

(11)特許出願公開番号

特開2014-45943

(P2014-45943A)

(43) 公開日 平成26年3月17日(2014.3.17)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A61B 8/00

4 C 0 9 3

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 9 C

4 C 0 9 6

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 G

4 C 1 1 7

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A61B 6/03 377

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-191227 (P2012-191227)

(22) 出願日 平成24年8月31日 (2012. 8. 31)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(71) 出願人 594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会
社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 110000235

特許業務法人 天城国際特許事務所

(72) 発明者 田村 和宏

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内

[最終頁に続く](#)

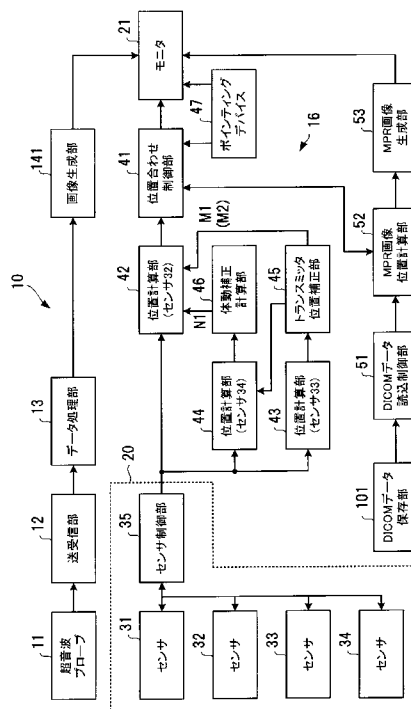
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データの補正方法

(57) 【要約】

【課題】トランスミッタや被検体が動いた場合であっても、位置合わせを不要とすることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】トランスミッタ、超音波プローブ、固定位置、及び被検体にそれぞれ取り付け付けたセンサを含み、トランスミッタからの基準信号を受信して各センサの３次元空間上の位置情報を取得する位置情報取得部を備え、他の医用画像診断装置で得た３次元画像データと超音波プローブの位置情報をもとに、３次元画像データの任意の断面と超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを行う。またトランスミッタの移動量と、被検体の移動量を算出し、トランスミッタの移動量と被検体の移動量に基づいて、３次元画像データの断面と超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

基準信号を 3 次元空間上に送信するトランスミッタと、超音波プローブに取り付けた第 1 のセンサと、固定位置に取り付けた第 2 のセンサ及び被検体に取り付けた第 3 のセンサを含み、前記基準信号を受信してそれぞれのセンサの前記 3 次元空間上の位置情報を取得する位置情報取得部と、

医用画像診断装置によって生成された 3 次元画像データと前記第 1 のセンサで取得した前記超音波プローブの位置情報をもとに、前記 3 次元画像データの任意の断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを行い、前記 3 次元画像データと前記 3 次元空間とを関連付ける関連付け部と、

前記第 2 のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化したことを検出し、前記トランスミッタの移動量を算出する第 1 の位置計算部と、

前記第 3 のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記被検体が動いたことを検出し、前記被検体の移動量を算出する第 2 の位置計算部と、

前記トランスミッタの移動量と前記被検体の移動量に基づいて、前記 3 次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する補正部と、

前記 3 次元データによる画像と前記超音波プローブによってスキャンした超音波画像を表示する表示部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補正部は、前記第 1 の位置計算部が算出した前記トランスミッタの移動量に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化した後の座標を変化前の座標に戻すための変換係数を生成し、前記第 1 のセンサが算出した前記プローブの位置の座標と、前記第 3 のセンサが算出した前記被検体の位置の座標を前記変換係数に従って変換し、前記 3 次元画像の断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記関連付け部は、前記第 1 の位置計算部が算出した前記トランスミッタの移動量に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化した後の新たな座標系を定義し直し、前記新たな座標系をもとに、前記 3 次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを再度行い、

前記補正部は、前記トランスミッタの前記新たな座標系をもとに、前記第 1 のセンサが算出した前記プローブの位置の座標を変換し、前記 3 次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の位置計算部は、前記第 2 のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記トランスミッタの位置が予め設定した閾値以上に変化したときに、前記トランスミッタの移動量を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記トランスミッタの移動量が前記閾値以上に変化したときに、前記表示部に警告メッセージを表示する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

基準信号を 3 次元空間上に送信するトランスミッタと、超音波プローブに取り付けた第 1 のセンサと、固定位置に取り付けた第 2 のセンサ及び被検体に取り付けた第 3 のセンサを含む位置情報取得部から、前記それぞれのセンサが前記基準信号を受信した前記 3 次元空間上の位置情報を取得し、

医用画像診断装置によって生成された 3 次元画像データと前記第 1 のセンサで取得した前記超音波プローブの位置情報をもとに、前記 3 次元画像データの任意の断面と前記超音

10

20

30

40

50

波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを行い、関連付け部によって前記 3 次元画像データと前記 3 次元空間とを関連付けし、

前記第 2 のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化したことを検出して前記トランスミッタの移動量を算出し、

前記第 3 のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記被検体が動いたことを検出して前記被検体の移動量を算出し、

前記トランスミッタの移動量と前記被検体の移動量に基づいて、前記 3 次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正し、

前記 3 次元データによる画像と前記超音波プローブによってスキャンした超音波画像を表示部に表示する画像データの補正方法。

10

【請求項 7】

前記位置ずれの補正は、前記第 1 の位置計算部が算出した前記トランスミッタの移動量に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化した後の座標を変化前の座標に戻すための変換係数を生成し、

前記第 1 のセンサが算出した前記プローブの位置の座標と、前記第 3 のセンサが算出した前記被検体の位置の座標を前記変換係数に従って変換し、

前記 3 次元画像の断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する請求項 6 に記載の画像データの補正方法。

【請求項 8】

前記関連付け部は、前記トランスミッタの移動量に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化した後の新たな座標系を定義し直し、前記新たな座標系をもとに、前記 3 次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを再度行い、

20

前記位置ずれの補正は、前記トランスミッタの前記新たな座標系をもとに、前記第 1 のセンサが算出した前記プローブの位置の座標を変換し、前記 3 次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する請求項 6 に記載の画像データの補正方法。

【請求項 9】

前記トランスミッタの移動量は、前記第 2 のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記トランスミッタの位置が予め設定した閾値以上に変化したときに算出する請求項 6 に記載の画像データの補正方法。

30

【請求項 10】

前記トランスミッタの移動量が前記閾値以上に変化したときに、前記表示部に警告メッセージを表示する請求項 9 に記載の画像データの補正方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波プローブを用いて超音波画像を取得する超音波診断装置に係り、位置センサシステムを用いて、他の医用画像診断装置で取得した画像データの断面像と超音波画像の位置合わせを行い、疾患の診断および治療を支援する超音波診断装置及び画像データの補正方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、医用装置として超音波診断装置が使用されている。また超音波診断装置は、X 線 CT 装置（X 線コンピュータトモグラフィ装置）、MRI 装置（磁気共鳴イメージング装置）等の様々なモダリティに病院内のネットワークを介して接続可能であり、超音波画像と他の医用画像診断装置で取得した画像を利用して疾患の診断および治療を支援するようにしている。

