

(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2006-95280
(P2006-95280A)

(43) 公開日 平成18年4月13日(2006.4.13)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2005-232359 (P2005-232359)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成17年8月10日 (2005.8.10)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(31) 優先権主張番号	特願2004-258468 (P2004-258468)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(32) 優先日	平成16年9月6日 (2004.9.6)		栃木県大田原市下石上1385番地
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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超音波信号解析プログラム

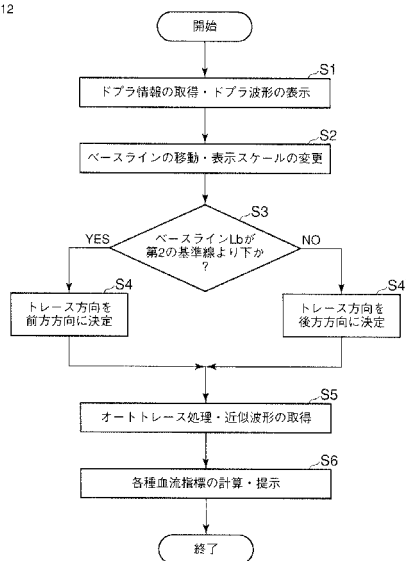
(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置の定量的解析で利用されるオートトレース処理において、トレース方向を適切に自動設定できる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 血流の速度計測等を用いた定量的解析において、前方方向及び後方方向のうちのいずれを選択するかについて、ドブラ波形の表示スケールを制御するためのベースラインと、操作者が任意に位置設定可能な基準線との位置関係に応じて判定する。判定は、オートトレース処理によるトレース方向の選択、解析対象とするドブラ近似波形の選択、表示対象とする解析結果の選択のいずれかの段階において実行される。

【選択図】 図 1 2

図 12



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

供給される駆動信号に基づいて被検体に超音波を送信し、当該送信超音波によって得られるエコー信号に基づいて、第 1 の方向及び第 2 の方向のうち少なくとも一方に関する血流ドブラ情報を生成するドブラ情報生成ユニットと、

前記血流ドブラ情報の近似情報を生成する近似情報生成ユニットと、

前記近似情報を用いた解析を実行して解析結果を取得する解析ユニットと、

前記ドブラ情報のベースラインの位置に基づいて、前記第 1 の方向又は前記第 2 の方向のいずれを対象とするかの判定を行う判定ユニットと、

前記解析結果を表示する表示ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記近似情報生成ユニットは、前記判定ユニットによって判定された方向に関する前記近似情報のみ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】

前記近似情報生成ユニットは、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記近似情報を生成し、

前記解析ユニットは、前記判定ユニットによって判定された方向に関する前記近似情報を用いた解析を実行して前記解析結果を取得すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記近似情報生成ユニットは、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記近似情報を生成し、

前記解析ユニットは、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記近似情報を用いた解析を実行して、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記解析結果を取得し、

前記表示ユニットは、前記判定ユニットによって判定された方向に関する前記解析結果を表示すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記判定ユニットは、前記ドブラ情報の表示領域に設定される基準線と前記ベースラインとの位置関係に応じて、前記判定を行う請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記判定ユニットは、前記第 1 の方向を前記送信超音波の送信源に近づく方向とし、前記第 2 の方向を前記送信源から遠ざかる方向とした場合に、

前記ベースラインが前記基準線よりも下に存在する場合には、前記第 1 の方向に関する前記血流ドブラ情報の近似情報を生成し、

前記第 1 の座標軸が前記基準線よりも上に存在する場合には、前記第 2 の方向に関する前記血流ドブラ情報の近似情報を生成すること、

を特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記基準線を所望の位置に変更するための変更ユニットをさらに具備し、

前記判定ユニットは、前記変更ユニットによる変更後の前記基準線を用いて、前記判定を行うこと、

を特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記判定ユニットは、前記ベースラインが前記ドブラ情報の表示領域に設定される第 1 の範囲に存在するか否かに応じて、前記第 1 の方向又は前記第 2 の方向のいずれを対象とするかの判定を行う請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

前記第 1 の範囲を変更するための変更ユニットをさらに具備し、
前記判定ユニットは、前記変更ユニットによる変更後の前記第 1 の範囲を用いて、前記判定を行うこと、
を特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記ドブラ情報の表示領域に、前記ベースラインの移動及び設定、前記血流ドブラ情報の近似情報生成を禁止する禁止領域を設定する設定ユニットをさらに具備し、
前記判定ユニットは、前記禁止領域外において設定された前記ベースラインの位置に応じて、前記判定を実行すること、
を特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記表示ユニットは、前記ベースラインを所定の形態にて表示する請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

コンピュータに、
供給される駆動信号に基づいて被検体に超音波を送信し、当該送信超音波によって得られるエコー信号に基づいて、第 1 の方向及び第 2 の方向のうち少なくとも一方に関する血流ドブラ情報を生成させるドブラ情報生成機能と、
前記血流ドブラ情報の近似情報を生成させる近似情報生成機能と、
前記近似情報を用いた解析を実行して解析結果を取得させる解析機能と、
前記ドブラ情報のベースラインの位置に基づいて、前記第 1 の方向又は前記第 2 の方向のいずれを対象とするかの判定させる判定機能と、
前記解析結果を表示する表示機能と、
を実現させることを特徴とする超音波信号解析プログラム。

20

【請求項 13】

前記近似情報生成機能は、前記判定機能によって判定された方向に関する前記近似情報のみを生成することを特徴とする請求項 12 記載の超音波信号解析プログラム。

【請求項 14】

前記近似情報生成機能は、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記近似情報を生成し、
前記解析機能は、前記判定機能によって判定された方向に関する前記近似情報を用いた解析を実行して前記解析結果を取得すること、
を特徴とする請求項 12 記載の超音波信号解析プログラム。

30

【請求項 15】

前記近似情報生成機能は、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記近似情報を生成し、
前記解析機能は、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記近似情報を用いた解析を実行して、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の双方に関する前記解析結果を取得し、
前記表示機能は、前記判定機能によって判定された方向に関する前記解析結果を表示すること、
を特徴とする請求項 12 記載の超音波信号解析プログラム。

