

(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2006-212164

(P2006-212164A)

(43) 公開日 平成18年8月17日(2006.8.17)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2005-27182 (P2005-27182)

(22) 出願日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(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

(74) 代理人 100081411

弁理士 三澤 正義

(72) 発明者 本郷 宏信

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 EE11 JC33 KK22

KK24 KK31

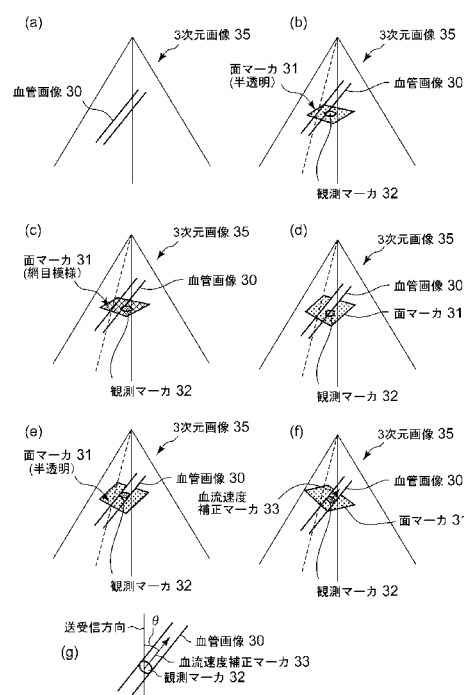
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元画像上において血流観測点（観測マーカ）の位置を簡便に設定することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 マーカ生成手段により3次元で表される面マーカ31を生成し、3次元画像の血管画像30と重畳させて表示する。操作者の操作により面マーカ31を移動させて血管画像30と交差させる。面マーカ31を透過色などとして表示し、面マーカ31の手前側と後ろ側とで画像の色などが異なるようにする。これにより、操作者は血管画像30と面マーカ31との交点を視認することができる。操作者の操作により、面マーカ31上で観測マーカ32をその交点に移動させる。これにより、3次元画像上で血流を観測すべき点が指定されたことになる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波の送受信を行うことにより、前記被検体の血管の 3 次元画像を収集するスキャン手段と、

3 次元的に表示される面の形状をした面マーカを生成するマーカ生成手段と、

前記血管の 3 次元画像と前記面マーカとを表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

操作者からの指示に従って、前記面マーカを前記血管と交わらせるように移動させるマーカ移動手段を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記マーカ生成手段は、移動可能な観測マーカを生成し、

前記スキャン手段は、前記観測マーカの座標に対応する位置にある部位に対して超音波の送受信を行い、前記送受信の受信信号に基づいて血流情報を求めることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記観測マーカは、前記面マーカの範囲内で移動可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記マーカ生成手段は、前記観測マーカを起点として前記面マーカに直交する血流速度補正マーカを生成し、

20

前記スキャン手段は、前記角度補正マーカと前記観測マーカにおける超音波の送受信方向とのなす角度を算出する角度算出手段を更に有し、

前記受信信号と前記算出した角度とに基づいて血流情報を求めることを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記スキャン手段は、前記面マーカの垂線と前記観測マーカにおける超音波の送受信方向とのなす角度を算出する角度算出手段を更に有し、

前記受信信号と前記算出した角度とに基づいて血流情報を求めることを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記表示手段は、前記面マーカの色を透過色に表示、又は、前記面マーカを網目状に表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記スキャン手段は、前記送受信により得られた受信信号から前記面マーカを含む断面における断層像を生成し、

前記表示手段は、前記血管の 3 次元画像とともに前記断層像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

この発明は、血流を有する診断部位に対して超音波を送信して 3 次元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関し、特に、3 次元画像を用いて超音波ドブラ検査を行う場合の血流観測点の指定と、その指定時における操作性の向上に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置では、パルスドブラ法 (Pulse Wave: PW ドブラ法) や連続波ドブラ法 (Continuous Wave: CW ドブラ法) などの、所望の部位に観測点やサンプルラインを設定して血流情報の時間変化を観測する手法が一般的に実施され

50

ている（例えば、特許文献 1 又は特許文献 2）。

【0003】

上記の観測点（以下、血流観測点と称する）を操作者が指定するための従来の方法について、図 5 を参照しつつ説明する。図 5 は、従来の超音波診断装置において 2 次元画像上で血流観測点を指定する操作を示す図である。

【0004】

まず、図 5（a）に示すように、操作者が 2 次元画像としての断層像（B モード画像）又はカラードブラ画像などの 2 次元ドブラ像を観察して、血管画像 5 1 のうち、血流を観測したい部分 5 2 を決定する。次に、図 5（a）、（b）に示すように、超音波の送受信方向を示す線状のサンプルライン 5 3 を表示させる。この線状のサンプルライン 5 3 は、トラックボールなどのポインティングデバイスを用いて走査方向（矢印 A の方向）に移動可能となっており、走査方向（矢印 A の方向）に移動させることで、線状のサンプルライン 5 3 を、血流を観測したい部分 5 2 を含む位置に移動させる。そして、図 5（a）に示すように、その線状のサンプルライン 5 3 上で、血流情報の収集を行う点（血流観測点）5 4 を矢印 B の方向に移動させ、図 5（b）に示すように、血流観測点 5 4 を、血流を観測したい部分 5 2 に一致させる。このように、サンプルライン 5 3 と血流観測点 5 4 とを操作することにより、血流を観測したい部分を指定する。そして、指定された部分の血流情報を収集する。

10

【0005】

パルスドブラ法においては、血流観測点 5 4 における血流情報が収集され、連続波ドブラ法においては、超音波ビームフォーカス領域である血流観測点 5 4 の他に、サンプルライン 5 3 上の血流情報が重畳されて収集される。なお、血流観測点 5 4 は、所定の大きさを有しており、操作者による操作によってその大きさを変えることができるものである。パルスドブラ法においては、その所定の大きさを有する血流観測点 5 4 内の血流情報が収集される。

20

【0006】

この血流観測点を指定する操作においては、線状のサンプルライン 5 3 を矢印 A の方向に移動させる操作と、血流観測点 5 4 を矢印 B の方向に移動させて血流を観測した部分 5 2 に一致させる操作とが、同時に行われることがある。すなわち、線状のサンプルライン 5 3 と、その線状のサンプルライン 5 3 上にある血流観測点 5 4 とを同時に移動させて、血流を観測したい位置を指定することがある。このような手法は、2 次元画像で血流情報を収集することが前提とされている。

