の3D画像を生成してノイズ画像の3D画像とする。超音波の送受信を行った3Dデータと比較してノイズの3D画像との輝度差分などを行い、類似の領域をノイズ領域と定義することもできる。画像位置合わせ処理より、ノイズ領域を除外することにより、位置合わせの精度が向上する。医用3D画像と超音波3D画像の位置合わせをする場合は、超音波3D画像のみ、上記のノイズ領域の計算より除外することも考えられる。

40

50

【0118】

画像位置合わせ機能105を実行する制御回路23は、医用3D画像データ、あるいは超音波画像データにおいて、共通の構造を有する領域を検出して、画像位置合わせ計算を行うことも考えられる。画像位置合わせでは、血管構造は重要な位置合わせ構造である。

図35に示すとおり、超音波3Dカラーデータ3501、3502および3504は、MPR表示であり、ドブラ法により血管領域が抽出されている。超音波3D画像データ間の位置合わせでは、超音波3Dカラーデータ間で位置合わせを行うことが考えられる。CT3DデータやMR3Dデータと超音波3Dデータとの位置合わせにおいて、CTやMRでは、所望のセグメンテーション処理により、肝静脈や門脈を抽出することができる。抽出された血管同士での画像位置合わせが考えられる。

超音波3Dデータにおいても、輝度値などをベースに血管腔についてセグメンテーション処理を行い、画像位置合わせに利用することができる。血流情報が強調された造影超音波データ3504にセグメンテーション処理を行うことも考えられる。

【0119】

図3に示すフローチャートは、超音波画像データ間の位置合わせ処理の場合について説明したが、超音波画像データと他のモダリティによる医用画像データとの間の位置合わせ処理に適用してもよい。

【0120】

さらに、図7に示した、体動や呼吸時相による位置ずれの補正の処理についても、超音波画像データ間に限らず、超音波画像データと他のモダリティによる医用画像データとの間の位置合わせ処理においても適用できる。

【0121】

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、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: 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。

【0122】

上述の説明では、位置合わせを行う超音波画像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、現在走査する超音波画像データと、過去に撮影した超音波画像データと3次元CT画像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。

【0123】

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】

【0124】

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・・・画像演算回路、17・・・表示処理回路、18・・・内部記憶回路、19・・・画像メモリ、20・・・画像データベース、21・・・入力インタ

