

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4659950号
(P4659950)

(45) 発行日 平成23年3月30日(2011.3.30)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2000-244792 (P2000-244792)
 (22) 出願日 平成12年8月11日(2000.8.11)
 (65) 公開番号 特開2001-128975 (P2001-128975A)
 (43) 公開日 平成13年5月15日(2001.5.15)
 審査請求日 平成19年8月9日(2007.8.9)
 (31) 優先権主張番号 特願平11-234439
 (32) 優先日 平成11年8月20日(1999.8.20)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (72) 発明者 川岸 哲也
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株
 式会社東芝 那須工場内
 審査官 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波振動子の振動によって、被検体の診断部位に対して3次元的に第1の超音波を送受波させて第1の受信信号を得る第1超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段による前記第1の超音波の送受波により得られた前記第1の受信信号に基づいて3次元画像データを生成するデータ生成手段と、

前記データ生成手段により生成された前記3次元画像データに基づいて、関心領域の位置を設定するための表示画像を生成して表示させる第1画像生成手段と、

前記表示画像を基に前記関心領域の位置を設定する関心領域設定手段と、

互いに直交し且つ前記超音波振動子の振動子面と前記関心領域とを結ぶ交線を含む第1の断面及び第2の断面と、前記第1及び第2の断面と向きの異なる前記関心領域を含む第3の断面とを設定する断面位置設定手段と、

前記3次元画像データに基づいて、前記第1、第2及び第3の断面における表示画像を生成して表示させる断面画像生成手段と、

前記超音波振動子の振動によって、前記関心領域に対して、前記関心領域内のドブラ周波数を算出するための第2の超音波を送受波させて第2の受信信号を得る第2超音波送受信手段と、

前記第2の受信信号に基づいて前記ドブラ周波数の波形画像を生成して表示させる第2画像生成手段と、を備え、

前記関心領域設定手段は、前記第3の断面における表示画像を基に前記関心領域の位置

10

20

を変更設定し、

前記断面位置設定手段は、前記変更された関心領域に基づいて、前記第 1 及び第 2 の断面を変更設定し、

前記断面画像生成手段は、前記 3 次元画像データに基づいて、前記変更された第 1 及び第 2 の断面における表示画像を生成して更新表示させることを特徴とする超音波診断装置

。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記第 3 の断面は、前記第 1 及び第 2 の断面に直交するものであることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置において、

前記関心領域は、前記関心領域に係る PW (Pulse Wave)、前記交線に係る CW (Continuous Wave)、または、M - mode に係る画像計測の内の少なくとも 1 つのために用いられるものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置において、

前記関心領域の位置と前記第 1 及び第 2 の断面の位置とは互いにリアルタイムで追従するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置において、

前記第 1 の断面は、前記超音波送受信手段における超音波の走査線方向とほぼ平行し、前記第 2 の断面は、前記超音波の走査線方向とほぼ平行であり、且つ、前記第 1 の断面と略直交することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置において、

前記関心領域設定手段は、ジョイスティックを備え、

前記ジョイスティックのレバーを前後方向に動かすことにより前記関心領域が前記第 1 の断面上且つ前記第 3 の断面上で移動し、

前記ジョイスティックのレバーを左右方向に動かすことにより前記関心領域が前記第 2 の断面上且つ前記第 3 の断面上で移動し、

前記ジョイスティックのレバーに取り付けられた入力部を操作することにより、前記関心領域が前記第 3 の断面と直交する方向へ移動するものであることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置において、

前記関心領域設定手段は、トラックボールを備え、

前記トラックボールのボールを動かすことにより前記関心領域が前記第 3 の断面上で移動し、且つ、前記トラックボールのボール近傍に取り付けられた入力部を操作することにより、前記関心領域が前記第 3 の断面と直交する方向へ移動するものであることを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の心臓などの診断部位に対して超音波ビームを 3 次的に走査させることで 3 次的に画像データを収集しその 3 次元画像を表示する超音波診断装置に係り、とくに 3 次元画像を用いて超音波ドプラや検査に必要な各種計測などを実施する場合に適した ROI (Region of Interest : 関心領域) の設定と画像表示の工夫に関する。

【0002】

50

【従来の技術】

超音波診断装置では、パルスドブラ（PW）、連続波ドブラ（CW）、カラードプラーイメージング（CDI：Color Doppler Imaging）、および組織ドプラーイメージング（TDI：Tissue Doppler Imaging）などの超音波ドブラが一般に実施される。これで得られた画像に対し診断に必要な各種計測を行ったりする場合は、モニタ上に表示されるBモード像などの2次元画像を見ながら所望の対象位置をROIにより設定・指定する手法が一般に用いられる。このようなPW、CW、CDI、TDIや各種計測を行う際にROIを用いる手法は、2次元画像を前提に構築されている。

【0003】

これに対し、近年では、超音波ビームのスキャン面を手動や機械的に移動させたり、あるいは2次元アレイプローブを採用して超音波ビームを電子的にリアルタイムに走査させたりすることで被検体内を空間的にスキャンさせて3次元的な生体情報を取得するシステムが提案されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

このような3次元的に画像データを収集・表示する3次元超音波診断装置においては、2次元画像を前提として構築されたROIを用いる手法をそのまま適用しようとする、被検体とROIとの間の3次元的な相対位置が分かりにくく、あるいはROIを3次元的に簡便に設定できない等の問題が想定される。