30

【0007】

これに対し近年では、超音波振動子が 1 次元的に配列された 1 次元超音波プローブを用いて、超音波のスキャン面をそのスキャン面に直交する方向に手動や機械的に移動させ、被検体内を空間的にスキャンして 3 次元的な生体情報を収集する超音波診断装置が提案されている。また、超音波振動子が 2 次元的に配列された 2 次元超音波プローブを用いることにより、被検体内を空間的にスキャンして 3 次元的な生体情報を収集することが可能となってきた。

【0008】

【特許文献 1】特開 2001 - 190552 号公報

【特許文献 2】特開 2001 - 128975 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、上記のような 3 次元的に画像データを収集して表示する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血流観測点を一致させる従来の手法をそのまま適用しようとする、観測点を簡便に指定することができない問題があった。つまり、操作者が 3 次元画像を観察しながら血流観測点を指定しようとする、3 次元画像で表された血管画像と操作者が移動させる血流観測点との間の 3 次元的な相対位置が分かり

40

50

難く、３次元的な画像を観察しながらでは血流観測点を簡便に指定することができなかった。

【００１０】

３次元画像では、臓器などの形態が奥行きの情報も伴って表示されるため、表示装置のモニタ上で、血管画像における血流を観測したい部分の手前側に血流観測点があるのか、血流を観測したい部分の後ろ側に血流観測点があるのか、その相対的な位置関係が分かり難いため、表示されている３次元画像上で、血管画像における血流を観測したい部分に血流観測点を移動させることで観察したい部分を指定することは困難な作業であった。

【００１１】

この発明は上記の問題を解決するものであり、３次元的な画像データを収集して表示する超音波診断装置において、３次元的に表される面マーカを表示することにより３次元画像中の血流観測点（観測マーカ）を分かりやすく表示し、３次元的な画像において血流情報を収集したい位置を簡便に指定することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。また、超音波の送受信方向と血流とのなす角度を求めるための血流速度補正マーカを分かりやすく表示して、そのマーカの設定を簡便に行うことが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

請求項１に記載の発明は、被検体に対して超音波の送受信を行うことにより、前記被検体の血管の３次元画像を収集するスキャン手段と、３次元的に表示される面の形状をした面マーカを生成するマーカ生成手段と、前記血管の３次元画像と前記面マーカとを表示する表示手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【００１３】

請求項２に記載の発明は、請求項１に記載の超音波診断装置であって、操作者からの指示に従って、前記面マーカを前記血管と交わらせるように移動させるマーカ移動手段を更に有することを特徴とするものである。

【００１４】

請求項３に記載の発明は、請求項１又は請求項２のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記マーカ生成手段は、移動可能な観測マーカを生成し、前記スキャン手段は、前記観測マーカの座標に対応する位置にある部位に対して超音波の送受信を行い、前記送受信の受信信号に基づいて血流情報を求めることを特徴とするものである。

【００１５】

請求項４に記載の発明は、請求項３に記載の超音波診断装置であって、前記観測マーカは、前記面マーカの範囲内で移動可能であることを特徴とするものである。

【００１６】

請求項５に記載の発明は、請求項３又は請求項４のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記マーカ生成手段は、前記観測マーカを起点として前記面マーカに直交する血流速度補正マーカを生成し、前記スキャン手段は、前記角度補正マーカと前記観測マーカにおける超音波の送受信方向とのなす角度を算出する角度算出手段を更に有し、前記受信信号と前記算出した角度とに基づいて血流情報を求めることを特徴とするものである。

【００１７】

請求項６に記載の発明は、請求項３又は請求項４のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、前記面マーカの垂線と前記観測マーカにおける超音波の送受信方向とのなす角度を算出する角度算出手段を更に有し、前記受信信号と前記算出した角度とに基づいて血流情報を求めることを特徴とするものである。

【００１８】

請求項７に記載の発明は、請求項１乃至請求項６のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記表示手段は、前記面マーカの色を透過色に表示、又は、前記面マーカを網目状に表示することを特徴とするものである。

【００１９】

10

20

30

40

50

請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、前記送受信により得られた受信信号から前記面マーカを含む断面における断層像を生成し、前記表示手段は、前記血管の 3 次元画像とともに前記断層像を表示することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0020】

この発明によると、3 次元的に表される血管画像と 3 次元的に表される面マーカとを交差させて表示することにより、3 次元画像上において操作者はその交差する点を視認することが可能となる。そのことにより、3 次元画像において血管画像の位置を容易に把握することが可能となる。このように、面マーカを表示して操作者が交点を視認できるようにすることにより、操作者はその交点を容易に指定することが可能となるため、3 次元画像であっても血流情報を収集したい位置の指定が容易になる。

10

【0021】

以上のように、面マーカにより血管画像と面マーカとの交点が視認可能となるため、血流情報を収集する位置を示す観測マーカを、その交点に容易に移動させることが可能となる。これにより、3 次元画像であっても血流情報を収集したい位置を容易に指定することが可能となる。

【0022】

また、血流情報を収集する位置を示す観測マーカの移動範囲を、面マーカの範囲内に限定することにより、面内のみを移動させるだけで、血流情報を収集したい位置を容易に指定することが可能となる。さらに、観測マーカを起点として血流速度補正マーカを表示することにより、3 次元画像であっても、血流速度マーカを容易に設定することが可能となる。

20

【0023】

さらに、面マーカを含む断面における断層像を 3 次元画像とともに表示することにより、操作者は、3 次元画像の他に 2 次元画像の断層像を観察することができるため、血管画像の位置を更に容易に把握することが可能となる。これにより、面マーカと血管画像との交点を断層像上においても視認することができ、操作者は、血流情報を収集したい位置として、その交点を容易に指定することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0024】

以下、この発明の実施形態に係る超音波診断装置について、図 1 乃至図 4 を参照しつつ説明する。

【0025】

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 1 を参照しつつ説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0026】

この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1、送受信部 2、信号処理部 3、画像処理部 4、表示部 5、制御部 6 及び操作部 7 を備えて構成されている。

40

【0027】

超音波プローブ 1 は、超音波を送受信する複数の超音波振動子がマトリックス（格子）状に配置された 2 次元超音波プローブからなる。そして、超音波プローブ 1 は、各超音波振動子を送受信部 2 により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従って超音波を被検体内の診断部位に向けて 3 次元的にスキャンさせるとともに、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超音波プローブ 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、その受信信号を送受信部 2 に送る。このように走査（スキャン）することによって 3 次元的に超音波を送受信し、プローブの表面から放射状に広がる形状の 3 次元データをエコー信号