10

20

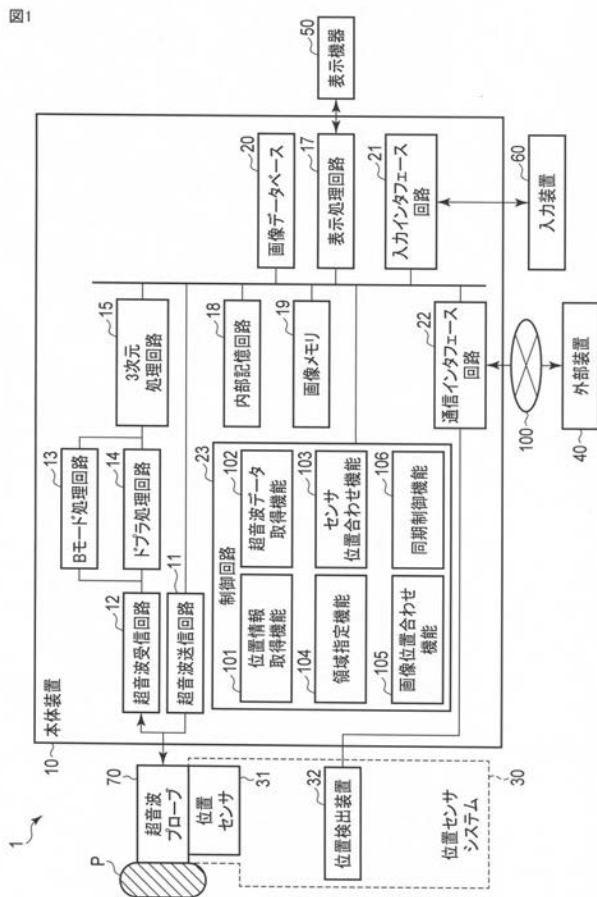
30

40

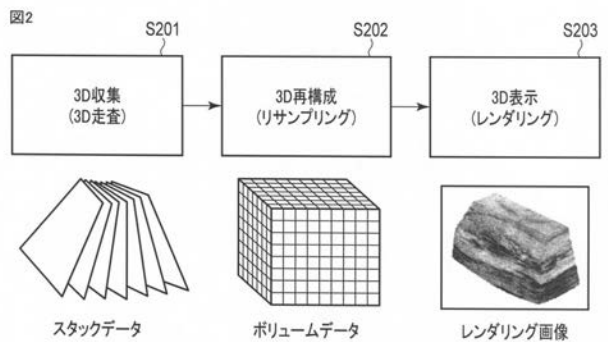
50

フェース回路、22・・・通信インタフェース回路、23・・・制御回路、30・・・位置センサシステム、31・・・位置センサ、32・・・位置検出装置、40・・・外部装置、50・・・表示機器、60・・・入力装置、70・・・超音波プローブ、100・・・ネットワーク、101・・・位置情報取得機能、102・・・超音波データ取得機能、103・・・センサ位置合わせ機能、104・・・領域指定機能、105・・・画像位置合わせ機能、106・・・同期制御機能、801、802、1201、1202・・・対応点、1001・・・位置センサ座標系、1002・・・医用画像座標系、1101・・・アイコン、1102・・・MR画像、1103・・・リアルタイム超音波画像、1401、1501・・・超音波画像、1402、1502・・・3次元MR画像、1503・・・位置合わせ用超音波画像、1801・・・超音波3D画像、1802・・・医用3D画像、2001・・・重ね合わせ表示、2101・・・マーカー、2102・・・赤外線発生器、2201・・・ロボットアーム、2202・・・ロボットアーム制御部、2301・・・ジャイロセンサ、2302・・・撮影制御部、2401・・・カメラ、2402・・・撮像制御部、2403・・・画像記録解析部、2501・・・送信機、2502・・・超音波プローブ用磁気センサ、2701・・・体表の磁気センサ、3101、3201・・・品質の表示、3401、3402・・・ノイズ領域、3501、3502、3503・・・超音波3Dカラーデータ、3504・・・造影超音波データ。

