

(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2011-156286

(P2011-156286A)

(43) 公開日 平成23年8月18日(2011.8.18)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-22504 (P2010-22504)
(22) 出願日 平成22年2月3日 (2010.2.3)(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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示プログラム

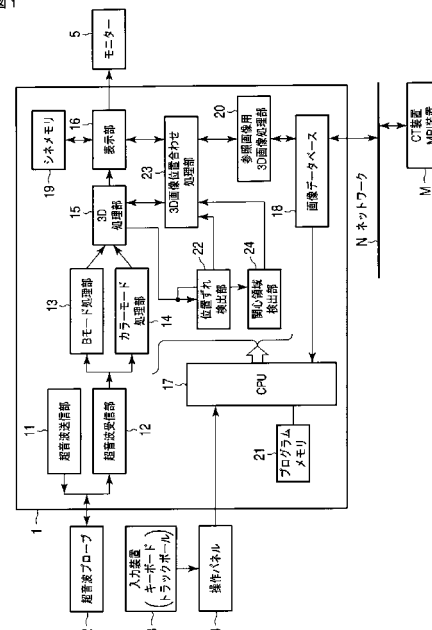
(57) 【要約】

【課題】リアルタイムに表示される被検体の所定部位の像を常に3次元的な同一方向及び同一向きとして安定して表示すること。

【解決手段】3D超音波データの3次元的な位置ずれを逐次検出し、逐次検出される位置ずれに基づいて複数の3D超音波データの位置ずれを補正し、複数の3D超音波データに含まれる被検体の画像データを3次元的な一定の向きに位置合わせし、逐次位置合わせされた超音波ボリュームデータをモニタ5に表示させる。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を撮影して取得される時系列に連続する複数の超音波ボリュームデータを表示する超音波診断装置において、

前記超音波ボリュームデータの 3 次元的な位置ずれを逐次検出する位置ずれ検出部と、

前記位置ずれ検出部により逐次検出される前記位置ずれに基づいて前記複数の超音波ボリュームデータの位置ずれを補正し、前記複数の超音波ボリュームデータに含まれる前記被検体の画像データを 3 次元的な一定の向きに位置合わせする位置合わせ処理部と、

前記位置合わせ処理部により逐次位置合わせされた前記超音波ボリュームデータをリアルタイムに表示する表示部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波ボリュームデータ中に関心領域を設定する関心領域設定部を有し、

前記位置ずれ検出部は、前記関心領域設定部により設定された前記関心領域中において前記 3 次元的な前記位置ずれを逐次検出する、

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域内の前記超音波ボリュームデータを基準としてレンダリングの画質条件又は 3 次元表示条件のいずれか一方又は両方を逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域を基準に設定されたマーカーの向きの位置ずれを逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域を基準に設定された断面変換の各断面像データ、マルチビュー表示するための複数の断面像データ、又はボリュームビュー表示するための前記被検体の断層面の画像データの位置ずれを逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域を基準に設定されたカラー像の前記超音波ボリュームデータに対して平面方向にカットされた断面像データ、立方体状にカットされた断面像データ、又は前記複数の超音波ボリュームデータ中に含まれる被検体の断面像データの位置ずれを逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域を基準に指定された表示指定領域のみの向きの位置ずれを逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域を基準に設定された計測領域の向きの位置ずれを逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前記関心領域を基準に設定された視点、視線、近平面又は遠平面から透視投影する画像データの位置ずれを逐次補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記位置合わせ処理部は、前記超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、前

50

記関心領域に指定された視点からの画像データの位置ずれを逐次補正し、

前記表示部は、前記位置合わせ処理部により逐次補正された前記画像データに基づいて
フライスルー表示する、

ことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記位置合わせ処理部は、前記位置ずれ検出部により位置ずれを検出する領域内に位置
合わせする対象領域が存在しなければ、前記位置合わせ処理を停止することを特徴とする
請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記位置合わせ処理部は、前記位置合わせ処理の停止の状態で、前記位置ずれ検出部により位置
ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域が検出されると、前記位置合わせ
処理を再開することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記位置ずれ検出部は、前記関心領域内の前記複数の超音波ボリュームデータ間における
相互情報量、エントロピー、相互相関量、信号値の差分のうち少なくとも 1 つを指標と
して前記位置ずれを検出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

被検体を撮影して取得される時系列に連続する複数の超音波ボリュームデータを表示す
る超音波画像表示プログラムであって、

コンピュータに、

前記超音波ボリュームデータの 3 次元的な位置ずれを逐次検出させる検出させる検出機
能と、

前記逐次検出される前記位置ずれに基づいて前記複数の超音波ボリュームデータの位置
ずれを補正し、前記複数の超音波ボリュームデータに含まれる前記被検体の画像データを
3 次元的な一定の向きに位置合わせさせる位置合わせ機能と、

前記逐次位置合わせされた前記超音波ボリュームデータをディスプレイに表示させる表
示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体を含む 3 次元 (3D) 超音波データを時系列に連続して収集して成る
4 次元 (4D) 超音波データをリアルタイムに表示するときの表示方向を補正する超音波
診断装置及び超音波画像表示プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

3D / 4D 超音波診断装置は、被検体を含む 3 次元 (3D) 超音波データを時系列に連
続して収集して成る 4D 超音波データを取得し、この 4D 超音波データをリアルタイムに
ディスプレイ等に表示する。この 3D / 4D 超音波診断装置は、超音波プローブとして 2
次元 (2D) アレイプローブ又はメカニカル 4D プローブを利用して 3D 超音波データを
時系列に連続して収集することにより、リアルタイムの 3 次元表示を可能とする。超音波
データの表示に関する技術としては、例えば特許文献 1 がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 112468 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波診断装置によって診断する対象の被検体が例えば胎児である場合がある。この胎

10

20

30

40

50

児の対象部位、例えば顔部位 (baby face) をディスプレイ等に表示して診断する場合、超音波診断装置では、胎児の顔部位を撮影して 3 D 超音波データを時系列に連続して収集して成る 4 D 超音波データを取得し、リアルタイムにディスプレイ等に表示する。

ディスプレイに胎児の 4 D 超音波画像を表示して診断する場合、医師等の観察者は、ディスプレイの表示画面上に表示される胎児のビュー方向 (view direction) を常に同一方向、例えば表示画面上に常に胎児の顔部位の正面が向いて表示されるように設定したいという要求がある。又、超音波診断装置におけるフレキシブル・カット・ライン (flexible cut line) という機能を用い、例えば母体の腹壁等からのエコーデータを画像上から除去し、胎児の顔部位を体表側から観察できるように視点を維持したいという要求がある。