40

【請求項 16】

前記判定機能は、前記ドブラ情報の表示領域に設定される基準線と前記ベースラインとの位置関係に応じて、前記判定を行う請求項 13 乃至 15 のうちいずれか一項記載の超音波信号解析プログラム。

【請求項 17】

前記判定機能は、前記第 1 の方向を前記送信超音波の送信源に近づく方向とし、前記第 2 の方向を前記送信源から遠ざかる方向とした場合に、

50

前記ベースラインが前記基準線よりも下に存在する場合には、前記第 1 の方向に関する前記血流ドプラ情報の近似情報を生成し、

前記第 1 の座標軸が前記基準線よりも上に存在する場合には、前記第 2 の方向に関する前記血流ドプラ情報の近似情報を生成すること、

を特徴とする請求項 16 記載の超音波信号解析プログラム。

【請求項 18】

前記基準線を所望の位置に変更するための変更機能をさらに具備し、

前記判定機能は、前記変更機能による変更後の前記基準線を用いて、前記判定を行うこと、

を特徴とする請求項 16 記載の超音波信号解析プログラム。

10

【請求項 19】

前記判定機能は、前記ベースラインが前記ドプラ情報の表示領域に設定される第 1 の範囲に存在するか否かに応じて、前記第 1 の方向又は前記第 2 の方向のいずれを対象とするかの判定を行う請求項 13 乃至 15 のうちいずれか一項記載の超音波信号解析プログラム。

【請求項 20】

前記第 1 の範囲を変更するための変更機能をさらに具備し、

前記判定機能は、前記変更機能による変更後の前記第 1 の範囲を用いて、前記判定を行うこと、

を特徴とする請求項 19 記載の超音波信号解析プログラム。

20

【請求項 21】

前記ドプラ情報の表示領域に、前記ベースラインの移動及び設定、前記血流ドプラ情報の近似情報生成を禁止する禁止領域を設定する設定機能をさらに具備し、

前記判定機能は、前記禁止領域外において設定された前記ベースラインの位置に応じて、前記判定を実行すること、

を特徴とする請求項 13 乃至 15 のうちいずれか一項記載の超音波信号解析プログラム。

【請求項 22】

前記表示機能は、前記ベースラインを所定の形態にて表示する請求項 12 乃至 21 のうちいずれか一項記載の超音波信号解析プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血流等の速度計測を行い、医学診断に有効な情報を提供するための超音波診断装置及び超音波信号解析プログラムに関する。

【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、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。

40

【0003】

この超音波画像診断装置においては、取得したエコー信号に基づいて生成される超音波画像の他に、エコー信号を用いた定量的解析による臨床学的情報を提供することができる。定量的解析は、形態学的情報に関するものと血流情報に関するものがある。特に後者においては、ドプラ波形を用いて計算される P I (Pulsatility Index)、R I (Resistance Index)、S / D (Systolic Velocity/Diastolic Velocity) 等の血流指標が代表的である。これらの血流指標の取得は、例えば次の様にして実行される。

【0004】

まず、ドプラモードにより収集されたドプラ波形が、例えば図 15 の様に表示される。

50

操作者は、速度 0 を示すベースライン L をマニュアル操作によって任意の位置に移動させることで、ドプラ波形の表示スケールを決定する。表示スケールが決定されると、ドプラ波形の近似形状を所定の方向（図 16 では、速度の正方向）に関して波形を抽出するオートトレース処理が実行され、これにより抽出された図 14 に示すような近似波形 W a を用いて、PI、RI、S/D といった血流の定量的指標が計算される。

【0005】

ところで、従来の超音波診断装置では、オートトレース処理において近似波形を抽出する方向（トレース方向）は、オートトレース前に人為的に設定する必要がある。そのため、操作者がトレース方向の設定を失念した場合には、前回設定又は初期設定のトレース方向によるオートトレース処理が実行されることになる。

10

【0006】

しかしながら、前回設定又は初期設定のトレース方向が、必ずしも現在実行しようとしているオートトレース処理に適切なものとは限らない。より具体的には、例えば、ドプラモードにより収集されるドプラ波形は、血流方向によって図 17 に示すように主な成分がベースライン L b よりも下側に出現する場合がある。係る場合、操作者がトレース方向の設定を失念し、前回のトレース方向設定（例えば図 16 のトレース方向設定）が実行されていた場合には、図 18 に示すような近似波形 W a が抽出されることになる。従って、操作者は、オートトレース処理の度にトレース方向の設定を確認する必要があり、操作性に欠ける。また誤ったトレース方向によるオートトレース処理を行った場合には、オートトレース処理のやり直しを強いられるため、作業全体の効率が低下することになり、操作者及び被操作者の精神的、身体的負担が増えることになる。

20

【0007】

なお、本願に関連する公知文献としては、次の様なものがある。

【特許文献 1】特開平 6 - 133972 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波診断装置の定量的解析で利用されるオートトレース処理において、トレース方向を適切に自動設定することができる超音波診断装置、及び超音波信号解析プログラムを提供することを目的としている。

30

【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、供給される駆動信号に基づいて被検体に超音波を送信し、当該送信超音波によって得られるエコー信号に基づいて、第 1 の方向及び第 2 の方向のうちの少なくとも一方に関する血流ドプラ情報を生成するドプラ情報生成ユニットと、前記血流ドプラ情報の近似情報を生成する近似情報生成ユニットと、前記近似情報を用いた解析を実行して解析結果を取得する解析ユニットと、前記ドプラ情報のベースラインの位置に基づいて、前記第 1 の方向又は前記第 2 の方向のいずれを対象とするかの判定を行う判定ユ

40

【0011】

本発明の第 2 の視点は、コンピュータに、供給される駆動信号に基づいて被検体に超音波を送信し、当該送信超音波によって得られるエコー信号に基づいて、第 1 の方向及び第 2 の方向のうちの少なくとも一方に関する血流ドプラ情報を生成させるドプラ情報生成機能と、前記血流ドプラ情報の近似情報を生成させる近似情報生成機能と、前記近似情報を用いた解析を実行して解析結果を取得させる解析機能と、前記ドプラ情報のベースラインの位置に基づいて、前記第 1 の方向又は前記第 2 の方向のいずれを対象とするかの判定させる判定機能と、前記解析結果を表示する表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波信号解析プログラムである。