50

として受信する。

【0028】

また、超音波プローブ1として1次元超音波プローブを用いた場合は、超音波プローブ1を機械的に走査することで3次元データを収集する。

【0029】

送受信部2は、送信遅延回路8、駆動回路群9、プリアンプ群10及び受信遅延回路11を備えて構成されている。送受信部2は、送信遅延回路8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超音波プローブ1による超音波の方向及び集束を制御するためのタイミング波形を発生させ、このタイミング波形に基づく駆動信号を、駆動回路群9を介して超音波プローブ1に供給する。また、送受信部2は、超音波プローブ1から送られる受信信号をプリアンプ群10により増幅する。プリアンプ群10により増幅された受信信号は受信遅延回路11に送られる。

10

【0030】

受信遅延回路11は、プリアンプ群10から送られる受信信号に対して並列同時受信が可能な複数個の受信ビームフォーマ $RXB F 1 \sim RXB F n$ を備えて構成されている。受信遅延回路11は、各受信ビームフォーマ $RXB F 1 \sim RXB F n$ 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の方向及び集束の条件を満たすように受信遅延をかけ、この遅延信号を後述する信号処理部3に送る。

【0031】

信号処理部3は、Bモード処理部12、血流信号処理部13、PWドブラ処理部14及びCWドブラ処理部15を備えて構成されている。送受信部2から出力された信号は、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

20

【0032】

Bモード処理部12は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、Bモード処理部12は、受信遅延回路11から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことにより、3次元形態情報を示す3次元空間分布画像データを生成し、この画像データを画像処理部4に送る。

【0033】

血流信号処理部13は、血流情報の3次元表示を行うための処理部である。血流信号処理部13は、受信遅延回路11から送られる信号に対して、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、パワー又は分散などの3次元空間分布画像データを生成し、その画像データを画像処理部4に送る。

30

【0034】

PWドブラ処理部14は、パルスドブラ法(PWドブラ法)を実施する処理部である。このパルスドブラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドブラ偏移周波数成分を検出することができる。このように距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の速度計測が可能となっている。PWドブラ処理部14は、受信遅延回路11から送られる信号に対して、所定の大きさを有する血流観測点内における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらにFFT処理を施して、所定の大きさを有する血流観測点内の血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。このドブラ周波数分布データは画像処理部4に送られる。

40

【0035】

CWドブラ処理部15は、連続波ドブラ法(CWドブラ法)を実施する処理部である。この連続波ドブラ法は、パルスドブラ法と異なり、血流観測点で得られる主要なドブラ偏移周波数成分に加えて、超音波の送受信方向全てのドブラ偏移周波数成分が重畳されるが、高速血流計測に優れている。CWドブラ処理部15は、受信遅延回路11から送られる信号に対して、血流観測のサンプルライン上における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらにFFT処理を施して、サンプルライン上の血流速度を表すドブラ周波数成分を生成する。このドブラ周波数分布データは画像処理部4に

50

送られる。

【0036】

その他、信号処理部3には、カラーモード処理部（図示しない）が備えられている場合もある。カラーモード処理部は、動いている血流情報の映像化を行う処理部である。具体的には、カラーモード処理回路は、位相検波回路、MTIフィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。このカラーモード処理回路は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理（MTIフィルタ処理）が行われ、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【0037】

画像処理部4は、直交座標系で表される画像を得るために、信号処理部3から送られる画像データを直交座標で表されるボクセルデータに変換する。画像処理部4は、信号処理部3から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータを空間情報に基づいた座標系のデータに変換する（スキャンコンバージョン処理）。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示部5で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。さらに、ボリュームレンダリング処理を行うことにより3次元画像データ化したり、断面変換法（Multi Planar Reconstruction：MPR法）などの画像処理を施すことにより2次元情報としての断層像データを生成したりする。断層像データや3次元画像データは表示部5に送られ、表示部5のモニタ画面上で表示される。

【0038】

表示部5はCRTや液晶ディスプレイなどのモニタからなり、そのモニタ画面上に3次元画像や断層像や血流情報などが表示される。

【0039】

制御部6はCPUからなり、超音波診断装置の各処理部に接続され、ROMなどからなるメモリ（記憶部）に記憶されている超音波診断装置の制御プログラムを実行することにより、各処理部の制御を行う。さらに、制御部6は、マーカ生成手段16、位置情報生成手段17、方向変更手段18及び角度算出手段19を備えて構成されている。

【0040】

マーカ生成手段16は、表示部5のモニタ画面上に表示される3次元画像データの面マーカを生成する。記憶部（図示しない）に所定の形状及び所定の大きさを有する初期設定の面マーカデータを記憶しておく。そして、操作者から面マーカの表示指示がなされると、マーカ生成手段16は、その記憶部から初期設定の面マーカデータを読み込む。さらに、マーカ生成手段16は、操作者からの指示に従って、読み込んだ初期設定の面マーカの形状及び大きさを変更する。この面マーカは、ドプラ法により血管の血流情報（血流速度）を収集する際に、血流観測点（観測マーカ）を指定するときの基準面となるものである。

【0041】

また、マーカ生成手段16は、上記の面マーカ上に、血流情報を収集する位置を示す3次元画像データの観測マーカ（血流観測点）を生成する。所定の形状及び所定の大きさを有する初期設定の観測マーカ（血流観測点）データは、面マーカとともに記憶部（図示しない）に記憶され、操作者から面マーカの表示指示がなされると、マーカ生成手段16は、記憶部に記憶されている初期設定の面マーカデータとともに観測マーカデータも読み込む。

【0042】

さらに、マーカ生成手段16は、観測マーカの位置を起点として面マーカに直交する線状の血流速度補正マーカを生成する。この血流速度補正マーカデータは、面マーカデータなどとともに記憶部（図示しない）に記憶され、操作者から血流速度補正マーカの表示指示がなされると、マーカ生成手段16は、記憶部に記憶されている血流速度補正マーカデータを読み込む。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

位置情報生成手段 1 7 は、操作部 7 のポインティングデバイスなどにより、表示部 5 のモニタ画面上における面マーカの位置や方向の変更指示がなされた場合に、表示部 5 のモニタ画面上で面マーカを表示させる座標を算出する。マーカ生成手段 1 6 により生成された面マーカデータに、その座標データが付され、表示部 5 のモニタ画面上の所定の位置に面マーカが表示される。また、位置情報生成手段 1 7 は、操作部 7 での操作に従って、面マーカ上の観測マーカの座標を算出する。マーカ生成手段 1 6 により生成された観測マーカに、その座標データが付され、表示部 5 のモニタ画面上の所定の位置に観測マーカが表示される。なお、観測マーカの座標が面マーカの範囲内に含まれている場合のみに、制御部 6 から座標データが付された観測マーカデータが画像処理部 4 を介して表示部 5 に出力されることになる。これにより、観測マーカの移動可能な範囲は、面マーカの範囲内に限定されることになる。

