

(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2008-220662

(P2008-220662A)

(43) 公開日 平成20年9月25日(2008.9.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

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2007-63659 (P2007-63659)
(22) 出願日 平成19年3月13日 (2007.3.13)(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その制御プログラム

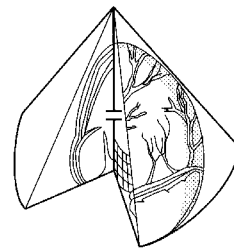
(57) 【要約】

【課題】 超音波ドプラ法により血流計測を行う場合において、ドプラ計測音線、血管、血流計測部位の相互の三次元的位置関係を容易に把握ならしめる超音波診断装置等の提供。

【解決手段】 観察者から見てドプラ計測音線L及びサンプリングマーカーMより手前にあるデータがクリッピングされているクリッピング画像を、自動的に生成し表示する。また、サンプリングマーカー位置、クリッピング画像の向き、クリッピング範囲は任意に変更可能である。当該クリッピング画像を観察することで、ドプラ計測音線L及びサンプリングマーカーM、観察者から見て画像の左右方向及び画像の奥行き前後方向に関する血管走行の間の位置関係を容易に視認することができる、好適なサンプリングマーカー位置（ドプラ計測位置）を設定することができる。

【選択図】 図6

図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

映像化対象を含む三次元領域を超音波で走査することにより取得されるボリュームデータ上に、ドプラ計測用ビームの音場中心及び予め設定されるクリッピング範囲角に基づいて、クリッピング範囲を設定する設定手段と、

前記ボリュームデータ及び前記クリッピング範囲に基づいて、前記クリッピング範囲が切り取られた三次元画像を生成する画像生成手段と、

前記三次元画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記クリッピング範囲角及び前記三次元画像の向きの少なくとも一方を変更する変更手段をさらに具備し、

前記画像生成手段は、変更された前記クリッピング範囲角及び前記三次元画像の向きの少なくとも一方に基づいて、前記三次元画像を生成すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記変更手段は、前記ボリュームデータの取得に用いられる超音波プローブに設けられたスイッチであ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 4】

前記超音波プローブに設けられたスイッチは、回転式であることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて、前記クリッピング範囲が切り取られていない三次元画像を生成し、

前記表示手段は、前記クリッピング範囲が切り取られた前記三次元画像と前記クリッピング範囲が切り取られていない前記三次元画像とを同時に表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記クリッピング範囲が切り取られた前記三次元画像と共に、前記クリッピング範囲角を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

映像化対象を含む三次元領域を超音波で走査することにより取得されるボリュームデータ上に、ドプラ計測用ビームの音場中心及び予め設定されるクリッピング範囲角に基づいて、クリッピング範囲を設定させる設定機能と、

前記ボリュームデータ及び前記クリッピング範囲に基づいて、前記クリッピング範囲が切り取られた三次元画像を生成させる画像生成機能と、

前記三次元画像を表示させる表示機能と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、リアルタイム三次元走査が可能な超音波診断装置を用いた超音波ドプラ法による体内血流計測等の診断において、血流計測部位の視認を容易ならしめる機能を有する超音波診断装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、

10

20

30

40

50

小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。特に、近年では、コンピュータの高速化により、リアルタイム三次元超音波画像を撮影することも可能となっている。

【0003】

この超音波診断装置を用いて、超音波ドプラ法により血管内あるいは心腔内の血流を計測する場合、血流計測部位を設定する必要がある。この血流計測部位の設定をガイドする方法は、近年いくつか提案されている。例えば、左室腔内の血流を計測する場合、図8（b）に示すように、描出された心臓腔内の二次元断面を観察しながら、左室腔内から血流が大動脈弁を経て大動脈に流出する位置にサンプリングマーカを人為的に設定する。その後、超音波ドプラ法により、設定されたサンプリングマーカ位置での血流計測を行うことで、図8（a）に示すドプラ波形を取得することができる。