【 図 1 】

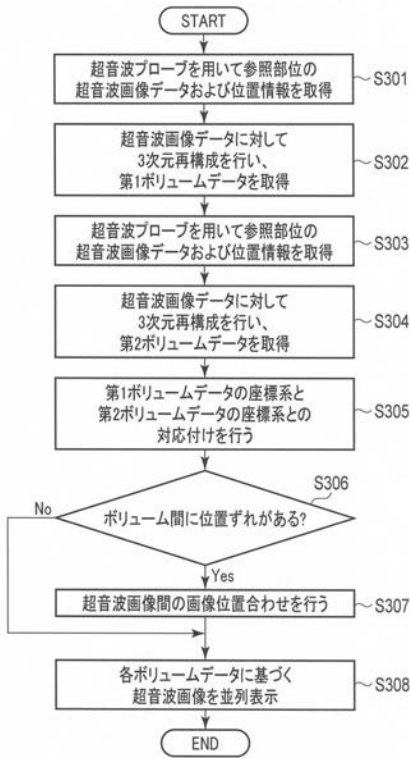


【 図 2 】



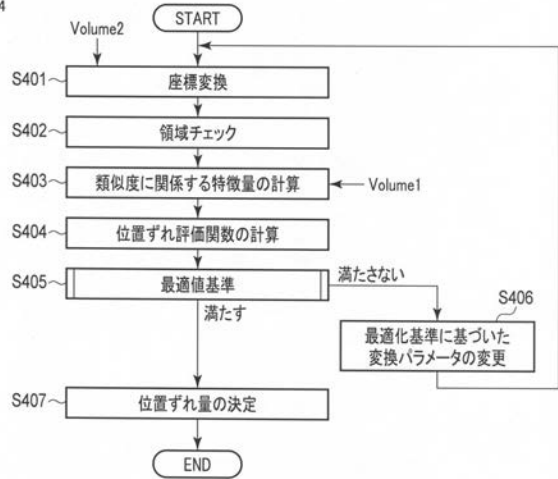
【 図 3 】

図3



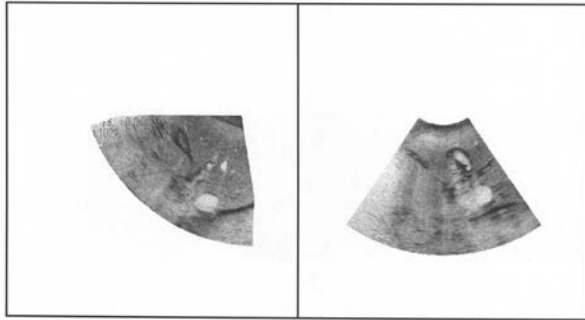
【 図 4 】

図4



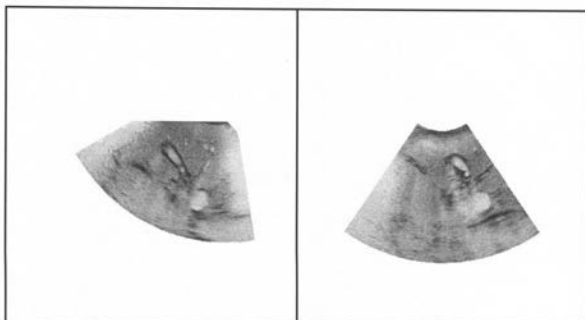
【 図 5 】

図5



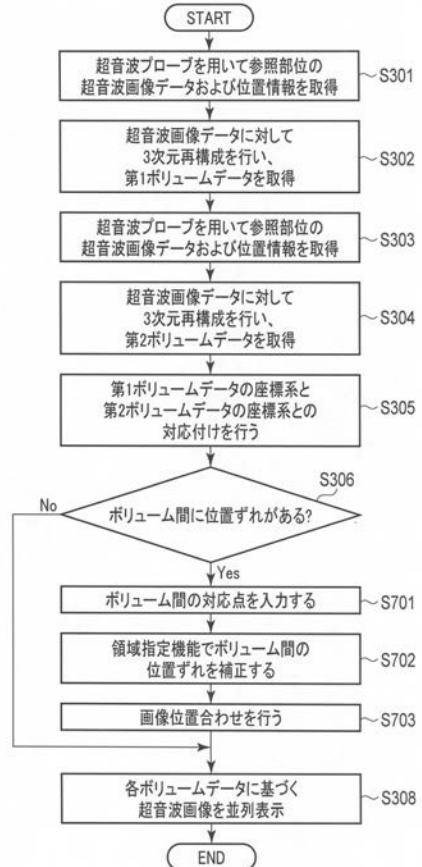
【 図 6 】

図6

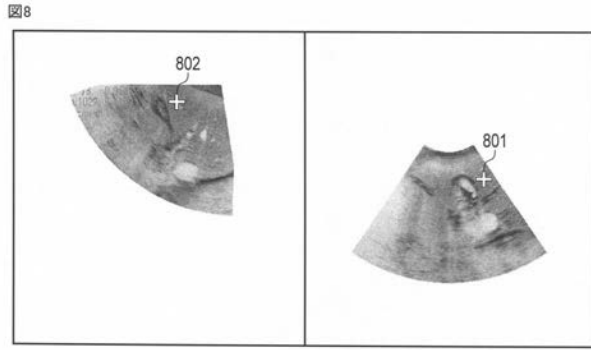


【 図 7 】

図7



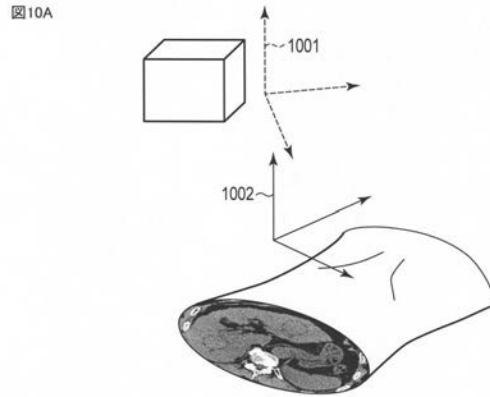
【 図 8 】



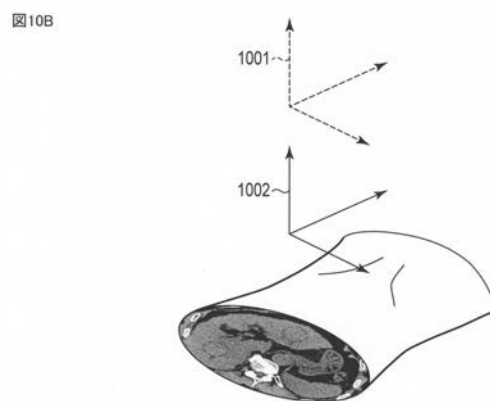
【 図 9 】



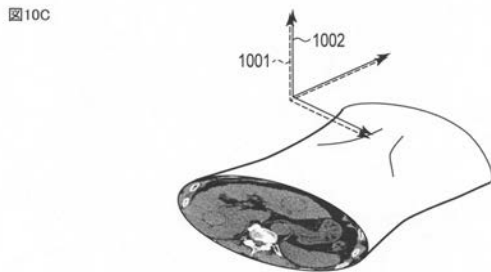