【0003】

例えば、超音波プローブによってスキャンされる断面と、病巣が検出された CT 画像又

50

はMRI画像とを、磁気式の位置センサを用いて位置合わせし、CT画像又はMRI画像を参照画像として、病巣の位置に超音波プローブをナビゲートする超音波診断装置が知られている。磁気式の位置センサは、例えばトランスミッタが形成する磁場内に設けられ、超音波プローブに取り付けられている。

【0004】

位置センサシステムを用いた位置合わせにおいて、トランスミッタは、位置・角度情報の基準（座標系の原点）となり、トランスミッタは移動しないことが前提となっている。しかしながら、位置合わせが完了し、超音波診断装置による検査・治療を開始した時点で、誤ってトランスミッタの位置を移動させてしまうと位置・角度情報の基準がずれてしまい、超音波スキャンの断面と参照画像の断面にずれを生じてしまう。また被検体が動いた場合も、位置合わせの状態が崩れてしまい、誤った検査や治療を行う恐れがある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

発明が解決しようとする課題は、トランスミッタや被検体が動いた場合であっても、位置合わせを不要とすることができる超音波診断装置及び画像データの補正方法を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る超音波診断装置は、基準信号を3次元空間上に送信するトランスミッタと、超音波プローブに取り付けた第1のセンサと、固定位置に取り付けた第2のセンサ及び被検体に取り付けた第3のセンサを含み、前記基準信号を受信してそれぞれのセンサの前記3次元空間上の位置情報を取得する位置情報取得部と、医用画像診断装置によって生成された3次元画像データと前記第1のセンサで取得した前記超音波プローブの位置情報をもとに、前記3次元画像データの任意の断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを行い、前記3次元画像データと前記3次元空間とを関連付ける関連付け部と、前記第2のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記トランスミッタの位置が変化したことを検出し、前記トランスミッタの移動量を算出する第1の位置計算部と、前記第3のセンサが取得した位置情報に基づいて、前記被検体が動いたことを検出し、前記被検体の移動量を算出する第2の位置計算部と、前記トランスミッタの移動量と前記被検体の移動量に基づいて、前記3次元画像データの断面と前記超音波プローブによってスキャンされる断面との位置ずれを補正する補正部と、前記3次元データによる画像と前記超音波プローブによってスキャンした超音波画像を表示する表示部と、を具備する。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】一実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図。

40

【図2】一実施形態における位置センサの配置を概略的に示す説明図。

【図3】一実施形態における位置合わせした後の参照画像と超音波画像を示す図。

【図4】一実施形態におけるMPR画像を参照画像として、超音波診断を行う場合の画像の位置合わせの動作を示す説明図。

【図5】一実施形態に係る超音波診断装置の具体的構成を示すブロック図。

【図6】一実施形態においてトランスミッタが移動したときの第1の補正処理を示す説明図。

【図7】一実施形態において被検体が移動したときの補正処理を示す説明図。

【図8】一実施形態においてトランスミッタが移動したときの第2の補正処理を示す説明図。

50

【図 9】一実施形態における超音波診断装置の動作手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態に係る超音波診断装置について図面を参照して詳細に説明する。尚、各図において同一箇所については同一の符号を付す。

【0010】

(第1の実施形態)

図1は、一実施形態に係る超音波診断装置10の概略的な構成を示すブロック図である。図1において、超音波診断装置の本体100は、被検体(図示せず)に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ11と、超音波プローブ11を駆動して被検体に対して超音波走査を行う送受信部12と、送受信部2によって得られた受信信号を処理してBモード画像データ、ドプラ画像データ等の画像データを生成するデータ処理部13を備えている。

10

【0011】

また、本体100には、データ処理部13から出力された画像データを基に二次元画像データの生成等を行う画像生成部14と、画像生成部14で生成した画像データを収集して記憶する画像メモリ15を設けている。

【0012】

さらに本体100には、装置全体を制御する制御部16と、記憶部17と、本体100をネットワーク200に接続するためのインターフェース部18を備えている。インターフェース18には、各種のコマンド信号等を入力する入力部19と、位置情報取得部20が接続されている。また本体100には、画像生成部14で生成された画像等を表示するモニタ(表示部)21が接続されている。尚、制御部16と各回路部との間は、バスライン22を介して接続されている。

20

【0013】

またインターフェース18は、ネットワーク200に接続可能であって、超音波診断装置10で取得した画像データを、ネットワーク200を介して外部の医用サーバ201に保存することもできる。尚、ネットワーク200には、MRI装置やX線CT装置等の医用画像診断装置202が接続されており、MRI装置やX線CT装置等で取得した医用画像データを医用サーバ201に保存することができる。

30

【0014】

超音波プローブ11は、その先端面を被検体の体表面に接触させて超音波の送受波を行なうものであり、例えば一次元に配列された複数個の圧電振動子を有している。圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時には超音波駆動信号を送信超音波に変換し、また受波時には被検体からの受信超音波を超音波受信信号に変換する。例えば、超音波プローブ11は、セクタ型、リニア型又はコンベックス型などの超音波プローブである。

【0015】

送受信部12は、超音波駆動信号を生成する送信部121と、超音波プローブ11から得られる超音波受信信号を処理する受信部122とを備えており、送信部121は、超音波駆動信号を生成して超音波プローブ11に出力し、受信部122は、圧電振動子からの超音波受信信号をデータ処理部13に出力する。超音波プローブ11から被検体に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体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、反射波信号として複数の圧電振動子にて受信される。

40

【0016】

圧電振動子にて受信した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。

【0017】

本実施形態における超音波プローブ11としては、複数の圧電振動子を一行に配置した

50

1次元超音波プローブにより、被検体を2次元でスキャンする場合や、1次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する場合であっても適用可能である。また複数の圧電振動子を格子状に2次元配置した2次元超音波プローブにより、被検体を3次元でスキャンする場合であっても適用可能である。

【0018】

また、受信部122は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを含み、超音波プローブ11が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0019】

こうして、送受信部12は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。また送受信部12は、制御部16の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。

【0020】

データ処理部13は、送受信部12から出力された信号から、Bモード画像データを生成するBモード処理部131と、ドプラ画像データを生成するドプラ処理部132とを備えている。Bモード処理部131は、送受信部12からの信号に対して包絡線検波を行ったのち対数変換し、対数変換した信号をデジタル信号に変換してBモード画像データを生成し、画像生成部14に出力する。

【0021】

ドプラ処理部132は、送受信部12からの信号に対してドプラ偏移周波数を検出しデジタル信号に変換した後、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成し、画像生成部14に出力する。

【0022】

画像生成部14は、データ処理部13から出力されたBモード画像データ、ドプラ画像データ等を用いて超音波画像を生成する。また画像生成部14は、DSC（Digital Scan Converter）を含み、生成した画像データの走査変換を行いモニタ21に表示可能な超音波画像（Bモード画像やドプラ画像）を生成する。

【0023】

また画像生成部14は、制御部16の制御のもとに、記憶部17に記憶された他のモダリティのボリュームデータから3次元画像（例えば、MPR画像など）を生成する。

【0024】

また画像生成部14は、画像メモリ15を含み、画像生成部14によって生成された造影像や組織像などの画像データを画像メモリ15に記憶し、画像メモリ15から読み出した画像データをモニタ21に出力可能にしている。また、画像メモリ15は、画像生成部14によって生成された他のモダリティの3次元画像（例えば、MPR画像など）データを記憶する。