【 0 0 0 5 】

10

しかしながら、被検体が胎児である場合に、体全体が動くために顔部位も動く。この顔部位の動きに伴って表示画像上における胎児の顔部位の表示位置が移動すると共に、当該顔部位の向きも変化する。このため、ビュー方向を常に胎児の顔正面に設定することができず、安定して胎児の顔部位の 3 D 超音波像を観察することが困難となり、かつフレキシブル・カット・ラインを最適に維持することもできない。

【 0 0 0 6 】

例えば心臓、脳部又は胃部の癌等を被検体の対象臓器として、超音波診断装置によって診断する場合がある。この場合、心臓は、自身の鼓動により動く。脳部又は胃部の癌等は、呼吸による肺臓の動きに伴う身体全体の動きと共に移動する。このために、ディスプレイの表示画面上における心臓、脳部又は胃部の癌等のビュー方向を常に同一方向に設定したり、フレキシブル・カット・ラインを最適に維持することができない。

20

【 0 0 0 7 】

又、超音波プローブを動かして走査方向を変える状況等でも、医師等の観察者は、ビュー方向を常に同一方向に設定し、フレキシブル・カット・ラインを最適に維持したい要求がある。しかしながら、この場合でもビュー方向を常に同一方向に設定することや、フレキシブル・カット・ラインを最適に維持することができない。

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、リアルタイムに表示される被検体の所定部位の像を常に 3 次元的な同一方向及び同一向きとして安定して表示できる超音波診断装置及び超音波診断装置の表示方法を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

請求項 1 に対応する超音波診断装置は、被検体を撮影して取得される時系列に連続する複数の超音波ボリュームデータを表示するもので、超音波ボリュームデータの 3 次元的な位置ずれを逐次検出する位置ずれ検出部と、位置ずれ検出部により逐次検出される位置ずれに基づいて複数の超音波ボリュームデータの位置ずれを補正し、複数の超音波ボリュームデータに含まれる被検体の画像データを 3 次元的な一定の向きに位置合わせする位置合わせ処理部と、位置合わせ処理部により逐次位置合わせされた超音波ボリュームデータをリアルタイムに表示する表示部とを具備する。

【 0 0 1 0 】

40

請求項 1 4 に対応する超音波画像表示プログラムは、被検体を撮影して取得される時系列に連続する複数の超音波ボリュームデータを表示する超音波画像表示プログラムであって、コンピュータに、超音波ボリュームデータの 3 次元的な位置ずれを逐次検出させる検出させる検出機能と、逐次検出される位置ずれに基づいて複数の超音波ボリュームデータの位置ずれを補正し、複数の超音波ボリュームデータに含まれる被検体の画像データを 3 次元的な一定の向きに位置合わせさせる位置合わせ機能と、逐次位置合わせされた超音波ボリュームデータをディスプレイに表示させる表示機能とを実現させる。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、リアルタイムに表示される被検体の所定部位の像を常に 3 次元的な同

50

一方向及び同一向きとして安定して表示できる超音波診断装置及び超音波診断装置の表示方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施の形態を示すブロック構成図。

【図2】同装置の概要を示す図。

【図3】同装置における3次元表示までの処理の流れとこの処理により生成されるデータを示す模式図。

【図4】同装置における3D画像位置合わせ処理部による位置合わせ処理を示す流れ図。

【図5A】同装置における3D画像位置合わせ処理部により位置合わせの参照の3Dデータ (Volume 1) の一例を示す模式図。

10

【図5B】同装置における3D画像位置合わせ処理部により位置合わせさせる3Dデータ (Volume 2) の一例を示す模式図。

【図6】同装置における3D画像位置合わせ処理部による位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域が存在しないときの位置合わせ処理を示す流れ図。

【図7】同装置における3D位置合わせ表示の処理を示す流れ図。

【図8】同装置における位置合わせROIの設定の一例を示す図。

【図9】同装置におけるフレキシブル・カット・ライン、位置合わせROI、ボリューム表示ROIの設定の一例を示す図。

【図10A】同装置における位置合わせROIに対して相対的に同等なMPR断面を逐次位置合わせ処理して表示する例を示す図。

20

【図10B】同装置における位置合わせROIに対して相対的に同等なマルチビュー表示の一例を示す図。

【図10C】同装置における位置合わせROIに対して相対的に同等なボリュームビューの表示の一例を示す図。

【図11】同装置におけるマーカーを示す図。

【図12】同装置における計測ROI内における輝度の積算値の時間変化を示す図。

【図13】同装置のフライスルーへの適用例について説明するための門脈を含む血管を示す図。

【図14】同装置におけるフライスルーに適用した場合におけるMPR画像上で位置合わせ用ROIの設定を示す図。

30

【図15】同装置におけるフライスルーに適用した場合における透視投影像を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の一実施の形態について図面を参照して説明する。

図1は超音波診断装置 (4D超音波診断装置) のブロック構成図を示す。本装置の概要を図2を参照して説明する。超音波診断装置本体部1には、超音波プローブ2が接続されている。この超音波プローブ2には、例えばメカニカル4Dプローブがある。このメカニカル4Dプローブは、通常の1次元 (1D) アレイプローブを機械的に揺動して3次元データを連続的に収集する。このメカニカル4Dプローブにより連続的に人体等の被検体H中の対象臓器の3Dデータが収集される。この収集された3Dデータは、ボリュームデータJとして処理され、例えばリアルタイムにMPR表示 (直交3断面) される。MPR表示は、例えばアキシャル像K1、アキシャル像K2、サジタル像K3である。3Dデータの収集は、メカニカル4Dプローブのみならず、電子的に超音波を3次元に送受信する2Dアレイプローブを利用することができる。

40

【0014】

図3は本装置における3次元表示までの処理の流れと当該処理により生成される各種画像データとを示す。本装置には、それぞれ異なる各断面の複数の超音波画像データを取得し、これら超音波画像データに基づいて3D超音波画像データを生成して立体的に表示する3D表示と、この3D超音波画像データに時間的な変化を加えた4D表示とがある。

50

ここで、複数の超音波画像データを収集し、この超音波画像データを表示するまでの各段階における処理技術について説明する。

(1) 3次元/4次元データの収集技術

1Dアレイプローブを3D的に走査することにより、3Dの超音波画像データの収集が可能である。さらに、メカニカル4Dプローブを利用して4Dの超音波画像データの収集が可能である。又、2Dアレイプローブを利用して3次元的な走査の繰り返しを行い、この3次元的な走査の繰り返しにより時間軸を含めた4Dの超音波画像データの収集が可能である。なお、メカニカル4Dプローブは、あるエンクロージャ内に1Dアレイプローブとプローブ揺動用モータとを備え、煽り走査や回転走査を機械的に行う。2Dアレイプローブは、2次元面上に配置された微小振動子を用いて電子的な走査により3次元データを

