

(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2015-119917

(P2015-119917A)

(43) 公開日 平成27年7月2日(2015.7.2)

(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 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-266718 (P2013-266718)
(22) 出願日 平成25年12月25日 (2013.12.25)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 網野 和宏
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE01 EE10 FF08 HH12
HH14 KK17

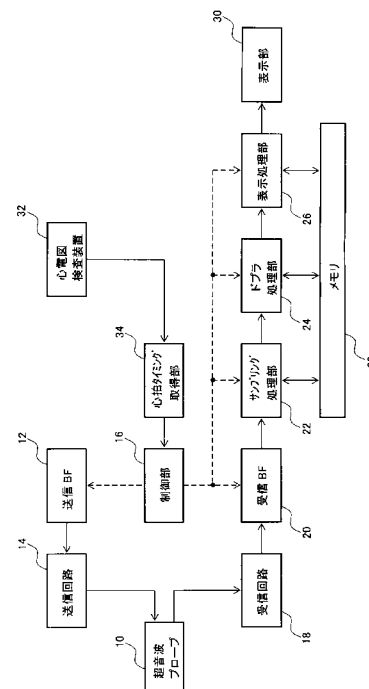
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、計測されるドプラ情報の信頼性を高めることを目的とする。

【解決手段】超音波診断装置は、心電図検査装置32から心拍タイミング信号を取得する心拍タイミング取得部34を備える。心拍タイミング取得部34は、心拍タイミング信号のパルスに同期して、トリガパルス信号を制御部16に出力する。制御部16は、心拍タイミング取得部34からトリガパルス信号が出力されるごとに超音波の送受信が開始され、さらに超音波ビームの方向が変更されるように、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ20を制御する。サンプリング処理部22は、受信ビームフォーマ20から出力された受信ビーム信号に対してサンプリング処理を施し、受信データ列を順次生成する。ドプラ処理部24は、順次生成される受信データ列に基づいてドプラ波形データを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信するプローブと、

前記プローブで送受信される超音波による超音波ビームを形成し、前記プローブで受信された超音波に基づく受信信号を得る送受信部と、

心拍検出部から、被検体の心拍タイミングを示す心拍タイミング信号を取得する心拍タイミング取得部と、

前記送受信部を制御して、前記心拍タイミング信号に応じたタイミングで前記超音波ビームの方向を変更する制御部と、

前記超音波ビームの各方向について、前記受信信号のドプラ情報を求めるドプラ処理部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、1 心拍周期内または複数の心拍周期内に 1 回の頻度で前記超音波ビームの方向を変更することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記ドプラ情報に基づいて、前記超音波ビームが複数の方向に向けられた時間に亘って、表示部にドプラ波形を表示させる表示処理部を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、前記ドプラ波形と共に、前記超音波ビームの方向が変更されたタイミングを示す図形を前記表示部に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、前記超音波ビームが複数の方向に向けられた時間に亘って、予め定められた特徴波形を前記ドプラ波形から探索する特徴探索部を備え、

前記ドプラ波形のうち、少なくとも前記特徴波形が探索された時間区間を前記表示部に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴波形は、前記被検体の心臓内を流れる血液の逆流を示す波形であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、前記心拍タイミング信号によって表される R 波のタイミングで前記超音波ビームの方向を変更することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、受信超音波についてのドプラ情報を得る装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置において、連続波やパルス波を利用して生体内の血流等から、ドプラシフト周波数、速度等のドプラ情報を得る技術が知られている（特許文献 1 および 2 参照）。連続波を利用した連続波ドプラは、パルス波を利用したパルスドプラに比べて高速の速度計測の面で優れている。一方のパルスドプラは、ドプラ情報に加えて位置情報も得るこ

50

とができる。

【0003】

超音波診断装置を利用したドプラ計測においては、検査者としてのユーザにより超音波画像内にカーソル等が設定され、カーソル等の位置がドプラ計測の対象とされる。ところが、例えば心臓内における血流等を計測する場合に、カーソル等の位置を計測対象となる血流等の位置に合わせても、心臓自身の運動や被検体の体動等により計測条件が変化し、カーソル等の位置がその血流等の位置からずれてしまうことがある。この場合、1心拍に亘る血流の速度等を安定して計測することが困難となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0004】