【 図 1 0 A 】



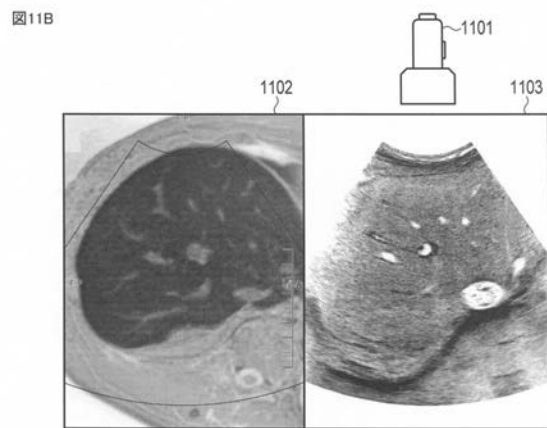
【 図 1 0 B 】



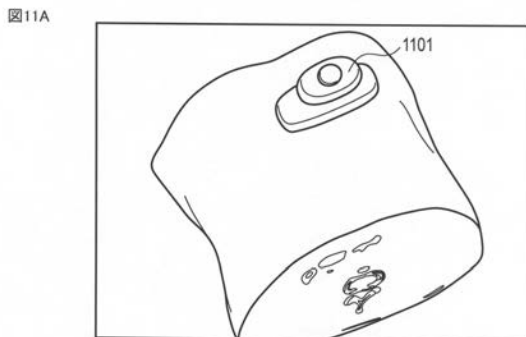
【 図 1 0 C 】



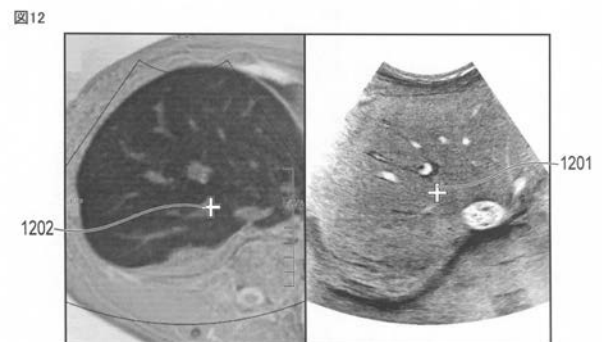
【 図 1 1 B 】



【 図 1 1 A 】

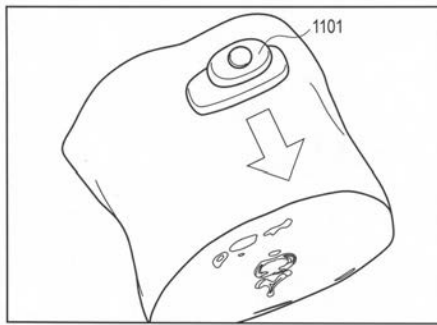


【 図 1 2 】



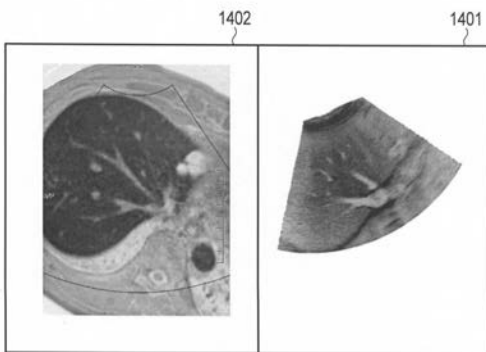
【 図 1 3 】

図13



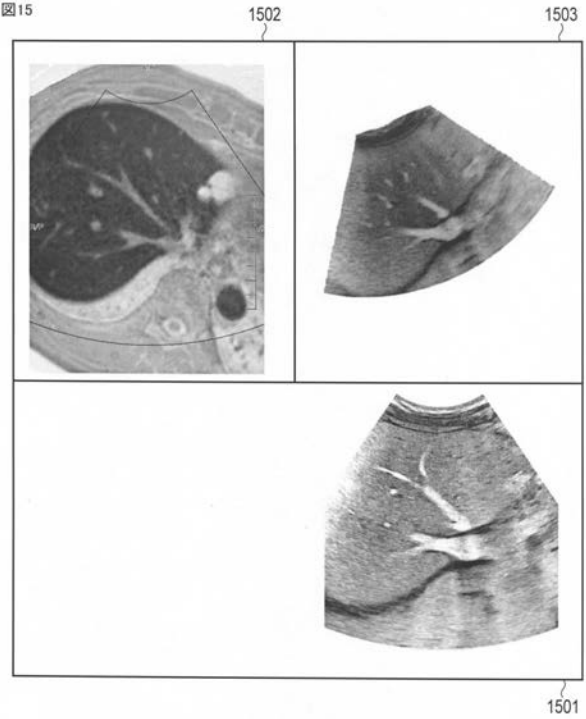
【 図 1 4 】

図14



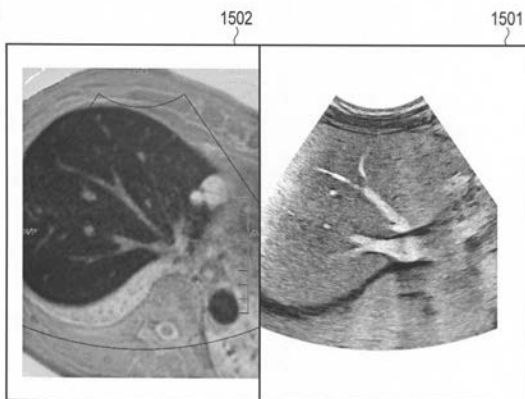
【 図 1 5 】

図15



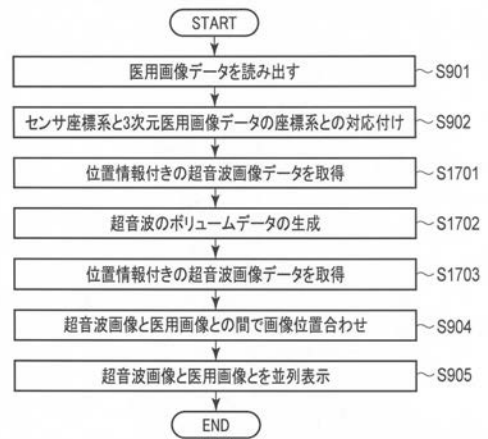