10

【0015】

(2) 3次元データの再構成技術

図3に示すように超音波プローブ2の走査によってスタックデータである複数の断層画像データが収集される。これら断層画像データは、それぞれ異なる座標系上にあるので、当該複数の断層画像データを共通に使用できる座標系を導入する必要がある。これにより、複数の断層画像データは、等方的なボクセルとして3D画像データのボリュームデータに再構成(リサンプリング)される。

【0016】

(3) 3次元データの表示技術

一般に3D画像データを2D面上に投影表示することをレンダリングと称する。次に、超音波診断装置で用いられているレンダリング手法について説明する。

20

(a) MPR (Multi・Planar Reconstruction / Reformation) 法

MPR法は、任意方向の断層像を作成する手法である。このMPR法は、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。この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。このMPR法では、通常、立体構造を把握するために指定断面とこの指定断面に直交する2断面とを合わせた3断面を同時表示する。

【0017】

(b) MIP (Maximum Intensity Projection) 法

30

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とを調べ、その中の最大値を投影面に投影する表示手法である。このMIP法は、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。但し、MIP法は、奥行き情報が消えるので、角度を変えて作成した画像を回転させてシネ表示する必要がある。

【0018】

(c) VR (Volume Rendering) 法

VR法は、仮想スクリーンから一様な光が発せられ、その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・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する。このVR法は、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、反射光を更新する。このVR法では、更新の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、表面から内部構造の表現まで多様な表現ができる。このVR法は、特に微細構造の抽出に優れている。

40

【0019】

次に、本装置の構成について図1に示すブロック構成図に戻って説明する。

超音波診断装置本体部1には、超音波プローブ2の他に、入力装置3と、操作パネル4と、モニタ5とが接続されている。本装置は、超音波ビームの走査を3次元的にを行い、3次元超音波画像を連続的にリアルタイムに表示する4D超音波診断装置である。これにより、超音波プローブ2は、例えば2次元アレイプローブ又は機械的に1次元プローブを揺動させるメカニカル4Dプローブを用い。

50

【 0 0 2 0 】

入力装置 3 と操作パネル 4 とは、それぞれ医師等の観察者の操作を受けて例えば超音波診断装置本体部 1 に対して操作指示を与えるもので、それぞれ位置合わせ用の関心領域 (R O I) の設定、B モード又はカラーモードの表示モードの選択、3 次元超音波画像の表示断面の選択・変更、3 次元超音波画像の断面位置や表示形式、観察方向などの変更等の操作指示を発する。入力装置 3 は、例えばキーボード、トラックボールから成る。操作パネル 4 は、例えば複数の操作ボタンを表示する液晶のパネル又は機械的な操作ボタンを備えたパネルから成る。

【 0 0 2 1 】

モニタ 5 は、超音波診断装置本体部 1 からの画像データを入力して例えば 3 D 又は 4 D の超音波画像データ、レンダリングにより取得された超音波画像データ等を表示する。このモニタ 5 は、例えば液晶ディスプレイ等から成る。

10

【 0 0 2 2 】

超音波診断装置本体部 1 は、超音波送信部 1 1 と、超音波受信部 1 2 と、B モード処理部 1 3 と、カラーモード処理部 1 4 と、3 D 処理部 1 5 と、表示部 1 6 と、C P U 1 7 と、画像データベース 1 8 と、画像データを記憶するシネメモリ 1 9 とを有する。

【 0 0 2 3 】

超音波送信部 1 1 は、超音波プローブ 2 の各振動子に対して電気パルスを印加し、超音波プローブ 2 から例えば人体の心臓、胃部又は母体中の胎児等の被検体に対して 3 次元的に超音波ビームを走査する。

20

超音波受信部 1 2 は、超音波プローブ 2 から 3 次元的に超音波ビームを走査したときの被検体からのエコー信号を受信してその反射波信号を出力する。

B モード処理部 1 3 は、B モードに設定されている場合、被検体からのエコー信号の受信毎に超音波受信部 1 2 から出力される反射波信号に対して例えばフィルタ処理、ゲイン調整、包絡線検出、所望の信号処理を行う。

カラーモード処理部 1 4 は、カラーモードに設定されている場合、被検体からのエコー信号の受信毎に、超音波受信部 1 2 から出力される反射波信号に対して例えばフィルタ処理や速度検出などを行う。

【 0 0 2 4 】

3 D 処理部 1 5 は、被検体からのエコー信号の受信毎に、B モード処理部 1 3 又はカラーモード処理部 1 4 から出力される超音波データを 3 D 超音波データに再構成する。

30

表示部 1 6 は、選択されている B モード又はカラーモードに応じて 3 D 処理部 1 5 により再構成された 3 D 超音波データを、例えばボリュームレンダリング像や M P R 像に加工してリアルタイムにモニタ 5 に表示する。この表示部 1 6 は、3 D 超音波データに対してレンダリングの手法として M P R 法、M I P 法、V R 法等を行う。

【 0 0 2 5 】

画像データベース 1 8 には、例えば人体の心臓、胃部又は母体中の胎児等の被検体の静止画データ、動画データ、3 D 画像データ、4 D 画像データ等の超音波画像データが保管されている。この画像データベース 1 8 は、ネットワーク N を介して例えば D I C O M サーバや C T 装置や M R I 装置などの他のモダリティー M に接続されている。これにより、画像データベース 1 8 には、ネットワーク N を介して D I C O M サーバ上から各種画像データを読み込んで保管したり、C T 装置や M R I 装置などの他のモダリティー M から C T 画像データ、M R 画像データ等を読み込んで保管可能である。なお、画像データベース 1 8 には、ネットワーク N を通して読み込んだ各種画像データを保管するに限らず、例えば M O 、 C D - R 、 D V D などメディアから所望の画像データを読み込んで保管することも可能である。

40

【 0 0 2 6 】

参照画像用 3 D 画像処理部 2 0 は、画像データベース 1 8 に保管されている例えば人体の心臓、胃部又は母体中の胎児等の被検体の静止画、動画、3 D 像、4 D 像等の超音波画像データ、C T 装置や M R I 装置などの他のモダリティー M の C T 画像データ、M R 画像