【特許文献1】特開2002-301077号公報

【特許文献2】特開2000-175915号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した背景技術に見られるように、超音波診断装置においては、計測されるドプラ情報の信頼性が計測条件の変化によって低下することがある。

【0006】

本発明は、計測されるドプラ情報の信頼性を高めることを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、超音波を送受信するプローブと、前記プローブで送受信される超音波による超音波ビームを形成し、前記プローブで受信された超音波に基づく受信信号を得る送受信部と、心拍検出部から、被検体の心拍タイミングを示す心拍タイミング信号を取得する心拍タイミング取得部と、前記送受信部を制御して、前記心拍タイミング信号に応じたタイミングで前記超音波ビームの方向を変更する制御部と、前記超音波ビームの各方向について、前記受信信号のドプラ情報を求めるドプラ処理部と、を備えることを特徴とする。

【0008】

本発明においては、心拍タイミング信号に応じたタイミングで超音波ビームが複数の方向に向けられ、各方向に向けられた超音波ビームについてドプラ情報が求められる。これによって、例えば、プローブを持つユーザの手ぶれ、心臓の運動、被検体の体動等により計測条件が変化した場合であっても、異なる方向に向けられた複数の超音波ビームについて求められた複数のドプラ情報のうち適切なものに基づき、診断を行うことができる。心拍検出部としては、例えば心電図検査装置が用いられる。また、被検体の心拍を検出する機能を有する一般的な装置を、本発明における心拍検出部としてもよい。

30

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記制御部は、1心拍周期内または複数の心拍周期内に1回の頻度で前記超音波ビームの方向を変更する。

【0010】

40

このように、1心拍周期内または複数の心拍周期内に1回の頻度で超音波ビームの方向を変更することで、少なくとも1拍分の時間において超音波ビームの方向が1つに定められる。これによって、心臓等の循環器の診断が容易となる。

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記ドプラ情報に基づいて、前記超音波ビームが複数の方向に向けられた時間に亘って、表示部にドプラ波形を表示させる表示処理部を備える。

【0012】

本発明に係る表示処理部によれば、異なる方向に向けられた複数の超音波ビームについて求められた複数のドプラ波形をユーザが見比べることができる。

50

【0013】

本発明に係る超音波診断装置においては、望ましくは、前記表示処理部は、前記ドプラ波形と共に、前記超音波ビームの方向が変更されたタイミングを示す図形を前記表示部に表示させる。

【0014】

超音波ビームの方向が変更されたタイミングでは、信頼性の高いドプラ波形を得ることは困難である。本発明によれば、超音波ビームの方向が変更されたタイミングを示す図形が表示部に表示される。そのため、ドプラ波形を得ることが困難であるタイミングをユーザに示すことができる。

【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記表示処理部は、前記超音波ビームが複数の方向に向けられた時間に亘って、予め定められた特徴波形を前記ドプラ波形から探索する特徴探索部を備え、前記ドプラ波形のうち、少なくとも前記特徴波形が探索された時間区間を前記表示部に表示させる。

【0016】

本発明に係る表示処理部によれば、例えば、被検体の疾患を表す特徴波形をドプラ波形から探索し、表示することが容易となる。これによって、被検体の診断が容易となる。

【0017】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記特徴波形は、前記被検体の心臓内を流れる血液の逆流を示す波形である。

【0018】

本発明によれば、被検体の心臓内を流れる血液の逆流を表す波形をドプラ波形から探索し、表示することが容易となる。これによって、心臓の診断が容易となる。

【0019】

本発明に係る超音波診断装置は、望ましくは、前記制御部は、前記心拍タイミング信号によって表されるR波のタイミングで前記超音波ビームの方向を変更する。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、計測されるドプラ情報の信頼性を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】超音波ビームの方向とフォーカス点の設定を説明するための図である。

