

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/031309

発行日 平成22年12月9日(2010.12.9)

(43) 国際公開日 平成21年3月12日(2009.3.12)

(51) Int. Cl. F 1 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 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

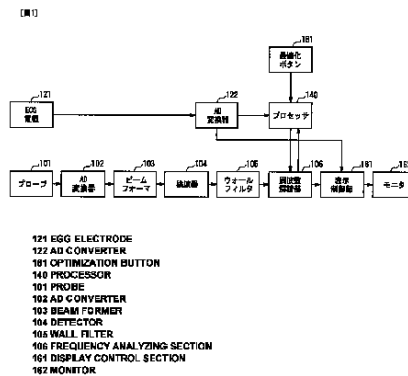
<p>出願番号 特願2009-531130 (P2009-531130)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2008/002438</p> <p>(22) 国際出願日 平成20年9月4日(2008.9.4)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2007-232923 (P2007-232923)</p> <p>(32) 優先日 平成19年9月7日(2007.9.7)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地</p> <p>(74) 代理人 110000040 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ</p> <p>(72) 発明者 西村 有史 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD03 DD05 DD07 DD15 DE01 EE11 JB49 JB50 KK13 KK17 KK36</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、被検体の心拍数に応じてドップラ画像やMモード画像の掃引速度を自動的に最適化することができる超音波診断装置を提供する。体内組織に対して超音波ビームを送信する手段と、体内組織および血流から反射された超音波信号を受信する手段と、受信した超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段と、血流により体内組織から反射された超音波ドップラ血流信号を位相検波する手段と、位相検波されたドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段と、算出された周波数成分をドップラ画像として時系列的に掃引表示する手段とを備え、所定のタイミングで被検体の心拍数を計測する心拍数計測手段を有し、心拍数計測手段によって得られた心拍数に基づいて最適掃引速度を算出する最適掃引速度算出手段と、ドップラ画像およびMモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する最適掃引速度設定手段とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内組織に対して超音波ビームを送信する手段と、体内組織および血流から反射された超音波信号を受信する手段と、受信した超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段と、血流により体内組織から反射された超音波ドップラ血流信号を位相検波する手段と、位相検波されたドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段と、算出された周波数成分をドップラ画像として時系列的に掃引表示する手段とを備える超音波診断装置であって、

所定のタイミングで被検体の心拍数を計測する心拍数計測手段を有し、

前記心拍数計測手段によって得られた心拍数に基づいて最適掃引速度を算出する最適掃引速度算出手段と、前記ドップラ画像およびMモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する最適掃引速度設定手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体の心電図波形を取得する手段と、取得された前記心電図波形からR波を検出するR波検出手段とをさらに備え、

前記心拍数計測手段が、前記R波検出手段によって得られるR波の時間間隔に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ドップラ画像中の各最高流速点をトレースするドップラトレース手段をさらに備え

20

、前記心拍数計測手段が、前記ドップラトレース手段によって得られるドップラトレース波形から各心拍に要する時間を推定する推定手段と、前記推定手段によって得られた各心拍に要する時間に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記最適掃引速度設定手段は、操作者が操作可能なユーザインタフェースによって実現されるものであって、操作者が前記ユーザインタフェースを操作することによって前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度が最適化される請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記最適掃引速度設定手段は、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の表示を含むモードに遷移した際に、自動的に最適掃引速度設定を実行する請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記最適掃引速度設定手段は、一画面中に何心拍分の前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像を表示するかを操作者があらかじめ設定することを可能にする手段を含む請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ドップラ血流信号を記録する記録手段を備え、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像をフリーズした後は、前記心拍数計測手段が前記記録手段によって記録されたデータを用いて心拍数を得て、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する請求項1～6のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波ドップラ効果を利用して被検体体内の血流信号を計測する超音波診断装置に関し、特に、装置のドップラ画像およびMモード画像の表示における自動最適化の技術に関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来、超音波プローブから発生される超音波ビームを用いて、被検体体内の血流信号をリアルタイムに把握する超音波診断装置が用いられている。このような超音波診断装置では、検出された信号の周波数によっては、得られたドップラ画像が折り返されてしまう場合があり、このようなドップラ画像の折り返しが生じると、操作者が血流速度に応じてパルス繰り返し周波数を調整しなくてはならなくなる。

【0003】

そこで、このような煩雑な操作を操作者に強いることがないように、検出可能周波数範囲に対する信号存在領域を検出することによって、ドップラ画像が折り返しを起ささないように超音波ビーム送受信の繰り返し周波数（PRF）とベースライン位置（0 Hz 位置）とを自動的に調整する技術が知られている（例えば、特許文献1参照）。 10

【0004】

この、特許文献1に開示されている技術は、まず、FFTによって得られたドップラスペクトラムを、閾値によって「値0」の部分と「値1」の部分に分類する操作を、ドップラ画像の一定範囲に対して行う。次に、信号存在比率、すなわち信号存在領域の占める割合を求めて、この信号存在比率が0.6～0.8程度になるようにPRFを設定する。そして、設定されたPRFによって得られたドップラスペクトラムに対して、同様の操作を行って信号存在領域を求め、信号が存在しない領域の中心が画面の両端にくるようにベースライン位置を移動させるというものである。 20

【0005】

一方、血流測定において超音波造影剤を用いる場合など、血流信号の強さが変化する場合に、得られる血流信号の強さを最適化するために、ドップラ信号検出部から取り込まれた信号のレベルを検出し、信号のゲインを自動的に調整する技術も提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【0006】

この、特許文献2に開示されている技術は、あらかじめROMなどの記憶手段に格納されたテーブルを用いて、ドップラ血流信号の信号レベルに応じた適正ゲイン値を決定することによって、得られたドップラ画像の輝度信号であるゲインを自動的に最適化するというものである。 30

【特許文献1】特開平8-308843号公報

【特許文献2】特開平8-173426号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

これら従来の超音波診断装置に関する自動化技術は、特許文献1に記載された技術は、ドップラ画像の流速軸、つまり、ドップラ画面上では通常縦軸として表される方向における信号の最適化であり、一方の特許文献2に記載された技術は、ドップラ画像のZ軸に相当する、ドップラ画像面に対して垂直方向の軸についての最適化であるといえることができる。しかしながら、これら従来技術のいずれかを用いた場合、もしくは、その双方を同時に用いた場合であっても、ドップラ画像を時間軸、つまり、ドップラ画像における横軸の方向への最適化（操作者が所望する速度に設定すること）を行うことはできない。 40

【0008】

ここで、ドップラ信号から得られるドップラ画像の掃引速度に関しては、例えば心拍数が1分当たり40回の被検体のドップラ画像を表示させた場合に、ドップラ画像の掃引速度が一画面当たり2秒だったとすると、一画面中には約1.3心拍分の画像しか表示できないことになる。操作者にとって見にくく判別しにくい状態となってしまう、最適化した状態、つまり操作者が所望する掃引速度に設定した状態とはいいがたく、もし、より多くの心拍分の画像を画面上に表示させることを所望した場合には、掃引速度を低下させて、一画面当たりの表示時間を長く、例えば4秒程度として最適化する必要がある。 50