50

データ等のいずれかの画像データを読み出し、この読み出した画像データから例えば所望の断面や3D表示画像等の参照画像データを生成する。

【0027】

又、上記CPU17には、プログラムメモリ21が接続されている。このプログラムメモリ21には、予め超音波画像表示プログラムが記憶されている。この超音波画像表示プログラムは、被検体を撮影して取得される時系列に連続する複数の3D超音波データをモニタ5に表示させるもので、3D超音波データの3次元的位置ずれを逐次検出し、逐次検出される位置ずれに基づいて複数の3D超音波データの位置ずれを補正し、複数の3D超音波データに含まれる被検体の画像データを3次元的一定の向きに位置合わせし、逐次位置合わせされた超音波ボリュームデータをモニタ5に表示させる。

10

【0028】

CPU17は、プログラムメモリ21に記憶されている超音波画像表示プログラムを実行することにより、位置ずれ検出部22と、3D画像位置合わせ処理部23とを有するものとなる。又、CPU17は、超音波送信部11と、超音波受信部12と、Bモード処理部13と、カラーモード処理部14と、3D処理部15と、表示部16と、参照画像用3D画像処理部20と、関心領域設定部24となどを動作制御する。

位置ずれ検出部22は、3D処理部15により再構成された3D超音波データの3次元的位置ずれを逐次検出する。

より具体的には、位置ずれ検出部22は、例えば、ROI内における時間的に連続する各3D超音波データ間における相互情報量、エントロピー、相互相関量、信号値の差分のうち少なくとも1つを指標として各3D超音波データ間の位置ずれを検出する。

20

【0029】

3D画像位置合わせ処理部23は、位置ずれ検出部22により逐次検出される位置ずれに基づいて3D超音波データの位置ずれを補正し、3D超音波データに含まれる被検体の画像データを3次元的一定の向きに位置合わせする。

関心領域設定部24は、例えば入力装置3又は操作パネル4により操作指示されたROIの位置情報に基づいて3D処理部15により再構成された3D超音波データ中に位置合わせROIを設定する。

【0030】

図4は3D画像位置合わせ処理部23による位置合わせ処理の流れ図を示す。3D画像位置合わせ処理部23は、複数の3D超音波データ等の各データを比較し、これらデータ間の位置合わせを行う。ここでは2つの3Dデータ、すなわち参照となる3Dデータ(Volume1)と、この3Dデータ(Volume1)に位置合わせする3Dデータ(Volume2)とを対象とする。

30

【0031】

参照3Dデータ(Volume1)は、例えば更新前の直前の3Dデータ、又は事前に指定した3Dデータである。典型的に3Dデータ(Volume1)は、位置合わせ開始時の3Dデータである。又は参照3Dデータ(Volume1)は、画像データベース18に過去に収集記憶された3D超音波データ、又はDICOMサーバやCT装置やMRI装置などの他のモダリティ-Mからの各種画像データである。

40

3Dデータ(Volume2)は、3D処理部15により再構成された3D超音波データである。

【0032】

3D画像位置合わせ処理部23は、ステップS1において、3Dデータ(Volume2)上の座標を変えながら次のステップS2において、例えばROI内をチェックし、次のステップS3において、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との各類似度に関係する特徴量を計算する。

次に、3D画像位置合わせ処理部23は、ステップS4において、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との各類似度に関係する特徴量に基づいて3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との間の位置ずれに関する評価関数を求める。

50

【 0 0 3 3 】

次に、3D画像位置合わせ処理部23は、ステップS5において、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との間の位置ずれに関する評価関数が最適値を満たすか否か、すなわち3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置が一致しているか否かを判断する。

この判断の結果、一致していなければ、3D画像位置合わせ処理部23は、ステップS6において最適化基準に基づく変換パラメータを変更し、ステップS1に戻り、3Dデータ(Volume2)上の座標を変えて3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との間の位置ずれに関する評価関数を求め、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置が一致しているか否かを判断することを繰り返す。

しかるに、3D画像位置合わせ処理部23は、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置が一致するまで3Dデータ(Volume2)上の座標を変えながら評価関数を求め、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置ずれ量を推定する。3D画像位置合わせ処理部23は、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置ずれ量を3D処理部15及び表示部16に送る。これにより、表示部16は、位置合わせされた3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)とをモニタ5に並列表示する。

【 0 0 3 4 】

図5Aは3Dデータ(Volume1)を用いて生成される3D画像を示す。この画像は、例えば胎児における顔部位の顔正面を映像化したものである。この3Dデータ(Volume1)は、位置合わせ開始時に取得されたか、又は画像データベース18から読み出される。

例えば、胎児の体全体や顔部位が動くことにより3Dデータ(Volume2)を用いて生成される3次元画像において、例えば図5Bに示すように胎児の顔部位が正面から横顔になることがある。このように胎児の顔部位が画像上で正面から横顔になるのは、超音波プローブ2を被検体に接触するときの角度が変化する場合も同様である。

【 0 0 3 5 】

3D画像位置合わせ処理部23は、上記の通り3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置ずれ量を推定し、3Dデータ(Volume2)に含まれる胎児の顔部位の画像データを3Dデータ(Volume1)と同一の3次元的な一定の向きに位置合わせし、胎児における顔部位の顔正面の画像データにする。

【 0 0 3 6 】

又、3D画像位置合わせ処理部23は、以下の機能を有する。

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROI内の3D超音波データを基準としてレンダリングの画質条件又は3次元表示条件のいずれか一方又は両方を逐次補正する。

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定されたマーカーの向きの位置ずれを逐次補正する。

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定された断面変換の各断面像データ、すなわち上記アキシャル像K1、アキシャル像K2、サジタル像K3のMPR(直交3断面)の各断面像データ、マルチビュー(Multi View)表示するための複数の断面像データ、又は3D超音波データを表示するための被検体の断層面の画像データの位置ずれを逐次補正する。

【 0 0 3 7 】

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定されたカラー像の3D超音波データに対して平面方向にカットされた断面像データ、立方体状にカットされた断面像データ、又は複数の3D超音波データ中に含まれる被検体の断面像データの位置ずれを逐次補正する。

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に指定された表示指定領域のみの向きの位置ずれを逐次補

10

20

30

40

50

正する。

3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、3 D 超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせ R O I を基準に設定された計測領域の向きの位置ずれを逐次補正する。

3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、3 D 超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせ R O I を基準に設定された視点、視線、近平面又は遠平面から透視投影する画像データの位置ずれを逐次補正する。

3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、3 D 超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせ R O I に指定された視点からの画像データの位置ずれを逐次補正する。