【0025】

さらに、画像メモリ15は、送受信部12を経た直後の出力信号（Radio Frequency）や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワーク200を介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ15が記憶する画像データのデータ形式は、モニタ13に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、Bモード処理部131及びドプラ処理部132によって生成されたRawデータである座標変換前のデータ形式でもよい。

【0026】

制御部16は、超音波診断装置10の全体を制御して各種の処理を実行する。例えば、

10

20

30

40

50

入力部 19 から入力された各種設定要求や、記憶部 17 から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送受信部 12、Bモード処理部 131、ドブラ処理部 132 および画像生成部 14 の処理を制御する。また画像メモリ 15 が記憶する超音波画像などをモニタ 21 にて表示するように制御する。また、制御部 16 は、例えば、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に則って、他の医用画像診断装置 202 (例えば、X線CT装置、MRI装置など) の3次元画像データを、ネットワーク 200 を介して送受信する。

【0027】

さらに、制御部 16 は、医用画像診断装置 202 によって生成された3次元画像データのうち任意の断面と、超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを行い、3次元画像データと3次元空間とを関連付ける。なお、3次元画像データと3次元空間との関連付けの詳細については後述する。

10

【0028】

記憶部 17 は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報 (例えば、被検体ID、医師の所見など) や、診断プロトコルなどの各種データを記憶する。さらに、記憶部 17 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像の保管などにも使用される。また、記憶部 17 は、制御部 16 の制御によって取得された他の医用画像診断装置 202 によって取得したボリュームデータを記憶する。また、記憶部 17 は、制御部 16 による処理に用いられる各種情報を記憶する。

【0029】

20

インターフェース部 18 は、入力部 19、位置情報取得部 20 及びネットワーク 200 と、本体 100 との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。入力部 19 は、各種スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス、タッチコマンドスクリーンなど等の入力デバイスを備え、操作者からの各種設定要求を受け付け、本体 100 に対して各種設定要求を転送する。例えば、入力部 19 は、超音波画像とX線CT画像などとの位置合わせに係る各種操作を受付ける。

【0030】

位置情報取得部 20 は、例えば、超音波プローブ 11 がどこに位置するかを示す位置情報を取得する。位置情報取得装置 20 としては、例えば、磁気センサや、赤外線センサ、光学センサ、カメラなどが使用される。以下の説明では、磁気センサを用いる例を述べる。

30

【0031】

モニタ 21 は、超音波診断装置 10 の操作者が入力部 19 を操作して各種設定要求を入力するためのG U I (Graphical User Interface) を表示したり、本体 100 において生成された超音波画像とX線CT画像などを並列表示する。

【0032】

次に一実施形態に係る超音波診断装置 10 の位置情報取得部 20 について説明する。本実施形態では、超音波プローブ 11 によって被検体をスキャンする際に、病巣が検出されたCT画像又はMRI画像を参照画像として表示し、スキャンする断面と参照画像の位置が同じになるように位置合わせするため、位置情報取得部 20 を設けている。

40

【0033】

図2は、位置情報取得部 20 における位置センサの配置を概略的に示す説明図である。即ち、図2の位置センサシステムは、トランスミッタ 31 (送信器) と複数の位置センサ (受信器) 32, 33, 34 を含む。トランスミッタ 31 は、例えば磁気送信機であり、固定位置にあるポール 38 等に取り付けられ、基準信号を送信するもので、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する。またトランスミッタ 31 によって形成される3次元の磁場には、トランスミッタ 31 から送信される磁気を受信可能な領域内に、例えば磁気センサでなる位置センサ 32, 33, 34 を取り付けられている。

【0034】

位置センサ 32 は、超音波プローブ 11 に取り付けられ、トランスミッタ 31 からの基

50

準信号を受信することにより、3次元空間上の位置情報を取得し、超音波プローブ11の位置と姿勢（傾き）を検出する。位置センサ33は、固定された位置、例えばベッド39の所定位置に取り付けられ、トランスミッタ31からの基準信号を受信することにより、3次元空間上の位置情報を取得する。またトランスミッタ31が移動した場合に、その位置（移動方向と移動量）を検出する。さらに、位置センサ34は、被検体Pに取り付けられ、被検体Pの位置（体動）を検出する。

【0035】

位置情報取得部20は、トランスミッタ31の位置を基準にして、各センサ32, 33, 34の位置情報を取得し、インターフェース部18を介して制御部16に供給する。そして制御部16は、超音波プローブ11によって被検体をスキャンする際に、医用画像診断装置202によって生成された3次元画像データのうち任意の断面と、超音波プローブによってスキャンされる断面との位置合わせを行い、3次元画像データと3次元空間とを関連付ける。つまり制御部16は、3次元画像データと3次元空間とを関連付ける関連付け部を構成する。

【0036】

例えば、プローブ11に位置センサ32を取り付けることにより、位置センサ32の検出結果をもとに、現在表示している超音波画像（2D画像）が被検体Pのどの位置と角度で取得したものを計算する。このとき、トランスミッタ31は、位置・角度情報の基準（座標系の原点）となる。またCT画像やMRI画像のボリュームデータを超音波診断装置10に読み込み、MPR画像を表示する。

【0037】

そして、MPR画像と超音波画像を同一画面に表示し、両画像が現在同じ位置を表示しているものとして、位置及び角度情報を登録することで位置合わせ（Registration）を行う。これにより、以後、プローブ11の移動に伴って変化する超音波画像と同じ断面をMPR画像で表示することができる。したがって、超音波画像では確認が難しい腫瘍等をMPR画像で確認し、超音波画像のガイドのもとで穿刺やRFA治療等を行うことができる。

【0038】

図3は、位置合わせした後の参照画像（a）と超音波画像（b）をそれぞれ示す。参照画像（a）としては、例えばX線CT装置によって収集したボリュームデータから生成したMPR画像（Multi Planer Reconstruction画像）が用いられる。なお、参照画像としては、MRI装置で取得した画像を利用することもできるが、以下の説明では、CT画像を用いる例を述べる。

【0039】

図4は、CT画像（MPR画像）を参照画像として、超音波診断を行う場合の画像の位置合わせの動作を示す説明図である。図4の（a）は、トランスミッタ31と各センサ32, 33, 34の位置関係を概略的に示し、（b）はトランスミッタ31を示し、（c）はCTボリュームデータから生成したMPR画像を示し、（d）は超音波プローブ11によってスキャンした超音波画像を示す。

【0040】

図4に示すように、超音波プローブ11に取り付けた磁気センサ32を用いて、X線CT装置によって収集されたボリュームデータと超音波画像とが関連付けられる。即ち、トランスミッタ31によって形成された3次元の磁場における磁気センサ32の検出結果を基に、超音波プローブ11の3軸（X、Y、Z）と、ボリュームデータの3軸との軸合わせが行われる。例えば、磁気センサ32が取り付けられた超音波プローブ11を被検体に対して垂直にあて、その状態でセットボタンを押下することで、そのときの磁気センサ32の向きを垂直としてセットする。