【0005】

本発明は、上述した従来の問題を考慮してなされたものであり、3次元的に画像データを収集・表示するシステムの利点を活用しつつ、3次元的な関心領域を2次元画像を用いて分かりやすく表示し、さらに簡便に3次元的な位置を設定することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子の振動によって、被検体の診断部位に対して3次元的に第1の超音波を送受波させて第1の受信信号を得る第1超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段による前記第1の超音波の送受波により得られた前記第1の受信信号に基づいて3次元画像データを生成するデータ生成手段と、前記データ生成手段により生成された前記3次元画像データに基づいて、関心領域の位置を設定するための表示画像を生成して表示させる第1画像生成手段と、前記表示画像を基に前記関心領域の位置を設定する関心領域設定手段と、互いに直交し且つ前記超音波振動子の振動子面と前記関心領域とを結ぶ交線を含む第1の断面及び第2の断面と、前記第1及び第2の断面と向き異なる前記関心領域を含む第3の断面とを設定する断面位置設定手段と、前記3次元画像データに基づいて、前記第1、第2及び第3の断面における表示画像を生成して表示させる断面画像生成手段と、前記超音波振動子の振動によって、前記関心領域に対して、前記関心領域内のドブラ周波数を算出するための第2の超音波を送受波させて第2の受信信号を得る第2超音波送受信手段と、前記第2の受信信号に基づいて前記ドブラ周波数の波形画像を生成して表示させる第2画像生成手段と、を備え、前記関心領域設定手段は、前記第3の断面における表示画像を基に前記関心領域の位置を変更設定し、前記断面位置設定手段は、前記変更された関心領域に基づいて、前記第1及び第2の断面を変更設定し、前記断面画像生成手段は、前記3次元画像データに基づいて、前記変更された第1及び第2の断面における表示画像を生成して更新表示させることを特徴とする。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る超音波診断装置の好ましい実施形態を図面を参照して説明する。

【0021】

図1に示す超音波診断装置は、超音波ビームを空間的にスキャンさせてその3次元画像を

10

20

30

40

50

リアルタイムに取得するシステムを適用したもので、超音波ビームの空間的スキャンが可能な2次元アレイプローブ1と、このプローブ1が接続される装置本体2と、この装置本体2に接続されるモニタ3とを備えている。

【0022】

2次元アレイプローブ1は、図示しない複数の超音波振動子を2次元アレイ状に配列したもので、この各超音波振動子を装置本体2による制御の元で駆動させることにより、予め設定された送信ビームフォーミング条件に沿って超音波ビームを被検体内の診断部位に向けて3次的にスキャンさせると共に、この超音波ビームに対して被検体内の音響インピーダンス境界での反射や微小散乱体による散乱によりプローブ1に戻ってくる超音波エコー信号を微弱な電圧のエコー信号に変換して受信し、その受信信号を装置本体2に送る。

10

【0023】

装置本体2は、プローブ1に接続されるパルサ/プリアンプ・ユニット4と、このユニット4のプリアンプ出力側に接続される受信信号遅延回路5と、この遅延回路5に第1のバスB1を介して接続される複数のプロセッサ群、すなわちエコープロセッサ6、ドブラプロセッサ7、TDIプロセッサ8、PWプロセッサ9、およびCWプロセッサ10と、これらの各プロセッサ6~10に第2のバスB2を介して接続されるホストCPU11および表示ユニット12と、ホストCPU11に接続される操作パネル13とを備えている。

【0024】

操作パネル13には、超音波ビームの送受信条件等に関する各種設定・変更用のジョイスティック13aやトラックボール13b等の入力デバイス(その他スイッチ、各種ボタン、キーボード等)が搭載され、ここでの入力操作でオペレータにより指示された情報がホストCPU11に送られ、これにより装置本体2内の各部で設定・変更される。例えば、心臓などのパルスドブラを実施する場合、オペレータがモニタ3の画面を見ながらジョイスティック13aを操作することでROIに相当するサンプルゲートの位置が設定・変更可能となっている。

20

【0025】

パルサ/プリアンプ・ユニット4は、送信パルス発生器14、T/R(トランスミッター/レシーバー)15、及びプリアンプ16を備え、ホストCPU11による制御の元で送信パルス発生器14にて予め設定された3次元送信ビームフォーミング条件に基づいてプローブ1による超音波ビームの方向および収束を制御するためのパルス電圧を発生し、このパルス電圧に基づく駆動信号をT/R15のトランスミッターを介してプローブ1に供給すると共に、プローブ1からの受信信号をT/R15のレシーバーを介してプリアンプ16にて増幅し、この増幅信号を受信遅延回路5に送る。

30

【0026】

受信遅延回路5は、プリアンプ16からの受信信号に対して並列同時受信が可能な複数個のビームフォーマーBF1~BFnを備え、この各ビームフォーマーBF1~BFnにて各受信信号に対して予め設定された3次元状の受信ビームフォーミングにおける超音波ビームの方向および集束の条件を満たすように受信遅延をかけ、この遅延信号を次段のプロセッサ群に供給する。

【0027】

エコープロセッサ6は、受信遅延回路5からの受信信号に対して所定のリファレンス周波数を用いて直交検波し、その検波信号の信号振幅に応じた被検体内の3次元形態情報(造影剤投与の場合は造影剤の情報も含むコントラスト画像)を示す3次元空間分布画像データを生成し、この画像データを表示ユニット12に送る。

40

【0028】

ドブラプロセッサ7は、受信遅延回路5からの受信信号に対してその位相の時間変化を計測することにより被検体の血流情報を示す速度、パワー、分散などの3次元空間分布画像データを生成し、この画像データを表示ユニット12に送る。

【0029】

TDIプロセッサ8は、受信遅延回路5からの受信信号に対してその位相の時間変化を計

50

測することにより被検体の組織の運動速度、パワー、分散などの3次元空間分布画像データを生成し、この画像データを表示ユニット12に送る。

【0030】

PWプロセッサ9は、パルスドブラの実施時に動作するもので、受信遅延回路5からの信号に対してその内の指示されたサンプルゲートの範囲内の位置に相当する受信信号を検波し、その検波信号をフーリエ変換し、これによりサンプルゲート内の速度のドブラー周波数分布を計算し、この計算結果を表示ユニット12に送る。

