

(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2008-259764

(P2008-259764A)

(43) 公開日 平成20年10月30日(2008. 10. 30)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-106381 (P2007-106381)
(22) 出願日 平成19年4月13日 (2007. 4. 13)(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
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

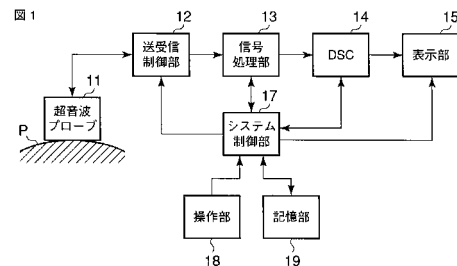
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び該装置の診断プログラム

(57) 【要約】

【課題】ボリウムスキャンにより得られたデータ、他のモダリティで収集されたデータより、予め設定された断面をボリウムデータから算出して抽出することにより、操作手順の簡略化と操作時間の短縮を図ることである。

【解決手段】超音波診断装置に於いて、生体P内の3次元ボリウムデータは超音波プローブ11で収集される。また、予め設定された任意断面の、3次元ボリウムデータ内での位置は記憶部19に記憶され、ここに記憶された3次元ボリウムデータの任意断面が表示部15に表示される。そして、複数の3次元ボリウムデータ間に於いて、当該データ間の空間的な位置のズレがシステム制御部17によって検出され、検出された位置のズレ情報を元に、任意断面位置が3次元ライブボリウムデータに設定されるよう補正される。ここで補正された同じ空間位置の断面は、前記表示部15に表示される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内の 3 次元ボリュームデータを収集する収集手段と、
予め設定された任意断面の、前記 3 次元ボリュームデータ内での位置を記憶する記憶手段と、
前記記憶手段に記憶された 3 次元ボリュームデータの任意断面を表示する表示手段と、
を備えた超音波診断装置に於いて、
少なくとも前記記憶手段に記録された 3 次元ボリュームデータを含む複数の 3 次元ボリュームデータ間に於いて、当該データ間の空間的な位置のズレを検出する検出手段と、
前記検出手段で検出された位置のズレ情報を元に、前記任意断面位置を 3 次元ライブボリュームデータに設定するよう補正する補正手段と、
前記補正手段で補正された同じ空間位置の断面を前記表示手段に表示させる制御手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記 3 次元ボリュームデータは所定の時間範囲に於ける複数の 3 次元ボリュームデータであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記検出手段は、空間と時間軸を含めた 4 次元データに基づいて位置ズレを検出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置

【請求項 4】

前記検出手段は、心臓の心拍周期上で、同じ時間位置に相当する 3 次元ボリュームデータの時間位置を検出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記検出手段は、同じ時間位置での 3 次元ボリュームデータ間について位置ズレを検出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記記憶手段は、該超音波診断装置とはモダリティの異なる診断装置によって予め設定された任意断面の、3 次元ボリュームデータ内での位置を記憶することを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

生体内の 3 次元ボリュームデータを収集し、予め設定された任意断面の、前記 3 次元ボリュームデータ内での位置を記憶し、該記憶された 3 次元ボリュームデータの任意断面を表示する超音波診断装置の診断プログラムに於いて、

少なくとも前記記録された 3 次元ボリュームデータを含む複数の 3 次元ボリュームデータ間に於いて、当該データ間の空間的な位置のズレを検出するように促す手順と、

検出された位置のズレ情報を元に、前記任意断面位置を 3 次元ライブボリュームデータに設定するよう補正するよう促す手順と、

補正された同じ空間位置の断面を表示させるように促す手順と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置の診断プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置及び該装置の診断プログラムに関し、より詳細には、ボリュームスキャンにより得られたデータ、他のモダリティにより得られたデータより予め設定した断面を抽出する超音波診断装置及び該装置の診断プログラムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、X 線 CT 装置、磁気共鳴イメージング (MRI) 装置、超音波振動装置等の医用画像診断装置に於いては、3 次元 (3D) データを収集して立体画像を表示装置に表示す

る診断装置が実現されている。

【 0 0 0 3 】

そして、これらの診断装置では、以前に診断した際に得た画像と比較するために、同時に現在の画像を表示装置に表示することがある。また、同一の診断装置、例えば超音波診断装置で得られた画像だけではなく、他のモダリティで得られた画像と比較するための表示装置も知られている（例えば、下記特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 1 6 9 0 7 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

10

ところで、前述した従来の装置では、3D のデータ収集後に所望の断面を表示装置に表示するが、現在の画像データと、過去のデータや他のモダリティとの比較をする際、対象部位の同一位置、断面を表示装置に表示する必要が生じる。しかしながら、任意断面変換表示でも断面位置合わせ等の操作が煩雑であり、画像比較の際に時間がかかってしまうという問題がある。