10

【0004】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開平10-311367号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いて超音波ドプラ法により血流計測を行う場合には、例えば、次のような問題がある。

20

【0006】

まず、サンプリングマーカを設定するために利用される画像は、通常二次元断面像である。一方、心臓臓器や肝臓臓器内の血管等は三次元的に走行している。従って、対象となる計測部位の血管等の位置を、常に良好に視認できる断面で血管走行を表示できるとは限らず、血流計測部位（サンプリングマーカ位置）、血流方向や血管走行状況、ドプラ計測音線の間の位置関係の把握が極めて困難である。そのため、操作者は、二次元断層面（超音波走査面）を煽る又は回転させる等により、血管を追従しながらその走行状態を把握した上でサンプリングマーカ位置を設定しなければならない。特に、ドプラ計測音線は線として表示される。このため、サンプリングマーカの設定に三次元画像を利用する場合、ドプラ計測音線の奥や手前にある組織等との位置関係を把握することは極めて困難である。

30

【0007】

また、超音波ドプラ法においては、超音波音線と血管走行方向（血流の流れ方向）が互いにドプラ偏移検出度を損なわない角度（通常は60度以下）を確保する必要がある。従って、操作者は、撮影時において、心臓腔内構造や血管走行状況、血流方向、血流計測対象部位の間の位置関係を把握しつつドプラ計測音線と血管走行方向とのなす角度にも留意しなければならない、その人為的負担は多大なものとなっている。

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波ドプラ法により血流計測を行う場合において、ドプラ計測音線、血管、血流計測部位の相互の三次元的位置関係を容易に把握ならしめる超音波診断装置及びその制御方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0010】

本発明の第1の視点は、映像化対象を含む三次元領域を超音波で走査することにより取得されるボリュームデータ上に、ドプラ計測用ビームの音場中心及び予め設定されるクリッピング範囲角に基づいて、クリッピング範囲を設定する設定手段と、前記ボリュームデータ及び前記クリッピング範囲に基づいて、前記クリッピング範囲が切り取られた三次元画像を生成する画像生成手段と、前記三次元画像を表示する表示手段と、を具備すること

50

を特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

本発明の第2の視点は、コンピュータに、映像化対象を含む三次元領域を超音波で走査することにより取得されるボリュームデータ上に、ドプラ計測用ビームの音場中心及び予め設定されるクリッピング範囲角に基づいて、クリッピング範囲を設定させる設定機能と、前記ボリュームデータ及び前記クリッピング範囲に基づいて、前記クリッピング範囲が切り取られた三次元画像を生成させる画像生成機能と、前記三次元画像を表示させる表示機能と、を具備することを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

【発明の効果】

【0012】

以上本発明によれば、超音波ドプラ法により血流計測を行う場合において、ドプラ計測音線、血管、血流計測部位の相互の三次元的位置関係を容易に把握ならしめる超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0014】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、装置本体2、超音波プローブ3を具備し、装置本体2は、超音波送信ユニット11、超音波受信ユニット13、Bモード処理ユニット15、ドプラ処理ユニット16、第1のメモリ17、ボクセル変換ユニット19、第2のメモリ21、画像生成ユニット23、画像合成ユニット25、モニタ27、制御プロセッサ(CPU)29、インタフェースユニット31、入力ユニット33、記憶ユニット35を具備している。

【0015】

超音波プローブ3は、装置本体2からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該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リング材等を有している。当該超音波プローブ3から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ3に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0016】

なお、本超音波プローブ3は、被検体の三次元領域を超音波走査可能なものである。そのため、超音波プローブ3は、振動子をその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させ、三次元領域を超音波走査する構成、又は二次元的に配列された二次元振動素子を用いて電氣的制御により三次元領域を超音波走査する構成等を有する。前者の構成を採用する場合、被検体の三次元的走査は前記揺動回路によって行われるため、検査者はプローブ本体を被検体に接触させるだけで、自動的に複数の二次元断層像を取得することができる。制御された揺動速度から断面間の正確な距離も検知できる。また、後者の構成を採用する場合には、原理的には、従来の二次元断層像を取得するのと同じ時間で、三次元領域を超音波走査することができる。