【0031】

CWプロセッサ10は、連続波ドブラの実施時に動作するもので、受信遅延回路5からの信号に対してその内の指示されたサンプルライン上の位置に相当する受信信号を検波し、その検波信号をフーリエ変換し、これによりサンプルライン上の速度のドブラー周波数分布を計算し、この計算結果を表示ユニット12に送る。

10

【0032】

表示ユニット12は、ホストCPU11による制御の元で上述した各プロセッサ6~10からの3次元画像データ等に対してMPR(Multi Planar Reconstruction: 断面変換法)等の画像処理にて予め設定された複数の断面上に沿った複数の2次元断層像を生成し、これらの断層像を単独又は種々の3次元画像と共にモニタ3上に表示させる。

【0033】

また、この表示ユニット12は、モニタ3上の表示画像を見ながらのオペレータによる操作パネル13のジョイスティック13a等の操作によりサンプルゲート等のROIに関する情報がホストCPU11を介して入力されたときにそのROI情報に基づいて複数の2次元断層像を表示すべき断面の位置やROIの位置を設定し、これにより超音波ドブラや計測等が実施可能となっている。ROIの形状や位置などの情報は、操作パネル13によって設定・変更可能となっている。

20

【0034】

ここで、表示ユニット12によるROIの設定例を中心にして全体の動作を図面を参照して説明する。ここでは、被検体内の検査部位として心臓を想定し、この心臓に対してパルスドブラを実施する場合を例に挙げる。この場合のROIは、超音波ビームのラスト(サンプルライン)上における「サンプルゲート」に相当する。

30

【0035】

まず、装置の駆動に際して2次元アレイプローブ1からの超音波ビームが被検体内の心臓に向けて3次元状にスキャンされ、これにより装置本体2内に3次元画像データがリアルタイムに収集される。これと並行して表示ユニット12による図2に示す処理が実行される。

【0036】

すなわち、ステップST1にて上述の3次元画像データが入力されると、ステップST2にて例えば心臓の場合の代表的な3次元表示像の1つであるボリュームレンダリング像が生成される。このボリュームレンダリング像は必要に応じてモニタ3上に表示される。

【0037】

次いで、ステップST3にてROI、すなわちパルスドブラの場合ではサンプルゲートが設定される。このROIとしてのサンプルゲートの設定は、操作パネル13からホストCPU11を介して入力されるオペレータの指示情報に基づいて行われる。そして、ステップST4にて上述で指示されたサンプルゲートの位置に応じて複数断面の位置が設定され、その複数断面の2次元断層像がMPRで生成される。これらの生成画像がステップST5にて出力され、これにより複数の断層像がモニタ3上の画面に表示される。

40

【0038】

図3は、心臓OBのボリュームレンダリング像(3次元画像)およびその画像中に設定された複数断面位置の表示例を、また図4(a)~(c)は、図3に示す3次元画像中に設定された複数断面上でのサンプルゲートSGおよび2次元断層像(Bモード像)の一例を

50

それぞれ示し、図5は、これらの複数断面の超音波画像のモニタ3上の表示画面例を示す。

【0039】

図4(a)~(c)に示す複数の断面には、例えばプローブ1の振動子面およびサンプルライン上のサンプルゲートSGを結ぶ直線を互いの交線とする2つの直交断面VP1、VP2(図4(a)および(b)参照:本発明の「第1の断面」及び「第2の断面」に相当し、以下の説明では便宜上「縦断面」と呼ぶ)と、この2つの縦断面の交線上におけるサンプルゲートの位置でその交線に直交する断面HP1(図4(c)参照:本発明の「第3の断面」に相当し、以下の説明では便宜上「横断面」と呼ぶ)とを含まれる。これらの各断面には、図示のように互いの相対位置をより分かりやすくするため、各断面の交線の位置が表示されている。

10

【0040】

図5において、モニタ3上の画面下部の領域に図4(a)及び(b)に示す互いに直交する縦断面VP1及びVP2の超音波画像が、また画面上部の領域に図4(c)に示す横断面HP1の超音波画像及び図3に示すボリュームレンダリング像が、それぞれ左右に並んで表示される。この4つの画像の表示位置は、これに限らず、オペレータの見やすい位置に適宜変更することも可能である。

【0041】

上述の各断面の位置に関しては、例えば心臓の左室流入波形を観察する場合には図6(a)~(c)に示すように2つの縦断面VP1、VP2の一方を心臓OBの心尖四腔付近を通る心尖四腔断面(図6(a)参照)とし、その他方を心臓OBの心尖二腔付近を通る心尖二腔断面(図6(b)参照)とし、横断面HP1を心臓OBの弁輪部近辺をサンプルゲートSGとする断面としてそれぞれ設定することが好ましい。これにより、サンプルゲートSGと心臓OBとの3次元的な相対位置関係が容易に把握できるためである。

20

【0042】

図6(a)~(c)に示す各断面において、ドブラの角度補正マーカーM1を表示および調整することも可能である。この場合は、ドブラ計測の角度を3次元的に正確に補正でき、これにより3次元的なドブラの角度補正を行えるといったリアルタイム3次元超音波診断装置の利点の1つを生かすことが可能となる。

【0043】

上記の縦断面VP1、VP2および横断面HP1の位置は、3次元的に調整する場合(後述のジョイスティックを用いた手段参照)等を考慮に入れると、固定の場合よりも必要に応じて自動または手動で所望の位置に可変設定できることが望ましい。この理由を2つの縦断面(直交2断面)VP1、VP2を例にして図7および図8に基づいて説明する。