【0009】

このようにドップラ画像の最適な（操作者が所望する）掃引速度は、被検体の心拍数によって左右されるのであるが、当然ながら、心拍数は被検体によって、また、測定時の被検体の状態によって大きくばらつくものであるため、操作者はドップラ画像を見ながら被検体毎に最適な掃引速度を、その都度設定する必要がある。

【0010】

本発明は、このような従来の問題点を解決するためになされたものであり、操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、被検体の心拍数に応じてドップラ画像やMモード画像の掃引速度を自動的に最適化（操作者が所望する速度に設定）することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、体内組織に対して超音波ビームを送信する手段と、体内組織および血流から反射された超音波信号を受信する手段と、受信した超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段と、血流により体内組織から反射された超音波ドップラ血流信号を位相検波する手段と、位相検波されたドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段と、算出された周波数成分をドップラ画像として時系列的に掃引表示する手段とを備える超音波診断装置であって、所定のタイミングで被検体の心拍数を計測する心拍数計測手段を有し、前記心拍数計測手段によって得られた心拍数に基づいて最適掃引速度を算出する最適掃引速度算出手段と、前記ドップラ画像およびMモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する最適掃引速度設定手段とを備えている。

20

【0012】

この構成により、本発明にかかる超音波診断装置では、操作者が煩雑な操作を行うことなく所望する最適な掃引速度のドップラ画像やMモード画像を得ることができる。

【0013】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、被検体の心電図波形を取得する手段と、取得された前記心電図波形からR波を検出するR波検出手段とをさらに備え、前記心拍数計測手段が、前記R波検出手段によって得られるR波の時間間隔に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである。

30

【0014】

この構成により、最適な掃引速度を算出する基準となる心拍数を、ドップラ画像を用いることなく心電図波形から得られたR波によって計測することができる。

【0015】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、前記ドップラ画像中の各最高流速点をトレースするドップラトレース手段をさらに備え、前記心拍数計測手段が、前記ドップラトレース手段によって得られるドップラトレース波形から各心拍に要する時間を推定する推定手段と、前記推定手段によって得られた各心拍に要する時間に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである。

【0016】

この構成により、最適な掃引速度を算出する基準となる心拍数を、ECG波形を用いることなくドップラ画像のみを用いて計測することができる。

40

【0017】

さらに、本発明にかかる超音波診断装置では、前記最適掃引速度設定手段は、操作者が操作可能なユーザインタフェースによって実現されるものであって、操作者が前記ユーザインタフェースを操作することによって前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度が最適化されることが好ましい。

【0018】

この構成により、操作者はユーザインタフェースを操作することで所望する最適な掃引速度のドップラ画像やMモード画像を得ることができる。

50

【0019】

さらにまた、本発明にかかる超音波診断装置は、前記最適掃引速度設定手段は、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像表示を含むモードに遷移した際に、自動的に最適掃引速度設定を実行することが好ましい。

【0020】

この構成により、モード遷移時に自動的に最適な掃引速度のドップラ画像やMモード画像を得ることができる。

【0021】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、前記最適掃引速度設定手段は、一画面中に何心拍分の前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像を表示するかを操作者があらかじめ設定することを可能にする手段を含む。 10

【0022】

この構成により、操作者は一画面中に何心拍分のドップラ画像やMモード画像を表示するかを意図的に設定することができる。

【0023】

さらにまた、本発明にかかる超音波診断装置は、前記ドップラ血流信号を記録する記録手段を備え、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像をフリーズした後は、前記心拍数計測手段が前記記録手段によって記録されたデータを用いて心拍数を得て、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する。 20

【0024】

この構成により、ドップラ画像やMモード画像をフリーズした後においても、ドップラ画像の掃引速度を最適化することができる。

【発明の効果】

【0025】

本発明の超音波診断装置は、検出された被検体の心拍数に基づいてドップラ画像の掃引速度を自動的に最適化することにより、操作者が煩雑な操作をすることなしに、常に最適なドップラ画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】 図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例の主要部を示すブロック図である。 30

【図2】 図2は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置のプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図3】 図3は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例の主要部を示すブロック図である。

【図4】 図4は、Mモード画像を表示するための信号処理の流れを説明する図である。

【符号の説明】

【0027】

- 101 プローブ 40
- 102 AD変換器
- 103 ビームフォーマ
- 104 検波器
- 105 ウォールフィルタ
- 106 周波数解析部
- 121 ECG電極
- 122 AD変換器
- 140 プロセッサ
- 141 R波検出部
- 142 ドップラトレース算出部 50

- 1 4 3 心拍数計測部
- 1 4 4 掃引速度算出部
- 1 4 5 掃引速度制御部
- 1 6 1 表示制御部
- 1 6 2 モニタ
- 1 8 1 最適化ボタン
- 3 0 1 データメモリ
- 3 0 2 データメモリ
- 3 0 3 シネメモリ

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0 0 2 8】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0 0 2 9】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例の主要部分を示したブロック図である。

【0 0 3 0】

図1では、本発明にかかる超音波診断装置の、特に、超音波ドップラ信号を得てからこれをドップラ画像として表示する部分を示している。したがって、通常の超音波診断装置と同じ構成である、体内組織に超音波ビームを送信する手段であるパルス発生回路やパルサー、また、体内組織から反射された超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段の部分は図示を省略している。

20

【0 0 3 1】

プローブ101は超音波ドップラ信号を受信する手段であり、AD変換器102で受信した超音波ドップラ信号をデジタル信号に変換し、ビームフォーマ103でAD変換された超音波受信信号の遅延合成を行い、検波器104で遅延合成された超音波信号からドップラシフト成分、すなわちドップラ信号位相を検波する手段であり、ウォールフィルタ105でドップラ信号中のウォール成分を除去し、周波数解析部106は受信された信号を周波数解析しドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段である。

30

【0 0 3 2】

また、ECG電極121は被検体である生体の心電図波形、ECG波形を取得する手段であり、AD変換器122は取得したECG波形をデジタル信号に変換する。プロセッサ140でユーザからの指令を受け取りドップラ画像の最適掃引速度を決定する。表示制御部161は周波数解析部106によって求められた周波数成分とAD変換器122から得られたECG信号をそれぞれドップラ画像、ECG画像として時系列的に掃引表示する手段である。モニタ162はドップラ画像およびECG画像を表示し、操作ボタン181は操作者がドップラ画像の掃引速度を最適化するために操作する。

【0 0 3 3】

プローブ101によって送信された超音波ビームは、被検体である生体内で反射してプローブ101によって受信され、AD変換器102によってデジタル信号に変換される。そして、このデジタル信号は、ビームフォーマ103によって遅延合成され、検波器104に入力される。

40

【0 0 3 4】

検波器104は、直交検波として知られている方法によってドップラ信号を分離する。ウォールフィルタ105はハイパスフィルタであり、被検体の体動や生体内臓器の壁動によって発生する低周波雑音(ウォール)を除去する。周波数解析部106はプロセッサ140によって通知されるタイミングで、ウォールフィルタ105の出力信号から高速フーリエ変換(FFT)によって周波数成分を算出し、各周波数成分を輝度値に変換してドップラ画像として表示制御部161に出力する。