【0017】

さらに、超音波プローブ3は、例えば図2に示すようなリング状の回転スイッチ30を有している。この回転スイッチ30を回転させることで、後述するクリッピング処理におけるクリッピング範囲角 δ 、ボリュームレンダリング画像等の三次元画像の向き等の変更

10

20

30

40

50

指示が制御プロセッサ 29 に送信される。

【0018】

超音波送信ユニット 11 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 3 に駆動パルスを印加する。

【0019】

超音波受信ユニット 13 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ 3 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー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、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0020】

Bモード処理ユニット 15 は、受信ユニット 13 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、各位置毎に信号強度が割り当てられたフレーム毎のデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット 23 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した Bモード画像としてモニタ 27 に表示される。

【0021】

ドプラ処理ユニット 16 は、受信ユニット 13 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、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、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0022】

第 1 のメモリ 17 は、Bモード処理ユニット 15 又はドプラ処理ユニット 16 からの生データをフレーム毎に記憶する。

【0023】

ボクセル変換ユニット 19 は、第 1 のメモリ 17 に記録されたフレーム毎の生データを用いて、複数のボリュームデータを生成する。

【0024】

第 2 のメモリ 21 は、ボクセル変換ユニット 19 において生成された複数のボリュームデータを時間情報と共に記憶する。

【0025】

画像生成ユニット 23 は、Bモード処理ユニット 15、ドプラ処理ユニット 16 から受け取った各種データに基づいて、表示画像としての超音波診断画像を生成する。また、画像生成ユニット 23 は、第 2 のメモリ 21 から受け取ったボリュームデータを用いてボリュームレンダリング等の所定の画像処理を実行し、三次元画像等を生成する。さらに、画像生成ユニット 23 は、制御プロセッサ 29 の制御に従って、後述するドプラ計測音線を基準としたクリッピング機能に従う処理（ドプラ計測音線を基準としたクリッピング処理）を実行する。なお、当該画像生成ユニット 23 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0026】

画像合成ユニット 25 は、画像生成ユニット 23 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニタ 27 に出力する。

【0027】

モニタ 27 は、装置本体 2 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（Bモード画像）、血流情報（平均速度画像、分散画像、パワー画像等）、後述するドプラ計測音線を基準としたクリッピング処理が施されたボリュームレンダリング画像等を所定の形態で表示する。

10

20

30

40

50

【0028】

制御プロセッサ29は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置全体の動作を制御する。制御プロセッサ29は、記憶ユニット35からドブラ計測音線を基準としたクリッピング機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンス、画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0029】

インタフェイスユニット31は、入力ユニット33、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェイスである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェイスユニット31によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

10

【0030】

入力ユニット33は、装置本体2に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体2にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力ユニット33の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0031】

また、入力ユニット33は、ドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理の開始を指示するためのスイッチ、当該処理におけるクリッピング範囲角、ボリュームレンダリング等によって得られる三次元画像の向き等を設定・変更するためのスイッチ等を有する。

20

【0032】

記憶ユニット35は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット35には、送受信条件、所定のスキャンシーケンス、ドブラ計測音線を基準としたクリッピング機能を実現するためのプログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（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、各種信号データや画像データ、その他のデータ群が保管されている。記憶ユニット35内のデータは、インタフェイスユニット31を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

30

【0033】

（ドブラ計測音線を基準としたクリッピング機能）

次に、本超音波診断装置1が有する、ドブラ計測音線を基準としたクリッピング機能について説明する。この機能は、超音波ドブラ法により血流計測を行う場合において、ドブラ計測音線を基準とするクリッピング範囲を自動的に規定し、当該範囲がクリッピングされたボリュームデータを用いて得られる三次元画像を表示することで、ドブラ計測音線、血管、血流計測部位の相互の三次元的位置関係を容易に把握ならしめるものである。