30

【0044】

まず、2つの縦断面VP1、VP2の位置が固定の場合を図7(a)~(c)に基づいて説明する。ここで、図7(a)に示す横断面HP1においてサンプルゲートの位置を図中のSG1からSG2に移動させた場合を考える。この場合、2つの縦断面VP1、VP2の位置はサンプルゲートの移動前の位置SG1を基準に固定されているため、その移動後の位置SG2は縦断面VP1、VP2上では非表示となり、3次元的な位置把握が困難となる。

40

【0045】

これに対して、2つの縦断面VP1、VP2の位置がサンプルゲートの移動に追従して自動で可変設定される場合を図8(a)~(c)に基づいて説明するものである。ここで、上記と同様に図8(a)に示す横断面HP1においてサンプルゲートの位置を図中のSG1からSG2に移動させた場合を考える。この場合、2つの縦断面VP1、VP2の位置はサンプルゲートの移動に応じてSG1からSG2に向かうベクトルに沿って追従して可変するように設定されている。従って、この場合には、2つの縦断面VP1、VP2の各断面層像上に常にROIを表示でき、これによりROIと心臓との相対的な位置関係をサンプルゲートの移動にかかわらず3次元的に把握可能となる。

50

【 0 0 4 6 】

この場合、複数断面はサンプルゲートを捉えながら自動的に追隨して表示されるが、必要に応じてサンプルゲートとは独立させて位置の変更を行うように設定することも可能である。また、サンプルゲートの深さを変えると、その深さに応じて横断面 H P 1 も追隨して可変するように設定することも可能である。

【 0 0 4 7 】

上記の例では、複数の断面 V P 1、V P 2、H P 1 がそれぞれ互いに直交する場合を説明してあるが、本発明はこれに限定されるものでない。例えば、2つの縦断面 V P 1、V P 2 は互いに直交するものでなくてもよい。また、プローブ 1 およびサンプルゲート S G を結ぶ直線と、縦断面 V P 1、V P 2 の交線とは一致するものでなくてもよい。さらに、横断面 H P 1 は必ずしもサンプルゲート S G を含むものでなくてもよく、その場合にはサンプルゲート S G の投影される位置を表示できればよい。

10

【 0 0 4 8 】

また、断面の数は3枚でなくそれ以上の枚数でも、もちろん適用可能である。例えば、上記の例では3枚の断面を用いて3次元画像情報を画像表示することで把握しやすくしてあるが、この場合に表示される断層像は3次元画像の一部であることに変わりなく、従って診断部位やその目的などによっては3枚では足りず、より多くの情報が必要となる場合も想定される。この場合に好適な例を図9および図10を用いて説明する。

【 0 0 4 9 】

図9(a)および(b)は、MPRによって生成された3枚以上の断面の設定例を説明するものである。この図9(a)および(b)に示す複数の断面は、いずれもサンプルゲートに追隨して位置を変更可能なものであり、上記と同様の2つの縦断面(Bモード断層像用の断面)V P 1、V P 2と、その交線上の所定位置に一定間隔で平行に設定される3つの横断面 H P 2、H P 3、H P 4とを含む。

20

【 0 0 5 0 】

この内、3つの横断面の内の中央部に位置する横断面 H P 3 は、その両側に位置する2つの横断面 H P 2、H P 4 の間を一定速度で往復運動を繰り返しながら位置を変更可能に設定され、これによりその変更された位置での画像を表示し、より多くの3次元画像を提供可能となっている。中央部の横断面 H P 3 の相対位置は、例えば図9(b)に示す2つの横断面 H P 2、H P 4 の間を縦方向の移動可能なマーカ M 2 で表示可能となっている。

30

【 0 0 5 1 】

図10(a)および(b)は、上述の2つの縦断面 V P 1、V P 2 のほか、この交線を通る新たな縦断面 V P 3 を追加した場合を説明するものである。この場合、新たに追加した縦断面 V P 3 の相対位置は、図10(a)のマーカ M 3 で示すように交線を中心に回転して変更可能に設定され、これにより図10(b)に示すようにその変更された位置での画像を表示し、より多くの3次元画像を提供可能となっている。この場合、2つの互いに直交する縦断面 V P 1、V P 2 が互いの角度を一定に保ちながら平行移動し、これに応じた画像を表示させるように設定することも可能である。

【 0 0 5 2 】

次に、上述した複数の断面でのサンプルゲートの表示法において、サンプルゲートを3次元空間中で移動・設定する手段の一例を説明する。一般に超音波診断装置を用いて行う診断では、オペレータは通常1人であることが多く、プローブを患者に当てるために一方の手(腕)が使われているため、プローブを当てる操作以外のサンプルゲート設定等に関しては、もう片方の手(腕)を使って極力簡便に操作できることが望ましい。このため、片手で操作可能なジョイスティック 1 3 a を使用し、これによりサンプルゲートを三次元的に移動させる場合の設定例を図11および図12を用いて説明する。

40

【 0 0 5 3 】

ジョイスティック 1 3 a は、図11(a)および(b)に示すように例えば操作パネル 1 3 上の所定位置に設置されるジョイスティック取り付け部 2 0 と、このジョイスティック取り付け部 2 0 に取り付けられる棒状のジョイスティック本体(レバー) 2 1 とを備え、

50

このレバー 21 をその取り付け部 20 に対して前後左右その他水平方向の 360 度のあるゆる方向 (図 11 (b) 中の矢印 D2 で示す方向参照) に倒したり、あるいは図 11 (a) 中の矢印 D1 に示すようにレバー軸方向を中心に回転させたりすることで図 12 (a) ~ (c) に示すようにサンプルゲート S G の移動・設定等が可能となっている。