【 0 0 0 5 】

したがって本発明は前記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、ボリュームスキャンにより得られたデータ、他のモダリティで収集されたデータより、予め設定された断面をボリュームデータから算出して抽出することにより、操作手順の簡略化と操作時間の短縮を図ることのできる超音波診断装置及び該装置の診断プログラムを提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

すなわち本発明は、生体内の 3 次元ボリュームデータを収集する収集手段と、予め設定された任意断面の、前記 3 次元ボリュームデータ内での位置を記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された 3 次元ボリュームデータの任意断面を表示する表示手段と、を備えた超音波診断装置に於いて、少なくとも前記記憶手段に記録された 3 次元ボリュームデータを含む複数の 3 次元ボリュームデータ間に於いて、当該データ間の空間的な位置のズレを検出する検出手段と、前記検出手段で検出された位置のズレ情報を元に、前記任意断面位置を 3 次元ライブボリュームデータに設定するよう補正する補正手段と、前記補正手段で補正された同じ空間位置の断面を前記表示手段に表示させる制御手段と、を具備することを特徴とする。

30

【 0 0 0 7 】

また、本発明は、生体内の 3 次元ボリュームデータを収集し、予め設定された任意断面の、前記 3 次元ボリュームデータ内での位置を記憶し、該記憶された 3 次元ボリュームデータの任意断面を表示する超音波診断装置の診断プログラムに於いて、少なくとも前記記録された 3 次元ボリュームデータを含む複数の 3 次元ボリュームデータ間に於いて、当該データ間の空間的な位置のズレを検出するように促す手順と、検出された位置のズレ情報を元に、前記任意断面位置を 3 次元ライブボリュームデータに設定するよう補正するよう促す手順と、補正された同じ空間位置の断面を表示させるように促す手順と、を具備することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、ボリュームスキャンにより得られたデータ、他のモダリティで収集されたデータより、予め設定された断面をボリュームデータから算出して抽出することにより、操作手順の簡略化と操作時間の短縮を図ることのできる超音波診断装置及び該装置の診断プログラムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

50

【 0 0 1 0 】

(第 1 の実施形態)

初めに、本発明の第 1 の実施形態について説明する。

【 0 0 1 1 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に於ける超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 2 】

図 1 に於いて、超音波診断装置は、超音波プローブ(3Dプローブ)11と、送受信部を含む送受信制御部12と、信号処理部13と、デジタルスキャンコンバータ(DSC)14と、表示部15と、システム制御部17と、操作部18と、記憶部19と、を備えて構成されている。

10

【 0 0 1 3 】

前記超音波プローブ11は、複数の超音波振動子を有して構成されるもので、被検体Pに対して超音波の送受信を行うものである。送受信制御部12は、前記超音波プローブ11に対して電気信号の送受信を行うものである。信号処理部13は、前記送受信制御部12から得られた送受信信号に対して信号処理を行い、ボリュームデータ等の生成及び記憶を行う。DSC14は、前記信号処理部13で生成されたデータからモニタ表示部15に表示されるべく3D画像の生成及び記憶を行う。そして、出力装置としての表示部15は、前記信号処理部13及びDSC14で生成された画像データ等の表示を行うものである。

【 0 0 1 4 】

20

前記システム制御部17は、この超音波診断装置全体の制御を司るものである。操作部18は、操作者によって超音波プローブの操作や情報入力を行うためのものであり、キーボードやマウス、各種の操作釦等により構成される。更に、記憶部19は、設定された任意断面のボリューム内での位置を記録するためのものである。

【 0 0 1 5 】

次に、このように構成された超音波診断装置の動作について、図2のフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

尚、この超音波診断装置の動作は、主にシステム制御部内の図示されないCPUの制御によって行われる。

30

【 0 0 1 7 】

先ず、被検体Pとしての心臓のデータを収集するに当たり、ステップS11にて、過去のある時点で超音波プローブ11にてスキャンが行われていたものとする。この時点で、例えば、図3(a)に示されるように、操作者は心臓21に対して心尖方向より超音波プローブ11を当てたとする。この状態で、システム制御部17から送受信制御部12を介して、超音波プローブ11の図示されない超音波振動子に送信信号が発生されると、心臓21に対して、所定周波数の超音波ビームが照射される。そして、ステップS12にて、心臓21より反射されたビームを受けると、超音波プローブ11から受信信号が送受信制御部12に出力され、生体内(心臓21)のデータが収集される。