【0041】

次に、MPR画像に描出された特徴部分と同一の特徴部分が超音波画像上で描出されるように超音波プローブ11を移動させて、再度セットボタンを押下する。これにより、そ

10

20

30

40

50

のときの磁気センサの位置（座標）と、ボリウムデータにおける位置（座標）とを関連付ける。特徴部分としては、例えば、血管や、剣状突起などが用いられる。

【0042】

そして磁気センサ32の向き及び座標をボリウムデータの座標と関連付けることで、超音波プローブ11の現時点の走査面とほぼ同一の位置の2次元画像を他のモダリティのボリウムデータから生成することができる。例えば、図4(c)、(d)に示すように、超音波プローブの移動に伴って変化する超音波画像（右側の画像）と、同じ断面のMPR画像（左側の画像）を表示させることが可能になる。

【0043】

さらに、MPR画像において検出された特徴部分、例えば、癌の疑いを呈する病巣を腫瘍範囲（ROI）としてMPR画像上に描画して登録することで、ほぼ同一位置の超音波画像上に特徴部分の座標を示すマーク36を付与させることができる。或いは、超音波画像上でROIを描画することで、MPR画像のほぼ同一位置にマーク37を付与することができる。医師は、画像上異なる特性を有する超音波画像とMPR画像とを見比べながら、両画像に付与されたマークをもとに穿刺を実施することが可能となる。

10

【0044】

ところで、位置センサ32を用いた位置合わせは、トランスミッタ31が移動しないことが前提となっているため、万一、トランスミッタ31が移動すると正確な位置合わせができない。また被検体Pが移動した場合も正確な位置合わせができない。そこで、固定位置に位置センサ33を取り付け、さらに体動を検出する位置センサ34を設けている。

20

【0045】

図5は、一実施形態に超音波診断装置10の具体例を示すブロック図である。図5では、トランスミッタ31と位置センサ32、33、34を含む位置情報取得部20を中心に、関連する周辺部の構成を示している。

【0046】

図5において、超音波プローブ11、送受信部12、データ処理部13を介して得たBモード画像データ又はドプラモード画像データが超音波画像生成部141に供給される。超音波画像生成部141は、図1の画像生成部14に含まれる。超音波画像生成部141では、2Dの超音波画像を生成し、モニタ21に出力する。

30

【0047】

また、位置情報取得部20は、トランスミッタ31及び位置センサ32、33、34と通信を行うセンサ制御部35を有する。センサ制御部35は、位置センサ32、33及び34から受信した信号に基づいて、トランスミッタ31を原点とする空間における位置センサ32、33、34の座標と向きを算出し、算出した座標及び向きの情報を位置計算部42、43、44に供給する。

【0048】

位置計算部42は、超音波プローブ11に取り付けた位置センサ32の位置と傾きを計算する。位置計算部43は、位置センサ33の位置を計算し、もしトランスミッタ31の位置が変化した場合に、その位置と方向を算出する。また位置計算部44は、被検体の体動を検出する。

40

【0049】

トランスミッタ位置補正部45は、位置計算部43の算出結果をもとにトランスミッタ31の位置情報を補正する。またトランスミッタ位置補正部45からの補正データは、位置計算部42と位置計算部44にそれぞれ供給され、トランスミッタ31の位置がずれた場合に、超音波プローブ11の位置と被検体の位置（体動）を補正する。また位置計算部44の出力は体動補正計算部46に接続され、被検体Pが動いた場合に、超音波プローブ11の位置を補正する。位置計算部42の出力は位置合わせ制御部41に供給される。またポインティングデバイス47を設けており、トラックボール等を用いて特徴部分の座標のキャリブレーション等を行う。

【0050】

50

また D I C O M データ保存部 2 0 1 は、図 1 の医用サーバ 2 0 1 又は記憶部 1 7 に相当し、医用画像診断装置 2 0 2 (X 線 C T 装置や M R I 装置) で取得した C T 画像や M R I 画像が保存されている。 D I C O M データ読込制御部 5 1 は、 D I C O M データ保存部 2 0 1 から参照画像となる C T 画像データを読み込み、 M P R 画像位置計算部 5 2 に供給する。 M P R 画像位置計算部 5 2 は、位置合わせ制御部 4 1 からの位置合わせ情報をもとに参照画像として適する M P R 画像の位置を算出する。 M P R 画像生成部 5 3 は、 M P R 画像位置計算部 5 2 で算出した位置に相当する M P R 画像を生成してモニタ 2 1 に出力する。

【 0 0 5 1 】

位置合わせ制御部 4 1、位置計算部 4 2、4 3、4 4、トランスミッタ位置補正部 4 5、体動補正計算部 4 6 は、図 1 の制御部 1 6 に含まれ、 D I C O M データ読込制御部 5 1、M P R 画像位置計算部 5 2、M P R 画像生成部 5 3 は、画像生成部 1 4 に含まれる。また位置合わせ制御部 4 1 と M P R 画像位置計算部 5 2 は、トランスミッタ 3 1 の移動量と被検体 P の移動量に基づいて、3 次元画像データの断面と超音波プローブ 1 1 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正する補正部を構成する。

10

【 0 0 5 2 】

図 5 において、トランスミッタ 3 1 が移動しない限り、位置センサ 3 3 の位置は変化しない。したがって、固定センサ 3 3 で検出した位置と角度が変化した場合は、トランスミッタ 3 1 の位置が変化したことを意味する。そこで、位置センサ 3 3 の位置情報をモニタリングしておき、位置情報が予め設定した閾値以上変化した場合は、その移動量からトランスミッタ 3 1 の新しい座標系を、オリジナルの座標系を基準に定義する。閾値を設ける理由は、位置センサ 3 3 が磁気センサの場合、取得できる位置情報には揺らぎがあるため、設定した閾値を越えた場合にトランスミッタ 3 1 の位置が変化したと判断するようにしている。

20

【 0 0 5 3 】

ここで、位置合わせの補正方法としては、Registration 情報をそのまま使えるようにトランスミッタ 3 1 の新しい座標系による位置情報を、オリジナルの座標系に変換してもよい (第 1 の補正処理)、オリジナルの座標系で定義した位置・角度情報を、新たな座標系で定義し直し、その位置・角度情報を Registration 情報として再登録してもよい (第 2 の補正処理)。

30

【 0 0 5 4 】

尚、位置センサ 3 3 は、トランスミッタ 3 1 の磁場領域内に配置する必要があるが、位置センサ 3 3 として磁気センサを用いる場合は、金属などのそばに置くと歪みにより位置情報を正しく取得できないため、金属ベッドのポールなどに固定することは避ける必要がある。

【 0 0 5 5 】

以下、図 6、図 7 を参照して、図 5 の超音波診断装置 1 0 の第 1 の補正処理を説明する。尚、以下の説明では、便宜上、位置センサ 3 2 をプローブセンサと呼び、位置センサ 3 3 を固定センサと呼び、位置センサ 3 4 を体動センサと呼ぶことにする。まずは、体動センサ 3 4 の位置に変化がないものとして説明する。

40

【 0 0 5 6 】

図 6 において、今、超音波プローブ 1 1 を位置合わせした状態から動かしていないと仮定すると、図 6 (a 1) の M P R 画像の中心座標 (X_1' , Y_1') と、図 6 (c 1) の超音波画像の中心座標 (X_0 , Y_0) とが位置合わせされている。