【0 0 3 5】

50

一方、被検体の体表に接するように装着されたECG電極121の出力信号は、AD変換器122によってデジタル信号に変換され、表示制御部161に出力される。表示制御部161は、周波数解析部106から入力されるドップラ画像と、AD変換器122から入力されるECG信号とを同時相で合成し、モニタ162へ出力する。モニタ162は入力されたドップラ画像とECG信号とを掃引表示する。

【0036】

ここで、プロセッサ140は、内部に心拍数を計算する計算手段である心拍数計測部143を備えており、ユーザインタフェースとしての最適化ボタン181（例えば超音波診断装置の操作卓上に設けられたボタン）で、操作者が所定のタイミングでこのボタンを押下することによって、プロセッサ140、より詳細には心拍数計測部143で心拍数を計測し、その度にドップラ画像の掃引速度が最適化（操作者が所望する速度に設定）される。すなわち、プロセッサ140は、最適化ボタン181が押下されることによってドップラ画像の最適な掃引速度を計算し、算出された最適な掃引速度を実現するために周波数解析部106に対してFFTの実行タイミングを指示する。

10

【0037】

次に、プロセッサの構成について、図2を用いて詳細に説明する。図2は、プロセッサ140の構成を示すブロック図である。

【0038】

R波検出手段であるR波検出部141は、AD変換器122より入力されるECG波形を分析し、その波形中からR波を検出して、検出時刻を、心拍数を計算する計算手段である心拍数計測部143に通知する。

20

【0039】

そして、本実施形態にかかる超音波診断装置において、ドップラ画像の掃引速度の設定の基準となる被検体の心拍数を、R波の時間間隔に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する場合には、この通知された検出時刻に基づいて計算された心拍数が用いられることになる。

【0040】

一方、ドップラトレース手段、および、推定手段でもあるドップラトレース算出部142は、周波数解析部105によって得られたドップラ信号の周波数成分データを分析し、最高流速点を推定する。このドップラトレース算出部142は、推定された最高流速点を時系列に繋ぐこと、すなわちトレースすることによって、いわゆるドップラトレース波形として一般的に知られている波形を生成し、計算手段である心拍数計測部143に出力する。

30

【0041】

そして、本実施形態にかかる超音波診断装置において、ドップラ画像の掃引速度の設定の基準となる被検体の心拍数を、ドップラトレース波形から各心拍に要する時間を推定して計算する場合には、この通知された検出時刻に基づいて計算された心拍数が用いられることになる。

【0042】

心拍数計測手段である心拍数計測部143は、R波検出部141によって得られたR波検出時刻、もしくは、ドップラトレース算出部142によって得られたドップラトレース波形のいずれかを用いて、被検体の単位時間あたりの心拍数を算出し、得られた心拍数を最適掃引速度算出手段である掃引速度算出部144に通知する。

40

【0043】

なお、心拍数算出のために、R波検出時刻とドップラトレース波形のいずれを使用するかは、操作者によってプリセットされている。また、操作者は、モニタ162の一画面中に何心拍分のドップラ画像を表示するかを、あらかじめプロセッサ140に設定しておく。

【0044】

掃引速度算出部144は、操作者によってあらかじめ設定された一画面中に表示したい

50

心拍数（操作者が所望する、掃引速度に対応して一画面中に表示したい心拍数）をN、一画面の幅（ドット数）をW、心拍数計測部143で計測された一心拍に要する時間をTとして、 $(N \times T) / W$ という計算式によって周波数解析部106のFFT実行周期を決定する。

【0045】

最適掃引速度設定手段である掃引速度制御部145は、掃引速度算出部144で算出されたFFT実行周期で周波数解析部106に対してFFTの実行を指示する。

【0046】

例えば、一画面中に表示したい心拍数が2心拍分、一画面の幅が500ドット、一心拍に要する時間が1秒であった場合、周波数解析部106は4ミリ秒の周期でFFTを実行する。 10

【0047】

なお、本実施形態にかかる超音波診断装置においては、一回のFFTで生成されるドップラ画像は、モニタ162の画面上で縦1ドットのライン上に描画される。

【0048】

また、本実施形態にかかる超音波診断装置では、掃引速度を最適化するためにまず、心拍数計測部143に所定のタイミングの信号を与えるための手段として、操作者が押下すべきボタンを設けた場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、断層像表示モード（Bモード）の最中に、R波検出部141と心拍数検出部143と掃引速度算出部144によってあらかじめ最適な掃引速度を求めておき、ドップラモードに遷移したときに、自動的に求めた最適掃引速度を実現するようにすることも可能である。また、所定のタイミングとしては、モード切替の操作スイッチが押された場合、画面切替えのためのボタンが押された場合、または任意に設定した時間間隔ごと等に、心拍数計測部143に信号を出すようにしてもよく、このような場合には、最適化ボタン181を特別に設ける必要は、必ずしもない。 20

【0049】

また、上記したように、併せて、一画面中に何心拍分のドップラ画像を表示するかを操作者が設定することができるようにしてもよく、その場合には、プロセッサに対して操作者の設定を伝える表示心拍数設定手段を適宜設ければよい。 30

【0050】

なお、このような表示心拍数設定手段は、本発明において必須のものではないため、必ずしも設けなくてもよい。

【0051】

また、本実施形態においては、最適掃引速度を求めるための心拍数算出の手段として、R波検出時刻とドップラトレース波形の両方から求められる構成としているが、この内の一方のみの構成としても問題がないことは言うまでもない。

【0052】

（第2の実施形態）

次に、本発明にかかる超音波診断装置についての第2の実施形態を、図面を参照して説明する。 40

【0053】

図3は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の主要部分の構成例を示すブロック図である。なお、図3においても、図1と同じように本発明にかかる超音波診断装置の主要構成部分のみを示している。また、上記第1の実施形態として図1を用いて説明したものと同一構成および機能を有する部分には、図1と同一の符号を付し、この部分の説明は省略する。

【0054】

図3に示す、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置では、ウォールフィルタ105の出力データを記録する記録手段であるデータメモリ301、および、AD変換器122の出力データを記録するデータメモリ302、そして、輝度情報に変換されたドッ 50

プラ画像およびECG画像を記録するシネメモリ303を有している点が、上記図1で示した第1の実施形態と異なっている。

【0055】

次に、本実施形態にかかる超音波診断装置での動作について説明する。

【0056】

本実施形態にかかる超音波診断装置では、ドップラ画像がフリーズされる前のライブ状態においては、ウォールフィルタ105の出力信号は、処理された時刻とともにデータメモリ301に格納され、AD変換器122の出力データは、処理された時刻とともにデータメモリ302に格納される。

【0057】

10

そして、ドップラ画像がフリーズされた後に操作者が最適化ボタン181を押下した場合に、周波数解析部106は、データメモリ301のデータに対してフリーズされる直前に設定されていたFFT実行周期でFFTを実行し、その実行結果をプロセッサ140内のドップラトレース算出部142へ入力する。この時のFFT実行周期は、実際にFFTを行う時刻ではなく、データメモリ301に格納された各ドップラデータが処理された時刻によって決定されるものである。