【 0 0 1 8 】

40

次いで、ステップS13にて、信号処理部13に於いて上記ステップS12で収集されたデータに基づいて、図3(b)に示されるように、所望の任意断面の画像を作成すべく断面変換が行われる。尚、この任意断面25は、図3(b)では1つのみ示されているが、断面を表すものであれば角度によらず、また複数作成されるものであっても良い。或いは、任意断面は多断面再構成(MPR)による多断面表示であっても良い。前記任意断面25は、ステップS14にて、DSC14を介して表示部15に表示される。

【 0 0 1 9 】

また、このときに作成された任意断面(例えば、任意断面上の心臓短軸26等)の座標情報等は、ステップS15にて記憶部19に記憶される。更に、ステップS16にて、ボリュームスキャン領域27からボリュームデータが得られる(図3(c)参照)。これら

50

ボリュームデータ及び断面情報は、ステップ S 17 及び S 18 にて、それぞれボリュームデータ及び断面情報の参照データとして使用される。

【0020】

一方、リアルタイムの画像を得るために、ステップ S 1 にて、現在の被検体 P としての心臓 21 に対して超音波プローブ 11 を使用したスキャンが行われる。次いで、ステップ S 2 にて、心臓 21 より反射されたビームを受けて、現在の心臓 21 のデータが収集される。更に、ステップ S 3 では、ボリュームスキャン領域から現在のボリュームデータが得られる。

【0021】

そして、ステップ S 4 に於いて、現在の超音波スキャンによる位置情報と、過去の超音波スキャンによる位置情報とのズレが算出される。ここで、例えば、図 4 (a) に示されるように、前回 (過去) のスキャン時に於ける超音波プローブ位置を 11_1 とし、現在の超音波プローブ位置を 11_2 とする。すると、両者の間に生じたプローブの位置ズレは、図 4 (b) に示される矢印 A_1 の如くなる。そして、上記ステップ S 3 のボリュームデータとステップ S 17 の参照データとから、位置ズレが検出される。

10

【0022】

ここで、位置ズレを検出するための 3 次元相互相関について説明する。

【0023】

図 5 は、比較する画像を概略的に説明するための図である。

【0024】

図中、カーネル ROI とは、比較対象 (過去画像) の心臓が入る直方体 (ボクセル) を表し、オブジェクト ROI とは、比較対象 (過去画像) のカーネル ROI と同じ大きさの直方体 (ボクセル) を表し、更に、サーチ ROI とはボリュームデータ全体を表しているものとする。

20

【0025】

図 5 (a) に示されるように、走査タイミングが異なり、且つ心拍時相の異なる 2 つのフレームの RF 受信信号群、好ましくは B モード像を観察しながら、操作者により指定されたフレーム番号 n の第 1 フレームの RF 受信信号群と、第 1 フレームから 1 フレーム分遅れたフレーム番号 $n + 1$ の第 2 フレームの RF 受信信号群とから、特徴量画像が生成される。ここで、特徴量とは、例えば、第 1 フレームの画像と第 2 フレームの画像との間で差別化可能な計算値である。

30

【0026】

次に、図 5 (b)、(c)、(d) を参照して、あるカーネル ROI (中心点 (x_m, y_m, n)) の特徴量を求める手順を説明する。

【0027】

図示されないフレームメモリの一方の出力ポートからは第 1 フレームのカーネル ROI 内の RF 受信信号群が、また他方の出力ポートからはカーネル ROI の近傍の第 2 フレームのオブジェクト ROI 内の RF 受信信号群が、システム制御部内の特徴量演算部に取り込まれる。両 RF 受信信号群の分布の類似性 (特徴量) が、例えば相互相関係数として計算される。特徴量の計算方法の詳細は、特開平 8 - 164139 号公報に記載されているので、ここでは省略する。

40

【0028】

このカーネル ROI の位置を固定したままで、オブジェクト ROI の位置をサーチ ROI 内で転移し、この特徴量を計算する。更に、オブジェクト ROI の位置を転移し、同様に特徴量を計算する。このように、オブジェクト ROI をサーチ ROI 内で転移しながら、カーネル ROI の位置が同じで、オブジェクト ROI の位置が異なる複数の特徴量を求める。これら複数の特徴量の中の最大値 (または最小値) が、当該カーネル ROI に対応する特徴量として認識され、この最大値に当該カーネル ROI の中心点の位置情報が与えられる。

【0029】

50

そして、カーネルROIを、例えば中心点(x_{m+1}, y_{m+1}, n)に移動し、同様に特徴量を求める。カーネルROIの位置を変えながら、その各位置で特徴量を求める。これにより、特徴量の2次元分布、つまり特徴量画像が求められる。

【0030】

こうして求められた特徴量画像(すなわち、比較画像)は、DSC14、図示されないフレームメモリ等を介して、操作者に指定されたタイミングでデジタルビデオ信号として表示部15に送られ、重ね合わされて表示されるようになる。