10

【 0 0 4 4 】

方向変更手段 1 8 は、操作部 7 での操作に従って、表示部 5 のモニタ画面上に表示される面マーカの方向を変更する。

【 0 0 4 5 】

角度算出手段 1 9 は、P W ドブラ処理部 1 4 又は C W ドブラ処理部 1 5 が血管の血流速度を算出する際に用いられる、超音波の送受信方向と血流速度補正マーカとのなす角度を算出する。

【 0 0 4 6 】

上記の、マーカ生成手段 1 6、位置情報生成手段 1 7、方向変換手段 1 8 及び角度算出手段 1 9 の機能及び動作については、後で詳しく説明する。

20

【 0 0 4 7 】

操作部 7 には、ジョイスティック 7 a やトラックボール 7 b などのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又は T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) などが備えられ、超音波の送受信条件などに関する各種設定が操作者により入力される。この操作部 7 で入力された情報は制御部 6 に送られ、制御部 6 はその情報に基づいて超音波診断装置の各部の制御を行なう。また、フットスイッチなどを設けて、一部の操作を、そのフットスイッチを用いて行っても良い。

【 0 0 4 8 】

例えば、パルスドブラ法などにより血管から血流情報を収集する場合、操作者が表示部 5 のモニタ画面を観察しながらジョイスティック 1 5 a を操作することにより、面マーカ、観測マーカ又は血流速度補正マーカの位置や向きなどの変更を行うことができる。

30

【 0 0 4 9 】

また、メモリやハードディスク等からなる記憶部（図示しない）が超音波診断装置に設置され、信号処理部 3 及び画像処理部 4 により生成された各データや、超音波診断装置の各種設定条件や、超音波診断装置の制御プログラム等が記憶されている。さらに、記憶部には、面マーカデータ、観測マーカデータ及び血流速度補正マーカデータが初期設定の状態で記憶されている。

【 0 0 5 0 】

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図 2 乃至図 4 を参照しつつ説明する。図 2 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。この実施形態においては、被検体内の検査部位として血管を想定し、その血管に対してパルスドブラ法を実施する場合の例について説明する。

40

【 0 0 5 1 】

ドブラ法を用いて血管の血流情報を収集するために、血管を含む部位の 3 次元画像を収集して表示部 5 のモニタ画面上に表示する（ステップ S 0 1）。まず、2 次元超音波プローブからなる超音波プローブ 2 により被検体に対して超音波を送信することにより 3 次元状にスキャンを行ない、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。血管の血流情

50

報を収集するため、その血管が 3 次元画像に含まれるようにスキャンを行なう。例えば、被検体の心臓をスキャンする。

【 0 0 5 2 】

受信されたエコー信号は、送受信部 2 の受信遅延回路 1 1 により受信遅延がかけられ、信号処理部 3 の B モード処理部 1 2 により、エコーの振幅情報の映像化が行われ、3 次元形態を示す 3 次元空間分布画像データ (B モード超音波ラスタデータ) が生成される。そして、画像処理部 4 により、B モード超音波ラスタデータからボクセルデータが生成され、更にボリュームレンダリング処理が行われて 3 次元形態を示す 3 次元画像データが生成される。

【 0 0 5 3 】

このようにして生成された 3 次元画像データが画像処理部 4 から表示部 5 に出力され、表示部 5 のモニタ画面上にリアルタイムに 3 次元画像が表示される。図 3 (a) に、表示部 5 のモニタ画面上に表示された 3 次元画像を示す。図 3 (a) に示すように、表示部 5 のモニタ画面上に、例えば血管の 3 次元画像 3 0 が含まれる 3 次元画像 3 5 が表示される。なお、この実施形態に係る超音波診断装置の特徴を簡便に説明するために、図 3 (a) には 3 次元の血管画像 3 0 のみを示し、血管の周辺の画像については省略して示している。

10

【 0 0 5 4 】

この 3 次元の血管画像 3 0 を表示する際に、3 次元画像の表示パラメータを調整して血管画像 3 0 が操作者により観察できる状態にしておく。例えば、3 次元画像データのオパシティ (不透明度) を調整することにより、モニタ画面上で 3 次元の血管画像 3 0 が見えるようにしたり、血管画像 3 0 の手前側に表示される画像を取り除く処理 (クロッピング処理) を行うことにより、モニタ画面上で 3 次元の血管画像 3 0 が見えるようにする。

20

【 0 0 5 5 】

次に、ドブラ法により血管の血流情報を収集するために、その血流情報を収集する位置を示す血流観察点 (観測マーカ) を指定する操作を行う。操作者が表示部 5 のモニタ画面上に表示されている 3 次元画像を観察しながら操作部 7 のポインティングデバイスなどを操作して、血管画像 3 0 のうち、血流情報を収集したい部分を指定する。この実施形態に係る超音波診断装置は、操作者による血流観測点 (観測マーカ) の指定を支援するものであり、その支援の方法に特徴がある。以下、この実施形態に係る超音波診断装置による支援の処理について説明する。

30

【 0 0 5 6 】

3 次元で表される血管画像 3 0 上に、血流情報を収集する位置を示す血流観測点 (観測マーカ) を指定するために、まず、表示部 5 のモニタ画面上に 3 次元的に表される面マーカを表示させる (ステップ S 0 2)。具体的には、操作者が操作部 7 を操作することにより、面マーカの表示指示を超音波診断装置に与える。面マーカの表示指示は、操作部 7 から制御部 6 のマーカ生成手段 1 6 に出力される。

【 0 0 5 7 】

マーカ生成手段 1 6 は、面マーカの表示指示を受けると、記憶部 (図示しない) から、所定の形状及び所定の大きさを有する初期設定の面マーカデータを読み込む。さらに、マーカ生成手段 1 6 は、その記憶部から、面マーカ上に表される初期設定の観測マーカデータを読み込む。そして、マーカ生成手段 1 6 は、面マーカデータと観測マーカデータを画像処理部 4 に出力する。画像処理部 4 に出力された面マーカデータ及び観測マーカデータは画像処理部 4 により、3 次元画像データと合成されて表示部 5 に出力され、表示部 5 のモニタ画面上に表示される。図 3 (b) に、表示部 5 のモニタ画面上に表示された面マーカ 3 1 及び観測マーカ 3 2 を示す。この面マーカ 3 1 及び観測マーカ 3 2 は 3 次元的に表示され、血管画像 3 0 と重畳されて表示される。