【0058】

プロセッサ140は、データメモリ302に格納されているECGデータを読み出してR波検出部141に入力する。このとき、R波検出部141が心拍数計測部143に通知する検出時刻は、データメモリ302に格納されている、AD変換器122がECGデータを処理した時刻に基づいている。

20

【0059】

プロセッサ140は、周波数解析部106、および、データメモリ302から得たデータを用いて、本発明の第1の実施形態と同様の処理を行って最適な掃引速度、すなわちFFT実行周期を決定する。ここでも実行周期のタイムベースは、データメモリ301に格納されている各ドップラデータが処理された時刻である。

【0060】

周波数解析部106は、プロセッサ140から指示されたFFT実行周期で、データメモリ301の全データに対してFFTを実行し、得られた周波数成分データを輝度値に変換してドップラ画像として表示制御部161へ入力する。

30

【0061】

そして、表示制御部161は、シネメモリ303のデータを消去して、新たに入力されたドップラ画像を格納する。

【0062】

なお、本実施形態において、操作者が最適化ボタン181を押下することで掃引速度の最適化を行う例で示したが、本発明はこれに限られるものではなく、第1の実施形態として説明したように、ドップラ画像表示を含むモードに遷移した場合に掃引速度の最適化を行ってもよい。

【0063】

また、AD変換器122の出力データを格納するデータメモリ302を備えた構成を示したが、最適掃引速度を求めるための心拍数算出の手段として、ドップラトレース波形のみを用いる場合には、このデータメモリ302は不要となる。

40

【0064】

以上、本発明にかかる超音波診断装置の具体的な実施形態を説明してきたが、本発明にかかる超音波診断装置の動作を操作者の観点でまとめると、以下のようになる。

【0065】

操作者が、ドップラ画像をフリーズした後に最適化ボタン181を押下すると、現在表示されているドップラ画像が消去され、新たに時間方向、すなわち横軸方向のスケールが最適化された、フリーズ状態のドップラ画像が表示される。例えば、最適化後のドップラ画像の表示幅が、一画面に2心拍分となるように操作者によってあらかじめ設定されてい

50

たとすると、最適化ボタン181を押下した後の画面には、2心拍分のドップラ画像が表示されていることとなる。

【0066】

なお、上記本発明の超音波診断装置の実施形態の説明においては、ドップラ画像の掃引速度を設定する例を示して説明した。しかし、本発明の超音波診断装置では、Mモード画像についても、R波を検出することによって心拍数を計測する方法を用いることで、掃引速度を最適化することができる。

【0067】

図4は、Mモード画像を得るための信号処理の流れの一例を示す図である。

【0068】

図4に示すように、プローブで得られた超音波波形をデジタル変換し、その後に遅延合成を行ってから、包絡線検波手段によって、送信周波数に重畳された生体情報の信号を得るために包絡線検波を行う。その後、輝度情報を得るために、Mモード画像を構築する手段で対数(log)圧縮をすることで、Mモード画像が得られる。なお、包絡線検波後の対数圧縮時に、操作者が見やすいように、輝度を調整するためのゲイン調整を行ってもよい。

10

【0069】

本発明にかかる超音波診断装置では、このようにして得られるMモード画像を表示する際にも、上記で詳細に説明したドップラ画像の表示の場合と同様に、その掃引速度を自動的に最適化することができる。なお、本実施形態の超音波診断装置におけるMモード画像信号の各種の処理については、上記実施形態で、ドップラ画像に行う処理として説明した同等の各種の処理を行うことができる。

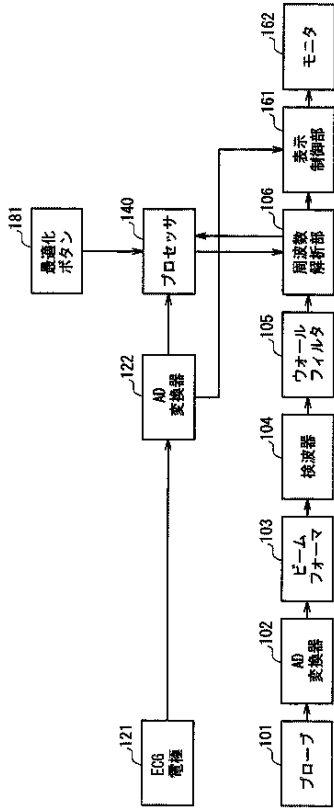
20

【産業上の利用可能性】

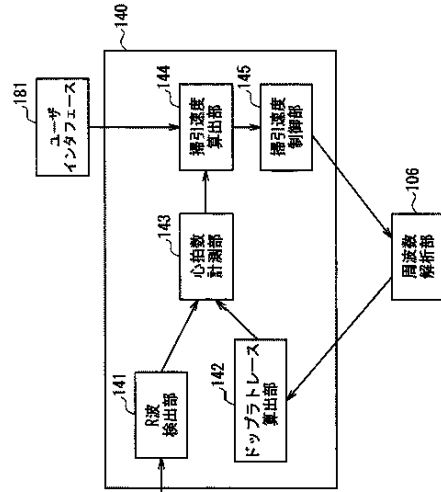
【0070】

本発明にかかる超音波診断装置は、計測された心拍数に基づいてドップラ画像やMモード画像の掃引速度を最適化することが可能であり、医療等の用途に有用である。

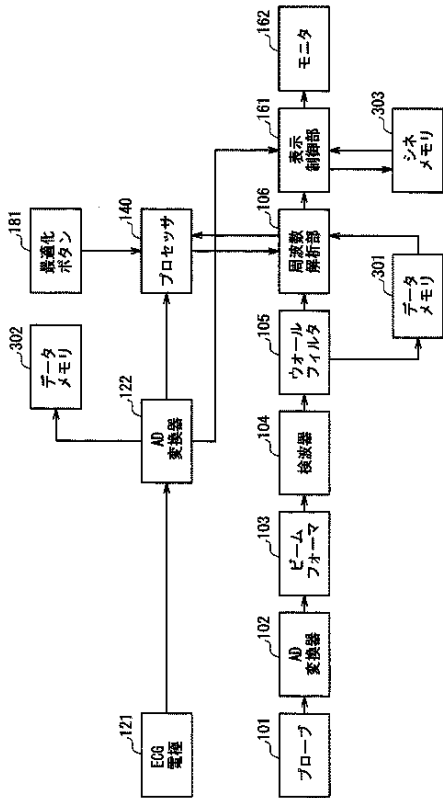
【図 1】



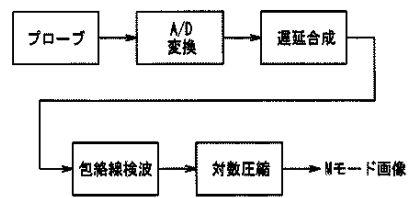
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【手続補正書】**【提出日】**平成22年2月4日(2010.2.4)**【手続補正1】****【補正対象書類名】**特許請求の範囲**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項1】**

体内組織に対して超音波ビームを送信する手段と、体内組織および血流から反射された超音波信号を受信する手段と、受信した超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段と、血流により体内組織から反射された超音波ドップラ血流信号を位相検波する手段と、位相検波されたドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段と、算出された周波数成分をドップラ画像として時系列的に掃引表示する手段とを備える超音波診断装置であって、