【0031】

このようにして位置ズレ量が算出されると、この位置ズレ量に基づいて、続くステップS5にて両者の間に生じた位置ズレが補正される。例えば、図4(a)に示されるように、前回の超音波プローブの位置 11_1 に対して現在の超音波プローブの位置 11_2 である場合、任意断面は 25_1 から 25_2 へ、ボリュームスキャン領域は 27_1 から 27_2 へずれているとする。

10

【0032】

この場合、図6(a)に示されるように、超音波プローブの位置は矢印 A_1 方向にズレが生じている。したがって、ボリュームスキャン領域を図示矢印 A_2 方向に回転させることによって、超音波プローブの位置ズレ分が補正されることになる。

【0033】

次いで、ステップS6に於いて、上記ステップS18の断面情報の参照データが用いられて任意断面25が指定される。この場合も、ステップS7にて、前述したボリュームスキャン領域と同様に、図6(b)に矢印 A_2 で示される方向に任意断面が回転されることにより、超音波プローブの位置ズレ分が補正された任意断面が得られることになる。

20

【0034】

その後、前述したように重ね合わされた画像により、ステップS8にて、所望の任意断面25が表示部15に表示される。

【0035】

このようにして、位置ズレの情報を基に、過去のボリュームデータの任意断面位置を現在のボリュームデータに設定して、同じ空間位置の断面を表示することができる。

【0036】

(第2の実施形態)

30

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

【0037】

前述した第1の実施形態は、同じ超音波診断装置に於いて得られた過去の画像と現在の画像との位置合わせを行う例について述べたが、本発明はこれに限られるものではなく、他のモダリティとの比較が行われるようにしても良い。

【0038】

以下、図7のフローチャートを参照して、本発明の第2の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明する。

【0039】

尚、超音波診断装置の構成は、前述した第1の実施形態と同じであるので、同一の部分には同一の参照番号を付して説明は省略する。

40

【0040】

本第2の実施形態に於いては、他のモダリティとして、例えばCTの画像診断装置により得られた画像を現在の超音波診断装置で得られた画像と比較する例について説明する。

【0041】

まず、ステップS31にて、図示されないCT画像診断装置によりスキャンが行われる。次いで、ステップS32にて、例えば、図8(a)に示されるように、被検体である心臓21に対して元ボリューム画像31が収集される。更に、ステップS33では、前記ステップS32で収集されたデータに基づいて、所望の任意断面の画像を作成すべく断面変換が行われる。尚、この任意断面32は、図8(a)では1つのみ示されているが、断面

50

を表すものであれば角度によらず、また複数作成されるものであっても良い。前記任意断面 3 2 は、ステップ S 3 4 にて、DCS 1 4 を介して表示部 1 5 に表示される。

【0042】

また、このときに作成された任意断面 3 2 の座標情報等は、ステップ S 3 5 にて記憶部 1 9 に記憶される。更に、ステップ S 3 6 にて、図 8 (b) に示されるように、ピクセルサイズの変換が行われた後、ボリュームデータが得られる。これらボリュームデータ及び断面情報は、ステップ S 3 7 及び S 3 8 にて、それぞれボリュームデータ及び断面情報の参照データとして使用される。

【0043】

一方、超音波診断装置のリアルタイムの画像を得るためには、ステップ S 2 1 ~ S 2 3 にて、前述した第 1 の実施形態の図 2 に示されるフローチャートのステップ S 1 ~ S 3 と同様の処理が行われる。これらの処理動作は対応するステップ番号を参照して、ここでの説明は省略する。

【0044】

そして、ステップ S 2 4 に於いて、現在の超音波スキャンによる位置情報と、過去の CT 画像診断装置により得られた位置情報とのズレが算出される。ここで、上記ステップ S 2 3 のボリュームデータとステップ S 3 7 の参照データとから、位置ズレが検出される。位置ズレの量が算出されると、この位置ズレ量に基づいて、続くステップ S 2 5 にて両者の間に生じた位置ズレが補正される。例えば、図 8 (c) に示されるように、元ボリューム画像 3 1 が補正される。

【0045】

次いで、ステップ S 2 6 に於いて、上記ステップ S 3 8 の断面情報の参照データが用いられて任意断面 3 2 が指定される。この場合も、ステップ S 2 7 にて、前述したボリュームスキャン領域と同様にして、図 8 (c) に示される方向に任意断面が回転される。これにより、図 9 に示されるように、超音波プローブ 1 1 の位置ズレ分が補正された任意断面 3 2 が得られることになる。