【図3】ドプラ波形画像を示す図である。

【図4】複数の計測ラインの設定を説明するための図である。

【図5】各信号のタイミングを例示した図である。

【図6】表示部に表示されるドプラ波形および心電図波形を概念的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図1の超音波診断装置は、血流や運動する組織等の計測対象に対して、超音波の連続波を送受して計測対象からドプラ情報を得ることができる。

【0023】

プローブ10は超音波の連続波を送受する超音波探触子である。プローブ10は、例えば1次元、すなわち直線状に配列された複数の振動素子を備えている。例えば、その配列の中心から一方側にある複数の振動素子が送信用であり他方側にある複数の振動素子が受信用である。そして、複数の送信用振動素子により超音波が連続的に送波され、複数の受信用振動素子により超音波が連続的に受波される。

【0024】

プローブ10が備える複数の送信用振動素子は、送信回路14から各振動素子に対して

10

20

30

40

50

出力される送信信号に基づいて、超音波の連続波を送波する。送信回路 14 は、送信ビームフォーマ（送信 B F）12 により制御される。

【0025】

送信ビームフォーマ 12 は、制御部 16 による制御に従って、送信回路 14 に複数の送信信号を出力させて複数の送信用振動素子を送信制御する。具体的には、送信回路 14 から各送信用振動素子に出力される送信信号の遅延時間を調整し、連続波の送信ビームを形成して送信ビームを走査する。このように、送信ビームフォーマ 12 および送信回路 14 は、プローブ 10 から送信される超音波による送信ビームを形成する送信部として機能する。

【0026】

プローブ 10 が備える複数の受信用振動素子は、超音波の連続波を受波して受信信号を出力する。複数の受信用振動素子において得られた複数の受信信号は受信回路 18 に送られる。受信回路 18 は、各受信信号に対する直交検波器、フィルタ、レベル調整回路等を備えている。各受信信号は、受信回路 18 において直交検波、フィルタリング、レベル調整等の処理が施され、受信ビームフォーマ（受信 B F）20 に送られる。

【0027】

受信ビームフォーマ 20 は、複数の受信用振動素子から受信回路 18 を介して得られる複数の受信信号を整相加算処理する等して受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信ビーム信号を得る。このように、受信回路 18 および受信ビームフォーマ 20 は、プローブ 10 で受信される超音波による受信ビームを形成し、プローブ 10 で受信された超音波に基づく受信信号を得る受信部として機能する。

【0028】

超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）の方向やフォーカス点は、検査者としてのユーザの操作に応じて設定される。

【0029】

図 2 は、超音波ビームの方向とフォーカス点の設定を説明するための図である。これらの設定においては、まず、計測対象を含んだ B モード画像が形成される。例えば、心臓の弁における血流を診断する場合に、心臓を含む領域内においてプローブ 10 によりパルス波の超音波が送受され、既知の B モード画像の形成処理が実行され、表示部 30（図 1）に心臓の内部を映し出した B モード画像が表示される。

【0030】

ユーザは、B モード画像を確認しながら、計測対象となる血流が存在する心臓の弁を通るようにビームカーソル B C を設定する。例えば、B モード画像上においてビームカーソル B C の角度が変更可能とされ、ユーザが操作デバイスを利用してビームカーソル B C を所望の角度（方向）に設定する。

【0031】

ビームカーソル B C が設定されると、ユーザは、B モード画像を確認しながら、計測対象となる血流の位置にサンプルゲート S G を設定する。例えば、ビームカーソル B C 上においてサンプルゲート S G の位置（ビームカーソル B C 上での深さ）が変更可能とされ、ユーザが操作デバイスを利用してサンプルゲート S G を所望の位置に設定する。なお、サンプルゲート S G の大きさや形状が変更可能とされてもよい。