【0034】

なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、診断対象が心臓である場合を例とする。しかしながら、本発明の技術的思想は心臓の画像診断に拘泥されず、例えば、肝臓等を画像診断する場合にも利用することができる。

40

【0035】

図3は、ドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、入力ユニット33を介して患者情報、スキャン条件等が入力されると（ステップS1）、制御プロセッサ29は、三次元ボリュームスキャンを実行する（ステップS2）。当該三次元ボリュームスキャンによって得られた時系列なボリュームデータは、第2のメモリ21に自動的に保存される。

【0036】

なお、ボリュームデータの取得法には、特に拘泥されない。例えば、一次元アレイプロ

50

ープ、二次元アレイプローブのいずれを用いてボリュームスキャンを行ってもよく、また、ECGと同期させて収集した小領域に関するサブボリュームデータを、対応付けたトリガに基づいてつなぎ合わせることで所望の範囲に関するボリュームデータを生成すると共に、時間情報に従ってサブボリュームを逐次更新する三次元トリガスキャンを用いるようにしてもよい。

【0037】

次に、画像生成ユニット23は、取得された各ボリュームデータに対して、音場中心を基準としたクリッピング処理を行う（ステップS3）。

【0038】

図4は、画像生成ユニット23が実行するドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理の流れを示したフローチャートである。同図において、まず、画像生成ユニット23は、所定時相のボリュームデータ上に、ドブラ計測音線Lの位置、当該音線上に存在するサンプリングマーカMの位置、クリッピング範囲角 δ を設定する（ステップS31）。なお、ドブラ計測音線Lの位置は、三次元ボリュームスキャン時における超音波走査領域（すなわち、当該ボリュームデータ）に対して予め設定されるドブラ計測用ビームの音場中心に基づいて、また、サンプリングマーカMの位置は、ドブラ計測用ビームの焦点領域に基づいて、それぞれ自動的に設定することができる。また、クリッピング範囲角 δ は、例えば初期設定値に基づいて設定される。

【0039】

次に、画像生成ユニット23は、設定されたドブラ計測音線L及びサンプリングマーカMの位置、クリッピング範囲角 δ に基づいて、当該ボリュームデータ上におけるクリッピング範囲CRを決定する（ステップS32）。すなわち、画像生成ユニット23は、ドブラ計測音線Lをその頂辺としクリッピング範囲角 δ をその頂角とする楔形領域を、クリッピング範囲CRとして決定する。従って、例えばボリュームデータが超音波照射面Sの口径中心を頂点とする錐体である場合には、クリッピング範囲CRは、図5に示すような領域となる。

【0040】

次に、画像生成ユニット23は、クリッピング範囲が取り除かれたボリュームデータを生成し、当該ボリュームデータを用いてボリュームレンダリングを行うことにより、クリッピング処理が施された画像（クリッピング画像）を生成する。生成されたクリッピング画像は、所定の形態にてモニタ27に表示される（ステップS33）。なお、ステップS33において表示されるクリッピング画像の一例を図6に示した。

【0041】

次に、クリッピング範囲角の変更が指示された場合には、変更後のクリッピング範囲角を用いて、ステップS31～ステップS33までの処理が繰り返される。一方、入力ユニット33等からの指示により、サンプリングマーカ位置の変更及びクリッピング画像の向きの少なくとも一方が変更された場合には、制御プロセッサ29は、変更後のサンプリングマーカ位置又はクリッピング画像の向きを用いて、ステップS33の処理を再度実行するように画像生成ユニット23等を制御する（ステップS34）。