【0046】

その後、前述したように重ね合わされた画像により、ステップ S 2 8 にて、所望の任意断面 3 2 が表示部 1 5 に表示される。

【0047】

このように、他のモダリティ（例えば CT の画像診断装置）により得られた画像のボリュームデータの任意断面位置を、CT 画像診断装置のボリュームデータに設定して、同じ空間位置の断面として表示することができる。

【0048】

（変形例）

次に、前述した第 1、第 2 の実施形態の変形例について説明する。

【0049】

前述したように、第 1、第 2 の実施形態では、同じ超音波診断装置に於ける過去の画像と現在の画像との位置合わせや、他のモダリティにより得られた画像と超音波診断装置で得られた画像と比較しており、任意断面から位置ズレを補正するようにしている。しかしながら、画像用のボリュームデータを使用せずに位置情報を得るためのボリュームデータであれば、短時間で行うことができる。

【0050】

すなわち、本スキャン以外にプリスキャンとポストスキャンを行って位置情報を得るようにする。例えば、図 10 (a) に示されるように、超音波プローブ 1 1 による心臓 2 1 に対する C 断面のアングルを 3 5₁ としたとき、バイプレーンとなる断面 1 及び断面 2 として 3 6₁、3 7₁ が得られる。ポストスキャンではボリュームデータが収集され、前記断面 1 3 6₁、断面 2 3 7₁ の位置が記録される。

【0051】

そして、次の収集時、例えば図 10 (b) に示されるように、2 D で断面がアングル

10

20

30

40

50

3 5₂ のように決定された後、プリスキャンで断面 1 3 6₂ 及び断面 2 3 7₂ からボリュームデータが収集される。これにより、位置情報が算出されて、図示矢印 B 方向に断面位置が補正される。

【0052】

また、別の変形例として、例えば、肋骨と超音波プローブとの位置関係から位置ズレを算出することもできる。

【0053】

図 1 1 (a) に示されるように、スキャン画像は肋骨やその後方が黒く、肋間は白く表示されている。そして、肋骨 4 0 と心臓 2 1 との位置関係は、図 1 1 (b) に示されるようになっている。このとき、表面からの深度を浅く (例えば 2 c m) して画像を再構成するようにする。また、図 1 1 (c) に示されるように、任意の断面 (C 断面) 4 2 を選択するようにする。すると、図 1 0 に示されたように、C 断面上から位置ズレの補正を行うことが可能となる。

【0054】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【0055】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に於ける超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明するためのフローチャートである。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明するための図である。

【図 4】現在の超音波スキャンによる位置情報と、過去の超音波スキャンによる位置情報とのズレの算出について説明するための図である。

【図 5】比較する画像を概略的に説明するための図である。

【図 6】現在の超音波スキャンによる位置情報と、過去の超音波スキャンによる位置情報とのズレの算出について説明するための図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明するためのフローチャートである。

【図 8】C T の画像診断装置により得られた画像を現在の超音波診断装置で得られた画像と比較する例について説明するための図である。

【図 9】C T の画像診断装置により得られた画像を現在の超音波診断装置で得られた画像と比較する例について説明するための図である。

【図 1 0】本発明の第 1 及び第 2 の実施形態の変形例について説明するもので、プリスキャン断面の例を示した図である。

【図 1 1】本発明の別の変形例として、肋骨と超音波プローブとの位置関係から位置ズレを算出する例について説明するための図である。

【符号の説明】

【0057】

1 1 ... 超音波プローブ、1 2 ... 送受信制御部、1 3 ... 信号処理部、1 4 ... デジタルスキャンコンバータ (D S C)、1 5 ... 表示部、1 7 ... システム制御部、1 8 ... 操作部、1 9 ... 記憶部、2 1 ... 心臓、2 5 ... 任意断面、2 7 ... ボリュームスキャン領域。