【0032】

サンプルゲート S G が設定されると、サンプルゲート S G の位置を通るように、連続波の送信ビーム T B と受信ビーム R B が形成される。また、サンプルゲート S G の位置をフォーカス点として送信ビーム T B と受信ビーム R B が形成される。これにより、例えば、図 2 に示すように、プローブ 10 の送信用振動素子による送信ビーム T B と受信用振動素子による受信ビーム R B がサンプルゲート S G の位置で交差する。

【0033】

図 1 に戻り、超音波ビームの方向やフォーカス点が設定されると、超音波の連続波による送受が行われ、受信ビームフォーマ 20 において受信ビームに沿って受信ビーム信号が

10

20

30

40

50

得られる。

【0034】

サンプリング処理部22は、受信ビーム信号にサンプリング処理を施してデジタル化することにより受信データ列を生成し、受信データ列をドブラ処理部24に出力する。ドブラ処理部24は、受信データ列をメモリ28に記憶し、記憶された受信データ列を適宜読み込んで、ドブラシフト周波数または計測対象の速度を表すドブラ情報を生成する。なお、サンプリング処理部22が受信データ列を一時的にメモリ28に記憶し、ドブラ処理部24が、メモリ28に記憶された受信データ列を適宜読み込んでドブラ情報を生成してもよい。

【0035】

ドブラ処理部24は、受信データ列に対してFFT演算（高速フーリエ変換演算）を施し、受信データ列を周波数スペクトラムデータに変換する。1つの受信データ列に対して求められる周波数スペクトラムデータは、複数のピクセル値によって構成される。この複数のピクセル値のそれぞれに対してはドブラシフト周波数または速度が対応付けられ、各ピクセル値は、ドブラシフト周波数または速度を表す。

【0036】

ドブラ処理部24は、時間経過と共にサンプリング処理部22から順次出力される各受信データ列についてFFT演算を施し、各周波数スペクトラムデータを順次生成する。そして、時間経過と共に生成される各周波数スペクトラムデータに基づいてドブラ波形データを形成する。ドブラ波形データは、ドブラ波形画像を表すデータである。ドブラ波形画像は、図3に示されているように、時系列順に生成された複数の周波数スペクトラムデータのそれぞれについて、複数のピクセル36を速度軸方向（ドブラシフト周波数軸方向）に配列し、速度軸方向に配列されたピクセル群による帯状の画像38を時間軸方向に配列した画像である。これにより、例えば、心臓内の血流のドブラ波形画像が得られる。図1に戻り、ドブラ処理部24は、ドブラ波形データをメモリ28に記憶すると共に表示処理部26に出力する。表示処理部26は、ドブラ波形データに基づくドブラ波形画像を表示部30に表示させる。

【0037】

制御部16は、図1の超音波診断装置内を全体的に制御する。サンプリング処理部22、ドブラ処理部24および表示処理部26は、それぞれの処理の過程において生成された情報を必要に応じてメモリ28に記憶させ、必要に応じてメモリ28から情報を読み込んで処理を実行してもよい。

【0038】

図1の超音波診断装置は、被検体の心拍タイミングに応じたタイミングで超音波の送受信を行うと共に、被検体の心拍タイミングに応じたタイミングで超音波ビームの方向を変化させる。そのため、超音波診断装置は、心電図検査装置32から心拍タイミング信号を取得する心拍タイミング取得部34を備える。心拍タイミング信号は、心電図波形等の心拍波形を表す信号である。心拍タイミング取得部34は、心拍タイミング信号のパルスに同期して、トリガパルス信号を制御部16に出力する。心拍タイミング信号が心電図波形を示す場合には、心拍タイミング取得部34は、例えば、R波に同期してトリガパルス信号を出力する。このように超音波ビームの方向を変化させつつ計測を行うことで、計測対象が移動する場合においても、計測対象の移動範囲をカバーするように計測領域から受信信号を得つつ、計測対象のドブラ波形を生成することができる。そこで、そのドブラ波形の生成に係る処理について以下に詳述する。なお、図1に示した構成（ブロック）については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0039】