50

【発明の効果】

【0012】

以上本発明によれば、超音波診断装置の定量的解析で利用されるオートトレース処理において、トレース方向を適切に自動設定することができる超音波診断装置、及び超音波信号解析プログラムを実現できる。

【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行う。

10

【0014】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置10は、超音波プローブ12、入力装置13、モニタ14、送受信ユニット21、Bモード処理ユニット22、ドプラ処理ユニット23、データ解析部24、画像生成回路25、画像メモリ26、制御プロセッサ27、記憶部28、インタフェース部30、を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0015】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21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材等を有している。当該超音波プローブ12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12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。

20

【0016】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種パラメータ条件の設定及び変更指示、関心領域(ROI)の設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ・ボタン13a、トラックボール13b、マウス13c、キーボード13d等を有している。

30

【0017】

モニタ14は、画像生成回路25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0018】

送受信ユニット21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

40

【0019】

また、送受信ユニット21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、プローブ12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22は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増

50

幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード情報を生成する。この B モード情報は、画像生成回路 25 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 14 に表示される。

【0021】

ドブラ処理ユニット 23 は、送受信ユニット 21 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、ドブ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。得られた血流情報はドブラ情報として画像生成回路 25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニタ 14 にカラー表示される。

【0022】

データ解析部 24 は、B モード処理ユニット 22 から受け取る B モード情報、又はドブラ処理ユニット 23 から受け取るドブラ情報に基づいて、定量的な解析処理を実行する。定量的な解析処理としては、B モード情報を用いて輝度情報の時間変化をプロットする輝度変化曲線 (TIC: Time Intensity Curve) の作成処理、ドブラ情報を用いて PI、RI、S/D 等の定量的な血流指標を求める血流情報計測処理がある。

10

【0023】

なお、代表的な血流情報である PI、RI、S/D は、それぞれ次の式 (1) ~ (3) に示すように定義されている。

【0024】

$$PI = (V_{max} - V_{min}) / V_{mean} \quad (1)$$

$$RI = (V_{max} - V_{min}) / V_{max} \quad (2)$$

$$S/D = V_{max} / V_{ed} \quad (3)$$

ここで、 V_{max} は血流速度の最大値、 V_{min} は血流速度の最小値、 V_{mean} は血流速度の平均値、 V_{ed} は拡張末期における血流速度をそれぞれ意味している。

20

【0025】

上記血流情報計測は、トレース方向に関するオートトレース処理によって得られたドブラ波形を用いて実行される。データ解析部 24 は、このオートトレース処理のトレース方向を自動的に決定するトレース方向自動決定機能を有している。この機能については、後で詳しく説明する。

30

【0026】

画像生成回路 25 は、信号処理回路、スキャンコンバータ、イメージフォーマッタ (それぞれ図示せず) を有している。まず、信号処理回路は、超音波スキャンの走査線信号列のレベルで画質を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理回路の出力はスキャンコンバータに送られると同時に、画像メモリ 26 に保存される。スキャンコンバータは、超音波スキャンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。この出力はイメージフォーマッタへ送られ、ここでは、輝度やコントラストの調整や、空間フィルタなどの画像処理、種々の設定パラメータの文字情報、目盛、後述する第 1 の基準線又は第 2 の基準線等と共に合成され、ビデオ信号としてモニタ 14 に出力する。また、イメージフォーマッタは、入力装置 13 からの所定の操作に応答して、モニタ 14 に表示されるベースラインの位置、ドブラ波形の表示スケール等を制御する。

40

【0027】

画像メモリ 26 は、画像生成回路 25 から受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能となる。

【0028】

制御プロセッサ 27 は、情報処理装置 (計算機) としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。

【0029】

50

インタフェース部 30 は、入力装置 13、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ースである。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、インタフェース部 30 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。

【0030】

（トレース方向自動決定機能）

次に、データ解析部 24 において実行されるトレース方向自動決定機能の詳細について説明する。本トレース方向自動決定機能は、ドプラ波形の表示スケールを制御するための第 1 の基準線と、操作者が任意に位置設定可能な第 2 の基準線との位置関係に応じて、トレース方向を自動的に判定するものである。以下、説明を簡単にするため、第 1 の基準線をドプラ波形表示のベースライン（血流速度 = 0 を示す線）とし、第 2 の基準線をドプラ波形表示領域を上下（縦軸方向）に半分ずつに分割する直線とする。

10

【0031】

図 2 は、モニタ 14 に表示されたドプラ波形 W_0 、ベースライン L_b 、第 2 の基準線 L_2 、ドプラモードによる走査領域を示した超音波画像 I をそれぞれ示している。なお、同図では第 2 の基準線が表示されている例を示したが、必要に応じて設定により隠すことも可能である。

【0032】

図 2 の例に示すドプラ波形は、第 2 の基準線 L_2 よりも上側の領域に多く出現している。係る場合、操作者は、ドプラ波形をより観察しやすくするため、マニュアル操作又は自動的操作によりベースライン L_b を下に移動させ、図 3 に示すようにドプラ波形の表示スケールを変更する。

20

【0033】

ベースライン L_b の位置が決定（すなわち、ドプラ波形の表示スケールが決定）すると、データ解析部 24 は、ベースライン L_b の位置が第 2 の基準線 L_2 よりも下側に存在することを検出し、図 4 に示すように、ベースライン L_b よりも上の方向（前方方向：すなわち、プローブに近づいてくる血流方向）をトレース方向としてオートトレース処理を実行する。このように、ベースライン L_b の位置が第 2 の基準線 L_2 よりも下側である場合にトレース方向を前方方向とするのは、係る場合ではベースライン L_b よりも上側の表示領域が広くなるように表示スケールが決定されており、ベースライン L_b よりも上側（前方方向）にドプラ波形の多くの部分が出現していると考えられるからである。

30

【0034】

一方、図 5 に示す様に、ベースライン L_b の位置が第 2 の基準線 L_2 よりも上側に設定された場合には、データ解析部 24 は、ベースライン L_b と第 2 の基準線 L_2 との位置関係から、図 6 に示すように、ベースライン L_b よりも下の方向（後方方向：すなわち、プローブに近づいてくる血流方向）をトレース方向としてオートトレース処理を実行する。このように、ベースライン L_b の位置が第 2 の基準線 L_2 よりも下側である場合にトレース方向を後方方向とするのは、係る場合ではベースライン L_b よりも下側の表示領域が広くなるように表示スケールが決定されており、ベースライン L_b よりも下側（後方方向）にドプラ波形の多くの部分が出現していると考えられるからである。