10

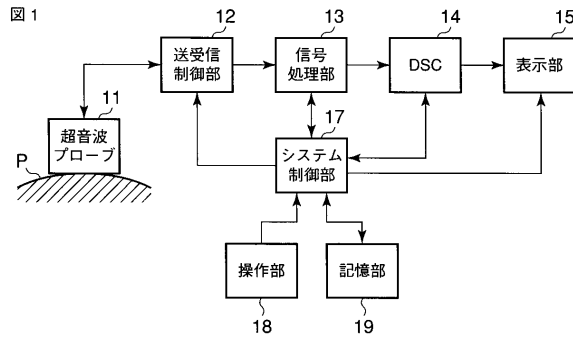
20

30

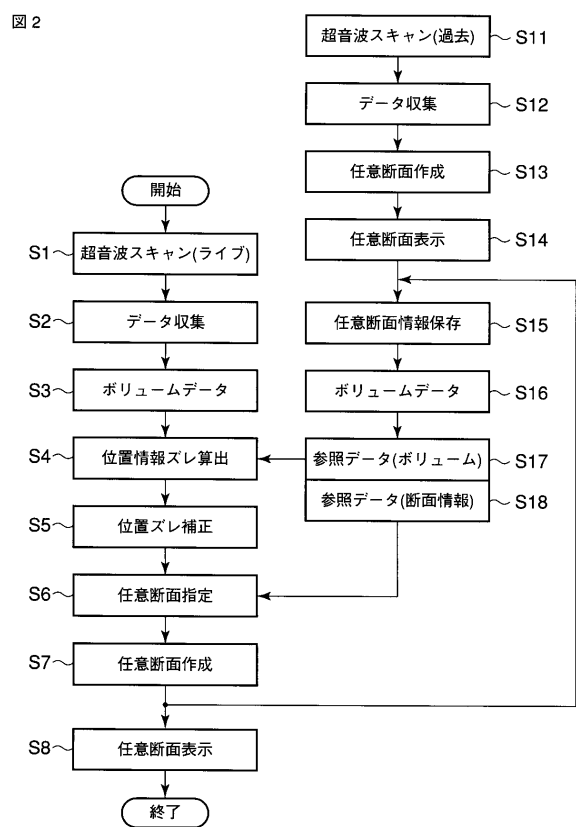
40

50

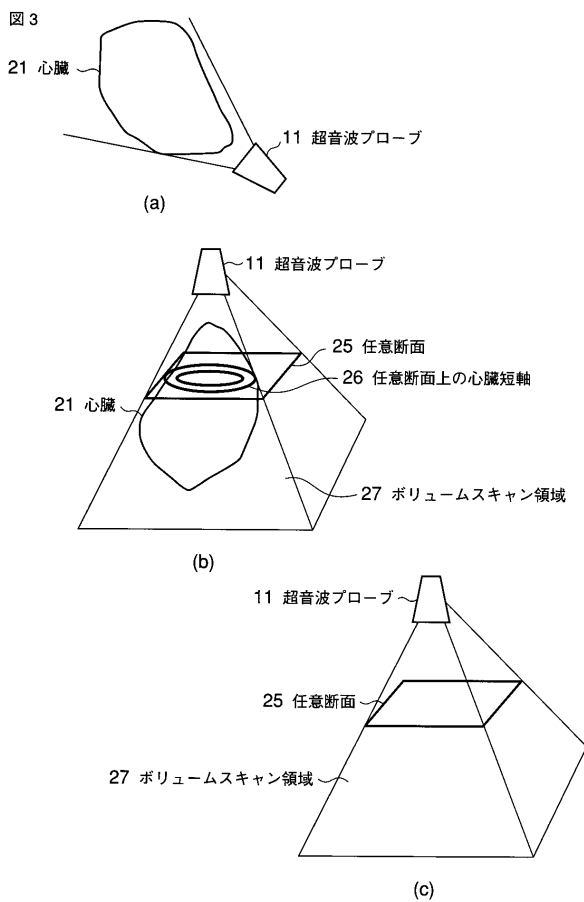
【図 1】



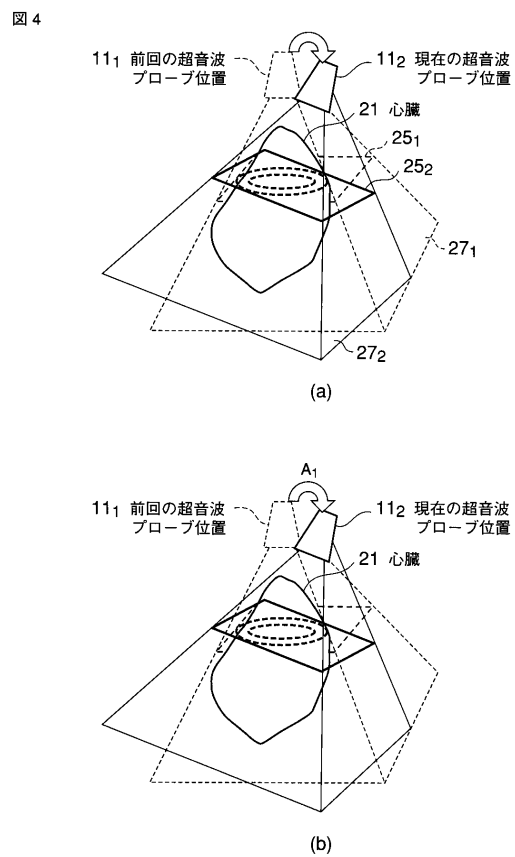
【図 2】



【図 3】

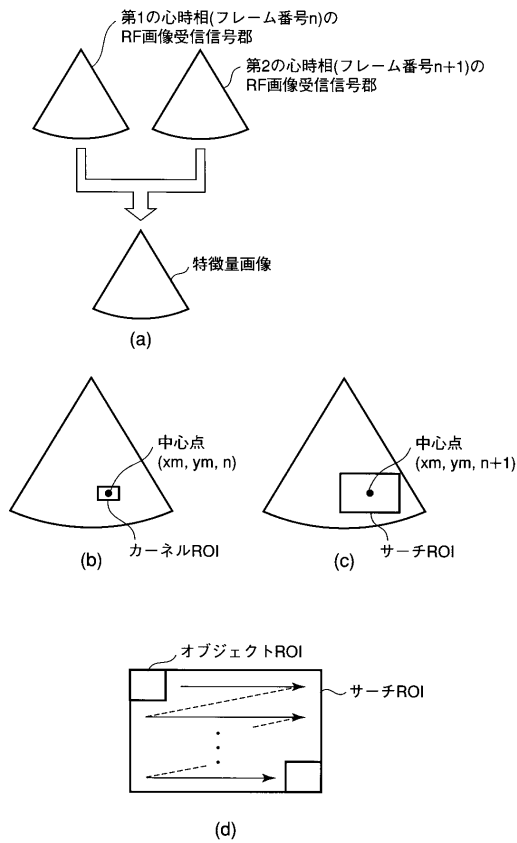


【図 4】



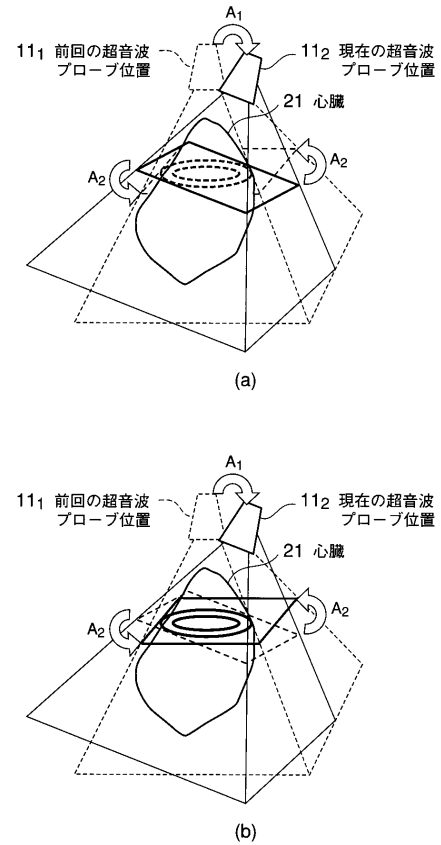
【図 5】

図 5



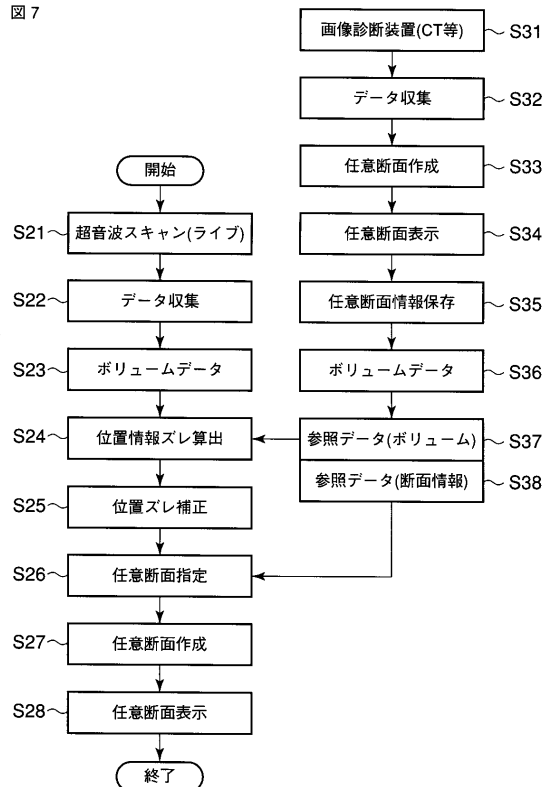
【図 6】

図 6



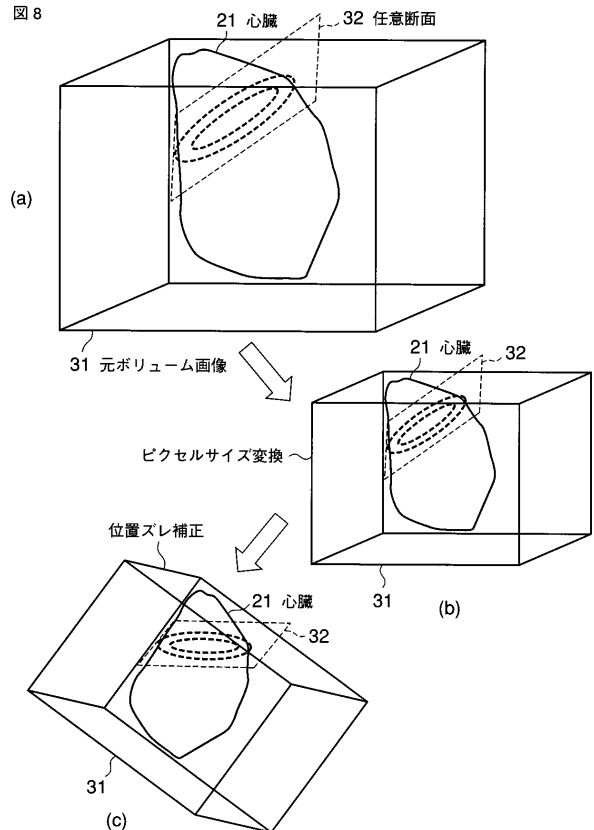
【図 7】

図 7



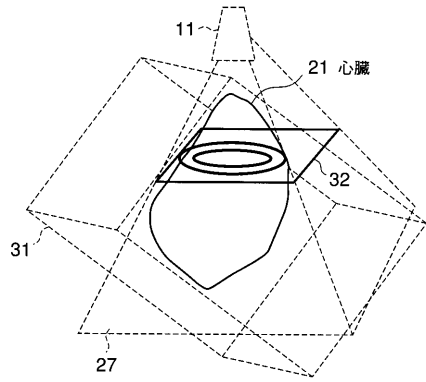
【図 8】

図 8