【 0054 】

例えば、レバー 21 を図 11 (b) 中の矢印 D2 の方向に倒すと、サンプルゲート S G が図 12 (b) 中の矢印 D2 の方向に移動・設定され、またレバー 21 を図 11 (a) 中の矢印 D1 の方向に回転させると、サンプルゲートの移動とは別に図 12 (c) に示すように B モード断層像用の互いに直交する縦断面 V P 1、V P 1 が交線を中心に回転・設定される。

10

【 0055 】

また、レバー 21 には、図 11 (a) に示すように第 1 および第 2 の入力部 22 a、22 b が取り付けられており、例えば第 1 の入力部 22 a の操作により図 12 (a) 中の矢印 D3 に示すようにサンプルゲート S G の深さを適宜に変更させたり、また第 2 の入力部 22 b の操作によりサンプルゲート S G の大きさを適宜に変更させたりすることが可能となっている。

【 0056 】

従って、この実施の形態によれば、3 次元的に画像データを収集・表示するシステムの利点を活用しつつ、3 次元的な R O I を複数の断層像を用いて分かりやすく表示でき、これにより様々な画像モードや計測における R O I の 3 次元空間中における位置を容易に把握できる。

20

【 0057 】

なお、この実施の形態では、診断部位として心臓の 3 次元画像を、また R O I としてパルスドブラのサンプルゲートをそれぞれ例にして画像表示や操作手段等を説明してあるが、本発明はこれに限定されるものではない。

【 0058 】

例えば、前述と同様の表示・操作手段は、パルスドブラ (P W) に限らずに連続波ドブラ (C W)、M - m o d e、カラードプライメージング (C D I)、組織ドプライメージング (T D I)、様々な計測や、その他全ての超音波診断装置を用いて対象とする全ての診断部位で等しく有用である。この場合、R O I の全て、あるいはその中心部や境界部が断面に常に分かりやすく表示されるように、R O I の移動に伴って断面も自動的に移動させることが望ましい。

30

【 0059 】

例えば、連続波ドブラや M - m o d e の場合では、例えば直交断面の交線がサンプルラインと常に一致するように設定すれば、画像表示がより一層分かりやすくなる。

【 0060 】

また、カラードブラや組織ドブラの場合では、複数断面の交線が常に 3 次元的な空間として規定されるドブラ用関心領域の重心を通るように設定すれば、画像表示がより一層分かりやすくなる。この一例を図 13 (a) 及び (b) に示す。この図において、M P R によって生成される複数の断層像の断面 V P 1、V P 2 には、カラードブラや組織ドブラ用の関心領域を示す断面形状が表示可能となっている。

40

【 0061 】

さらに、上記と同様の表示・操作手段は、単純な距離計測等や、3 次元的な R O I を設定する場合でも有用である。例えば距離計測の場合には、その線分が断面のどれかに全て表示されるようにすればよい。

【 0062 】

また、カラードブラや組織ドブラ、あるいはその他の計測の場合において、R O I の 3 次元的な形状が重要であり、断層像に表示されない部分の情報が必要となるときは、図 14 (a) に示すようにボリュームレンダリング像 O B 1 中に複数の 2 次元断層像の断面 V P 1、V P 2 位置表示と共に R O I としてのワイヤーフレーム像 O B 2 を表示させる。そし

50

て、図14(b)に示すようにワイヤースケーム像OB2の底面を含むように縦断面VP1、VP2の位置が設定され、ワイヤースケーム像OB2の変更に連動して縦断面VP1、VP2の位置も移動可能となっている。

【0063】

また、3次元的なROIの場合には、ROIの大きさ、形状の計測、および画像モードに合わせた調整のためにスイッチ、レバー、ボタンは、前述した図11(a)に示すジョイスティック13aのレバー21やその周辺等に配置可能である。全ての操作を片手で可能にすることも考えられるが、この片手操作での煩雑さを避ける手段の1つとして別途にフットペダル等を設けて操作の一部を行わせることも可能である。

【0064】

さらに、関心領域を断層像そのものとすれば、上述の設定手段は、3次元画像情報を用いてMPRで再構成する断面を設定するのにより一層効果的となる。例えば前述した図3において、ジョイスティック13aのレバー21を操作することにより、直交する2つの縦断面VP1、VP2及びこの各縦断面VP1、VP2に直交する横断面HP1の位置を移動すればよい。具体的には、ジョイスティック13aを前後左右方向に動かした時にはそれに伴って2つの縦断面VP1、VP2の交線位置が移動するようにそれぞれの縦断面VP1、VP2が移動し、ジョイスティック13aを捻じる方向に回転した時には交線位置を中心として各断面を回転し、ジョイスティック13aに付けられた入力部22aが上下に操作された時には横断面HP1が縦断面VP1、VP2の交線の上下方向に沿って移動する。このように関心領域を使わずに複数断面の交線の移動に従ってその各断面の位置を移動させることも可能である。

【0065】

図15(a)~(e)は、ジョイスティック13aの前後左右等の操作方向と前述の縦断面VP1、VP2の方向との位置関係を明確にする手法の例を説明するものである。

【0066】

図15(a)において、プローブ1による3次元状の超音波スキャン領域内では、前述の縦断面VP1に平行な方向に互いに逆向きのX1及びX2方向が設定され、この縦断面VP1と直交する縦断面VP2に平行な方向に互いに逆向きのY1及びY2方向が設定される。