40

【 0 0 5 8 】

初期設定の面マーカ 3 1 は、表示部 5 のモニタ画面上の予め設定された初期位置に表示され、初期設定の観測マーカ 3 2 は、面マーカ 3 1 上の予め設定された初期位置に表示さ

50

れる。

【0059】

この面マーカ31は、例えばモニタ画面上に半透明に表され、3次元画像において、面マーカ31の後ろ側が操作者により視認できるようになっている。面マーカ31は完全に透明ではなく、色がある透過色で表される。面マーカ31は半透明で表されているため、血管画像30のうち、面マーカ31の後ろ側に存在する画像もモニタ画面上に表示される。面マーカ31の後ろ側にある画像は、半透明の面マーカ31を通してモニタ画面上に表示されるため、他の部分の画像と比べて色やコントラストが異なって見えるようになる。

【0060】

このように面マーカ31の手前側にある画像と、後ろ側にある画像とでは、モニタ画面上において色やコントラストが異なって表示されるため、血管画像30と面マーカ31とが交わっていれば、面マーカ31の範囲内において、その交点を境にして、血管画像30の色やコントラストが異なって表示されることになる。また、血管画像30と面マーカ31とが交差していれば、交点を境にして面マーカ31よりも血管画像30が手前側にある部分においては、面マーカ31は表示されないため、操作者はその部分の面マーカ31を視認できない。

10

【0061】

図3(b)に示す画像においては、面マーカ31の範囲内において、ある点を境にして血管画像30の色やコントラストなどが異なって表示されていないため、操作者は、血管画像30と面マーカ31とは交わっていないと判断できる。また、血管画像30と面マーカ31とが交差していれば、交点を境にして面マーカ31よりも血管画像30が手前側にある部分においては、面マーカ31は表示されず、視認することができないが、図3(b)に示す画像においては、面マーカ31の全範囲が表示されているため、血管画像30と面マーカ31とは交差していないと判断できる。

20

【0062】

この図3(b)に示す画像においては、血管画像30よりも手前側に面マーカ31が存在している。面マーカ31は半透明であるため、血管画像30よりも手前側に面マーカ31が存在して、モニタ画面上で面マーカ31と血管画像30とが重なっている場合であっても、血管画像30は表示され、操作者はその重なっている部分の血管画像を視認することができる。なお、血管画像30よりも後ろ側に面マーカ31が存在している場合は、血管画像30が存在する部分においては、面マーカ31は表示されず、操作者はその部分の面マーカ31を視認することができない。図3(b)に示す画像においては、面マーカ31の全範囲が表示されているため、血管画像30よりも手前側に面マーカ31が存在すると判断できる。

30

【0063】

また、図3(c)に示すように、面マーカ31を半透明の網目模様を付して表しても良い。この場合も、面マーカ31は半透明であるため、面マーカ31の後ろ側にある画像もモニタ画面上に表示される。この図3(c)においても、血管画像30よりも手前側に面マーカ31が存在し、血管画像30と面マーカ31とは交わっていない。面マーカ31の全範囲が表示されているため、血管画像30と面マーカ31とは交差していないと判断でき、更に、全範囲が表示されていることから、血管画像30の手前側に面マーカ31が存在すると判断できる。

40

【0064】

図3(b)、(c)に示す画像においては、上述したように、血管画像30と面マーカ31とが交わっていないため、操作者は操作部7を操作することにより、面マーカ31を上下方向、左右方向及び図面の奥行き方向に移動させて面マーカ31の位置を変えたり、面マーカ31の向きを変えたりして、血管画像30と面マーカ31とを交わらせる(ステップS03)。

【0065】

操作者は、表示部5のモニタ画面上に表された血管画像30及び面マーカ31を観察し

50

ながら、操作部 7 のジョイスティック 7 a などのポインティングデバイスなどを操作することにより、血管画像 30 と面マーカ 31 とが交わるように面マーカ 31 の位置及び方向を変更する。操作部 7 により入力された操作情報は制御部 6 の位置情報生成手段 17 に出力される。位置情報生成手段 17 は、操作部 7 からの操作情報に従って、表示部 5 のモニタ画面上に面マーカを表示させる位置の座標を算出する。そして、制御部 6 は、マーカ生成手段 16 により生成された面マーカデータにその座標データを付して、画像処理部 4 を介して表示部 5 に出力する。表示部 5 のモニタ画面上においては、その座標に対応した位置に面マーカ 31 が表示される。また、方向変更手段 17 は、操作部 7 からの操作指示に従って、表示部 5 のモニタ画面上における面マーカ 31 の方向を変更する。上記の操作及び処理により、面マーカ 31 は、表示部 5 のモニタ画面上にて移動及び回転させられる。 10

【0066】

図 3 (d) に、血管画像 30 と面マーカ 31 とが交わっている状態の図を示す。操作者が操作部 7 のポインティングデバイスなどを操作することにより、面マーカ 31 を移動及び回転させて血管画像 30 と交わらせる。図 3 (d) に示すように、モニタ画面上に表示された面マーカ 31 の範囲内において、血管画像 30 の色又はコントラストなどが異なって表示されている。このように表示されるのは、血管画像 30 と面マーカ 31 とが交わっているためであり、操作者がこのモニタ画面を観察することにより、血管画像 30 と面マーカ 31 とが交わっていると判断することができる。また、面マーカ 31 が部分的に表示されず、血管画像 30 については、部分的に色又はコントラストなどが血管画像 30 の他の部分と異なって表示されているため、血管画像 30 と面マーカ 31 とは交差していると 20 判断できる。詳しく説明すると、血管画像 30 が重なって、血管画像 30 が面マーカ 31 よりも手前側に存在している部分においては、面マーカ 31 は表示されず、また、血管画像 30 については、面マーカ 31 が血管画像 30 よりも手前側に存在している部分においては、色又はコントラストなどが血管画像 30 の他の部分と異なって表示されるため、血管画像 30 と面マーカ 31 とは交差していると判断できる。

【0067】

換言すると、面マーカ 31 が表示されていない部分は、血管画像 30 が面マーカ 31 の手前側に存在して、血管画像 30 の後ろ側に存在していることになり、血管画像 30 については、色又はコントラストなどが他の部分と異なっている部分は、血管画像 30 の手前側に面マーカ 31 が存在して、面マーカ 31 の後ろ側に存在していることになる。従って 30 、このような状態では、血管画像 30 と面マーカ 31 とは交差していることになる。