図4は、複数の計測ラインの設定を説明するための図である。図1の超音波診断装置は計測対象を含む計測領域を通るように複数の計測ラインを設定し、複数の計測ラインにおいて受信信号を得るように、被検体の心拍タイミングに応じたタイミングで超音波ビームの方向を各計測ラインに対応させて変化させる。図4には、複数の計測ラインの具体例が

10

20

30

40

50

図示されている。

【0040】

ビームカーソルBCとビームカーソルBC上におけるサンプルゲートSGが設定されると(図2参照)、制御部16は、ビームカーソルBCを基準計測ライン(ライン1)に設定する。さらに、制御部16は、基準計測ライン(ライン1)の近傍に追加計測ライン(ライン2およびライン3)を設定する。例えば、Bモード画像内において、基準計測ライン(ライン1)から左右に指定ビームライン数だけ離れたビームラインの位置に、左側の追加計測ライン(ライン1)と右側の追加計測ライン(ライン2)が設定される。指定ビームライン数は、ユーザが変更できるようにしてもよいし固定値が利用されてもよい。

【0041】

また、制御部16は、基準計測ライン(ライン1)上のサンプルゲートSGの近傍に、各追加計測ライン(ライン2およびライン3)上のサンプルゲートSGを設定する。例えば、基準計測ライン上と2本の追加計測ライン上において、サンプルゲートSGが同じ深さに設定される。

【0042】

複数の計測ラインが設定されると、制御部16は、心拍タイミング取得部34からトリガパルス信号が出力されるごとに超音波の送受信が開始され、さらに計測ラインが変更されるように、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ20を制御する。例えば、最初のトリガパルス信号に応じた制御により、ライン1上のサンプルゲートSGの位置を通り且つその位置がフォーカス点となるように、連続波の送信ビームと受信ビームが形成される。そして、その受信ビームに沿って受信ビーム信号が得られる。

【0043】

次のトリガパルス信号に応じた制御により、ライン2上のサンプルゲートSGの位置を通り且つその位置がフォーカス点となるように、連続波の送信ビームと受信ビームが形成される。そして、その受信ビームに沿って受信ビーム信号が得られる。その次のトリガパルス信号に応じた制御により、ライン3上のサンプルゲートSGの位置を通り且つその位置がフォーカス点となるように、連続波の送信ビームと受信ビームが形成される。そして、その受信ビームに沿って受信ビーム信号が得られる。次のトリガパルス信号に応じた制御により、再びライン1に戻って連続波の送信ビームと受信ビームが形成される。

【0044】

こうして、心拍タイミング取得部34からトリガパルス信号が出力されるごとに、ライン1、ライン2、ライン3、ライン1、ライン2、・・・の順に計測ラインを変更して、受信ビーム信号が得られる。サンプリング処理部22およびドブラ処理部24は、各計測ラインに対応する各受信ビーム信号に基づいて、計測ラインごとにドブラ波形データを生成する。

【0045】

図5は、トリガパルス信号、サンプリング開始信号、および受信データ列の各タイミングを例示した図である。以下、図1に示された各ブロックを参照しつつ、図5に示されたタイミング関係について説明する。

【0046】

サンプリング開始信号は、サンプリング処理部22の内部で生成される信号であり、1つの受信データ列に対応するサンプリング開始タイミングを示す。また、サンプリング開始信号の下には、各受信データ列がサンプリング処理部22から出力されるタイミングが示されている。

【0047】

この例では、心電図検査装置32から出力された心拍タイミング信号に応じて、時刻 t_1 、 t_2 、 t_3 および t_4 に、心拍タイミング取得部34から制御部16にトリガパルス信号が出力されている。心拍タイミング取得部34からトリガパルス信号が出力されるごとに、制御部16は、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ20を制御して、ライン1、ライン2、ライン3、ライン1、ライン2、・・・の順に計測ラインを変

10

20

30

40

50

更する。すなわち、制御部 16 は、心拍タイミング取得部 34 からトリガパルス信号が出力されるごとに、プローブ 10 において超音波の送受信が開始され、各計測ラインに対応する送信ビームおよび受信ビームが形成されるように、送信ビームフォーマ 12 および受信ビームフォーマ 20 を制御する。