【 図 1 6 】

図16

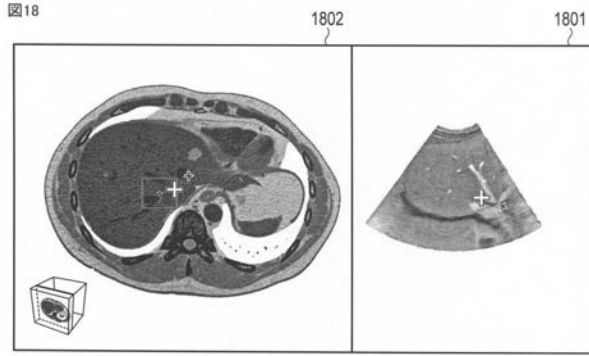


【 図 1 7 】

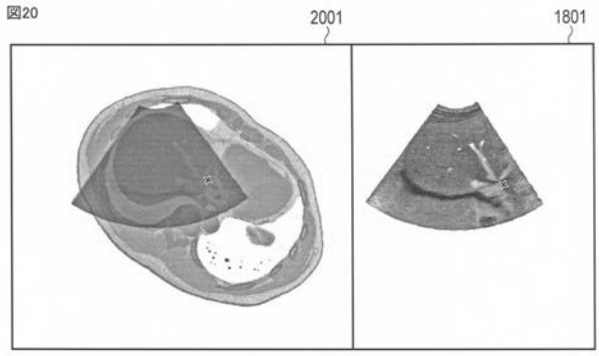
図17



【図18】



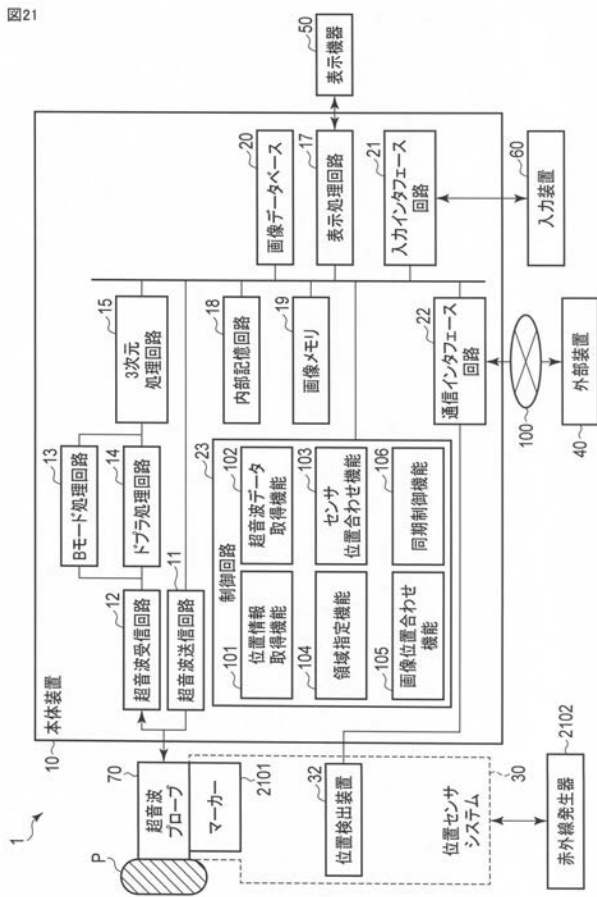
【図20】



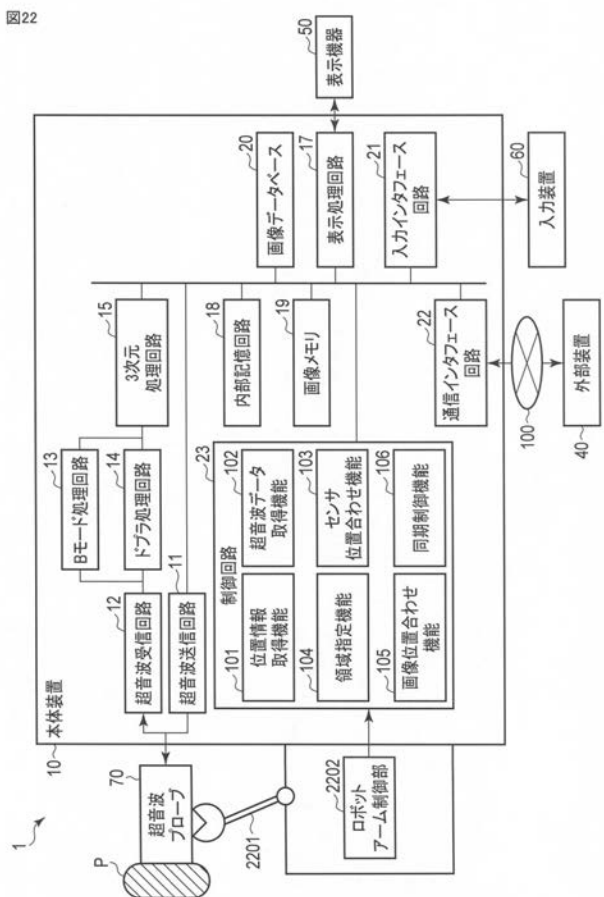
【図19】



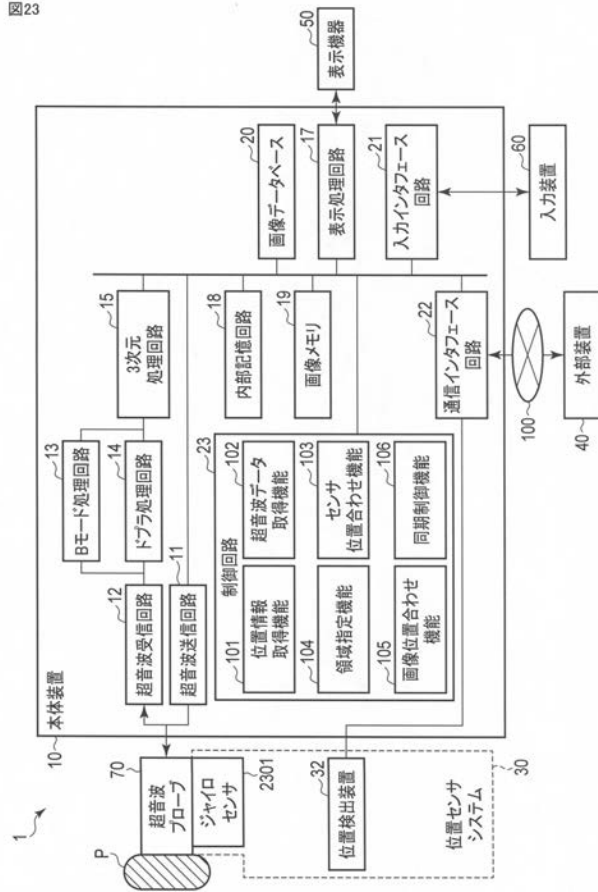
【図21】



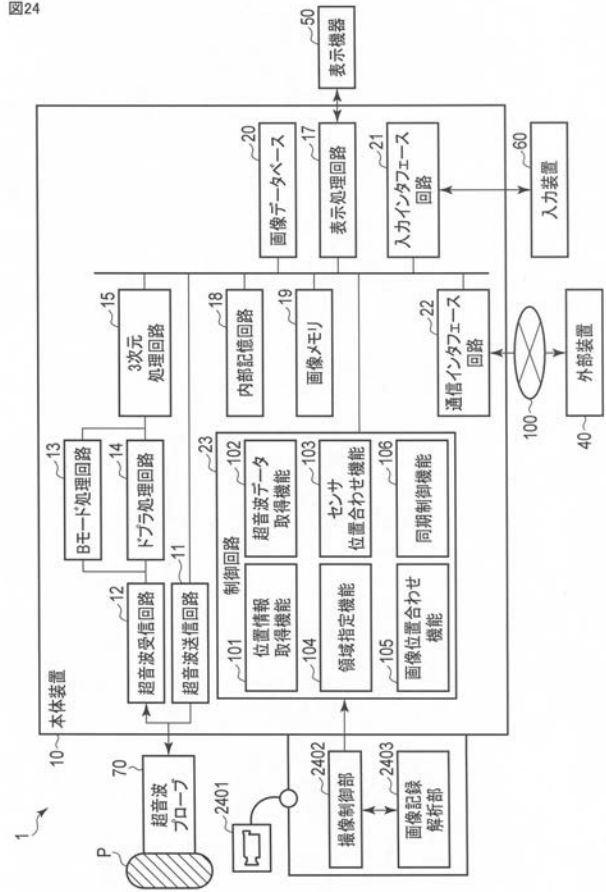
【図22】



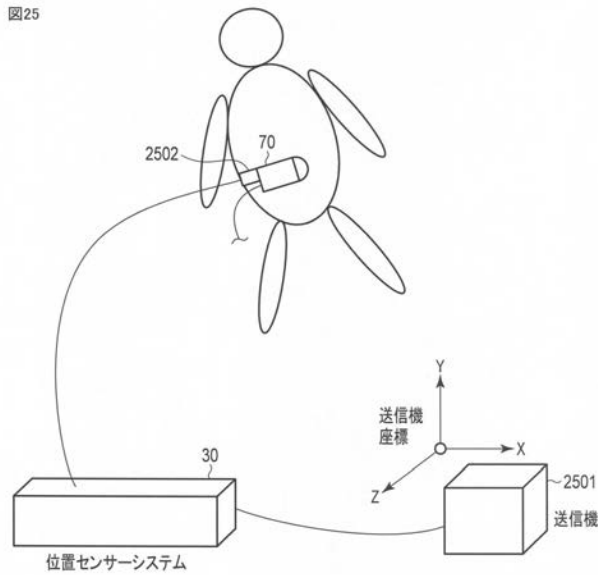
【 図 2 3 】



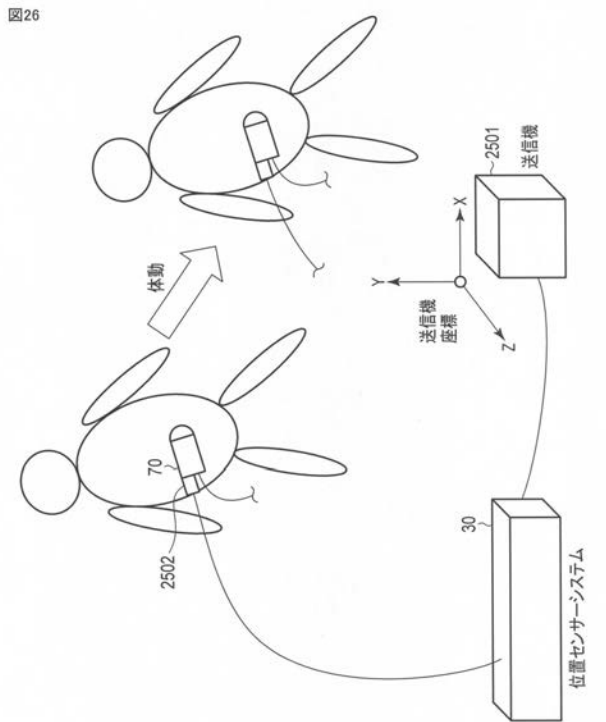
【 図 2 4 】



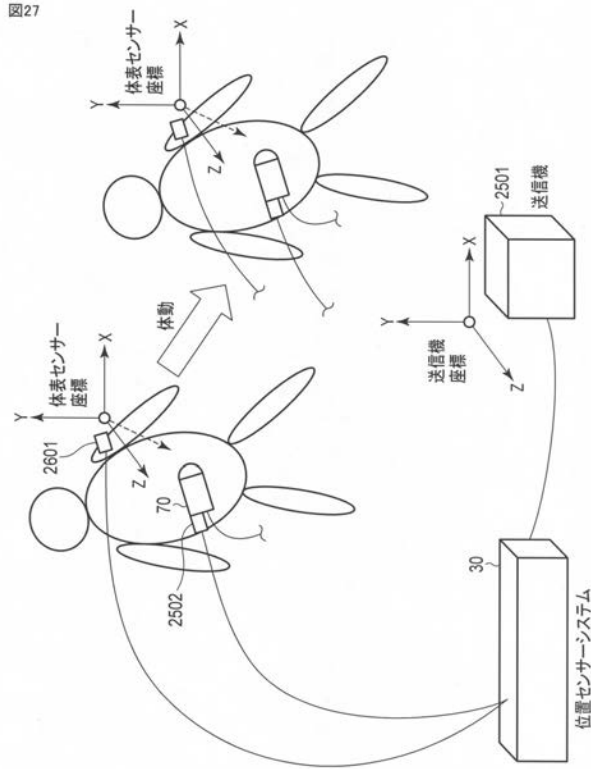