【 0 0 3 8 】

3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、位置ずれ検出部 2 2 により位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域、例えば胎児の顔部位、心臓、脳部又は胃部の癌等が存在しなければ、位置合わせ処理を停止する。

3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、位置合わせ処理の停止の状態で、位置ずれ検出部 2 2 により位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域、例えば胎児の顔部位、心臓、脳部又は胃部の癌等が検出されると、位置合わせ処理を再開する。

【 0 0 3 9 】

すなわち、図 6 は 3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 による位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域が存在しないときの位置合わせ処理の流れ図を示す。なお、図 4 と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。

3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、ステップ S 5 において、3 D データ (Volume 1) と 3 D データ (Volume 2) との間の位置ずれに関する評価関数が最適値を満たすか否か、すなわち 3 D データ (Volume 1) と 3 D データ (Volume 2) との位置が一致しているか否かを判断する。

この判断の結果、評価関数が最適値を満たさなければ、3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、ステップ S 7 に移り、予め設定された最低値基準と 3 D データ (Volume 1) と 3 D データ (Volume 2) との間の位置ずれに関する評価関数とを比較し、評価関数が最低値基準を満たさなければ、位置合わせ処理を停止する。

一方、評価関数が最低値基準を満たせば、3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 は、位置合わせ処理を再開し、ステップ S 6 を通してステップ S 1 に戻る。

【 0 0 4 0 】

表示部 1 6 は、3 D 画像位置合わせ処理部 2 3 により逐次位置合わせされた 3 D 超音波ボリュームデータをリアルタイムに例えば液晶ディスプレイ等のモニタ 5 に表示する。

【 0 0 4 1 】

次に、上記の如く構成された装置におけるリアルタイムな 3 D 位置合わせ表示の処理の流れについて図 7 に示す 3 D 位置合わせ表示の処理の流れ図に従って説明する。

超音波プローブ 2 は、超音波送信部 1 1 からの電気パルスの印加により 3 次元的に超音波ビームを送信する。この超音波ビームは、例えば母体中の胎児、人体の心臓、胃部等の被検体に対して 3 次元的に超音波ビームを走査させる。

超音波受信部 1 2 は、超音波プローブ 2 から 3 次元的に超音波ビームを走査したときの被検体からのエコー信号を受信してその反射波信号を出力する。

【 0 0 4 2 】

B モード処理部 1 3 は、B モードに設定されている場合、超音波受信部 1 2 から出力される反射波信号に対して例えばフィルタ処理、ゲイン調整、包絡線検出、所望の信号処理を行う。

カラーモード処理部 1 4 は、カラーモードに設定されている場合、被検体からのエコー信号の受信毎に、超音波受信部 1 2 から出力される反射波信号に対して例えばフィルタ処理や速度検出などを行う。

【 0 0 4 3 】

3 D 処理部 1 5 は、被検体からのエコー信号の受信毎に、B モード処理部 1 3 又はカラ

10

20

30

40

50

ーモード処理部 14 から出力される超音波データを 3D 超音波データに再構成する。

表示部 16 は、選択されている B モード又はカラーモードに応じて 3D 処理部 15 により再構成された 3D 超音波データを、例えばボリュームレンダリング像や、図 8 に示すような MPR 像（アキシャル像 K1、アキシャル像 K2、サジタル像 K3）に加工してリアルタイムにモニタ 5 に表示する。

【0044】

一方、入力装置 3 又は操作パネル 4 に対して医師等の観察者によって位置合わせ開始前に、例えば図 8 に示すようにモニタ 5 に表示されている MPR 像において位置合わせ ROI が設定される。この位置合わせ ROI は、例えば四辺形に形成されている。

関心領域設定部 24 は、例えば入力装置 3 又は操作パネル 4 により操作指示された ROI の位置情報に基づいて 3D 処理部 15 により再構成された例えば図 8 に示すような MPR 像（アキシャル像 K1、アキシャル像 K2、サジタル像 K3）中に位置合わせ ROI を設定する。

【0045】

次に、位置ずれ検出部 21 は、例えば、ROI 内における時間的に連続する各 3D 超音波データ間における相互情報量、エントロピー、相互相関量、信号値の差分のうち少なくとも 1 つを指標として各 3D 超音波データ間の位置ずれを検出する。

【0046】

次に、3D 画像位置合わせ処理部 23 は、上記図 4 の位置合わせ処理の流れ図に示すように、ステップ S1 において、3D データ（Volume 2）上の座標を変えながら次のステップ S2 において、例えば ROI 内をチェックし、次のステップ S3 において、3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との各類似度に関する特徴量を計算し、次のステップ S4 において、3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との各類似度に関する特徴量に基づいて 3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との間の位置ずれに関する評価関数を求め、次のステップ S5 において、3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との間の位置ずれに関する評価関数が最適値を満たすか否か、すなわち 3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との位置が一致しているか否かを判断する。

【0047】

この判断の結果、一致していなければ、3D 画像位置合わせ処理部 23 は、ステップ S6 において最適化基準に基づく変換パラメータを変更し、ステップ S1 に戻り、3D データ（Volume 2）上の座標を変えながら 3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との間の位置ずれに関する評価関数を求め、3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との位置が一致しているか否かを判断することを繰り返し、3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との位置ずれ量を推定する。

【0048】

次に、3D 画像位置合わせ処理部 23 は、3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）との位置ずれ量を 3D 処理部 15 及び表示部 16 に送る。これにより、表示部 16 は、位置合わせされた 3D データ（Volume 1）と 3D データ（Volume 2）とをモニタ 5 に並列表示する。

【0049】

この結果、例えば、胎児の体全体が動いたり、超音波プローブ 2 を被検体に接触するときの角度が変化しても、モニタ 5 に表示される 3D データ（Volume 2）は、顔部位が動いて例えば図 5B に示すように胎児の顔部位の横顔にならず、3D データ（Volume 1）と同一の 3 次元的な一定の向きの胎児における顔部位の顔正面の画像データに位置合わせされて表示される。なお、モニタ 5 に表示されるのは、位置合わせされた任意の断層像、MPR 像、3D 表示像、或いは参照の 3D データ（Volume 1）の画像と 3D 処理部 15 により再構成される 3D 超音波データのリアルタイム像との 2 画像などの各種画像データである。