所定のタイミングで被検体の心拍数を計測する心拍数計測手段を有し、

前記心拍数計測手段によって得られた心拍数に基づいて最適掃引速度を算出する最適掃引速度算出手段と、前記ドップラ画像およびMモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する最適掃引速度設定手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体の心電図波形を取得する手段と、取得された前記心電図波形からR波を検出するR波検出手段とをさらに備え、

前記心拍数計測手段が、前記R波検出手段によって得られるR波の時間間隔に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記ドップラ画像中の各最高流速点をトレースするドップラトレース手段をさらに備え、

前記心拍数計測手段が、前記ドップラトレース手段によって得られるドップラトレース波形から各心拍に要する時間を推定する推定手段と、前記推定手段によって得られた各心拍に要する時間に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記最適掃引速度設定手段は、操作者が操作可能なユーザインタフェースによって実現されるものであって、操作者が前記ユーザインタフェースを操作することによって前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度が最適化される請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記最適掃引速度設定手段は、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の表示を含むモードに遷移した際に、自動的に最適掃引速度設定を実行する請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記最適掃引速度設定手段は、一画面中に何心拍分の前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像を表示するかを操作者があらかじめ設定することを可能にする手段を含む請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記ドップラ血流信号を記録する記録手段を備え、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像をフリーズした後は、前記心拍数計測手段が前記記録手段によって記録されたデータを用いて心拍数を得て、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する請求項1～6のい

ずれか1項に記載の超音波診断装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波ドップラ効果を利用して被検体体内の血流信号を計測する超音波診断装置に関し、特に、装置のドップラ画像およびMモード画像の表示における自動最適化の技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波プローブから発生される超音波ビームを用いて、被検体体内の血流信号をリアルタイムに把握する超音波診断装置が用いられている。このような超音波診断装置では、検出された信号の周波数によっては、得られたドップラ画像が折り返されてしまう場合があり、このようなドップラ画像の折り返しが生じると、操作者が血流速度に応じてパルス繰り返し周波数を調整しなくてはならなくなる。

【0003】

そこで、このような煩雑な操作を操作者に強いることがないように、検出可能周波数範囲に対する信号存在領域を検出することによって、ドップラ画像が折り返しを起こさないように超音波ビーム送受信の繰り返し周波数（PRF）とベースライン位置（0 Hz位置）とを自動的に調整する技術が知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

この、特許文献1に開示されている技術は、まず、FFTによって得られたドップラスペクトラムを、閾値によって「値0」の部分と「値1」の部分に分類する操作を、ドップラ画像の一定範囲に対して行う。次に、信号存在比率、すなわち信号存在領域の占める割合を求めて、この信号存在比率が0.6～0.8程度になるようにPRFを設定する。そして、設定されたPRFによって得られたドップラスペクトラムに対して、同様の操作を行って信号存在領域を求め、信号が存在しない領域の中心が画面の両端にくるようにベースライン位置を移動させるというものである。

【0005】

一方、血流測定において超音波造影剤を用いる場合など、血流信号の強さが変化する場合に、得られる血流信号の強さを最適化するために、ドップラ信号検出部から取り込まれた信号のレベルを検出し、信号のゲインを自動的に調整する技術も提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【0006】

この、特許文献2に開示されている技術は、あらかじめROMなどの記憶手段に格納されたテーブルを用いて、ドップラ血流信号の信号レベルに応じた適正ゲイン値を決定することによって、得られたドップラ画像の輝度信号であるゲインを自動的に最適化するというものである。

【特許文献1】特開平8-308843号公報

【特許文献2】特開平8-173426号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

これら従来の超音波診断装置に関する自動化技術は、特許文献1に記載された技術は、ドップラ画像の流速軸、つまり、ドップラ画面上では通常縦軸として表される方向における信号の最適化であり、一方の特許文献2に記載された技術は、ドップラ画像のZ軸に相

当する、ドップラ画像面に対して垂直方向の軸についての最適化であるということが出来る。しかしながら、これら従来技術のいずれかを用いた場合、もしくは、その双方を同時に用いた場合であっても、ドップラ画像を時間軸、つまり、ドップラ画像における横軸の方向への最適化（操作者が所望する速度に設定すること）を行うことはできない。

【0008】

ここで、ドップラ信号から得られるドップラ画像の掃引速度に関しては、例えば心拍数が1分当たり40回の被検体のドップラ画像を表示させた場合に、ドップラ画像の掃引速度が一画面当たり2秒だったとすると、一画面中には約1.3心拍分の画像しか表示できないことになる。操作者にとって見にくく判別しにくい状態となってしまう、最適化した状態、つまり操作者が所望する掃引速度に設定した状態とはいいがたく、もし、より多くの心拍分の画像を画面上に表示させることを所望した場合には、掃引速度を低下させて、一画面当たりの表示時間を長く、例えば4秒程度として最適化する必要がある。

【0009】

このようにドップラ画像の最適な（操作者が所望する）掃引速度は、被検体の心拍数によって左右されるのであるが、当然ながら、心拍数は被検体によって、また、測定時の被検体の状態によって大きくばらつくものであるため、操作者はドップラ画像を見ながら被検体毎に最適な掃引速度を、その都度設定する必要がある。

【0010】

本発明は、このような従来の問題点を解決するためになされたものであり、操作者による煩雑な操作を必要とすることなく、被検体の心拍数に応じてドップラ画像やMモード画像の掃引速度を自動的に最適化（操作者が所望する速度に設定）することができる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】

【0011】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、体内組織に対して超音波ビームを送信する手段と、体内組織および血流から反射された超音波信号を受信する手段と、受信した超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段と、血流により体内組織から反射された超音波ドップラ血流信号を位相検波する手段と、位相検波されたドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段と、算出された周波数成分をドップラ画像として時系列的に掃引表示する手段とを備える超音波診断装置であって、所定のタイミングで被検体の心拍数を計測する心拍数計測手段を有し、前記心拍数計測手段によって得られた心拍数に基づいて最適掃引速度を算出する最適掃引速度算出手段と、前記ドップラ画像およびMモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する最適掃引速度設定手段とを備えている。

【0012】

この構成により、本発明にかかる超音波診断装置では、操作者が煩雑な操作を行うことなく所望する最適な掃引速度のドップラ画像やMモード画像を得ることができる。

【0013】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、被検体の心電図波形を取得する手段と、取得された前記心電図波形からR波を検出するR波検出手段とをさらに備え、前記心拍数計測手段が、前記R波検出手段によって得られるR波の時間間隔に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する計算手段を有するものである。

【0014】

この構成により、最適な掃引速度を算出する基準となる心拍数を、ドップラ画像を用いることなく心電図波形から得られたR波によって計測することができる。

【0015】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、前記ドップラ画像中の各最高流速点をトレースするドップラトレース手段をさらに備え、前記心拍数計測手段が、前記ドップラトレース手段によって得られるドップラトレース波形から各心拍に要する時間を推定する推定手段と、前記推定手段によって得られた各心拍に要する時間に基づいて単位時間あたりの心