【 図 2 5 】



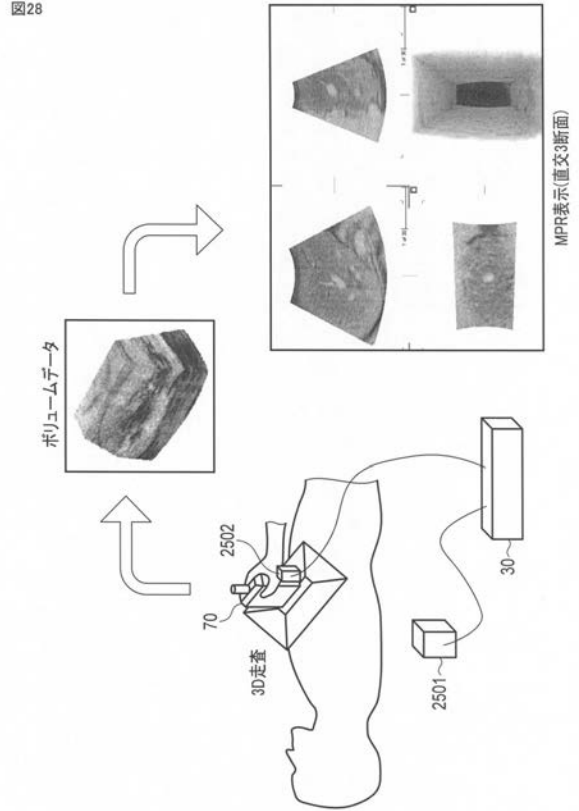
【 図 2 6 】



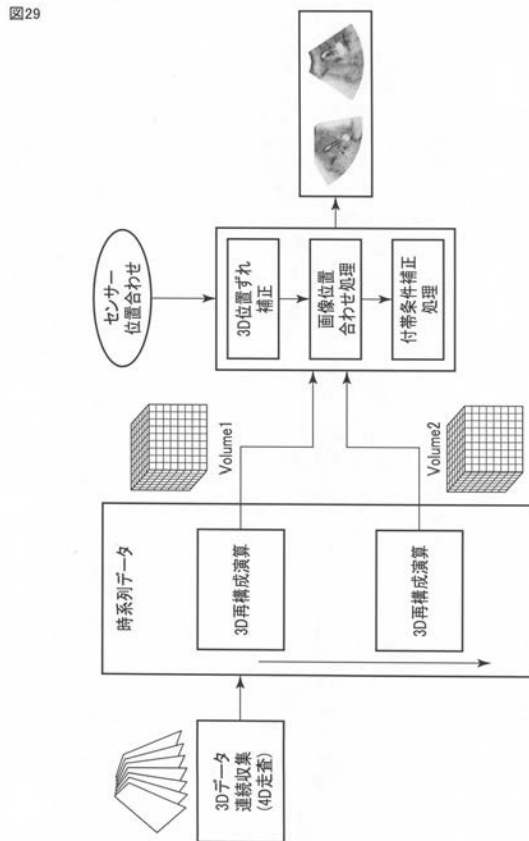
【 図 2 7 】



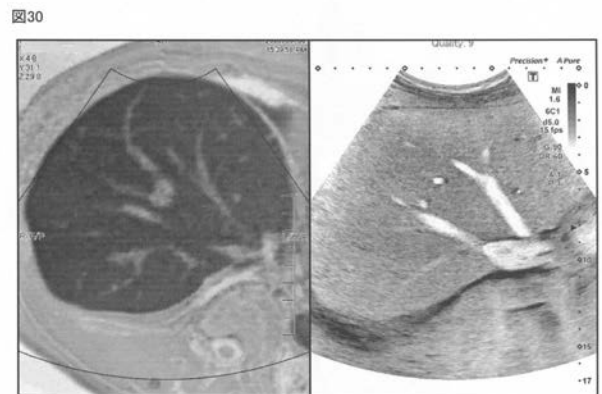
【 図 2 8 】



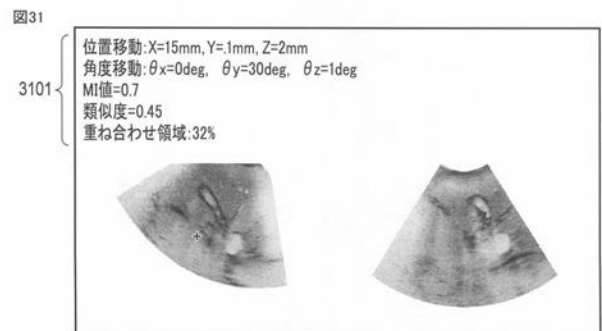
【 図 2 9 】



【 図 3 0 】

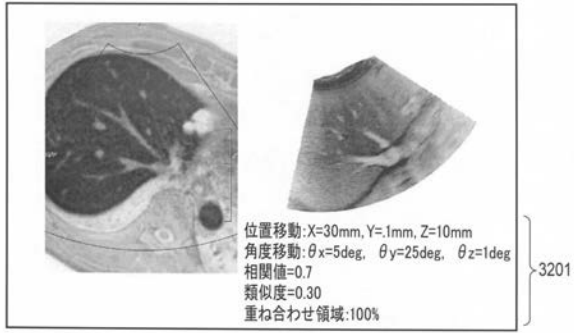


【 図 3 1 】



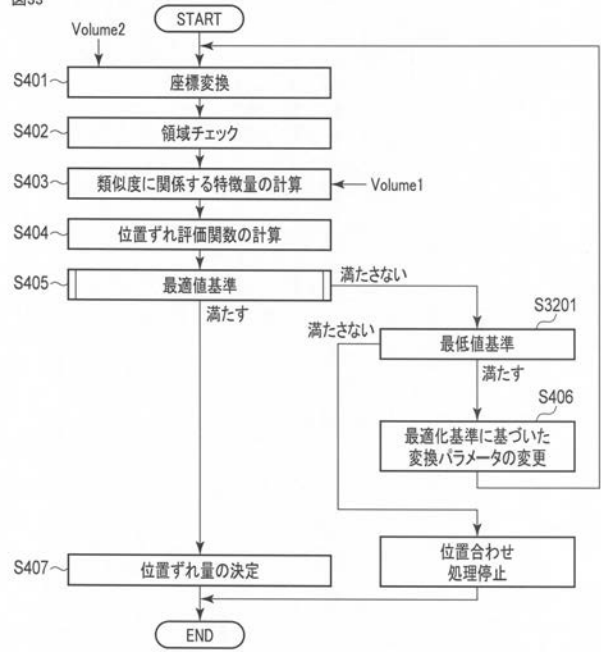
【 図 3 2 】

図32



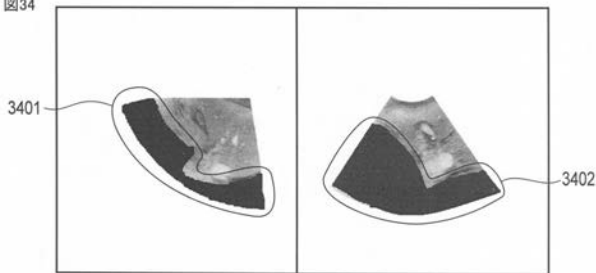
【 図 3 3 】

図33



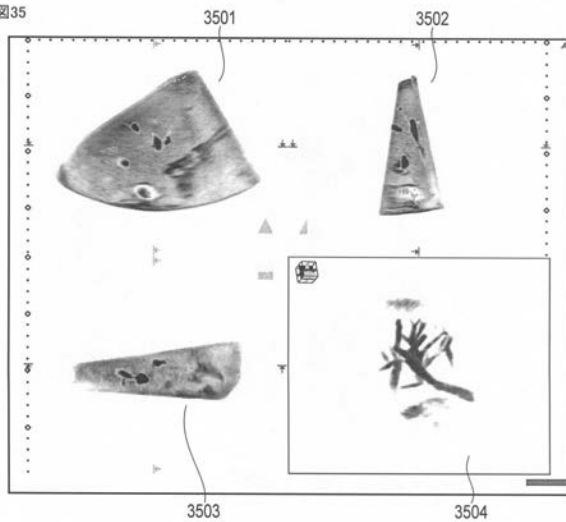
【 図 3 4 】