【 0 0 5 7 】

このとき、図 6 (b 1) で示すように、位置計算部 4 2 が算出したプローブセンサ 3 2 の位置の座標は (X_1 , Y_1) である。また固定センサ 3 3 は、トランスミッタ 3 1 の磁場内に固定されており、位置計算部 4 4 が算出した固定センサ 3 3 の位置の座標は (X_3 , Y_3) である。さらに位置計算部 4 3 が算出した体動センサ 3 4 の位置の座標は (X_5 , Y_5) とする。それぞれの座標の情報は、記憶部 1 7 に格納される。

50

【 0 0 5 8 】

一方、位置合わせを行った後、トランスミッタ 3 1 が移動した場合、トランスミッタ 3 1 によって形成される磁場の 3 次元空間がずれるため、プローブセンサ 3 2 と、固定センサ 3 3 と、体動センサ 3 4 の各位置の座標が変化する。例えば、図 6 (b 2) で示すように、プローブセンサ 3 2 の位置が座標 (X 2 , Y 2) に移動し、固定センサの位置が座標 (X 4 , Y 4) に移動し、体動センサの位置が座標 (X 6 , Y 6) に移動する。

【 0 0 5 9 】

このとき、位置計算部 4 3 は、固定センサ 3 3 の座標 (X 4 , Y 4) を取得して、記憶部 1 7 に記憶された初期座標 (X 3 , Y 3) からの変化量を算出する。ここで、算出した変化量が所定の閾値を超えていた場合に、位置計算部 4 3 は、トランスミッタ 3 1 の位置が変化したと判定する。

10

【 0 0 6 0 】

そして、トランスミッタ位置補正部 4 5 は、固定センサ 3 3 の座標 (X 4 , Y 4) を初期座標 (X 3 , Y 3) に変換するための変換係数「 M 1 」を生成し、位置計算部 4 2 で算出したプローブセンサ 3 2 の座標 (X 2 , Y 2) に変換係数「 M₁」をかけることでプローブセンサ 3 2 の座標を (X 1 , Y 1) に変換する。これにより、トランスミッタ 3 1 の位置が変化した後に取得されるプローブセンサ 3 2 の座標を、トランスミッタ 3 1 の位置が変化する前の座標に戻すことができる。

【 0 0 6 1 】

同様に、位置計算部 4 4 で算出した体動センサ 3 4 の座標 (X 6 , Y 6) に変換係数 M 1 をかけることで体動センサ 3 4 の座標を (X 5 , Y 5) に変換する。これにより、トランスミッタ 3 1 の位置が変化した後に取得される体動センサ 3 4 の座標を、トランスミッタ 3 1 の位置が変化する前の座標に戻すことができる。

20

【 0 0 6 2 】

位置合わせ制御部 4 1 は、位置計算部 4 2 で座標変換した結果をもとに M P R 画像位置計算部 5 2 を制御する。M P R 画像位置計算部 5 2 は、トランスミッタ 3 1 の位置が変化すると、プローブセンサ 3 2 の座標が変化するため、本来であれば、M P R 画像の断面位置もそれに合わせて変化させるように動作する。しかしながら、位置計算部 4 2 で座標変換した結果、プローブセンサ 3 2 の座標も初期座標に戻されるため、それに合わせて M P R 画像の断面位置を再度計算し直す。

30

【 0 0 6 3 】

M P R 画像生成部 5 3 は、ボリュームデータをもとに、M P R 画像位置計算部 5 2 で算出した断面位置の M P R 画像を生成し、モニタ 2 1 に出力する。したがって、超音波画像生成部 4 1 からの超音波画像 (c 2) をモニタ 2 1 に表示したとき、超音波プローブ 1 1 による走査面とほぼ同一位置の M P R 画像 (a 2) を表示することができる。また、トランスミッタ 3 1 を故意に移動させた場合も、同様に計算を行うことができる。

【 0 0 6 4 】

次に図 7 を参照して、体動センサ 3 4 が変化した場合、つまり被検体 P が動いた場合の動作について説明する。

【 0 0 6 5 】

図 7 において、今、超音波プローブ 1 1 を位置合わせした状態から動かしていないと仮定すると、図 7 (a 1) の M P R 画像の中心座標 (X 1 ' , Y 1 ') と、図 7 (c 1) の超音波画像の中心座標 (X 0 , Y 0) とが位置合わせされている。

40

【 0 0 6 6 】

このとき、図 7 (b 1) で示すように、位置計算部 4 2 が算出したプローブセンサ 3 2 の位置の座標は (X 1 , Y 1) である。また位置計算部 4 3 が算出した固定センサ 3 3 の位置の座標は (X 3 , Y 3) である。さらに位置計算部 4 4 が算出した体動センサ 3 4 の位置の座標は (X 5 , Y 5) とする。それぞれの座標の情報は、記憶部 1 7 に格納される。

【 0 0 6 7 】

一方、位置合わせを行った後、被検体 P が動き、体動センサ 3 4 の位置が変化した場合

50

、体動センサ 34 の位置の座標が変化する。当然、超音波プローブ 11 の位置も変化する。例えば、図 7 (b2) で示すように、体動センサの位置が座標 (X8, Y8) に移動し、プローブセンサ 32 の座標が (X7, Y7) に移動したとする。

【0068】

このとき、位置計算部 43 は、体動センサ 34 の座標 (X8, Y8) を取得して、記憶部 17 に記憶された初期座標 (X5, Y5) からの変化量を算出する。ここで、算出した変化量が所定の閾値を超えていた場合に、体動補正計算部 46 は、被検体 P が動いたものと判定する。

【0069】

そして、体動補正計算部 46 は、座標 (X8, Y8) を初期座標 (X5, Y5) に変換するための変換係数「N1」を生成し、位置計算部 42 で算出したプローブセンサ 32 の座標 (X7, Y7) に変換係数「N1」をかけることでプローブセンサ 32 の座標を (X1, Y1) に変換する。これにより、被検体 P が動いた後に取得されるプローブセンサ 32 の座標を、被検体 P が動く前の座標に戻すことができる。尚、位置計算部 43 で算出した固定センサ 33 の座標 (X3, Y3) は変換する必要はない。

【0070】

位置合わせ制御部 41 は、位置計算部 42 で座標変換した結果 (変換係数 N1) をもとに MPR 画像位置計算部 52 を制御する。MPR 画像位置計算部 52 は、体動センサ 34 の位置が変化すると、プローブセンサ 32 の座標も変化するため、本来であれば、MPR 画像の断面位置もそれに合わせて変化させるように動作する。しかしながら、位置計算部 42 で座標変換した結果、プローブセンサ 32 の座標も初期座標に戻されるため、それに合わせて MPR 画像の断面位置を再度計算し直す。

【0071】

MPR 画像生成部 53 は、ボリュームデータをもとに、MPR 画像位置計算部 52 で算出した断面位置の MPR 画像を生成し、モニタ 21 に出力する。したがって、超音波画像生成部 41 からの超音波画像 (c2) をモニタ 21 に表示したとき、超音波プローブ 11 による走査面とほぼ同一位置の MPR 画像 (a2) を表示することができる。

【0072】

尚、被検体 P が動き、トランスミッタ 31 の位置も変化した場合は、位置計算部 42 は、変換係数 N1 と変換係数 M1 の両方によって座標変換が行われる。

【0073】

図 8 は、図 5 の超音波診断装置の第 2 の補正処理を示す説明図である。

【0074】

第 2 の補正処理は、図 6 と同様に、固定センサ 33 の座標の変化量が閾値を越えたときにトランスミッタ 31 の位置が変化したものと判断する。例えば、図 8 の (a1) に示すように、トランスミッタ 31 によって形成された空間におけるプローブセンサ 32 の座標 (X1, Y1) と、MPR 画像の座標 (X1', Y1') とが位置合わせされ、固定センサ 33 の座標 (X3, Y3) が取得されたとする。