【0050】

10

20

30

40

50

次に、胎児の顔部位等の3D画像データの表示条件の設定例について説明する。

胎児の顔部位等を3D表示をする場合、超音波診断装置本体部1のCPU17は、図9に示すようにフレキシブル・カット・ライン(flexible cut line)Cという機能を用い、例えば母体の腹壁等からのエコーデータを3次元表示上から除去する。例えば、同図に示す胎児の顔部位の画像は、胎児ファントムを用いた画像である。医師等の観察者は、入力装置3又は操作パネル4を操作してフレキシブル・カット・ラインCを胎児の顔部位の少し上側に設定する。これにより、超音波診断装置本体部1のCPU17は、フレキシブル・カット・ラインCよりも上側のエコーデータを3D表示より除去する。この結果、胎児の顔部位は、体表側からの視点から観察できるように維持される。なお、不要領域を3D表示より除去するために超音波診断装置本体部1のCPU17は、図9に示すようにボ

10

【0051】

ボリューム表示ROIを設定すると、当該ボリューム表示ROIにより囲われた領域の外側の画像データは、超音波診断装置本体部1のCPU17によって3D表示より除去する処理が行われる。この除去処理によって視線に対して障害物なく様々な方向より胎児が観察可能になる。

又、位置合わせROIは、例えば胎児の顔部位の鼻付近に設定されると、3D画像位置合わせ処理部23は、胎児の顔部位の鼻付近において3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との間の位置ずれに関する評価関数を求め、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置が一致しているか否かを判断することを繰り返し、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との位置合わせを行う。これにより、モニタ5には、例えば図5Bに示すような逐次位置合わせされた胎児の顔部位の3Dデータ(Volume2)が表示される。

20

【0052】

この場合、超音波診断装置本体部1のCPU17は、位置合わせ用のROIを基準にして相対的に同様な位置関係で、フレキシブル・カット・ラインC、ボリューム表示ROIを設定する。すなわち、フレキシブル・カット・ラインC、ボリューム表示ROIは、3Dデータ(Volume1)と3Dデータ(Volume2)との間の位置ずれに応じて位置補正されて胎児の顔部位の3Dデータ(Volume2)上に表示される。

30

【0053】

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROI内の3D超音波データを基準としてレンダリングの画質条件又は3次元表示条件のいずれか一方又は両方を逐次補正する。レンダリングの画質条件は、例えば、ビュー方向(View Direction)や光源位置、例えば遠くを暗くすると共に近くを明るくする等の距離に応じて明るさを変化させる(Ddepth Cuing)の開始点などである。これにより、3Dデータ(Volume2)は、3Dデータ(Volume1)と同様のレンダリングの画質条件でモニタ5に表示でき、医師等の観察者は、安定的に胎児の顔を観察することができる。

40

【0054】

又、本装置は、胎児の顔部位のみならず、観察時に位置ずれする全ての被検体、例えば人体の臓器等にも適用できる。画質条件は、距離に応じて明るさを変化させる(Ddepth Cuing)の開始点を例示したが、様々な画質条件を位置合わせROIの領域内を基準として相対的に同等化することが可能である。

【0055】

図10A乃至図10Cは上述の通り設定された位置合わせROIに対して相対的に同等なMPR断面(直交3断面)を逐次位置合わせ処理して表示する例を示す。図10AはMPR断面像を示し、図10Bはマルチビュー表示を示し、図10Cはボリュームビューの3D超音波データを示す。

【0056】

50

すなわち、3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定された例えば図10A乃至図10Cに示すような断面変換の各断面像データ、すなわちアキシャル像K1、アキシャル像K2、サジタル像K3のMPR（直交3断面）の各断面像データ、又はマルチビュー（Multi View）表示するための複数の断面像データ、又は3D超音波データを表示するための被検体の断層面の画像データの位置ずれを逐次補正する。この位置ずれ補正は、例えば3Dデータ（Volume1）と3Dデータ（Volume2）との間の位置ずれに応じて行われる。これにより、例えば3Dデータ（Volume1）と3Dデータ（Volume2）との間の位置ずれに応じて位置補正されたMPR（直交3断面）の各断面像データ、マルチビュー（Multi View）表示するための複数の断面像データ、又は3D超音波データを表示するための被検体の断層面の画像データがモニタ5に表示できる。

10

【0057】

3D画像位置合わせ処理部23は、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定された図11に示すようなマーカーWの向きの位置ずれを逐次補正する。このマーカーWは、基準座標で位置が定義されるもので、例えば点、矢印、文字、線、図形により表示される。このマーカーWは、複数の同心球により形成される。このマーカーWは、例えば位置合わせされて逐次更新される3D超音波データ、又はMPR（直交3断面）の各断面像データ上に表示される。

【0058】

3D画像位置合わせ処理部23は、位置合わせROIを基準座標として位置を定義した計測ROIを設定する。この計測ROIとして図11に示す同心球のマーカーWを設定する。超音波診断装置本体部1のCPU17は、同心球のマーカーWの領域内の輝度の積算値の時間変化を観察し、この輝度の積算値の時間変化を図12に示すようにプロットすることができる。

20

【0059】

次に、フライスルー（仮想化内視鏡システム：fly through）への適用例について説明する。

図13は門脈を含む血管40を示す。3D画像位置合わせ処理部23は、血管40を含む3D超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定された視点、視線、近平面又は遠平面から透視投影する画像データの位置ずれを逐次補正する。

30

【0060】

この場合、3D画像位置合わせ処理部23は、図14に示すようにMPR画像上で位置合わせ用ROIを設定する。この位置合わせ用ROIは、例えば四辺形に形成された赤色の枠である。3D画像位置合わせ処理部23は、血管40を含む3D超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定された視点、視線、近平面又は遠平面から透視投影する透視投影像データの位置ずれを逐次補正する。これにより、モニタ5には、図15に示すような透視投影像が表示される。

【0061】

透視投影時には、視線やレンダリングされる領域として近平面と遠平面が設定される。フライスルーの機能により位置合わせROIを基準として設定された視点付近より管腔内を軌道に沿って前後自由に移動して、観察可能である。観察は、透視投影像のみならず、平行投影像や任意断層像と切り替えて行うことができる。

40

【0062】

又、上記説明の通り、3D画像位置合わせ処理部23は、位置ずれ検出部22により位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域、例えば胎児の顔部位、心臓、脳部又は胃部の癌等が存在しなければ、位置合わせ処理を停止する。

3D画像位置合わせ処理部23は、位置合わせ処理の停止の状態で、位置ずれ検出部22により位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域、例えば胎児の顔部位、心臓、脳部又は胃部の癌等が検出されると、位置合わせ処理を再開する。