【0068】

さらに詳しく説明すると、血管画像 30 と面マーカ 31 とが交わっているため、交点を境にして、面マーカ 31 より手前側にある血管画像 30 はそのままの状態が表示され、面マーカ 31 より後ろ側にある血管画像 30 は、半透明な面マーカ 31 と重畳して表示されているため、手前側にある血管画像 30 と比べて色やコントラストなどが異なって表示されている。操作者は、その色やコントラストなどの違いを認識することで、血管画像 30 と面マーカ 31 とが交わっていると判断できる。

【0069】

次に、操作者が操作部 7 を操作することにより、観測マーカ 32 を面マーカ 31 上で移動させて血管の血流情報を収集する部分を指定する (ステップ S04)。 40

【0070】

操作者は、表示部 5 のモニタ画面上に表された血管画像 30 及び観測マーカ 31 を観測しながら、操作部 7 のポインティングデバイスなどを操作することにより、観測マーカ 31 を血管画像 30 と面マーカ 31 との交点に移動させる。観測マーカ 32 は面マーカ 31 上のみを移動可能となっているため、面マーカ 31 の平面内で移動させることになる。操作部 7 から入力された操作情報は、制御部 6 の位置情報生成手段 17 に出力される。位置情報制御手段 17 は、操作部 7 からの操作情報に従って、表示部 5 のモニタ画面上に観測マーカ 32 を表示させる位置を算出する。このとき、観測マーカ 32 の移動範囲は、面マーカ 31 の平面上に限定される。つまり、観測マーカ 32 の座標が面マーカ 31 の範囲内 50

に含まれている場合のみ、制御部 6 によりその座標データが観測マーカデータに付され、その座標データが付された観測マーカデータが、画像処理部 4 を介して表示部 5 に出力されることになる。これにより、観測マーカ 3 2 の移動範囲は面マーカ 3 1 の平面内に限定されることになる。そして、制御部 6 は、マーカ生成手段により生成された観測マーカデータにその座標を付して、画像処理部 4 を介して表示部 5 に観測マーカデータを出力する。表示部 5 では、その座標に対応する位置に観測マーカ 3 2 が表示される。

【 0 0 7 1 】

図 3 (e) に、血管画像 3 0 と面マーカ 3 1 との交点に観測マーカ 3 2 が移動させられた状態の図を示す。操作者が操作部 7 のポインティングデバイスなどを操作することにより、観測マーカ 3 2 を移動させて交点の位置に一致させる。つまり、面マーカ 3 1 の領域内において、血管画像 3 0 の色又はコントラストなどが変化する部分に観測マーカ 3 2 を移動させる。上述したように、色などが変化する境の部分は、血管画像 3 0 と面マーカ 3 1 とが交わっている部分であるため、その部分 (交点) に観測マーカ 3 2 を一致させることで、血管画像 3 0 上に観測マーカ 3 2 を位置させたことになる。

10

【 0 0 7 2 】

このように、血管画像 3 0 とともに 3 次元的に表される面マーカ 3 1 を表示し、血管画像 3 0 と面マーカ 3 1 とを交差させ、交点においては他の部分と色やコントラストなどがことなるように表示することで、操作者は血管画像 3 0 の位置を視認することができる。さらに、その交点は面マーカ 3 1 に平面内に存在するため、面マーカ 3 1 の平面内でのみ移動可能な観測マーカ 3 2 をその平面内で移動させるだけで、その交点に観測マーカ 3 2 を一致させることができる。そのことにより、3 次元画像においても、操作者は、血流情報を観測したい部分を容易に指定することが可能となる。

20

【 0 0 7 3 】

観測マーカ 3 2 により血流情報を収集する位置が指定されると、次は、ドプラ法を実施して指定された位置に対応する部位の血流情報を収集する (ステップ S 0 5)。まず、観測マーカ 3 2 により血流情報を収集する位置が指定されると、その指定位置に対応する部位の血流情報を収集するため、制御部 6 の位置情報生成手段 1 7 からその観測マーカ 3 2 の座標を示す情報が送受信部 2 及び信号処理部 3 に出力される。送受信部 2 は、その観測マーカ 3 2 の座標に対応する位置にある部位に対して超音波の送受信を行うように、超音波プローブ 1 の制御を行なう。超音波プローブ 1 は、送受信部 2 の制御に従って上記の位置にある部位に対して超音波を送信し、反射波を受信して送受信部 2 に送る。パルスドプラ法を実施する場合は、パルス波を送信する。

30

【 0 0 7 4 】

そして、送受信部 2 にて上述した処理が施され、信号処理部 3 の P W ドプラ処理部 1 4 に受信信号が送られる。P W ドプラ処理部 1 4 は、受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに F F T 処理を施して血流速度を表すドプラ周波数分布を生成する。画像処理部 4 は、このドプラ周波数から周知の方法により血流の速度を算出し、その血流速度の時間変化を表すデータを表示部 5 に出力する。表示部 5 は、その血流速度のデータを受けて、モニタ画面上に血流速度の時間変化を表示する (ステップ S 0 6)。

40

【 0 0 7 5 】

図 4 に、表示部 5 のモニタ画面上に表示された血流速度の時間変化を示す。図 4 は、表示部 5 のモニタ画面を示す図である。図 4 に示すように、表示部 5 のモニタ画面 3 4 上には、血流速度の時間変化を示す血流速度分布 3 7 が表示される。

【 0 0 7 6 】

また、モニタ画面 3 4 上には上述したように、3 次元画像 3 5 が表示される。さらに、モニタ画面 3 4 上には、面マーカ 3 1 を含む断面における断層像 3 6 を表示するようにしても良い。このように断層像 3 6 を表示することにより、操作者は、3 次元とは異なる別の視点から血管画像 3 0 及び観測マーカ 3 2 の位置の確認を行うことができる。

【 0 0 7 7 】

50

画像処理部 4 は、ボクセルデータに対して断面変換法（MPR 法）などの画像処理を施すことにより、面マーカ 3 1 を含む断面の断層像データを生成して、その断層像データを表示部 5 に出力する。さらに、表示部 5 のモニタ画面 3 4 では、3 次元画像上での面マーカ 3 1 と観測マーカ 3 2 とに対応する、2 次元画像で表される面マーカ 3 1 a と観測マーカ 3 2 a とが表示される。断層像 3 6 における面マーカ 3 1 a 及び観測マーカ 3 2 a の移動を、3 次元画像 3 5 における面マーカ 3 1 及び観測マーカ 3 1 に連動させることにより、操作者は 3 次元画像 3 5 と断層像 3 6 とを同時に観察しながら、血流情報を収集したい位置に観測マーカ 3 2 を移動させることができる。このように、3 次元画像と 2 次元画像とを同時に表示して観察可能とすることで、血流情報を収集したい位置を更に容易に把握することができ、観測マーカ 3 2 を、血流情報を収集したい位置に容易に移動させて、血流情報を収集したい位置を容易に指定することが可能となる。