【0042】

なお、クリッピング範囲角の変更又はクリッピング画像の向きの変更は、超音波プローブ3に設けられたリング場回転スイッチを用い指示することができる。すなわち、図2において、例えばクリッピング範囲変更モードにおいてリング場回転スイッチをA方向に回転させた場合には、クリッピング範囲を拡大することができ、一方リング場回転スイッチをB方向に回転させた場合には、クリッピング範囲を縮小することができる。また、例えば画像回転モードにおいてリング場回転スイッチをA方向に回転させた場合には、クリッピング画像を操作者から見て右方向に回転させることができ、一方リング場回転スイッチをB方向に回転させた場合には、クリッピング画像を操作者から見て左方向に回転させることができる。

【0043】

以上述べたステップ S 3 1 乃至 S 3 4 までの処理（すなわち、図 3 に示すステップ S 3 のクリッピング処理）は、入力ユニット 3 3 からドブラ計測の開始指示が入力されるまで繰り返しリアルタイムで実行される。ドブラ計測の開始指示が入力された場合には、制御プロセッサ 2 9 は、設定されたサンプリングマーカ位置（すなわち、ドブラ計測部位）についてドブラ計測を実行し（ステップ S 5）、得られたドブラ画像及びドブラ波形を、モニタ 2 7 に所定の形態にて表示する（ステップ S 6）。

【0044】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0045】

本超音波診断装置によれば、観察者から見てドブラ計測音線 L 及びサンプリングマーカ M より手前にあるデータがクリッピングされているクリッピング画像を、自動的に生成し表示することができる。また、操作者は、当該クリッピング画像を観察しながら、超音波プローブの位置（すなわち、ドブラ計測音線の位置）を移動させつつ、サンプリングマーカ位置、クリッピング画像の向き、クリッピング範囲を任意に変更することができる。従って、操作者は、図 7 に示すような通常のボリュームレンダリング画像や図 8 に示す従来のサンプリングマーカ表示を利用する場合と比較して、ドブラ計測音線 L 及びサンプリングマーカ M、観察者から見て画像の左右方向及び画像の奥行き前後方向に関する血管走行の間の位置関係を容易に視認することができ、その結果、好適なサンプリングマーカの位置又は範囲設定を実現することができる。

【0046】

また、本超音波診断装置によれば、超音波プローブ 3 に設けられた回転リングを操作することで、ドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理におけるクリッピング範囲又はクリッピング画像の向きを簡単且つ迅速に制御することができる。従って、入力ユニット 3 3 の操作やそのための視線移動をする必要がなくなり、ドブラ計測における操作者の作業負担を軽減させることができる。

【0047】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0048】

（1）本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0049】

（2）上記実施形態においては、フレーム毎の生データに基づいてボリュームデータ生成し、これを用いてドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理を実行する場合を例として説明した。しかしながら、これに拘泥されず、画像生成ユニット 2 3 において生成されるフレーム毎の画像データに基づいてボリュームデータを生成し、これを用いてドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理を実行するようにしてもよい。

【0050】

（3）本ドブラ計測音線を基準としたクリッピング処理によって得られるクリッピング画像（図 6 参照）に加えて、通常のボリュームレンダリング画像（図 7 参照）、或いは区クリッピング範囲を所定の形態にて同時に表示するようにしてもよい。係る構成によれば、クリッピングによりどのような部位や範囲が切り取られたかを、視覚的に又は定量的に把握することができる。

【0051】

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。

【産業上の利用可能性】

【0052】

以上本発明によれば、超音波ドプラ法により血流計測を行う場合において、ドプラ計測音線、血管、血流計測部位の相互の三次元的位置関係を容易に把握ならしめる超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、超音波プローブ3が有するリング状の回転スイッチの一例を示した図である。

【図3】図3は、ドプラ計測音線を基準としたクリッピング処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図4】図4は、画像生成ユニット23が実行するドプラ計測音線を基準としたクリッピング処理の流れを示したフローチャートである。

【図5】図5は、ドプラ計測音線L及びサンプリングマーカーMの位置、クリッピング範囲角 δ に基づいて、ボリュームデータ上に設定されるクリッピング範囲CRの一例を示した図である。