拍数を計算する計算手段を有するものである。

【0016】

この構成により、最適な掃引速度を算出する基準となる心拍数を、ECG波形を用いることなくドップラ画像のみを用いて計測することができる。

【0017】

さらに、本発明にかかる超音波診断装置では、前記最適掃引速度設定手段は、操作者が操作可能なユーザインタフェースによって実現されるものであって、操作者が前記ユーザインタフェースを操作することによって前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度が最適化されることが好ましい。

【0018】

この構成により、操作者はユーザインタフェースを操作することで所望する最適な掃引速度のドップラ画像やMモード画像を得ることができる。

【0019】

さらにまた、本発明にかかる超音波診断装置は、前記最適掃引速度設定手段は、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像表示を含むモードに遷移した際に、自動的に最適掃引速度設定を実行することが好ましい。

【0020】

この構成により、モード遷移時に自動的に最適な掃引速度のドップラ画像やMモード画像を得ることができる。

【0021】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、前記最適掃引速度設定手段は、一画面中に何心拍分の前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像を表示するかを操作者があらかじめ設定することを可能にする手段を含む。

【0022】

この構成により、操作者は一画面中に何心拍分のドップラ画像やMモード画像を表示するかを意図的に設定することができる。

【0023】

さらにまた、本発明にかかる超音波診断装置は、前記ドップラ血流信号を記録する記録手段を備え、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像をフリーズした後は、前記心拍数計測手段が前記記録手段によって記録されたデータを用いて心拍数を得て、前記ドップラ画像および前記Mモード画像の少なくともいずれか一方の画像の掃引速度を設定する。

【0024】

この構成により、ドップラ画像やMモード画像をフリーズした後においても、ドップラ画像の掃引速度を最適化することができる。

【発明の効果】

【0025】

本発明の超音波診断装置は、検出された被検体の心拍数に基づいてドップラ画像の掃引速度を自動的に最適化することにより、操作者が煩雑な操作をすることなしに、常に最適なドップラ画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】 図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例の主要部を示すブロック図である。

【図2】 図2は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置のプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図3】 図3は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例の主要部を示すブロック図である。

【図4】 図4は、Mモード画像を表示するための信号処理の流れを説明する図である。

【符号の説明】

【0027】

- 101 プローブ
- 102 AD変換器
- 103 ビームフォーマ
- 104 検波器
- 105 ウォールフィルタ
- 106 周波数解析部
- 121 ECG電極
- 122 AD変換器
- 140 プロセッサ
- 141 R波検出部
- 142 ドップラトレース算出部
- 143 心拍数計測部
- 144 掃引速度算出部
- 145 掃引速度制御部
- 161 表示制御部
- 162 モニタ
- 181 最適化ボタン
- 301 データメモリ
- 302 データメモリ
- 303 シネメモリ

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0029】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成例の主要部分を示したブロック図である。

【0030】

図1では、本発明にかかる超音波診断装置の、特に、超音波ドップラ信号を得てからこれをドップラ画像として表示する部分を示している。したがって、通常の超音波診断装置と同じ構成である、体内組織に超音波ビームを送信する手段であるパルス発生回路やパルサー、また、体内組織から反射された超音波信号から体内組織の断層像を構築する手段の部分は図示を省略している。

【0031】

プローブ101は超音波ドップラ信号を受信する手段であり、AD変換器102で受信した超音波ドップラ信号をデジタル信号に変換し、ビームフォーマ103でAD変換された超音波受信信号の遅延合成を行い、検波器104で遅延合成された超音波信号からドップラシフト成分、すなわちドップラ信号位相を検波する手段であり、ウォールフィルタ105でドップラ信号中のウォール成分を除去し、周波数解析部106は受信された信号を周波数分析しドップラ血流信号の周波数成分を算出する手段である。

【0032】

また、ECG電極121は被検体である生体の心電図波形、ECG波形を取得する手段であり、AD変換器122は取得したECG波形をデジタル信号に変換する。プロセッサ140でユーザからの指令を受け取りドップラ画像の最適掃引速度を決定する。表示制御部161は周波数解析部106によって求められた周波数成分とAD変換器122から得られたECG信号をそれぞれドップラ画像、ECG画像として時系列的に掃引表示する手段である。モニタ162はドップラ画像およびECG画像を表示し、操作ボタン181は操作者がドップラ画像の掃引速度を最適化するために操作する。

【0033】

プローブ101によって送信された超音波ビームは、被検体である生体内で反射してプローブ101によって受信され、AD変換器102によってデジタル信号に変換される。そして、このデジタル信号は、ビームフォーマ103によって遅延合成され、検波器104に入力される。

【0034】

検波器104は、直交検波として知られている方法によってドップラ信号を分離する。ウォールフィルタ105はハイパスフィルタであり、被検体の体動や生体内臓器の壁動によって発生する低周波雑音（ウォール）を除去する。周波数解析部106はプロセッサ140によって通知されるタイミングで、ウォールフィルタ105の出力信号から高速フーリエ変換（FFT）によって周波数成分を算出し、各周波数成分を輝度値に変換してドップラ画像として表示制御部161に出力する。

【0035】

一方、被検体の体表に接するように装着されたECG電極121の出力信号は、AD変換器122によってデジタル信号に変換され、表示制御部161に出力される。表示制御部161は、周波数解析部106から入力されるドップラ画像と、AD変換器122から入力されるECG信号とを同時相で合成し、モニタ162へ出力する。モニタ162は入力されたドップラ画像とECG信号とを掃引表示する。

【0036】

ここで、プロセッサ140は、内部に心拍数を計算する計算手段である心拍数計測部143を備えており、ユーザインタフェースとしての最適化ボタン181（例えば超音波診断装置の操作卓上に設けられたボタン）で、操作者が所定のタイミングでこのボタンを押下することによって、プロセッサ140、より詳細には心拍数計測部143で心拍数を計測し、その度にドップラ画像の掃引速度が最適化（操作者が所望する速度に設定）される。すなわち、プロセッサ140は、最適化ボタン181が押下されることによってドップラ画像の最適な掃引速度を計算し、算出された最適な掃引速度を実現するために周波数解析部106に対してFFTの実行タイミングを指示する。

【0037】

次に、プロセッサの構成について、図2を用いて詳細に説明する。図2は、プロセッサ140の構成を示すブロック図である。

【0038】

R波検出手段であるR波検出部141は、AD変換器122より入力されるECG波形を分析し、その波形中からR波を検出して、検出時刻を、心拍数を計算する計算手段である心拍数計測部143に通知する。

【0039】

そして、本実施形態にかかる超音波診断装置において、ドップラ画像の掃引速度の設定の基準となる被検体の心拍数を、R波の時間間隔に基づいて単位時間あたりの心拍数を計算する場合には、この通知された検出時刻に基づいて計算された心拍数が用いられることになる。

【0040】

一方、ドップラトレース手段、および、推定手段でもあるドップラトレース算出部142は、周波数解析部105によって得られたドップラ信号の周波数成分データを分析し、最高流速点を推定する。このドップラトレース算出部142は、推定された最高流速点を時系列に繋ぐこと、すなわちトレースすることによって、いわゆるドップラトレース波形として一般的に知られている波形を生成し、計算手段である心拍数計測部143に出力する。