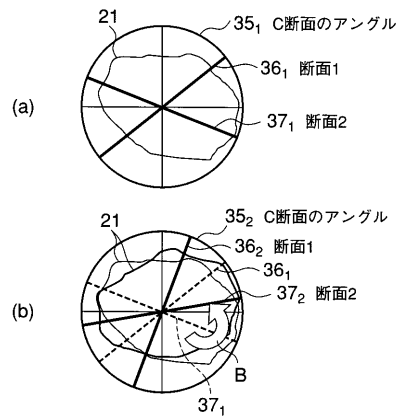
【図 9】

図 9



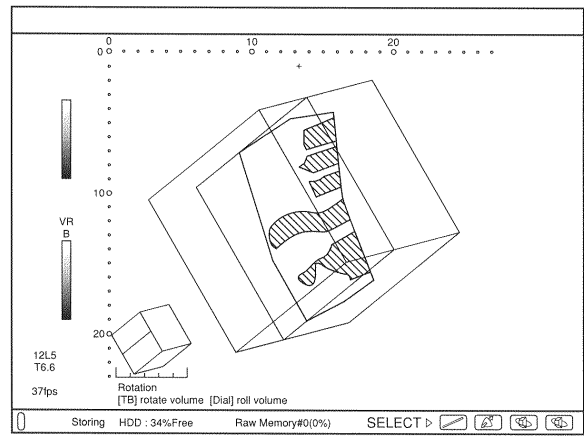
【図 10】

図 10

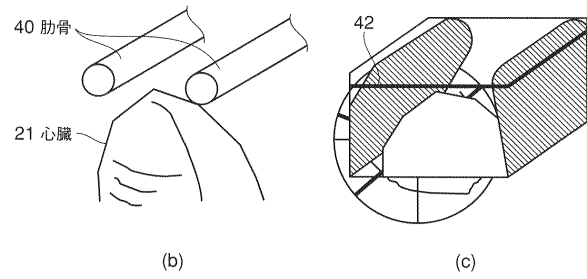


【図 11】

図 11



(a)



(b)

(c)

フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 佐々木 琢也

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 川岸 哲也

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

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE11 JC21 JC33 KK21 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和诊断程序		
公开(公告)号	JP2008259764A	公开(公告)日	2008-10-30
申请号	JP2007106381	申请日	2007-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐々木 琢也 川岸 哲也		
发明人	佐々木 琢也 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/LL33		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过从体数据计算预设部分并从通过体积扫描获得的数据和由另一模态收集的数据中提取来简化操作过程并缩短操作时间。

ŽSOLUTION：在该超声波诊断设备中，通过超声波探头11收集活体P中的三维体数据。三维体数据中的预设可选部分的位置存储在存储部分19中，并且这里存储的三维体数据的可选部分显示在显示部分15上。在多个三维体数据之间，数据之间的空间位置偏移由系统控制部分17检测，并且基于在检测到的位置偏移信息中，可选区间的位置被校正为在三维体数据中设定。校正空间位置的部分显示在显示部分15上