【0075】

ここで、トランスミッタ 31 の位置が変化すると、トランスミッタ位置補正部 43 は、図 8 の (b2) に示すように、固定センサ 33 の初期座標 (X3, Y3) を座標 (X4, Y4) に変換するための変換係数「M2」を作成し、プローブセンサ 32 の座標 (X1, Y1) に変換係数「M2」をかけることで座標 (X2, Y2) を算出する。また体動センサ 34 の座標 (X5, Y5) に変換係数「M2」をかけることで座標 (X6, Y6) を算出する。

【0076】

さらに、位置合わせ制御部 41 は、算出した座標 (X2, Y2) と MPR 画像の座標 (X1', Y1') とを再度位置合わせする。これにより、トランスミッタ 31 の位置が変化した後の磁場における座標と、ボリュームデータの MPR 画像とを再度関連付けることができる。すなわち、第 2 の補正処理では、プローブセンサ 32 の座標が取得されること

10

20

30

40

50

に補正処理を行う必要がなく、処理負荷の増大を抑止することができる。

【 0 0 7 7 】

図 9 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の動作手順を示すフローチャートである。図 9 のステップ S 1 では、ボリュームデータの座標と超音波画像の座標とが位置合わせされたか否かを判断する。位置合わせされると、ステップ S 2 では、固定センサ 3 3 の位置情報（磁場における座標）を取得して、記憶部 1 7 に格納する。

【 0 0 7 8 】

固定センサ 3 3 での位置情報の取得タイミングは、任意に設定することができ、例えば、スキャンを実行している場合には、常時、固定センサ 3 2 の位置情報を取得するように設定してもよい。或いは、フリーズボタンが押下された場合に、位置情報の取得を中断して、フリーズが解除された際に位置情報を取得するようにしてもよい。また、入力部 1 9 に補正モードのオン・オフボタンを設け、操作者が補正モードオンのボタンを操作したときに位置情報を取得するようにしても良い。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 3 では、固定センサ 3 3 が取得した位置情報をもとにトランスミッタ 3 1 が移動したか否かを判断する。上述したタイミングで固定センサ 3 3 の位置情報が取得されると、位置計算部 4 3 は、初期の座標情報からの変化量が閾値を越えたときにトランスミッタ 3 1 が移動したことを判定する。また位置計算部 4 3 は、トランスミッタ 3 1 が移動したと判定した場合には、ステップ S 4 において、固定センサ 3 3 の座標の変化量を算出する。そしてステップ S 5 において、トランスミッタ位置補正部 4 5 は、位置計算部 4 2 に対して座標の変換係数 M 1 をかけ、固定センサ 3 3 の座標の変化量に基づいて、超音波プローブ 1 1 の位置、即ち、プローブセンサ 3 2 によって取得された座標を補正する。

【 0 0 8 0 】

尚、ステップ S 3 において、トランスミッタ 3 1 が移動していないと判定した場合には、固定センサ 3 3 の座標の変化量をもとに、継続してトランスミッタ 3 1 が移動したか否かを判定する。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 6 では、体動センサ 3 4 が取得した位置情報をもとに被検体 P が動いたか否かを判断する。位置計算部 4 4 は、初期の座標情報からの変化量が閾値を越えたときに被検体 P が移動したことを判定する。また位置計算部 4 4 は、ステップ S 7 において、体動センサ 3 4 の座標の変化量を算出する。そしてステップ S 8 において、体動補正部 4 6 は、位置計算部 4 2 に対して座標の変換係数 N 1 をかけ、体動センサ 3 4 の座標の変化量に基づいて、プローブセンサ 3 2 によって取得された座標を補正する。

【 0 0 8 2 】

尚、ステップ S 6 において、被検体 P が動いていないと判定した場合には、体動センサ 3 4 の座標の変化量をもとに、継続して被検体 P が動いたか否かを判定する。

【 0 0 8 3 】

また、上述した処理の手順では、第 1 の補正処理（図 6，図 7）を実行する場合について示しているが、第 2 の補正処理（図 8）が実行される場合には、ステップ S 5 において、固定センサ 3 3 の位置の変化量に基づいて、ボリュームデータの M P R 画像の座標と補正したプローブセンサ 3 2 の座標とを再度関連付けして位置合わせが行われる。

【 0 0 8 4 】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、固定センサ 3 3 の座標の変化を検出することで、トランスミッタ 3 1 の位置の変化を検出することができる。また固定センサ 3 3 の座標の変化量に基づいて、プローブセンサ 3 2 の座標を変換することで、医用画像の断面と超音波プローブ 1 1 によってスキャンされる断面との位置ずれを補正するため、トランスミッタ 3 1 が移動する都度、位置合わせをする必要がなく、参照画像を参照しながら実施される診断の効率を向上させることができる。

【 0 0 8 5 】

（第 2 の実施形態）

10

20

30

40

50

以上、第１の実施形態について説明したが、上述した第１の実施形態以外にも、種々の異なる実施形態を採用することができる。以下、第２の実施形態について説明する。

【００８６】

（１）トランスミッタの位置の変化の検出方法

第１の実施形態では、固定センサ３３の位置が閾値以上に変化したことを検出して、トランスミッタ３１の移動を検出する例を述べたが、トランスミッタ３１を固定するアーム３８の移動を機械的に計測して、トランスミッタ３１が移動したことを検出するようにしても良い。

例えば、トランスミッタ３１を固定するアーム３８の可動域にギアを配置し、ギアがどれくらい動いたかを検出する検出装置をセットし、アーム３８が移動したときにギアの動きを検出装置によって検出し、検出したギアの動きをトランスミッタ３１の位置の変化として検出する。

また、カメラを用いた画像処理装置によって、トランスミッタ３１の位置の変化を検出するようにしても良い。この場合、超音波診断装置１０は、トランスミッタ３１と固定位置にある目標物をカメラで撮影する。そしてカメラによって撮影された映像から画像認識のパターンマッチングによりトランスミッタ３１と目標物との相対的な位置関係を特定し、トランスミッタ３１と目標物との対応関係（例えば、距離など）の変化により、トランスミッタ３１の位置の変化を検出する。

【００８７】

（２）位置センサ

第１の実施形態では、トランスミッタ３１によって形成した３次元の磁場に、磁気センサでなる位置センサ３２，３３，３４を配置する例を述べたが、赤外線センサを用いることもできる。この場合、トランスミッタ３１からは赤外線を放出し、位置センサ３２，３３，３４は赤外線を検出するセンサで構成する。またトランスミッタ３１や位置センサ３２，３３，３４として、ジャイロセンサや、ＧＰＳなどを用いることができる。

また、第１の実施形態では、固定センサ３３は、１つだけ配置する例を述べたが、固定センサ３３を複数設けてもよい。複数の固定センサを設けた場合は、複数の固定センサの位置情報の平均値を求め、平均値が示す座標をもとに位置ずれを補正する。或いは、複数の固定センサの中で最も精度の高いセンサの情報を優先的に採用するようにしても良い。