【0041】

そして、本実施形態にかかる超音波診断装置において、ドップラ画像の掃引速度の設定の基準となる被検体の心拍数を、ドップラトレース波形から各心拍に要する時間を推定して計算する場合には、この通知された検出時刻に基づいて計算された心拍数が用いられることになる。

【0042】

心拍数計測手段である心拍数計測部143は、R波検出部141によって得られたR波検出時刻、もしくは、ドップラトレース算出部142によって得られたドップラトレース波形のいずれかを用いて、被検体の単位時間あたりの心拍数を算出し、得られた心拍数を最適掃引速度算出手段である掃引速度算出部144に通知する。

【0043】

なお、心拍数算出のために、R波検出時刻とドップラトレース波形のいずれを使用するかは、操作者によってプリセットされている。また、操作者は、モニタ162の一画面中に何心拍分のドップラ画像を表示するかを、あらかじめプロセッサ140に設定しておく。

【0044】

掃引速度算出部144は、操作者によってあらかじめ設定された一画面中に表示したい心拍数（操作者が所望する、掃引速度に対応して一画面中に表示したい心拍数）をN、一画面の幅（ドット数）をW、心拍数計測部143で計測された一心拍に要する時間をTとして、 $(N \times T) / W$ という計算式によって周波数解析部106のFFT実行周期を決定する。

【0045】

最適掃引速度設定手段である掃引速度制御部145は、掃引速度算出部144で算出されたFFT実行周期で周波数解析部106に対してFFTの実行を指示する。

【0046】

例えば、一画面中に表示したい心拍数が2心拍分、一画面の幅が500ドット、一心拍に要する時間が1秒であった場合、周波数解析部106は4ミリ秒の周期でFFTを実行する。

【0047】

なお、本実施形態にかかる超音波診断装置においては、一回のFFTで生成されるドップラ画像は、モニタ162の画面上で縦1ドットのライン上に描画される。

【0048】

また、本実施形態にかかる超音波診断装置では、掃引速度を最適化するためにまず、心拍数計測部143に所定のタイミングの信号を与えるための手段として、操作者が押下すべきボタンを設けた場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、断層像表示モード（Bモード）の最中に、R波検出部141と心拍数検出部143と掃引速度算出部144によってあらかじめ最適な掃引速度を求めておき、ドップラモードに遷移したときに、自動的に求めた最適掃引速度を実現するようにすることも可能である。また、所定のタイミングとしては、モード切替の操作スイッチが押された場合、画面切替えのためのボタンが押された場合、または任意に設定した時間間隔ごと等に、心拍数計測部143に信号を出すようにしてもよく、このような場合には、最適化ボタン181を特別に設ける必要は、必ずしもない。

【0049】

また、上記したように、併せて、一画面中に何心拍分のドップラ画像を表示するかを操作者が設定することができるようにしてもよく、その場合には、プロセッサに対して操作者の設定を伝える表示心拍数設定手段を適宜設ければよい。

【0050】

なお、このような表示心拍数設定手段は、本発明において必須のものではないため、必ずしも設けなくてもよい。

【0051】

また、本実施形態においては、最適掃引速度を求めるための心拍数算出の手段として、R波検出時刻とドップラトレース波形の両方から求められる構成としているが、この内の一方のみの構成としても問題がないことは言うまでもない。

【0052】

（第2の実施形態）

次に、本発明にかかる超音波診断装置についての第2の実施形態を、図面を参照して説明する。

【0053】

図3は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の主要部分の構成例を示すブロック図である。なお、図3においても、図1と同じように本発明にかかる超音波診断装置の主要構成部分のみを示している。また、上記第1の実施形態として図1を用いて説明したものと同一構成および機能を有する部分には、図1と同一の符号を付し、この部分の説明は省略する。

【0054】

図3に示す、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置では、ウォールフィルタ105の出力データを記録する記録手段であるデータメモリ301、および、AD変換器122の出力データを記録するデータメモリ302、そして、輝度情報に変換されたドップラ画像およびECG画像を記録するシネメモリ303を有している点が、上記図1で示した第1の実施形態と異なっている。

【0055】

次に、本実施形態にかかる超音波診断装置での動作について説明する。

【0056】

本実施形態にかかる超音波診断装置では、ドップラ画像がフリーズされる前のライブ状態においては、ウォールフィルタ105の出力信号は、処理された時刻とともにデータメモリ301に格納され、AD変換器122の出力データは、処理された時刻とともにデータメモリ302に格納される。

【0057】

そして、ドップラ画像がフリーズされた後に操作者が最適化ボタン181を押下した場合に、周波数解析部106は、データメモリ301のデータに対してフリーズされる直前に設定されていたFFT実行周期でFFTを実行し、その実行結果をプロセッサ140内のドップラトレース算出部142へ入力する。この時のFFT実行周期は、実際にFFTを行う時刻ではなく、データメモリ301に格納された各ドップラデータが処理された時刻によって決定されるものである。

【0058】

プロセッサ140は、データメモリ302に格納されているECGデータを読み出してR波検出部141に入力する。このとき、R波検出部141が心拍数計測部143に通知する検出時刻は、データメモリ302に格納されている、AD変換器122がECGデータを処理した時刻に基づいている。

【0059】

プロセッサ140は、周波数解析部106、および、データメモリ302から得たデータを用いて、本発明の第1の実施形態と同様の処理を行って最適な掃引速度、すなわちFFT実行周期を決定する。ここでも実行周期のタイムベースは、データメモリ301に格納されている各ドップラデータが処理された時刻である。

【0060】

周波数解析部106は、プロセッサ140から指示されたFFT実行周期で、データメモリ301の全データに対してFFTを実行し、得られた周波数成分データを輝度値に変換してドップラ画像として表示制御部161へ入力する。

【0061】

そして、表示制御部161は、シネメモリ303のデータを消去して、新たに入力されたドップラ画像を格納する。

【0062】

なお、本実施形態において、操作者が最適化ボタン181を押下することで掃引速度の最適化を行う例で示したが、本発明はこれに限られるものではなく、第1の実施形態として説明したように、ドップラ画像表示を含むモードに遷移した場合に掃引速度の最適化を行ってもよい。

【0063】

また、AD変換器122の出力データを格納するデータメモリ302を備えた構成を示したが、最適掃引速度を求めるための心拍数算出の手段として、ドップラトレース波形のみを用いる場合には、このデータメモリ302は不要となる。

【0064】

以上、本発明にかかる超音波診断装置の具体的な実施形態を説明してきたが、本発明にかかる超音波診断装置の動作を操作者の観点でまとめると、以下ようになる。

【0065】

操作者が、ドップラ画像をフリーズした後に最適化ボタン181を押下すると、現在表示されているドップラ画像が消去され、新たに時間方向、すなわち横軸方向のスケールが最適化された、フリーズ状態のドップラ画像が表示される。例えば、最適化後のドップラ画像の表示幅が、一画面に2心拍分となるように操作者によってあらかじめ設定されていたとすると、最適化ボタン181を押下した後の画面には、2心拍分のドップラ画像が表示されていることとなる。

【0066】

なお、上記本発明の超音波診断装置の実施形態の説明においては、ドップラ画像の掃引速度を設定する例を示して説明した。しかし、本発明の超音波診断装置では、Mモード画像についても、R波を検出することによって心拍数を計測する方法を用いることで、掃引速度を最適化することができる。