【0048】

具体的には、時刻 t_1 に心拍タイミング取得部 34 からトリガパルス信号が出力されると、制御部 16 は、計測ラインをライン 1 に設定する。サンプリング処理部 22 は、受信ビームフォーマ 20 から出力された受信ビーム信号に対し、サンプリング繰り返し時間 PRT でサンプリング処理を施し、サンプリング繰り返し時間 PRT ごとに、受信データ列 L_1 を順次生成する。心拍タイミング取得部 34 から次のトリガパルス信号が出力されるまでの間、ドブラ処理部 24 は、サンプリング繰り返し時間 PRT ごとに順次生成される受信データ列 L_1 に基づいてドブラ波形データを生成する。

10

【0049】

時刻 t_2 に心拍タイミング取得部 34 からトリガパルス信号が出力されると、制御部 16 は、計測ラインをライン 2 に設定する。サンプリング処理部 22 は、受信ビームフォーマ 20 から出力された受信ビーム信号に対し、サンプリング繰り返し時間 PRT でサンプリング処理を施し、サンプリング繰り返し時間 PRT ごとに、受信データ列 L_2 を順次生成する。心拍タイミング取得部 34 から次のトリガパルス信号が出力されるまでの間、ドブラ処理部 24 は、サンプリング繰り返し時間 PRT ごとに順次生成される受信データ列 L_2 に基づいてドブラ波形データを生成する。

20

【0050】

時刻 t_3 に心拍タイミング取得部 34 からトリガパルス信号が出力されると、制御部 16 は、計測ラインをライン 3 に設定する。サンプリング処理部 22 は、受信ビームフォーマ 20 から出力された受信ビーム信号に対し、サンプリング繰り返し時間 PRT でサンプリング処理を施し、サンプリング繰り返し時間 PRT ごとに、受信データ列 L_3 を順次生成する。心拍タイミング取得部 34 から次のトリガパルス信号が出力されるまでの間、ドブラ処理部 24 は、サンプリング繰り返し時間 PRT ごとに順次生成される受信データ列 L_3 に基づいてドブラ波形データを生成する。

【0051】

このような処理によって、ドブラ処理部 24 は、時刻 t_1 から時刻 t_2 に至るまでの間は、ライン 1 に対応するドブラ波形データを生成する。また、時刻 t_2 から時刻 t_3 に至るまでの間は、ライン 2 に対応するドブラ波形データを生成する。そして、時刻 t_3 から時刻 t_4 に至るまでの間は、ライン 3 に対応するドブラ波形データを生成する。以降、同様の処理によって、ドブラ処理部 24 は、ライン 1 に対応するドブラ波形データ、ライン 2 に対応するドブラ波形データ、ライン 3 に対応するドブラ波形データ、ライン 1 に対応するドブラ波形データ、・・・を生成する。

30

【0052】

図 6 には、表示部 30 に表示されるドブラ波形 36 および心電図波形 38 が概念的に示されている。このドブラ波形 36 は、僧帽弁の左心房側にサンプルゲートを設定して計測された場合の例である。縦軸は速度軸 V_d であり、横方向に伸びるベースライン 40 は速度が 0 であることを示す時間軸 t である。図 6 では、ドブラ波形 36 および心電図波形 38 が黒で描かれているが、表示部 30 の背景を黒とし、これらの波形を所定の色で表示してもよい。表示部 30 には、丸印で囲まれた波形識別符号 42 として、「1」、「2」および「3」が表示されている。これらの波形識別符号は、それぞれ、図 5 における受信データ列 L_1 、受信データ列 L_2 および受信データ列 L_3 に基づいて生成された波形であることを示す。すなわち、波形識別符号「1」は、ライン 1 上のサンプルゲートを通る送信ビームおよび受信ビームによって計測されたドブラ波形であることを示す。また、波形識別符号「2」は、ライン 2 上のサンプルゲートを通る送信ビームおよび受信ビームによって計測されたドブラ波形であることを示す。そして、波形識別符号「3」は、ライン 3 上のサンプルゲートを通る送信ビームおよび受信ビームによって計測されたドブラ波形であ