40

【0035】

以上述べた例においては、第 1 の基準線をベースライン L_b とし、第 2 の基準線をドプラ波形表示領域を上下半分に分割する直線とした。しかしながら、これに限定される必要はなく、ドプラ波形表示領域の横軸に平行な所望の直線を各基準線として選択することができる。

【0036】

図 7 は、ドプラ波形表示領域を上下半分に分割する直線よりも所定量下の位置する直線 L_3 を第 2 の基準線として選択した例を示した図である。係る場合においても、データ解析部 24 は、第 1 の基準線と第 2 の基準線との位置関係に基づいて上述した判定を行うことでトレース方向を決定し、図 8 に示すように決定された方向に関するオートトレース処

50

理を実行する。

【0037】

(変形例1)

次に、本トレース方向自動決定機能の変形例について説明する。本変形例に係るトレース方向自動決定機能は、ドブラ波形表示座標の上側の領域に予め設定された範囲(基準範囲)に第1の基準線が存在するか否かに基づいて、トレース方向を自動的に決定するものである。

【0038】

図9は、ドブラ波形表示領域に設定された基準範囲 R_s の一例を示した図である。なお、基準範囲 R_s についても、必要に応じて設定により所定の形態により表示したり隠したりすることができる。

10

【0039】

同図に示すように、第1の基準線としてのベースライン L_b は、基準範囲 R_s 内に存在している。データ解析部24は、基準範囲 R_s 内にベースライン L_b が存在していることを検出すると、ベースライン L_b よりも下側(後方方向)にドブラ波形の多くの部分が出現していると判定し、図10に示すようにトレース方向を後方方向に決定し、オートトレース処理を実行する。

【0040】

一方、ベースライン L_b は、基準範囲 R_s 外に存在している場合には、データ解析部24は、ベースライン L_b よりも上側(前方方向)にドブラ波形の多くの部分が出現していると判定し、トレース方向を前方方向に決定し、オートトレース処理を実行する。

20

【0041】

なお、基準範囲 R_s の設定位置は任意である。従って、例えば図9、図10の例とは逆にドブラ波形表示座標の下側の領域に設定することも可能である。

【0042】

また、本変形例は、基準範囲 R_s の二つの境界線を既述の第2の基準線とし、これらとベースライン L_b との位置関係に応じてトレース方向を決定する手法と捉えることもできる。

【0043】

(変形例2)

次に、本トレース方向自動決定機能の他の変形例について説明する。他の変形例に係るトレース方向自動決定機能は、ドブラ波形表示領域にマスク領域(オートトレース処理の対象外とする領域)が設定された場合には、当該マスク領域を除いたドブラ波形表示領域(オートトレース処理対象領域)において、上記実施形態又は変形例1に係るトレース方向自動決定を実行するものである。この例に係る機能は、例えば臍帯血流の様に互いに逆方向の血流が複雑に配置された部位の定量的解析等において、一方の血流のみを抽出し、他方の血流情報を除去したい場合等に実益がある。

30

【0044】

図11は、本変形例に係るトレース方向自動決定機能を説明するための図であり、ドブラ波形表示領域にマスク領域が設定されたモニタ画面の一例を示した図である。同図において、例えばオートトレース処理対象領域内において改めて第2の基準線の位置を設定し、さらにベースライン L_b の位置を決定する。データ解析部24は、このオートトレース処理対象領域における第2の基準線とベースライン L_b との位置関係に基づいてトレース方向を決定し、当該決定されたトレース方向に関するオートトレース処理を実行する。

40

【0045】

なお、作業性の観点から、マスク領域においては第2の基準線、第1の基準線、ベースライン L_b は設定不可能な構成であることが好ましい。

【0046】

(動作)

次に、本超音波診断装置10の血流情報計測処理における動作について、図12を参照

50

しながら説明する。図12は、血流情報計測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。

【0047】

同図に示すように、まず、所定のシーケンスに従う撮影によってドプラ情報が取得され、ドプラ波形が所定のスケールでモニタ14に表示される(ステップS1)。画像生成回路25は、モニタに表示されたドプラ波形のベースラインの移動指示にตอบสนองして、モニタ14に表示されるドプラ波形のスケールを変更する(ステップS2)。

【0048】

次に、データ解析部24は、ステップS2において設定されたベースラインと予め設定された第2の基準線との位置関係を判定し(ステップS3)、ベースラインが第2の基準線よりも下と判定した場合には、トレース方向を前方方向に決定する(ステップS4)。一方、ベースラインが第2の基準線よりも上と判定した場合には、トレース方向を後方向に決定する(ステップS4')。

10

【0049】

次に、データ解析部24は、ステップS4又はS4'において決定されたトレース方向に関してオートトレース処理を実行してドプラ波形の近似値を取得し(ステップS5)、この近似値を用いて各種定量値を計算する。計算された各種定量値は、モニタに所定の形態で表示され、操作者に提示される(ステップS6)。

【0050】

以上述べた構成によれば、次の効果を得ることができる。

20

【0051】

本超音波診断装置によれば、ドプラ波形の表示スケールを決定するための第1の基準線と予め所望の位置に設定される第2の基準線との位置関係に応じて、又は第1の基準線が予め所望の位置に設定される基準範囲内に存在するか否かに応じて、オートトレース処理におけるトレース方向を自動的に決定することができる。そのため、血流情報計測処理においてトレース方向を人為的に決定せずとも、適切なトレース方向によるオートトレース処理を実行することができる。従って、作業全体の効率を向上させることができ、操作者及び被操作者の精神的、身体的負担を軽減させることができる。

【0052】

また、本超音波診断装置によれば、ドプラ波形表示領域にマスク領域が設定されている場合であっても、ドプラ波形表示領域からマスク領域を除いたオートトレース処理対象領域における第1の基準線と第2の基準線との位置関係等に応じて、オートトレース処理におけるトレース方向を自動的に決定することができる。そのため、特定の血流速度のみに注目した血流情報計測を行なう場合であっても、同様の効果を得ることができる。