【００８８】

（３）警告メッセージの表示

また、制御部１６は、トランスミッタ３１や被検体Ｐの位置が変化したことを判断した場合に、モニタ２１にメッセージを表示するようにしてもよい。例えば、モニタ２１に、「トランスミッタが移動しました」、「被検体が動きました」のように警告する。さらに、位置ずれが補正された場合に、「トランスミッタの移動による位置ずれを補正しました」といったメッセージをモニタ２１に表示しても良い。

【００８９】

以上述べた少なくとも１つの実施形態の超音波診断装置によれば、トランスミッタや被検体が動いた場合であっても、参照画像の断面と超音波プローブ１１によってスキャンされる断面との位置ずれを補正するため、位置合わせを不要とすることができ、診断効率を向上させ、精度よい検査が可能となる。

【００９０】

以上、本発明のいくつかの実施形態を述べたが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これらの実施形態は、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。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【００９１】

10

20

30

40

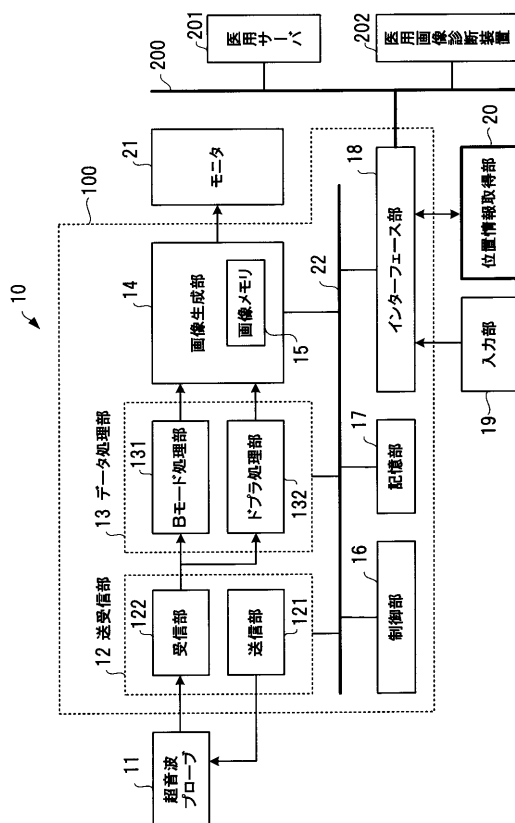
50

- 1 0 ... 超音波診断装置
- 1 1 ... 超音波プローブ
- 1 2 ... 送受信部
- 1 3 ... データ処理部
- 1 4 ... 画像生成部
- 1 5 ... 画像メモリ
- 1 6 ... 制御部
- 1 7 ... 記憶部
- 1 8 ... インターフェース部
- 1 9 ... 入力部
- 2 0 ... 位置情報取得部
- 2 1 ... モニタ（表示部）
- 2 2 ... バスライン
- 3 1 ... トランスミッタ
- 3 2 , 3 3 , 3 4 ... 位置センサ
- 4 1 ... 位置合わせ制御部
- 4 2 , 4 3 , 4 4 ... 位置計算部
- 4 5 ... トランスミッタ位置補正部
- 4 6 ... 体動補正計算部
- 5 2 ... M P R 画像位置計算部
- 5 3 ... M P R 画像生成部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置
- 2 0 0 ... ネットワーク
- 2 0 2 ... 医用画像診断装置