40

50

ることを示す。

【0053】

表示部30には、方向変更タイミング線44が表示されている。方向変更タイミング線44は、計測ラインが変更されたタイミングを示す直線である。本実施形態においては、心電図波形38にR波が現れるタイミングで計測ラインが変更されるため、R波のタイミングと、方向変更タイミング線44によって示されるタイミングは一致している。計測ラインが変更されたタイミングでは、速度軸方向に配列される各ピクセルのピクセル値は0となり、黒色の線が現れる。本実施形態に係る超音波診断装置は、このタイミングを図形によって積極的に示す。すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置は、計測ラインが変更されたタイミングを方向変更タイミング線44によって表示する。計測ラインが変更されたタイミングは、直線の他、丸印、多角形印等のカーソルによって表示してもよい。

10

【0054】

ベースライン40より下側の領域は、左心房から左心室に血液が流れることを意味し、ベースライン40より上側の領域は、左心室から左心房に血液が流れることを意味する。ドプラ波形はノイズを含んでいるため、ベースライン40より上側の部分が、常に血液の逆流を意味するものではない。しかし、ベースライン40よりも上方向に突出した波形が認められる場合には、血液の逆流を示している可能性がある。

【0055】

検査者は、波形識別符号「1」～「3」で表される3種類のドプラ波形のうち、計測状態が良好であるものに基づいて、被検体の診断を行う。

20

【0056】

本実施形態に係る超音波診断装置によれば、超音波ビームが複数の方向に向けられた時間に亘って表示部30にドプラ波形が表示され、方向が異なる複数の計測ラインのそれぞれに対応する各ドプラ波形が表示される。これによって、プローブ10を持つユーザの手ぶれ、心臓の運動、被検体の体動等により計測条件が変化した場合であっても、方向が異なる複数の計測ラインのうち最も信頼性の高い計測ラインに対応するドプラ波形に基づいて被検体の診断を行うことができる。

【0057】

表示処理部26は、超音波ビームが複数の方向に向けられた時間に亘るドプラ波形から、予め定められた特徴波形を探索し、特徴波形が探索された時間区間を表示部30に表示させる処理を実行してもよい。この場合、表示処理部26はメモリ28に記憶されたドプラ波形データから、特徴波形を表す部分的なデータを探索する。そして、その探索されたデータに基づいて、全ドプラ波形のうち特徴波形が探索された区間を表示部30に表示させる。特徴波形としては、例えば、血液の逆流を表す波形がある。

30

【0058】

また、特徴波形が探索された後は、計測ラインを、特徴波形が探索された時間区間において設定されていた計測ラインに固定して、継続してドプラ計測およびドプラ波形の表示を行ってもよい。この場合、表示処理部26は、特徴波形が探索された後、計測ラインを指定する情報を制御部16に出力する。制御部16は、指定された計測ラインに応じた超音波ビームが形成されるように、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ20を制御する。超音波診断装置は、計測ラインを固定して通常のドプラ計測を行う。

40

【0059】

なお、上記では、心拍タイミング、すなわち、R波が現れるタイミングと、計測ラインを変更するタイミングとを同一とした例について説明した。計測ラインを変更するタイミングは、心拍タイミングからユーザによって指定された時間Tだけ経過した時であってもよい。この場合、制御部16は、心拍タイミング取得部34からトリガパルス信号が出力された後、時間Tが経過した時に超音波の送受信が開始され、さらに計測ラインが変更されるように、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ20を制御する。サンプリング処理部22は、超音波の送受信タイミングに応じて、サンプリングを開始する。

【0060】

50

また、上記では、1心拍周期内に1回の頻度で計測ラインを変更する例について説明した。計測ラインは、複数の心拍周期内に1回の頻度で変更してもよい。この場合、制御部16は、Nを2以上の整数として、心拍タイミング取得部34からトリガパルス信号がN回出力されるごとに超音波の送受信が開始され、さらに計測ラインが変更されるように、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ20を制御する。サンプリング処理部22は、超音波の送受信タイミングに応じて、サンプリングを開始する。