30

【0053】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、解析対象の自動判別機能を有するものである。すなわち、第1の実施形態に置いては、オートトレース処理を行う前にトレース方向を自動決定(トレース方向自動決定機能)し、決定されたトレース方向についてオートトレース処理、定量的解析を行うものであった。これに対し、本実施形態では、オートトレース処理は前方方向及び後方向の双方向について行った後、ベースラインの位置に基づいて、解析対象を前方方向に対応する波形か後方向に対応する波形かを判別する。そして、判定された方向に対応するドプラ波形の近似値のみを対象として定量的解析を行う。

40

【0054】

なお、ベースラインの位置に基づく解析対象の判定においては、第1の実施形態において説明した全ての手法を適用することができる。以下においては、説明を具体的にするため、ベースラインと中央線との位置関係に基づいて解析対象を判定する場合を例とする。

【0055】

図13は、本実施形態に係る装置による血流情報計測処理における各処理の流れを示し

50

たフローチャートである。同図に示すように、まず、所定のシーケンスに従う撮影によってドブラ情報が取得され、ドブラ波形が所定のスケールでモニタ14に表示される(ステップS11)。画像生成回路25は、モニタに表示されたドブラ波形のベースラインの移動指示に应答して、モニタ14に表示されるドブラ波形のスケールを変更する(ステップS12)。

【0056】

次に、データ解析部24は、前方方向及び後方方向の双方向に関してオートトレース処理を実行し、各方向についてのドブラ波形の近似値を取得する(ステップS13)。

【0057】

次に、データ解析部24は、ステップS2において設定されたベースラインと予め設定された第2の基準線との位置関係を判定し、ベースラインが第2の基準線よりも下と判定した場合には、前方方向に関するドブラ波形の近似値を解析対象とし、一方、ベースラインが第2の基準線よりも上と判定した場合には、後方方向に関するドブラ波形の近似値を解析対象と決定する(ステップS14)。

【0058】

次に、データ解析部24は、ステップS14において解析対象として決定されたドブラ波形の近似値を用いて各種定量値を計算する(ステップS15)。計算された各種定量値は、モニタに所定の形態で表示され、操作者に提示される(ステップS16)。

【0059】

以上述べた構成によれば、ドブラ波形の表示スケールを決定するための第1の基準線と予め所望の位置に設定される第2の基準線との位置関係に応じて、又は第1の基準線が予め所望の位置に設定される基準範囲内に存在するか否かに応じて、解析対象とすべきドブラ波形の近似値を決定することができる。そのため、血流情報計測処理において解析対象とするドブラ波形の近似値を人為的に決定せずとも、診断に有益な解析結果を自動的に選択することができる。従って、作業全体の効率を向上させることができ、操作者及び被操作者の精神的、身体的負担を軽減させることができる。

【0060】

なお、本実施形態における超音波診断装置においても、第1の実施形態で説明した変形例1、変形例2を適用可能である。係る場合には、図17のステップS14の判定において、各変形例において説明したものと同様の判定が実行される。

【0061】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、表示対象の自動判別機能を有するものである。すなわち、本実施形態では、オートトレース処理は前方方向及び後方方向の双方向について行った後、各方向に関する波形を用いて定量的解析を行う。そして、ベースラインの位置に基づいて、表示対象を前方方向に対応する波形か後方向に対応する波形かを判別し、判定された方向に対応するドブラ波形の近似値のみを解析結果として表示するものである。

【0062】

なお、ベースラインの位置に基づく表示対象の判定においては、第1の実施形態において説明した全ての手法を適用することができる。以下においては、第2の実施形態と同じく、説明を具体的にするため、ベースラインと中央線との位置関係に基づいて解析対象を判定する場合を例とする。

【0063】

図14は、本実施形態に係る装置による血流情報計測処理におけ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、所定のシーケンスに従う撮影によってドブラ情報が取得され、ドブラ波形が所定のスケールでモニタ14に表示される(ステップS21)。画像生成回路25は、モニタに表示されたドブラ波形のベースラインの移動指示に应答して、モニタ14に表示されるドブラ波形のスケールを変更する(ステップS22)。

10

20

30

40

50

【0064】

次に、データ解析部24は、前方方向及び後方方向の双方向に関してオートトレース処理を実行し、各方向についてのドプラ波形の近似値を取得する(ステップS23)。

【0065】

次に、データ解析部24は、取得されたドプラ波形の近似値を用いて、それぞれの方向に関する各種定量値を計算する(ステップS24)。

【0066】

次に、データ解析部24は、ステップS2において設定されたベースラインと予め設定された第2の基準線との位置関係を判定し、ベースラインが第2の基準線よりも下と判定した場合には、前方方向に関する定量値を表示対象とし、一方、ベースラインが第2の基準線よりも上と判定した場合には、後方方向に関する定量値を表示対象と決定する(ステップS25)。表示対象とされた定量値は、モニタに所定の形態で表示され、操作者に提示される(ステップS26)。

10

【0067】

以上述べた構成によれば、ドプラ波形の表示スケールを決定するための第1の基準線と予め所望の位置に設定される第2の基準線との位置関係に応じて、又は第1の基準線が予め所望の位置に設定される基準範囲内に存在するか否かに応じて、表示対象とすべき解析結果を決定することができる。そのため、血流情報計測処理において表示対象とする解析結果を人為的に決定せずとも、診断に有益な解析結果を自動的に選択することができる。従って、作業全体の効率を向上させることができ、操作者及び被操作者の精神的、身体的負担を軽減させることができる。

20

【0068】

なお、本実施形態における超音波診断装置においても、第1の実施形態で説明した変形例1、変形例2を適用可能である。係る場合には、図17のステップS25の判定において、各変形例において説明したものと同様の判定が実行される。

【0069】

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。

【0070】

(1)例えば、上述したトレース方向自動決定処理、及びこれを含む血流情報計測処理は、当該各処理をコンピュータに実行させるためのプログラムをワークステーション等の画像処理装置や超音波診断装置にて展開することによっても実現可能である。