50

【 0 0 6 3 】

このように上記一実施の形態によれば、3D超音波データの3次元的な位置ずれを逐次検出し、逐次検出される位置ずれに基づいて複数の3D超音波データの位置ずれを補正し、複数の3D超音波データに含まれる被検体の画像データを3次元的な一定の向きに位置合わせし、逐次位置合わせされた超音波ボリュームデータをモニタ5に表示させるので、リアルタイムに表示される被検体の像を常に3次元的な同一方向及び同一向きとして安定して表示できる。例えば、胎児の体全体が動いたり、超音波プローブ2を被検体に接触するときの角度が変化しても、モニタ5に表示される胎児の像は、顔部位が動いて例えば図5Bに示すように胎児の顔部位の横顔にならず、参照とする3Dデータ(Volume1)と同一の3次元的な一定の向きの胎児における顔部位の顔正面の画像データに位置合わせして表示できる。

10

【 0 0 6 4 】

又、フレキシブル・カット・ライン(flexible cut line)Cという機能を用いることにより、例えば母体の腹壁等からのエコーデータを3次元表示上から除去できるので、胎児の顔部位を体表側からの視点から観察できるように維持できる。この結果、胎児の顔部位を常に正面側より障害物を除去して安定して表示することができる。又、胎動する胎児の任意断面、例えば心臓や脳などを安定して表示し、観察することができる。

【 0 0 6 5 】

さらに、3D超音波データの位置ずれ補正に合わせて3D超音波データのレンダリングの画質条件又は3次元表示条件のいずれか一方又は両方を逐次補正したり、マーカーの向きの位置ずれを逐次補正し、MPR(直交3断面)の各断面像データ、マルチビュー(Multi View)表示するための複数の断面像データ、又は3D超音波データを表示するための被検体の断層面の画像データの位置ずれを逐次補正できる。

20

【 0 0 6 6 】

又、フライスルー(仮想化内視鏡システム:fly through)に適用した場合、血管40を含む3D超音波ボリュームデータの位置ずれ補正に合わせて、位置合わせROIを基準に設定された視点、視線、近平面又は遠平面から透視投影する画像データの位置ずれを逐次補正し、透視投影像をモニタ6に表示できる。

【 0 0 6 7 】

さらに、位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域、例えば胎児の顔部位、心臓、脳部又は胃部の癌等が存在しなければ、位置合わせ処理を停止し、この位置合わせ処理の停止の状態、位置ずれを検出する領域内に位置合わせする対象領域、例えば胎児の顔部位、心臓、脳部又は胃部の癌等が検出されると、位置合わせ処理を再開できる。

30

【 0 0 6 8 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 0 0 6 9 】

例えば、超音波プローブ2は、メカニカル4Dプローブに限らず、2Dアレイプローブなどの3Dデータを連続的に収集可能なプローブに適用可能である。例えば上記実施形態では、3Dボリュームデータから再構成する処理を超音波診断装置で行う例について述べたが、保存された時系列の3Dデータに対して同様の処理を外部のワークステーションにおいて行うことも可能である。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 7 0 】

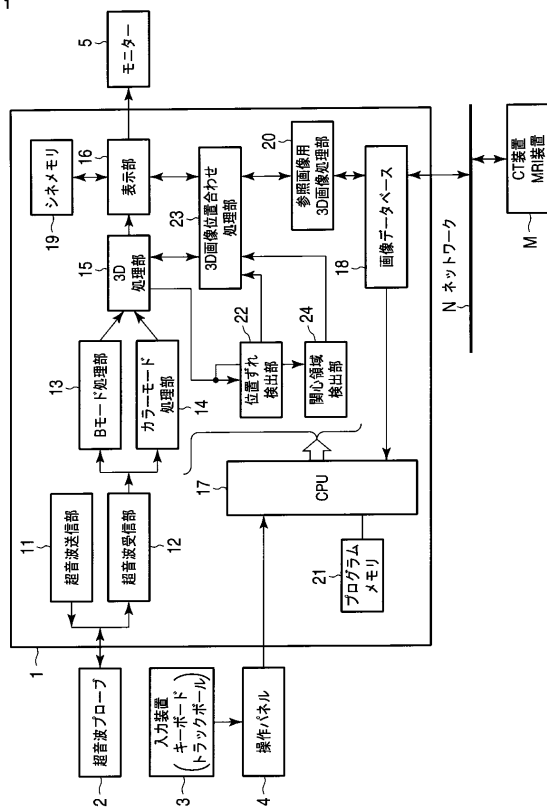
1:超音波診断装置本体部、2:超音波プローブ、3:入力装置、4:操作パネル、5:モニタ、11:超音波送信部、12:超音波受信部、13:Bモード処理部、14:カラーモード処理部、15:3D処理部、16:表示部、17:CPU、18:画像データ