10

【0078】

以上のように、モニタ画面 3 4 上には、3 次元画像 3 5、面マーカ 3 1 を含む断面の断層像 3 6 及びドプラスペクトラムの時間変化（血流速度の時間変化）が表示される。これらの画像のモニタ画面 3 4 上における表示位置は、図 4 に示す例に限らず、操作部 7 を操作することにより、操作者が見やすい位置に変更することが可能である。

【0079】

また、血流（血管）の方向は、超音波の送受信方向と一致するとは限らないため、正確に血流速度を求めるためには、血流速度の角度補正を行う必要がある。つまり、超音波の送受信により血流の超音波送受信方向の速度成分を求めるとともに、超音波の送受信方向と血管（血流）とのなす角度 θ を求め、その角度 θ を用いて血流速度を補正する。血流速度 V と、血流の超音波送受信方向の速度成分 v とは、以下の関係にある。

20

$$V = v / (\cos \theta)$$

v は、超音波の送受信により得られたドプラ周波数から算出されるため、角度 θ が求められると、血流（血管）方向の正確な血流速度 V を求めることができる。血流速度 V を求めるために角度補正を行う場合は、表示部 5 のモニタ画面上に血流速度補正マーカを表示させて、超音波の送受信方向と血流（血管）とのなす角度 θ を求める。

【0080】

まず、表示部 5 のモニタ画面上に、血流速度補正マーカを表示させる。具体的には、操作者が操作部 7 を操作することにより、血流速度補正マーカの表示指示を超音波診断装置に与える。血流速度補正マーカの表示指示は、操作部 7 から制御部 6 のマーカ生成手段 1 6 に出力される。

30

【0081】

マーカ生成手段 1 6 は、血流速度補正マーカの表示指示を受けると、記憶部（図示しない）から、初期設定の血流速度補正マーカデータを読み込む。マーカ生成手段 1 6 に読み込まれた血流速度補正マーカデータは、画像処理部 4 により 3 次元画像データと合成されて表示部 5 に出力され、表示部 5 のモニタ画面上に表示される。図 3（f）に、表示部 5 のモニタ画面上に表示された血流速度補正マーカ 3 3 を示す。この血流速度補正マーカ 3 3 は 3 次元的に表示されている。

【0082】

40

初期設定の血流速度補正マーカ 3 3 は、観測マーカ 3 2 を起点として、面マーカ 3 1 に直交する方向に向かって表示される。この血流速度補正マーカ 3 3 は、面マーカ 3 1 に対して固定されて表示される。従って、面マーカ 3 1 を移動又は回転させることにより、血流速度補正マーカ 3 3 の位置及び方向も変更される。上述したように、操作者は、表示部 5 のモニタ画面上の血流速度補正マーカ 3 3 を観察しながら、操作部 7 のポインティングデバイスなどを操作することにより、面マーカ 3 1 の位置及び方向を変更することで、面マーカ 3 1 に連動して血流速度補正マーカ 3 3 の位置及び方向を変更し、血流速度補正マーカ 3 3 と血管画像 3 0 とを平行にする（ステップ S 0 7）。

【0083】

また、血流速度補正マーカ 3 3 を個別に移動させても良い。上記の例においては、血流

50

速度補正マーカ 33 は面マーカ 31 に対して垂直に表示され、面マーカ 31 を移動及び回転させることにより、血流速度補正マーカ 33 を血管画像 30 に平行していたが、血流速度補正マーカ 33 のみを移動及び回転させることにより、血流速度補正マーカ 33 と血管画像 30 とを平行にしても良い。

【0084】

角度 θ は、図 3 (g) に示すように、超音波の送受信方向と血流速度補正マーカ 33 とのなす角度として定義される。制御部 6 の角度算出手段 19 は、その角度 θ を算出する (ステップ S08)。換言すると、角度算出手段 19 は、超音波の送受信方向と面マーカ 31 の垂線とのなす角度を算出していることになる。操作者による操作により、血流速度補正マーカ 33 が血管と平行にされた状態で、角度算出手段 19 が、血流速度補正マーカ 33 と超音波の送受信方向とのなす角度 θ を求めることで、超音波の送受信方向と血流 (血管) とのなす角度 θ を求めることができる。そして、画像処理部 4 は、その角度 θ と、超音波送受信方向の速度成分 v とから、血流速度 V を算出し (ステップ S09)、血流速度 V の分布を表示部 5 に出力する。この血流速度 V の分布が表示部 5 のモニタ画面上に表示されることになる。

10

【0085】

なお、観測マーカ 32 及び血流速度補正マーカ 33 の移動に際しては、3次元画像中における空間的な位置の把握を容易にするために、3次元画像の奥行き方向に移動させる場合は、観測マーカ 32 及び血流速度補正マーカ 33 の大きさを小さくしたり、表示色を変化させたりして表示しても良い。このような処理は、操作部 7 において操作者により選択可能となっている。

20

【0086】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置によると、面マーカ 31 を表示することにより、3次元画像で表される観測マーカ 32 (血流観測点) を、分かりやすく表示でき、これにより、操作者は、観測マーカ 32 (血流観測点) の3次元空間中における位置を容易に把握することができる。従って、操作者は、3次元画像の血管画像 30 において、血流を観測したい位置を容易に指定することが可能となる。

【0087】

なお、この実施形態においては、パルスドプラ法を実施する場合について説明したが、この発明はその実施に限定されることはなく、その他、連続波ドプラ法などの実施にも適用可能である。

30

【0088】

また、面マーカ 31 の形状及び大きさは、操作者が操作部 7 を操作することにより、任意に変更することができ、例えば、円形、矩形、多角形など形状に変更することが可能である。観測マーカ 32 (血流観測点) の形状、大きさ、色又は模様なども任意に変更可能である。例えば、透過色で表したり、網目状のパターンで表しても良い。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図 1】この発明の実施形態に係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】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