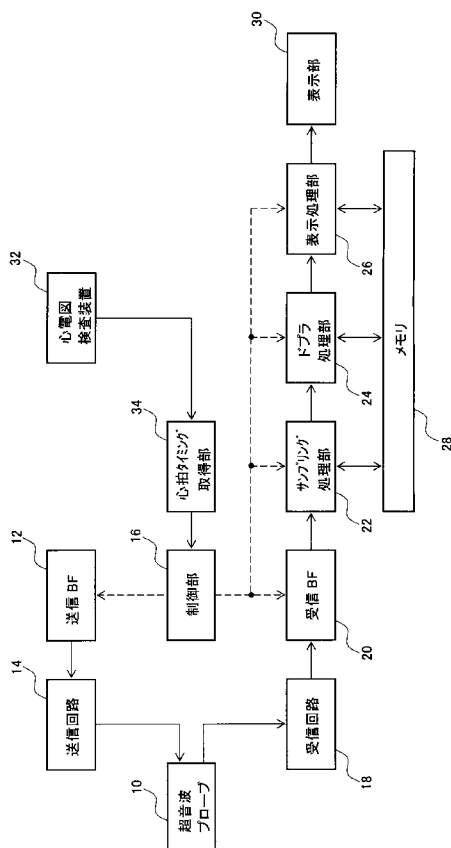
【符号の説明】

【0061】

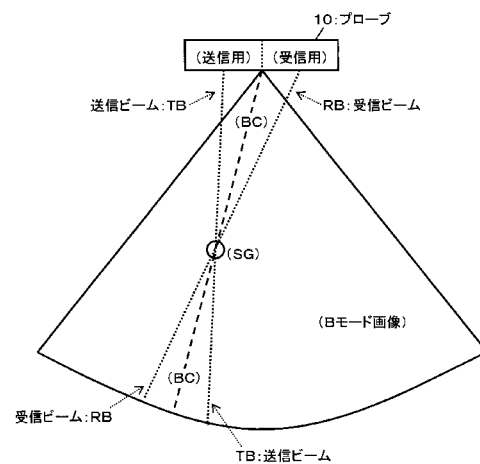
10 プロブ、12 送信ビームフォーマ、14 送信回路、16 制御部、18 受信回路、20 受信ビームフォーマ、22 サンプリング処理部、24 ドプラ処理部、26 表示処理部、28 メモリ、30 表示部、32 心電図検査装置、34 心拍タイミング取得部、36 ドプラ波形、38 心電図波形、40 ベースライン、42 波形識別符号、44 方向変更タイミング線。

10

【図1】



【図2】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015119917A	公开(公告)日	2015-07-02
申请号	JP2013266718	申请日	2013-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	網野和宏		
发明人	網野 和宏		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/HH12 4C601/HH14 4C601/KK17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 本发明的目的是增强所测量的多普勒信息的可靠性。超声波诊断装置包括从心电图检查装置获取心跳定时信号的心跳定时获取单元。心跳定时获取单元34与心跳定时信号的脉冲同步地将触发脉冲信号输出到控制单元16。每当心跳定时获取单元34输出触发脉冲信号时，控制单元16开始超声波的发送/接收，并且进一步改变超声波束的方向，使得发送波束形成器12和接收波束形成器20。要控制。采样处理单元22对从接收束形成器20输出的接收束信号执行采样处理，并顺序地生成接收数据串。多普勒处理单元24基于顺序生成的接收数据序列来生成多普勒波形数据。 [选型图]图1	(21) 出願番号 特願2013-266718 (P2013-266718) (22) 出願日 平成25年12月25日 (2013.12.25)	(71) 出願人 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人YKK国際特許事務所 (72) 発明者 網野 和宏 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 Fターム(参考) 4C601 DD03 DE01 EE10 FF08 HH12 HH14 KK17
--	--	---