【図6】図6は、モニタ27に表示されるクリッピング画像の一例を示した図である。

【図7】図7は、本実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図8】図8は、従来のサンプリングマーカー表示及びこれを用いたドプラ計測を説明するための図である。

【符号の説明】

【0054】

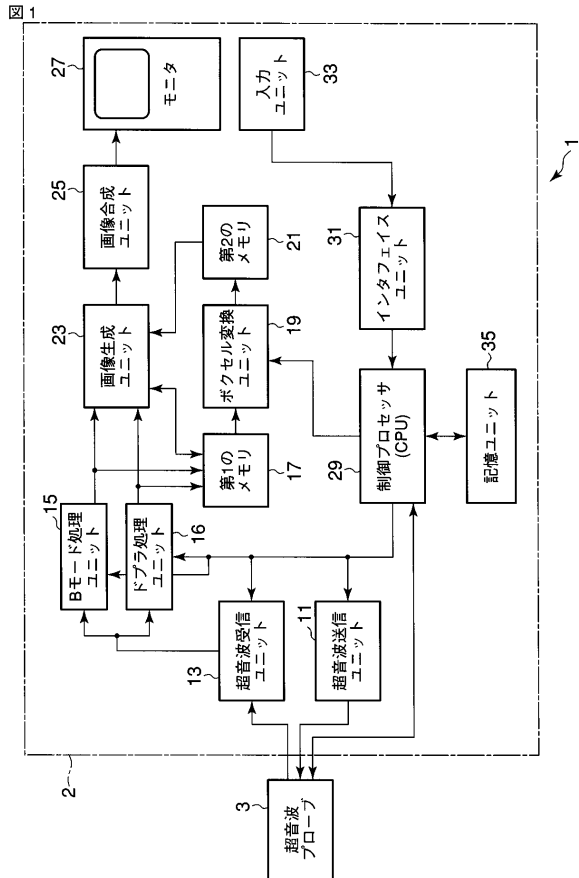
1…超音波診断装置、2…装置本体、3…超音波プローブ、11…超音波送信ユニット、13…超音波受信ユニット、15…Bモード処理ユニット、16…ドプラ処理ユニット、17…第1のメモリ、19…ボクセル変換ユニット、21…第2のメモリ、23…画像生成ユニット23…画像合成ユニット、27…モニタ、29…制御プロセッサ(CPU)、31…インタフェースユニット、33…入力ユニット、35…記憶ユニット