40

【図 3】この発明の実施形態に係る超音波診断装置により、3次元画像上に観測マーカ (血流観測点) を指定する際の操作を示す図である。

【図 4】表示装置のモニタ画面上に表示される3次元画像、2次元画像としての断層像、及び血流情報を示す図である。

【図 5】従来技術に係る超音波診断装置により、2次元画像上に血流観測点を指定する際の操作を示す図である。

【符号の説明】

【0090】

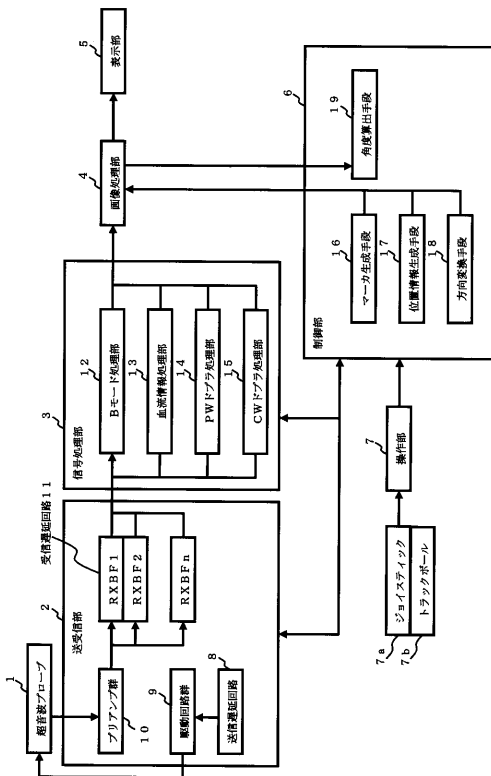
1 超音波プローブ

50

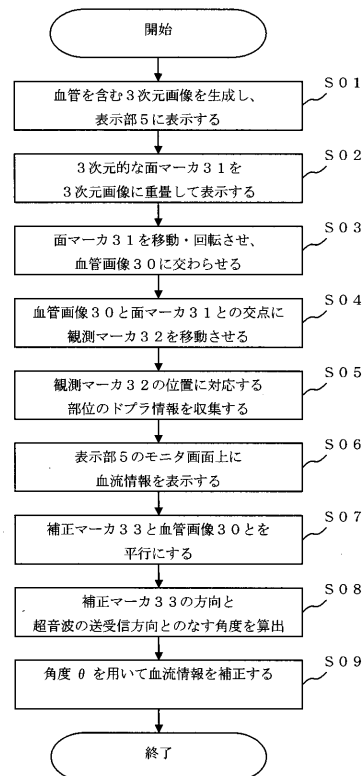
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 画像処理部
- 5 表示部
- 6 制御部
- 7 操作部
- 16 マーカ生成手段
- 17 位置情報生成手段
- 18 方向変更手段
- 19 角度算出手段

10

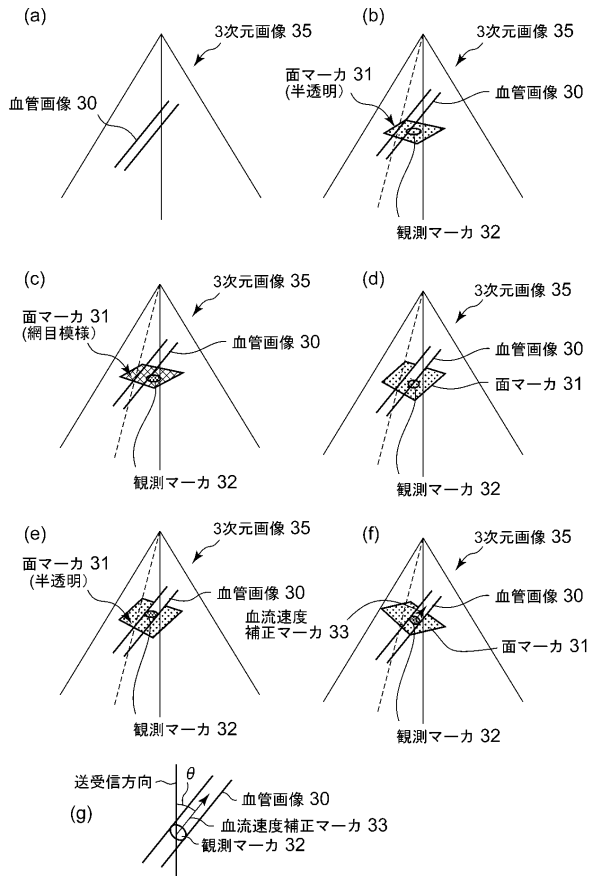
【図 1】



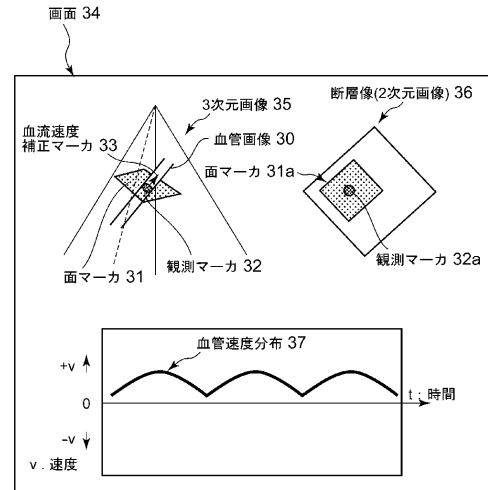
【図 2】



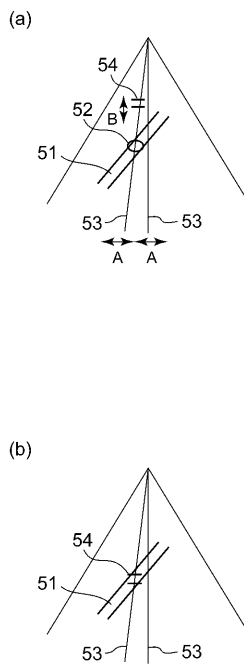
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006212164A	公开(公告)日	2006-08-17
申请号	JP2005027182	申请日	2005-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
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	本郷宏信		
发明人	本郷 宏信		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/EE11 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31		
其他公开文献	JP4634814B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够容易地在三维图像上设置血流观察点（观察标记）的位置。解决方案：由标记生成装置生成以三维表示的平面标记31，并且将其显示为叠加在三维图像的血管图像30上。平面标记31通过操作员的操作而移动以与血管图像30相交。表面标记31显示为透明颜色等，使得表面标记31的前侧和后侧具有不同的图像颜色。从而，操作员可以在视觉上识别血管图像30和表面标记31的相交。通过操作员的操作，观察标记32移动到表面标记31上的交点。结果，在三维图像上指定了应观察到血流的点。[选择图]图3