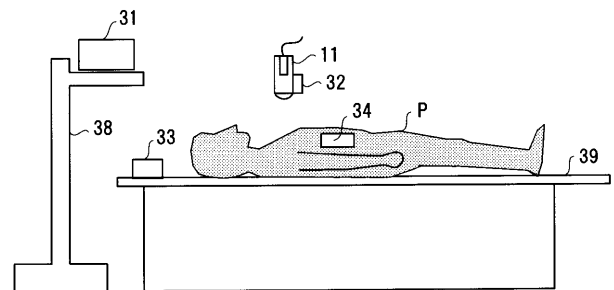
10

20

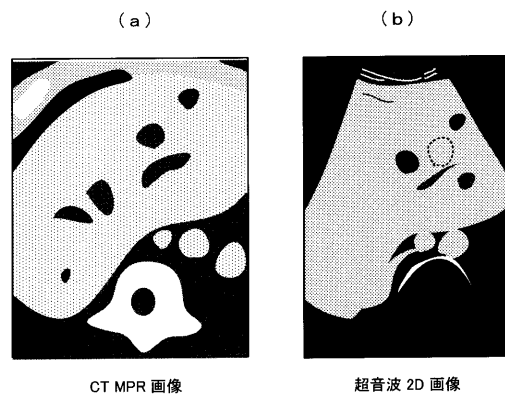
【図 1】



【図 2】



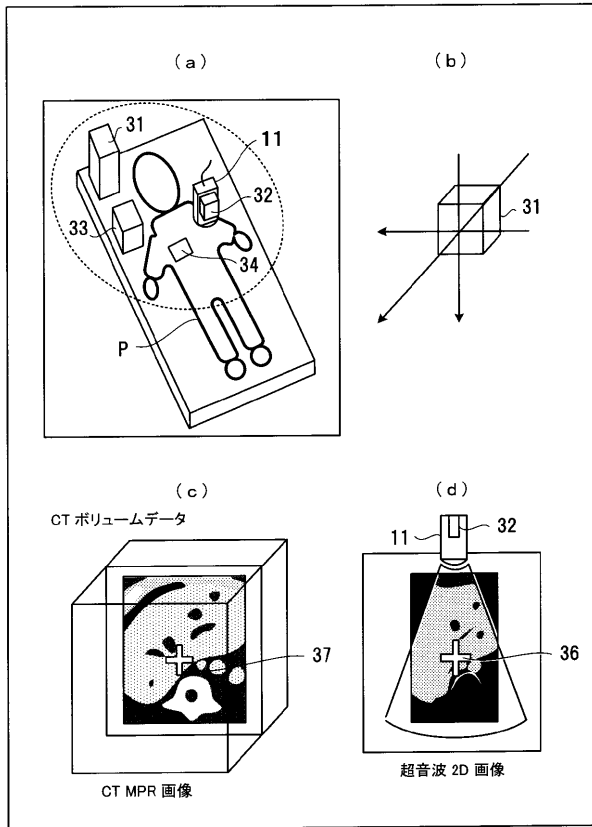
【図 3】



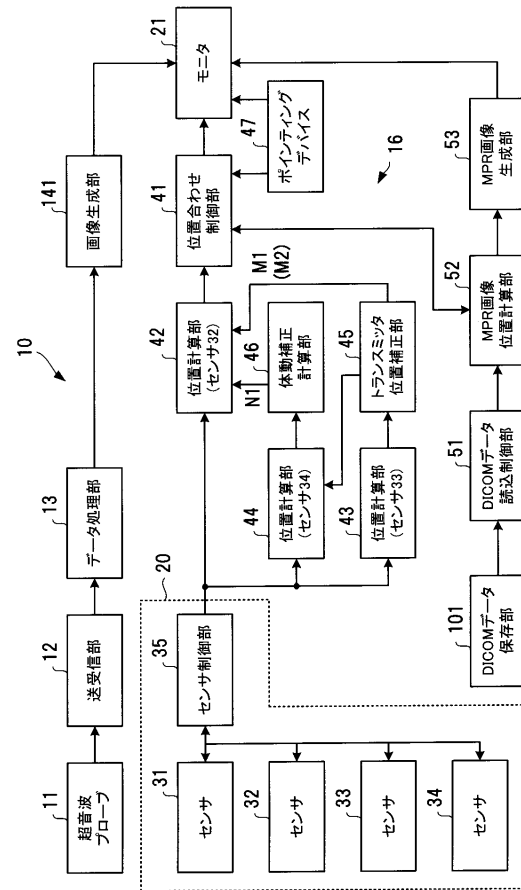
CT MPR 画像

超音波 2D 画像

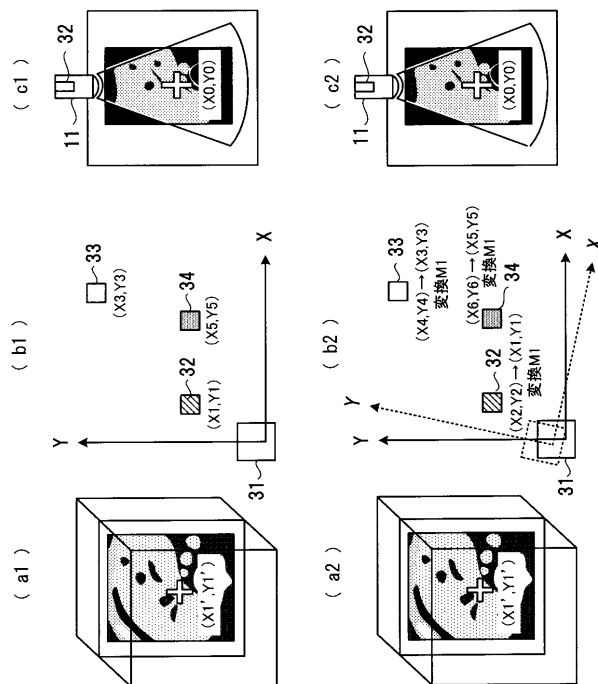
【図 4】



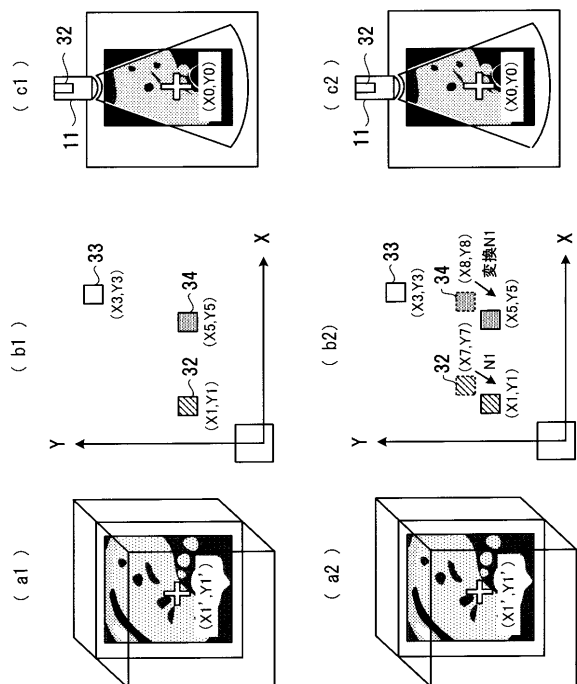
【図 5】



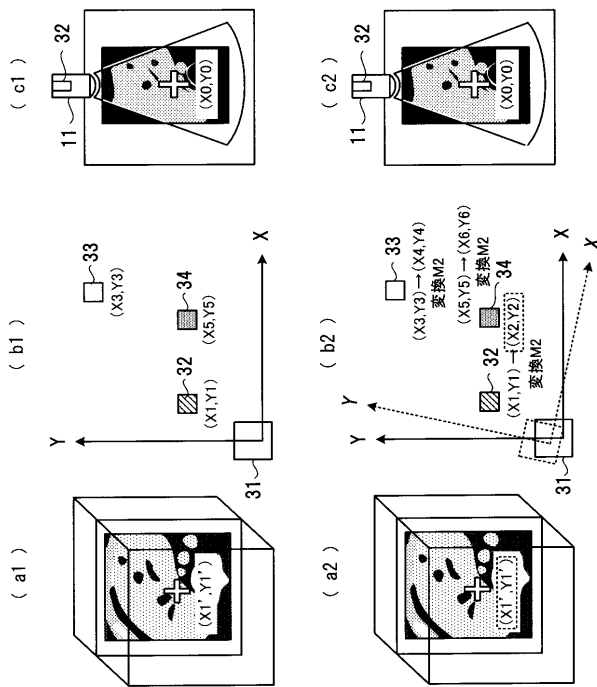
【図 6】



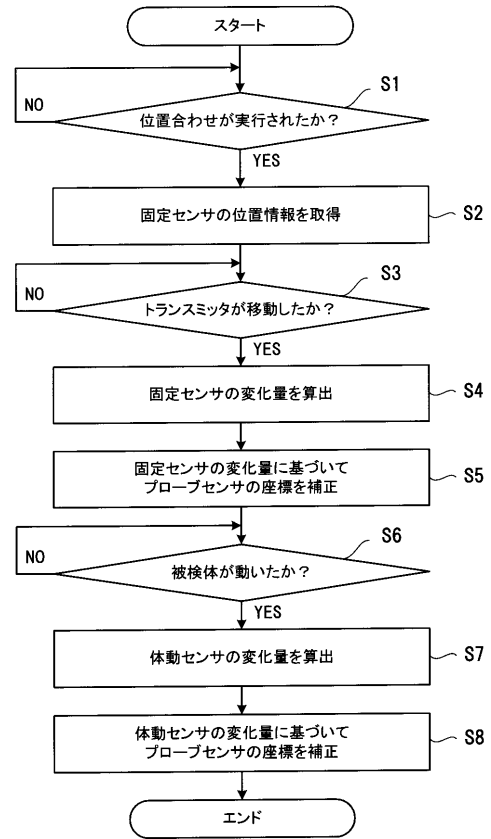
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA15 FD09 FF37
4C096 AA18 AB50 DC33
4C117 XK24
4C601 BB06 EE09 GA18 GA21 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和图像数据校正方法		
公开(公告)号	JP2014045943A	公开(公告)日	2014-03-17
申请号	JP2012191227	申请日	2012-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	田村和宏		
发明人	田村 和宏		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B5/00 A61B6/03		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.390 A61B5/00.G A61B6/03.377 A61B6/03.360.A A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA15 4C093/FD09 4C093/FF37 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/DC33 4C117 /XK24 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种即使在发射器或待检测物体移动时也不需要定位的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括位置信息获取部分，其包括分别附接到发射器的传感器，超声探头，固定位置和待检测物体，从发射器接收参考信号，并获取三个位置信息。- 各个传感器的三维空间，并且超声波诊断设备基于由另一个获得的三维图像数据的位置信息来定位三维图像数据的任意横截面和由超声波探头扫描的横截面。医学图像诊断设备和超声波探头。超声波诊断装置还计算发射器的移动量和待检测物体的移动量，并校正三维图像数据的横截面与超声波探头扫描的横截面之间的位置偏差。发送器的移动量和待检测物体的移动量。