【0067】

図4は、Mモード画像を得るための信号処理の流れの一例を示す図である。

【0068】

図4に示すように、プローブで得られた超音波波形をデジタル変換し、その後に遅延合成を行ってから、包絡線検波手段によって、送信周波数に重畳された生体情報の信号を得るために包絡線検波を行う。その後、輝度情報を得るために、Mモード画像を構築する手段で対数(log)圧縮をすることで、Mモード画像が得られる。なお、包絡線検波後の対数圧縮時に、操作者が見やすいように、輝度を調整するためのゲイン調整を行ってもよい。

【0069】

本発明にかかる超音波診断装置では、このようにして得られるMモード画像を表示する際にも、上記で詳細に説明したドップラ画像の表示の場合と同様に、その掃引速度を自動的に最適化することができる。なお、本実施形態の超音波診断装置におけるMモード画像信号の各種の処理については、上記実施形態で、ドップラ画像に行う処理として説明した同等の各種の処理を行うことができる。

【産業上の利用可能性】

【0070】

本発明にかかる超音波診断装置は、計測された心拍数に基づいてドップラ画像やMモード画像の掃引速度を最適化することが可能であり、医療等の用途に有用である。

【手続補正3】

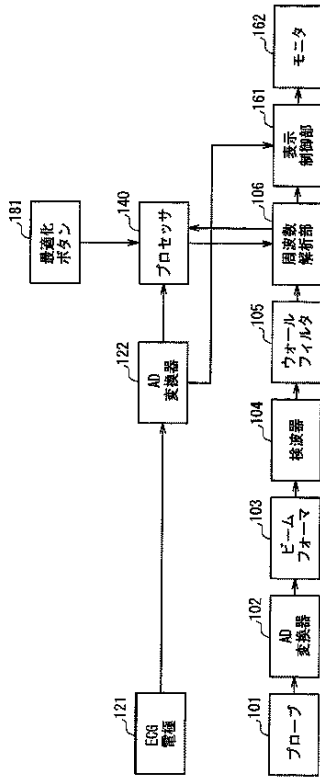
【補正対象書類名】 図面

【補正対象項目名】 全図

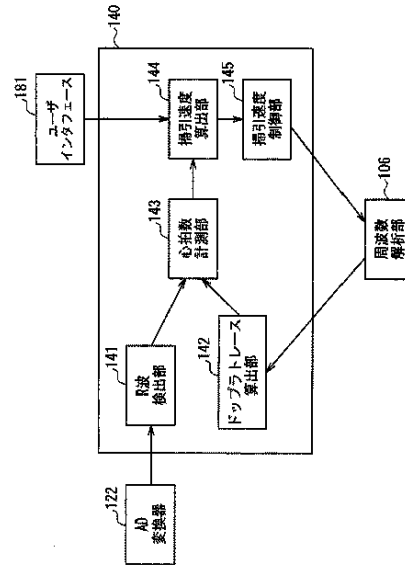
【補正方法】 変更

【補正の内容】

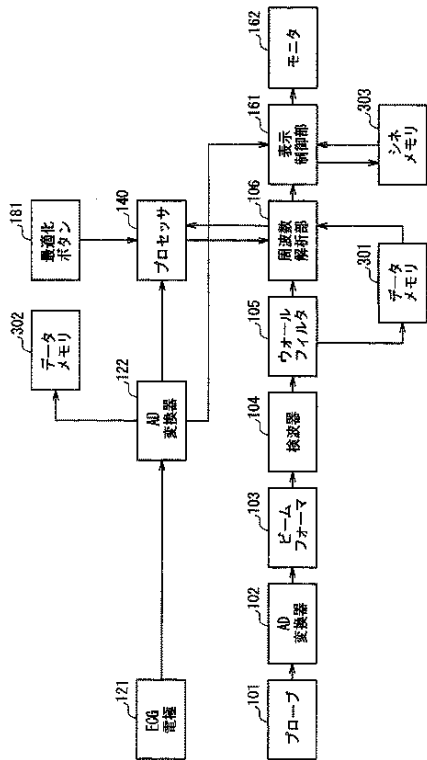
【図 1】



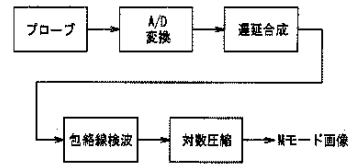
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2008/002438
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/06(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/06		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2007-175069 A (Toshiba Corp.), 12 July, 2007 (12.07.07), Claim 1; Par. Nos. [0018], [0020]; Fig. 2 & US 2007/0167766 A1 & CN 1989911 A	1-7
A	JP 2003-245279 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 02 September, 2003 (02.09.03), Full text; all drawings & US 2003/0158484 A1 & DE 10306806 A	1-7
A	JP 2003-61958 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 04 March, 2003 (04.03.03), Full text; all drawings & US 2003/0125624 A1 & US 2006/0184032 A1	1-7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 19 September, 2008 (19.09.08)	Date of mailing of the international search report 30 September, 2008 (30.09.08)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/002438

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 8-308843 A (Toshiba Medical Engineering Kabushiki Kaisha), 26 November, 1996 (26.11.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 0 2 4 3 8	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	JP 2007-175069 A (株式会社東芝) 2007.07.12, 【請求項1】、段落【0018】、【0020】、第2図 & US 2007/0167766 A1 & CN 1989911 A	1-7	
A	JP 2003-245279 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2003.09.02, 全文, 全図 & US 2003/0158484 A1 & DE 10306806 A	1-7	
A	JP 2003-61958 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2003.03.04, 全文, 全図 & US 2003/0125624 A1 & US 2006/0184032 A1	1-7	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 19.09.2008		国際調査報告の発送日 30.09.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2008/002438

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 8-308843 A (東芝メディカルエンジニアリング株式会社) 1996. 11. 26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2009031309A1	公开(公告)日	2010-12-09
申请号	JP2009531130	申请日	2008-09-04
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西村有史		
发明人	西村 有史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5292 A61B5/024 A61B5/0456 A61B5/7257 A61B8/06 A61B8/488 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/EE11 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK36		
优先权	2007232923 2007-09-07 JP		
其他公开文献	JP5156750B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声检查仪，其可以根据测试对象的心率自动地优化多普勒图像和M模式图像的扫描速率，而无需操作员执行麻烦的操作。超声检查仪设有用于将超声波束发送到身体组织中的装置，用于接收从身体组织反射的超声波信号和血流的装置，用于从身体构造身体组织的截面图像的装置。接收到的超声波信号，用于对已经被血流反射离开身体组织的超声多普勒血流信号执行相位检测的装置，用于计算已经进行了相位检测的多普勒血流信号的频率分量的装置。以及用于以时间序列将所计算的频率分量作为多普勒图像进行扫频显示的装置。超声检查仪具有用于在预定定时测量被测者的心率的心率测量装置，并且超声检查仪还包括用于基于通过心率测量获得的心率来计算最佳扫描率的最佳扫描率计算装置。最佳扫描率设置装置和最佳扫描率设置装置，用于设置多普勒图像和M模式图像中至少一个的扫描速率。