30

【0071】

(2)上記各実施形態においては、ドプラ波形の座標領域に一つの第2の基準線又は一つの基準範囲を設定し、これと第1の基準線(ベースライン)との位置関係を基準としたトレース方向の決定について説明した。しかしながら、座標領域に設定できる第2の基準線及び基準範囲を一つに限定する必要はなく、複数の第2の基準線及び基準範囲が設定できる構成であってもよい。係る場合には、それぞれの第2の基準線(又はそれぞれの基準範囲)と第1の基準線とにつき、上記実施形態にて説明したトレース方向の決定処理を実行すればよい。

40

【0072】

(3)上記第1の実施形態においては、オートトレース処理によるトレース方向の自動決定について説明した。しかしながら、波形抽出は必須の要件ではない。例えば、図12のステップS5において、波形に限定されないドプラ情報(例えば、波形ではなく、所定の時間間隔で収集する速度値等)を所定の方向に関して近似的に抽出する場合においても、当該近似する方向を上記実施形態にて述べた手法によって自動決定することができる。

【0073】

(4)上記実施形態においては、オートトレース処理によって抽出された近似波形を表示する例を示した。しかしながら、この近似波形の表示は必須ではなく、最終的な解析結果が表示される構成であればよい。

50

【 0 0 7 4 】

(5) 上記各実施形態においては、最終的に装置側によって選択された方向に関する解析結果を表示する例を示した。しかしながら、これに拘泥されることなく、設定変更により、前方方向及び後方方向の双方に関する解析結果も同時に又は順番に表示できるようにしてもよい。

【 0 0 7 5 】

(6) 上記各実施形態において、表示される解析結果が前方方向のものであるか後方方向のものであるかを判定可能な形態にて表示するようにしてもよい。具体例としては、ドプラ波形と共に表示、" Forward " , " Reverse " 等の文字情報との表示、前方方向を青、後方方向を赤等の色彩表示等を挙げることができる。

10

【 0 0 7 6 】

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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成を示した図である。

【 図 2 】 図 2 は、モニタ 1 4 に表示されたドプラ波形 W、ベースライン L b、第 2 の基準線 L 2、ドプラモードによる走査領域を示した超音波画像 I をそれぞれ示している。

20

【 図 3 】 図 3 は、ドプラ波形の表示スケールが変更された図 2 のモニタ画面を示した図である。

【 図 4 】 図 4 は、オートトレース処理が施されたドプラ波形を含むモニタ画面を示した図である。

【 図 5 】 図 5 は、ベースラインが第 2 の基準線よりも上側に設定された場合のモニタ画面を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、ベースラインが第 2 の基準線よりも上側に設定された場合のオートトレース処理を説明するための図である。

【 図 7 】 図 7 は、ドプラ波形表示領域を上下半分に分割する直線よりも所定量下に位置する直線 L 3 を第 2 の基準線として選択した例を示した図である。

30

【 図 8 】 図 8 は、図 7 の例に対してオートトレース処理が施されたドプラ波形を含むモニタ画面を示した図である。

【 図 9 】 図 9 は、ドプラ波形表示領域に設定された基準範囲 R s の一例を示した図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、ベースラインが基準範囲 R s 内に存在する場合のオートトレース処理を説明するための図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、本変形例に係るトレース方向自動決定機能を説明するための図であり、ドプラ波形表示領域にマスク領域が設定されたモニタ画面の一例を示した図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、血流情報計測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。

40

【 図 1 3 】 図 1 3 は、第 2 の実施形態に係る装置による血流情報計測処理における各処理の流れを示したフローチャートである。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、第 3 の実施形態に係る装置による血流情報計測処理における各処理の流れを示したフローチャートである。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、従来 of オートトレース処理を説明するための図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、従来 of オートトレース処理を説明するための図である。

【 図 1 7 】 図 1 7 は、従来 of オートトレース処理を説明するための図である。

【 図 1 8 】 図 1 8 は、従来 of オートトレース処理を説明するための図である。

【 符号の説明 】

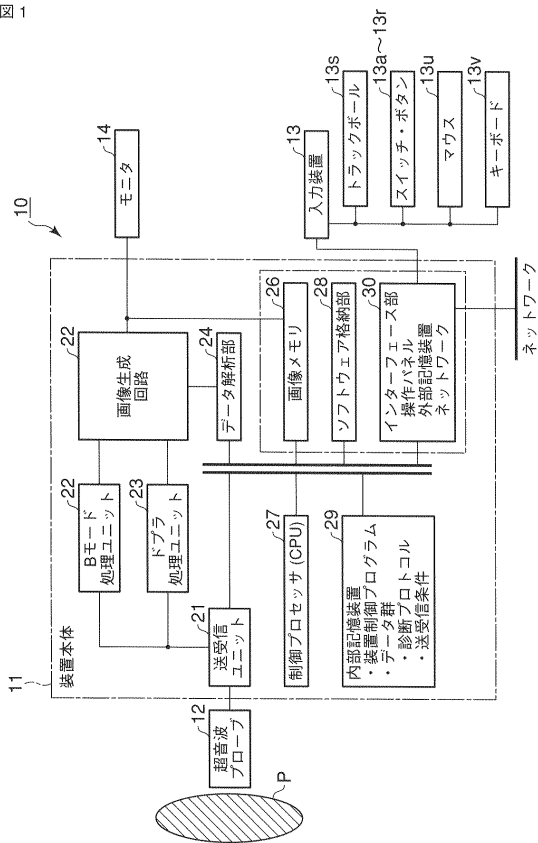
【 0 0 7 8 】

50

10 ... 超音波診断装置、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニタ、21 ... 送受信ユニット、22 ... Bモード処理ユニット、23 ... ドプラ処理ユニット、25 ... 画像生成回路、26 ... 画像メモリ、27 ... 制御プロセッサ、28 ... 記憶部、29 ... パラメータ管理部、30 ... インタフェース部