50

ベース、１９：シネメモリ、２０：参照画像用３Ｄ画像処理部、２１：プログラムメモリ、２２：位置ずれ検出部、２３：３Ｄ画像位置合わせ処理部、２４：関心領域設定部。

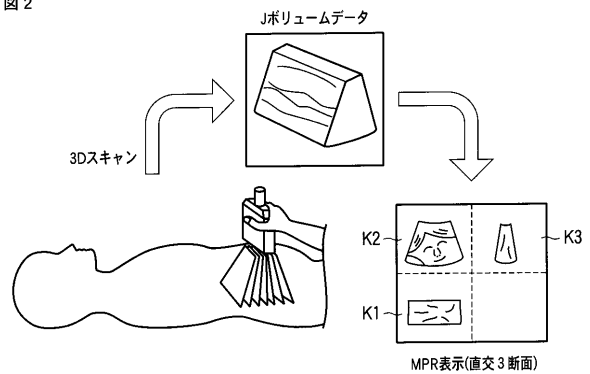
【 図 1 】

图 1



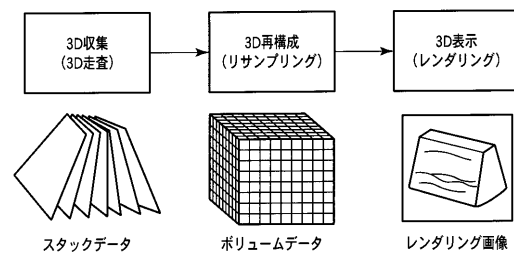
【 図 2 】

图 2



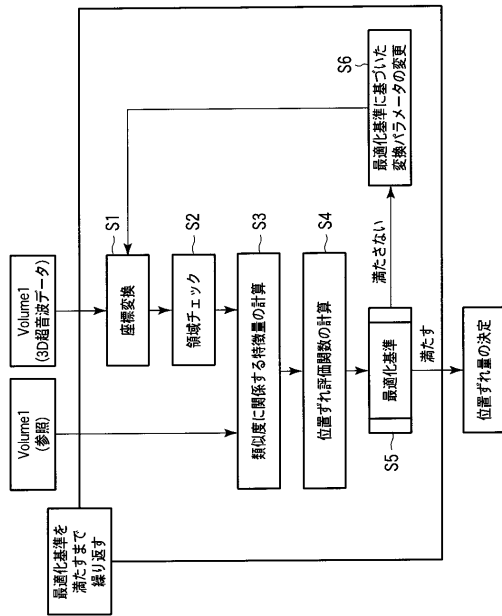
【 図 3 】

图 3



【図 4】

図 4



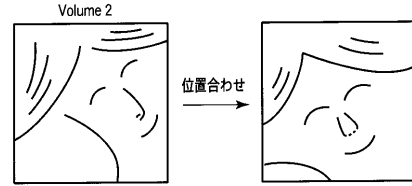
【図 5 A】

図 5A



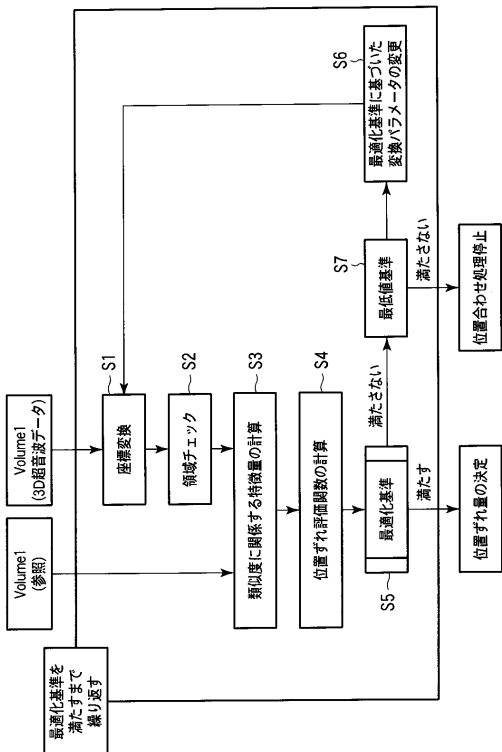
【図 5 B】

図 5B



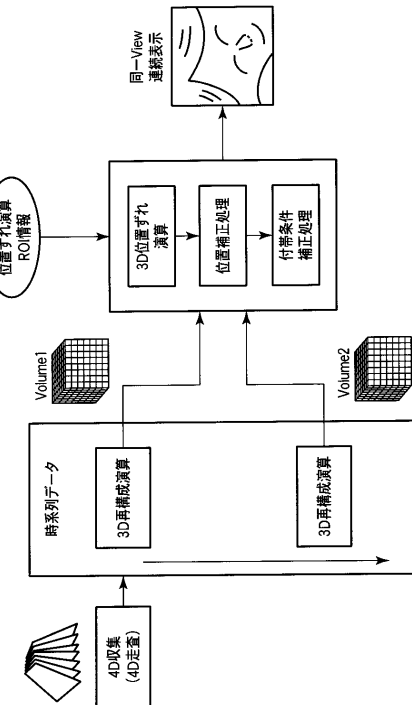
【図 6】

図 6



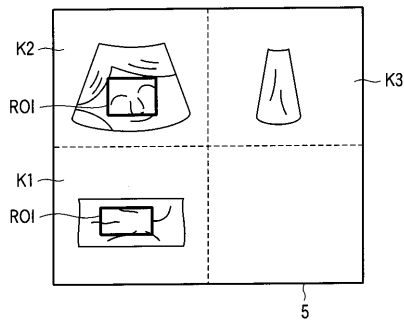
【図 7】

図 7



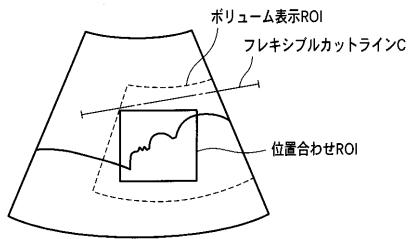
【図 8】

図 8



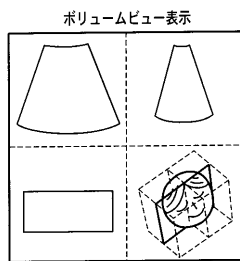
【図 9】

図 9



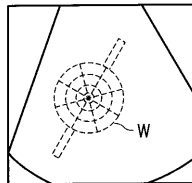
【図 10 C】

図 10C



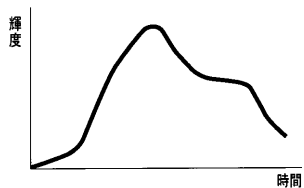
【図 1 1】

図 11



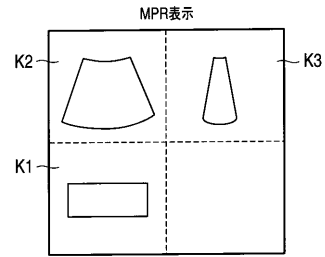
【図 1 2】

図 12



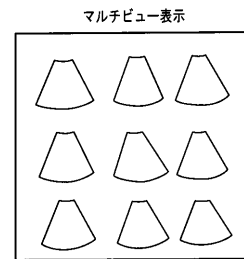
【図 1 0 A】

図 10A



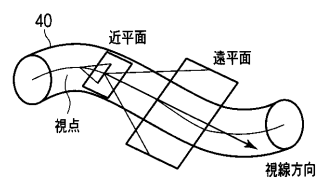
【図 1 0 B】

図 10B



【図 1 3】

図 13



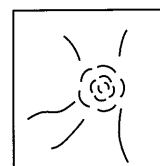
【図 1 4】

図 14



【図 1 5】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 志岐 栄一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 EE09 EE11 GB06 JB53 JC23 JC29 JC30 JC31
JC32 JC33 JC37 KK24 KK25 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像显示程序		
公开(公告)号	JP2011156286A	公开(公告)日	2011-08-18
申请号	JP2010022504	申请日	2010-02-03
[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	嶺喜隆 志岐栄一		
发明人	嶺 喜隆 志岐 栄一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JB53 4C601/JC23 4C601/JC29 4C601/JC30 4C601/JC31 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5498185B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题要始终在三维相同方向和相同方向上稳定地显示实时显示的对象预定部分的图像。 解决方案：依次检测3D超声数据的三维位置偏差，基于连续检测到的位置偏差校正多个3D超声数据的位置偏差，并将其包括在多个3D超声数据中待检查对象的图像数据在三维固定方向上对齐，并且顺序定位的超声体积数据显示在监视器5上。 点域1