10

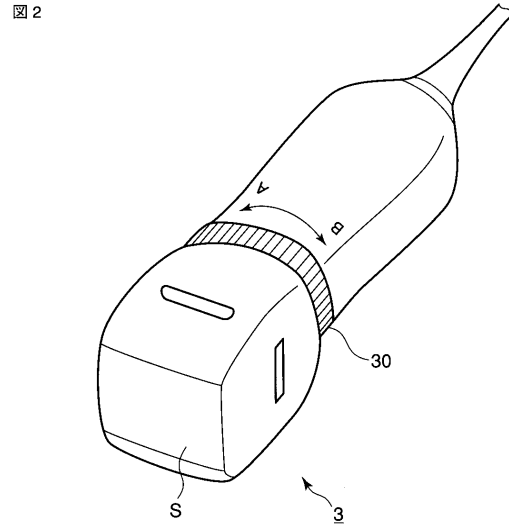
20

30

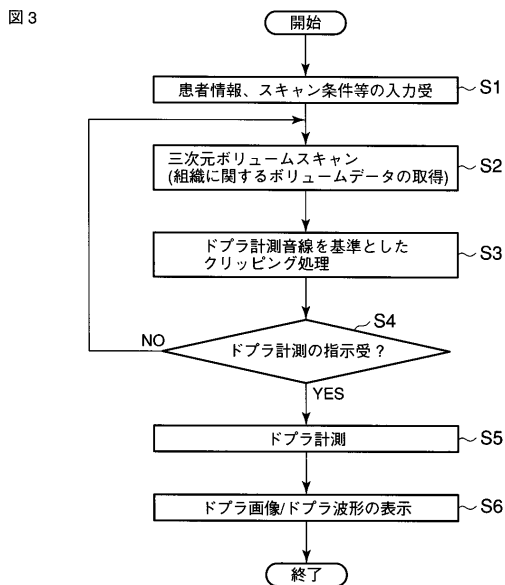
【図 1】



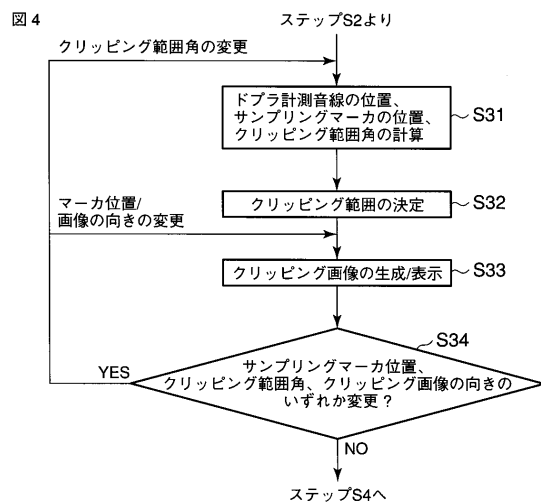
【図 2】



【図 3】

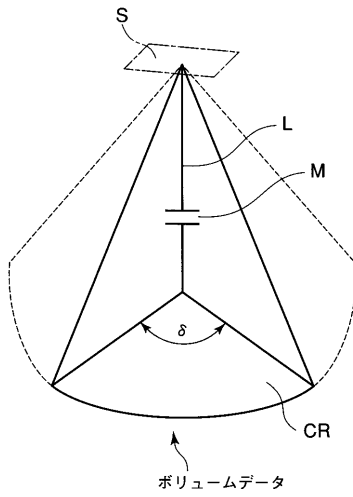


【図 4】



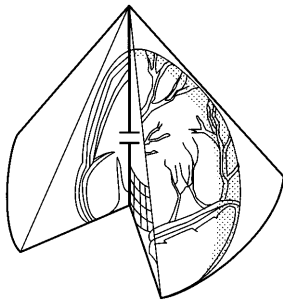
【図 5】

図 5



【図 6】

図 6



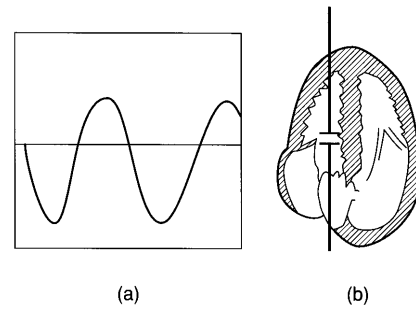
【図 7】

図 7



【図 8】

図 8



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 奥村 貴敏

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 中田 一人

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 DD03 DE03 DE04 DE05 EE11 GA01 JB16 JC29 JC37

KK17 KK19 KK22 KK24 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2008220662A	公开(公告)日	2008-09-25
申请号	JP2007063659	申请日	2007-03-13
[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	奥村貴敏 中田一人		
发明人	奥村 貴敏 中田 一人		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/JB16 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置等，当通过超声波多普勒法进行血流测量时，其能够容易地掌握多普勒测量声线，血管和血流测量部位之间的三维位置关系。 解决方案：自动生成并显示一个裁剪图像，其中剪切了多普勒测量声线L和采样标记M前面的数据。此外，采样标记位置，剪切图像的方向和剪切范围可以任意改变。通过观察剪裁的图像，当从观察者观看时，可以容易地在视觉上识别多普勒测量声线L和采样标记M，沿图像的左右方向行进的血管和图像的深度前后方向之间的位置关系。可以设置合适的采样标记位置（多普勒测量位置）。[选择图]图

6

图6