【0067】

図15(b)において、ジョイスティック13aのレバー21を前後に倒す方向が前述の縦断面VP1に沿ったX1及びX2方向に、またレバー21を左右に倒す方向が前述の縦断面VP2に沿ったY1及びY2方向にそれぞれ対応し、両者の位置関係がジョイスティック13a側で記号や色分け等によりオペレータに容易に認識可能となっている。これにより、ジョイスティック13aのレバー21を倒す方向と縦断面VP1およびVP2との位置関係が明確になる。

【0068】

例えば、図15(c)において、モニタに表示される横断面HP1上で図15(a)及び(b)に示す縦断面VP1、VP2の交線位置(又は関心領域)をX1方向とY1方向とのほぼ中間の方向に移動させる場合、ジョイスティック13a側では図中の右斜め前方側にレバー21を倒せばよいことがそのジョイスティック13a側のX1方向とY1方向を示す表示を見て直ちに分かる。

【0069】

このことは、図15(d)に示すように、ジョイスティック13aのレバー21の回転により縦断面VP1、VP2の向きが斜めに変更された場合でも同様である。

【0070】

なお、図15(d)は、ジョイスティック13aの回転に伴い、縦断面VP1、VP2を画面上で回転させているが、この場合、ジョイスティック13aの回転に伴い、縦断面VP1、VP2を回転させずに超音波画像の方を回転させることも可能である。

【0071】

10

20

30

40

50

また、上記の複数断面の方向とジョイスティックの方向との対応づけに関しては、図15(e)に示すようにプローブ1の本体にX1、X2、Y1、Y2方向を識別可能なA色、B色等の色分けやその他の識別を施し、これを利用することも可能である。

【0072】

本実施形態では、関心領域等の設定手段で用いる入力デバイスとして主にジョイスティックの場合を説明してあるが、その他のデバイスの例としてトラックボール13bの場合を図16(a)及び(b)に示す。

【0073】

図16(a)に示すトラックボール13bでは、そのボール30を動かすことにより、図16(b)に示す前述の横断面HP1上で関心領域(又は縦断面VP1、VP2の交線位置)を適宜変更し、その変更した位置に追従して縦断面VP1、VP2の位置を変更可能となっている(図中の方向D4参照)。また、図16(a)に示すトラックボール13bの近傍には関心領域の位置を横断面HP1に直交する方向(深さ方向)に移動可能な入力部31が設けられている。

【0074】

本実施形態では、超音波診断装置の例を説明してあるが、これに搭載された本発明の関心領域設定手段、断面位置変更手段、及び表示画像手段等については、画像取得後にワークステーション等の画像処理装置を用いて各種計測を行なう場合にも応用できる。この場合の超音波画像用の画像処理装置の例を図17に示す。

【0075】

図17に示す画像処理装置100は、その本体101、これに接続されたモニタ102を備える。本体101には、制御ユニット103(前記の表示ユニット12の内の計測等に必要の所定機能を搭載)、操作ユニット104(前記の操作パネル13の機能の内の計測等に必要の所定機能を搭載)、前述と同様の機能を有するジョイスティック105及びトラックボール106等が装備される。

【0076】

これにより、この画像処理装置100は、制御ユニット103の制御の元で、被検体の診断部位の3次元超音波画像データを入力し向きの異なる複数断面の超音波画像を求めてその表示画像を生成し、ジョイスティック105等の操作で関心領域の位置を設定し、この関心領域を含むように前記断面の位置を変更したり、これとは逆に断面の位置を変更し、その複数の断面の位置に基づいて関心領域の位置を設定したりする。

【0077】

また、本実施形態では超音波のボリュームデータ取得後に関心領域や複数断面の設定を行なう構成としてあるが、その他の例として、関心領域や複数断面の設定・変更後にその断面のみ超音波スキャンを行なわせることも可能である。

【0078】

この場合の超音波診断装置によれば、関心領域の位置を設定し、この関心領域を含むように向きの異なる複数断面の位置を変更し、この変更された複数断面に沿って、被検体の診断部位に対し超音波を送受波させて複数断面の超音波画像を求めてその表示画像を生成することが可能である。

【0079】

また、この例の超音波診断装置によれば、向きの異なる複数断面の位置を変更し、これらの複数断面の位置に基づいて関心領域の位置を設定し、変更された複数断面に沿って、被検体の診断部位に対し超音波を送受波させて複数断面の超音波画像を求めてその表示画像を生成することも可能である。

【0080】

本実施形態及び上述した各例の説明では、関心領域又は複数断面の交線位置を変更すると、これに連動してその関心領域を含む複数断面の位置又はその交線を形成する複数断面の位置がリアルタイムに設定されるとしてあるが、本発明はこれに限られるものではない。例えば、関心領域又は複数断面の交線位置を変更後、ボタンを押す等の手動操作によりそ

10

20

30

40

50

の関心領域を含む複数断面の位置又はその交線を形成する複数断面の位置が設定されるように構成することも可能である。

【0081】

本実施形態の説明は以上の通りであるが、本発明はそのような実施形態の構成に限定されるものではなく、当業者においては特許請求の範囲の記載の要旨を逸脱しない範囲で適宜に変更、変形可能な構成も含まれる。

【0082】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、3次元的に画像データを収集・表示するシステムの利点を活用しつつ、3次元的な関心領域を複数の断層像(2次元画像)を用いて分かりやすく表示でき、これにより様々な画像モードや計測における関心領域の3次元空間中における位置を容易に把握でき、3次元的な関心領域を3次元空間中に容易に設定できる超音波診断装置および超音波画像用の画像処理装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る3次元超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図2】表示ユニットの処理を説明する概略フローチャート。