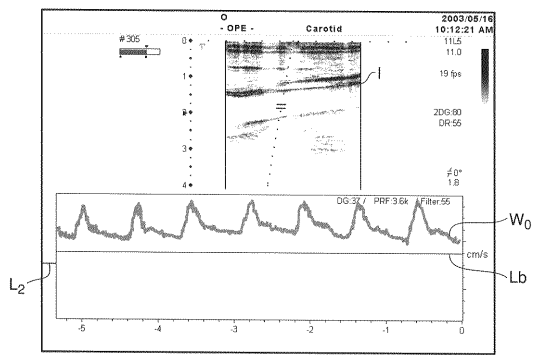
【 図 1 】

図 1



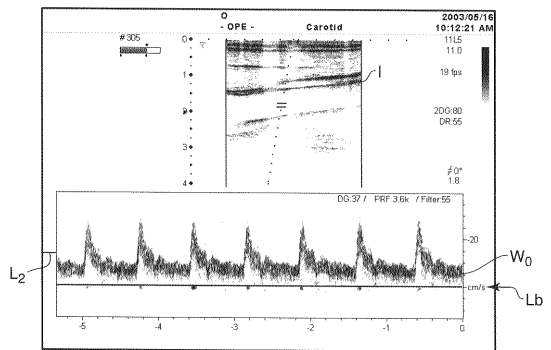
【 図 2 】

図 2



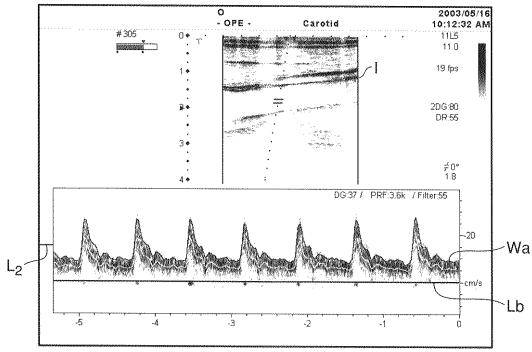
【 図 3 】

図 3



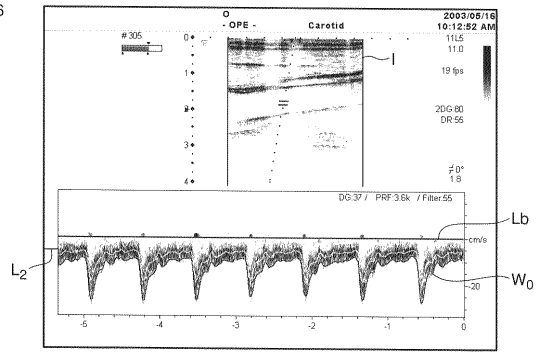
【 図 4 】

図 4



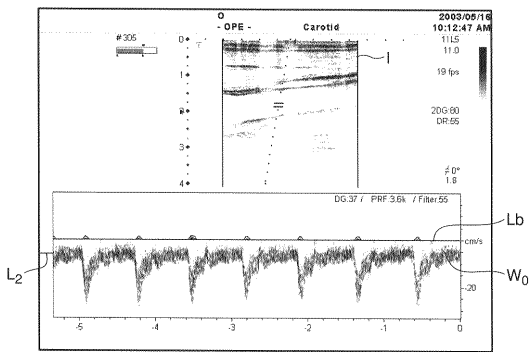
【 図 6 】

図 6



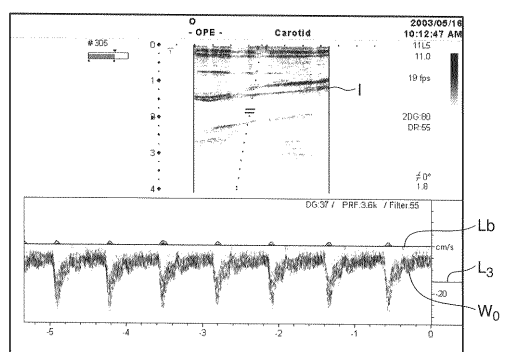
【 図 5 】

図 5



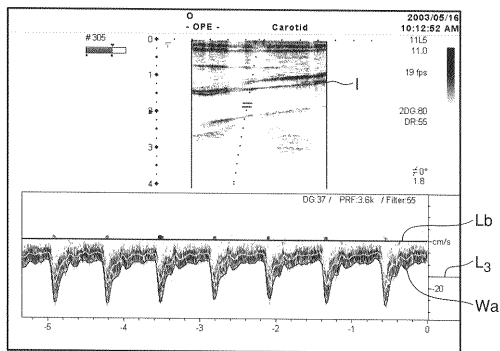
【 図 7 】

図 7



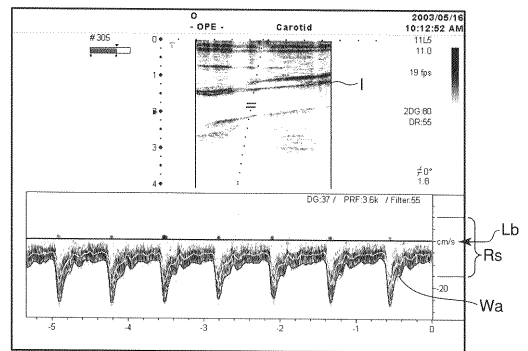
【 図 8 】

図 8



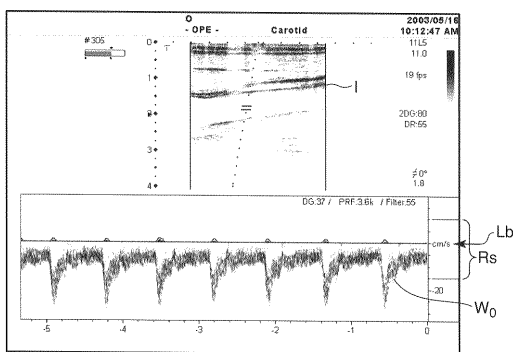
【 図 10 】

図 10



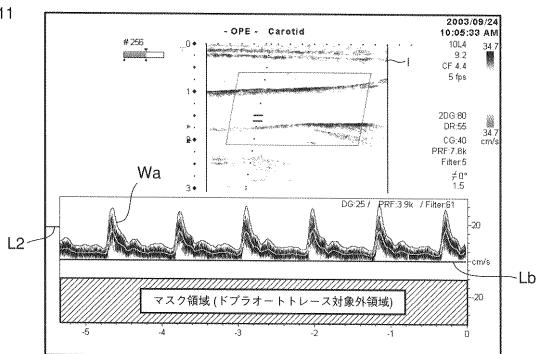
【 図 9 】

図 9



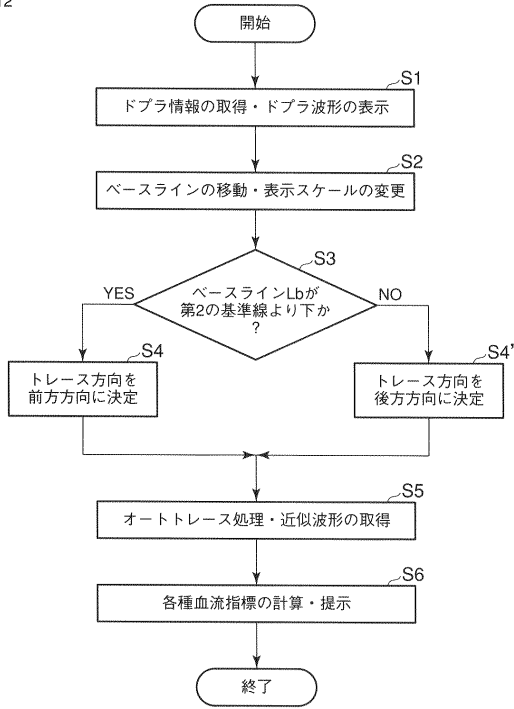
【 図 11 】

図 11



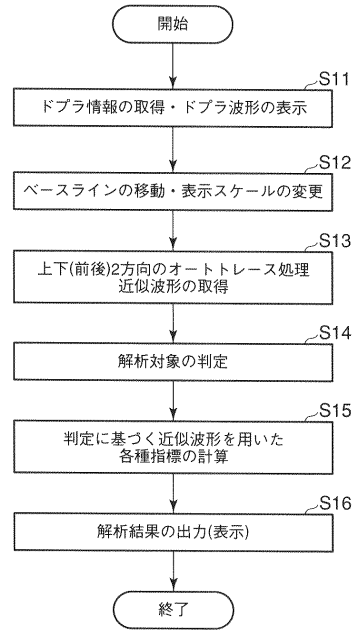
【 図 1 2 】

図 12



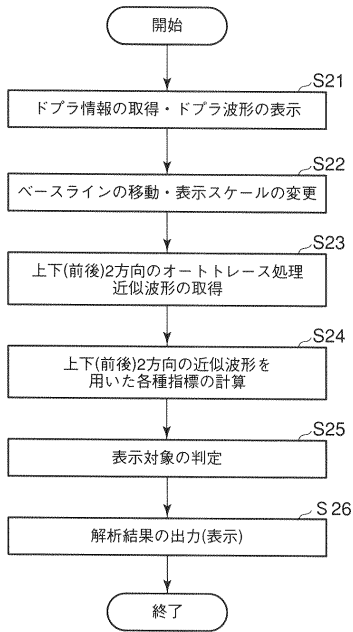
【 図 1 3 】

図 13



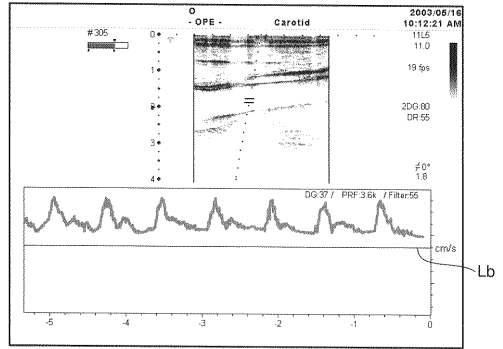
【 図 1 4 】

図 14



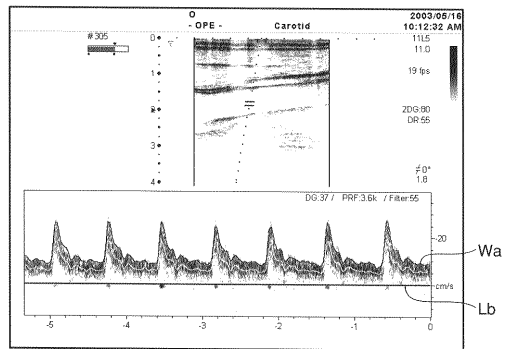
【 図 1 5 】

図 15



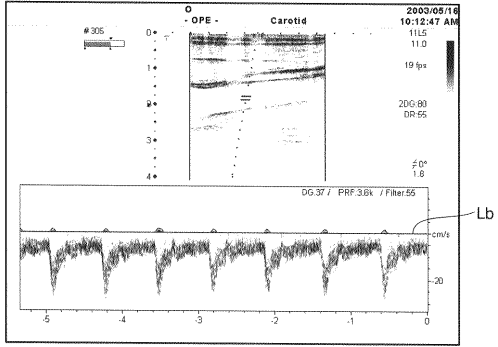
【 図 1 6 】

図 16