図34



【 図 3 5 】

図35



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 EE11 GA18 GA21 GA22 GA25 GA26 JC21 JC32 KK22
KK25 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断支持程序		
公开(公告)号	JP2018057428A	公开(公告)日	2018-04-12
申请号	JP2016195129	申请日	2016-09-30
[标]发明人	嶺喜隆 松永智史 小林幸史 手塚和男 樋口治郎 中井淳 中屋重光 小林豊		
发明人	嶺喜隆 松永智史 小林幸史 手塚和男 樋口治郎 中井淳 中屋重光 小林豊		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4254 A61B8/465 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/565		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA22 4C601/GA25 4C601/GA26 4C601/JC21 4C601/JC32 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上正 肯·鹤伺		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够促进高成功率对准的超声诊断设备。超声波诊断装置1包括位置信息获取单元101，超声波数据获取单元102，传感器位置匹配单元103和图像配准单元105。位置信息获取单元获取关于超声探头70或超声图像的位置信息。超声波数据获取单元获取通过在位置信息相关联地获取位置信息的位置处从超声探头发送和接收超声而获得的超声图像数据。传感器登记单元将与位置信息有关的第一坐标系和与医学图像数据有关的第二坐标系相关联。图像配准单元基于相关超声图像数据和基于医学图像数据的医学图像执行超声图像之间的图像对准。点域1