【図3】心臓のボリュームレンダリング像および複数断面位置の表示例を示す概念図。

【図4】(a)~(c)は、心臓のパルスドブラを行う場合の複数断面の表示例を説明する概略図。

【図5】複数断面のモニタ表示例を説明する図。

【図6】(a)~(c)は、心臓の左室流出波形を観察する場合の複数断面の表示例を説明する概略図。

【図7】(a)~(c)は、直交2断面が固定の場合の表示例を説明する概略図。

【図8】(a)~(c)は、直交2断面が可変の場合の表示例を説明する概略図。

【図9】(a)および(b)は、横断面が3枚の場合の設定例を説明する概略図。

【図10】(a)および(b)は、縦断面が3枚の場合の設定例を説明する概略図。

【図11】ジョイスティックの概要を説明するもので、(a)は概略側面図、(b)は概略上面図。

【図12】(a)~(c)は、図10のジョイスティックの動作に応じたサンプルゲートおよび複数断面の移動・設定例を説明する概略図。

【図13】(a)および(b)は、ドブラ用およびTDI用のROI表示例を説明する概念図。

【図14】(a)および(b)は、ROIの3次元的な形状が重要な場合の表示例を示す概略図。

【図15】(a)~(e)は、複数断面の方向とジョイスティックの操作方向との対応づけ例を示す図。

【図16】(a)及び(b)は、トラックボールの動作例を説明する図。

【図17】超音波画像用の画像処理装置の概要図。

【符号の説明】

- 1 2次元(2D)アレイプローブ
- 2 装置本体
- 3 モニタ
- 4 パルサ/アンプ・ユニット
- 5 受信遅延回路
- 6 エコープロセッサ
- 7 ドブラプロセッサ
- 8 TDIプロセッサ
- 9 PWプロセッサ
- 10 CWプロセッサ