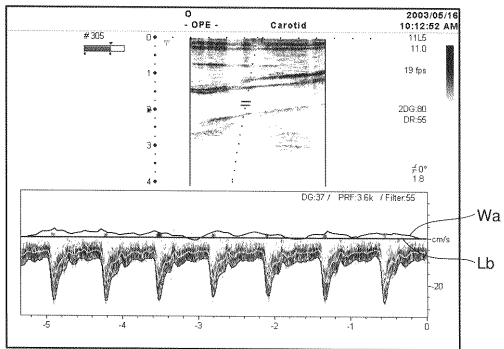
【 図 1 7 】

図 17



【 図 1 8 】

図 18



フロントページの続き

(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 赤木 和哉

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社内

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD03 DE03 EE09 EE11 JC09 KK17 KK31 LL02 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和超声信号分析程序		
公开(公告)号	JP2006095280A	公开(公告)日	2006-04-13
申请号	JP2005232359	申请日	2005-08-10
[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	赤木和哉		
发明人	赤木 和哉		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/KK17 4C601/KK31 4C601/LL02 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	2004258468 2004-09-06 JP		
其他公开文献	JP4795749B2		
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，其可以在用于超声波诊断装置的定量分析的自动追踪处理中适当且自动地设定追踪方向。在使用血流速度测量等的定量分析中，用于控制多普勒波形的显示比例的基线和操作者确定选择了正向还是反向。根据与与基准线的位置关系来进行确定，该基准线的位置可以任意设置。在通过自动跟踪处理选择跟踪方向，选择要分析的多普勒近似波形以及选择要显示的分析结果的任何阶段执行确定。[选择图]图12