10

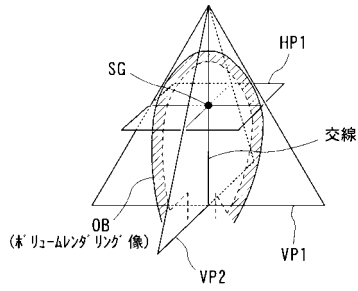
20

30

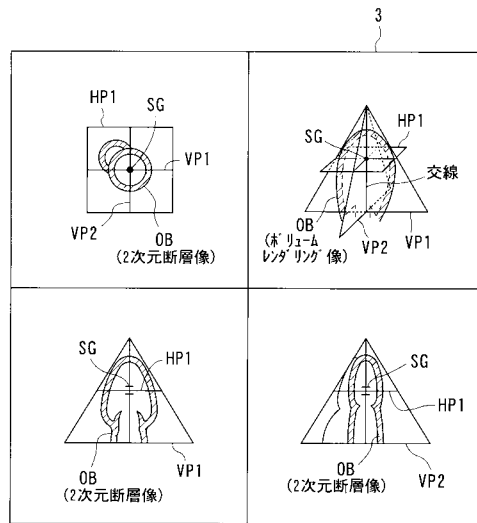
40

50

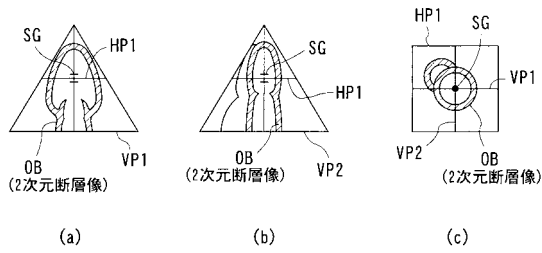
【 図 3 】



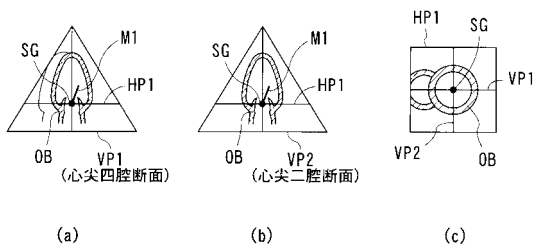
【 図 5 】



【 図 4 】

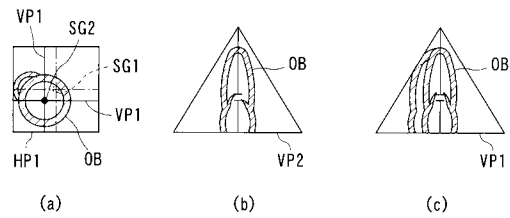


【 図 6 】



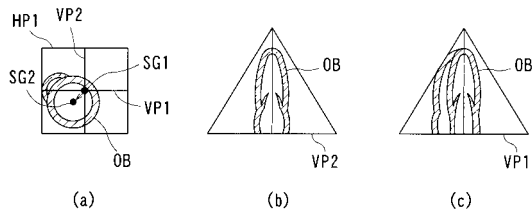
左室流入波形を観察する場合

【 図 8 】



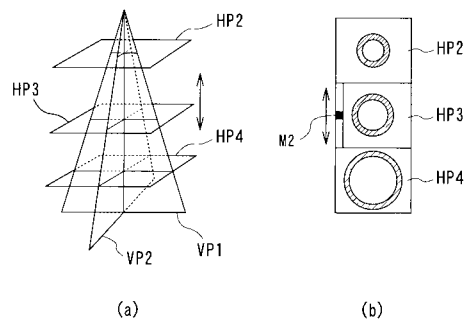
直交2断面の位置が可変の場合

【 図 7 】

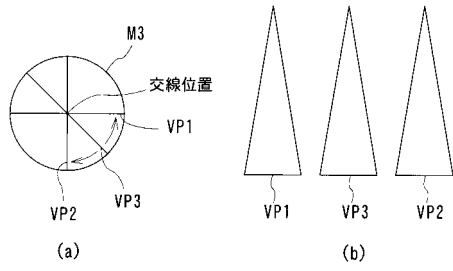


直交2断面の位置が固定の場合

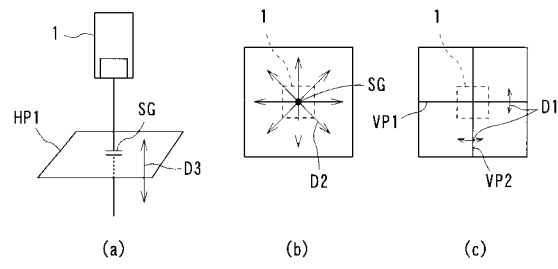
【 図 9 】



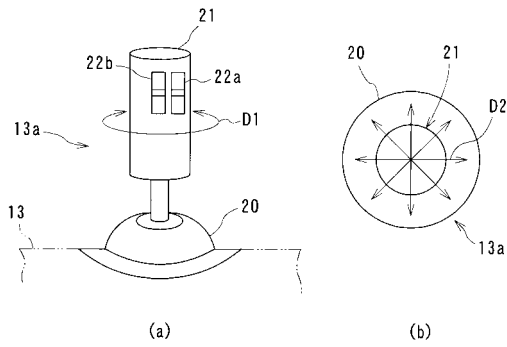
【図10】



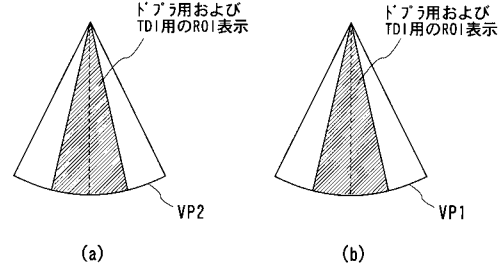
【図12】



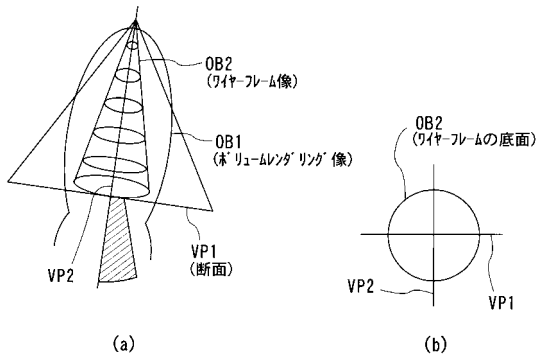
【図11】



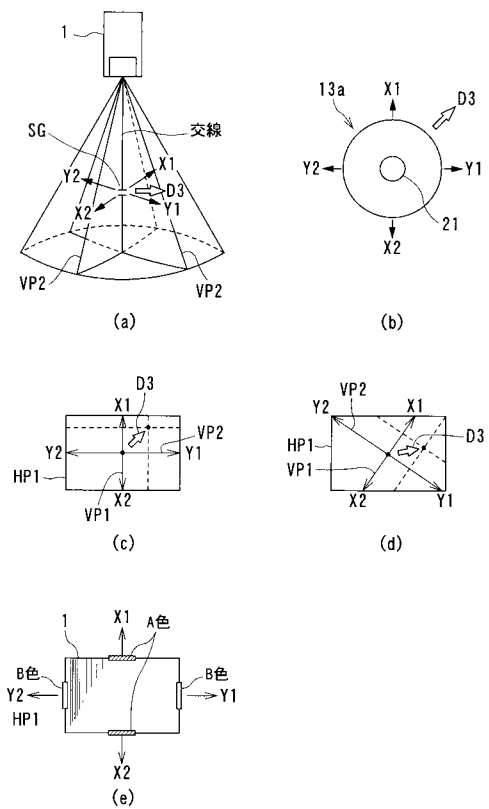
【図13】



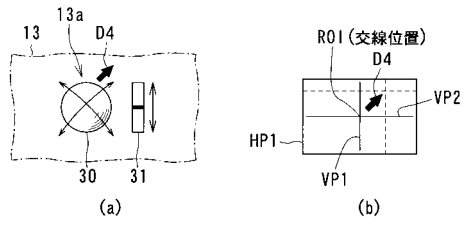
【図14】



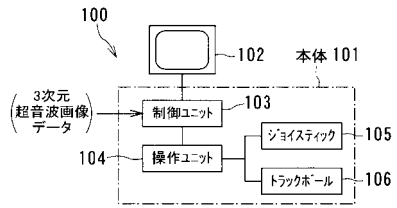
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 158855 (JP, A)
特開平07 - 334702 (JP, A)
実開平03 - 088508 (JP, U)
特開平05 - 103779 (JP, A)
特開平06 - 205776 (JP, A)
特開平10 - 277030 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
G01N 29/00
G06T 1/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4659950B2	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	JP2000244792	申请日	2000-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸哲也		
发明人	川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/EE13 4C301/KK17 4C301/KK19 4C301/KK30 4C601/EE11 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/KK42 4C601/KK44 4C601/LL27 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01		
代理人(译)	波多野尚志		
优先权	1999234439 1999-08-20 JP		
其他公开文献	JP2001128975A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过二维图像显示三维关注区域是可以理解的，同时利用系统的优势来收集和显示三维图像数据，并且更简单地设置三维位置。解决方案：该超声诊断设备包括：2D阵列探头1，用于将三维超声波发送和接收到被测试者要诊断的区域以获得接收信号；装置主体2，用于产生该区域的三维图像根据获得的接收信号诊断，以及用于显示三维图像的监视器3。装置主体2设置有显示单元12，用于使用三维图像设置与诊断相关的相关区域，设置多个部分以包含相关区域，并显示多个部分的超声图像。

