

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5259259号
(P5259259)

(45) 発行日 平成25年8月7日(2013.8.7)

(24) 登録日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-146189 (P2008-146189)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成20年6月3日(2008.6.3)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2009-291325 (P2009-291325A)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(43) 公開日	平成21年12月17日(2009.12.17)	(72) 発明者	滝本 雅夫 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内
審査請求日	平成23年6月1日(2011.6.1)	(72) 発明者	瀧口 宗基 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内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波を送受信する送受信手段と、
前記送受信手段によって得られる受信信号を帯域制限フィルタの遮蔽周波数の2倍以上の周波数でサンプリングして前記運動体に起因するドブラ信号を抽出する抽出手段と、
前記抽出手段によって抽出されるドブラ信号を基にドブラ偏移周波数を分析してドブラスペクトラムを生成する手段と、

前記ドブラスペクトラムの正の最大を含む第1ドブラスペクトラムを生成し、前記第1ドブラスペクトラムを基に、信号存在領域と信号非存在領域との第1境界を検出し、前記ドブラスペクトラムの負の最大を含む第2ドブラスペクトラムを生成し、前記第2ドブラスペクトラムを基に、信号存在領域と信号非存在領域との第2境界を検出する検出手段と

10

、
前記第1境界と前記第2境界との差を基に、前記ドブラスペクトラムの表示体系を調整する調整手段と、

前記調整後のドブラスペクトラムをディスプレイ上に表示させる手段と、
を有することを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項2】

前記第1境界及び前記第2境界を記憶する記憶手段をさらに設け、前記調整手段は、前記記憶手段に記憶される前記第1境界及び前記第2境界を基に、前記差を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波ドブラ診断装置。

20

【請求項 3】

前記調整手段は、前記第 1 境界と前記第 2 境界との差が、予め設定される閾値になるように、前記ドブラスpektrラムの流速レンジを調整することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 4】

前記調整手段は、前記第 1 境界と前記第 2 境界との差を基に、前記信号非存在領域の中心を求め、その中心が両端になるように前記ドブラスpektrラムを調整することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項に記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 5】

前記検出手段は、前記第 1 ドブラスpektrラムの速度レンジを拡げることで前記第 1 境界を検出し、前記第 2 ドブラスpektrラムの速度レンジを拡げることで前記第 2 境界を検出する構成とすることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波ドプラ診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のドプラ効果を利用して、血液等の体内の運動体の運動状態を診断する超音波ドプラ診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波検査においては、ドプラモードを使用して生体内の運動機能の診断を行なう場合がある。ドプラモードとは、生体内の血流情報をリアルタイムでディスプレイに表示できるようにしたもので、ディスプレイ上に表示されるドプラ信号波形は、時間（横軸）の経過に伴う血流速度（縦軸）とその信号の強度（パワー）の変化（ディスプレイ上では輝度変化で表示される）を示すものである。

20

【0003】

ここで、検出されるドプラ信号の速度（周波数）がパルス繰り返し周波数（PRF：pulse repetition frequency）で表される一定値（ $\pm 1/2$ PRF）を超える場合には、表示されるドプラ波形が折り返すことがある。折り返しのあるドプラ波形を折り返しのないドプラ波形に変換するには、流速レンジやベースライン位置を操作者がマニュアル操作にて適切に調整・設定しなければいけないため、操作に時間がかかり操作者の大きな負担になると共に、診断の作業性が悪かった。

30

【0004】

そこで、操作者の負担を軽減し、診断の作業性を向上させる目的で、検出可能周波数範囲（ナイキスト周波数）に対する信号存在領域を検出することで、自動的に適切な流速レンジ値及び適切なベースライン位置を求め、次に自動的に適切な流速レンジ値及び適切なベースライン位置を設定することが可能な超音波ドプラ診断装置が開発されている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【特許文献 1】特開平 8 - 308843 号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 の技術に、サンプリング周波数を遮蔽周波数（PRF）の 2 倍の $2 \times \text{PRF}$ に設定する等のオーバーサンプリング（oversampling）技術を適用することによってドプラ信号を折り返し表示させないようにすると、特許文献 1 では流速レンジやベースライン位置の自動調整機能が適切に動作せず、適切なドプラ波形表示できない場合がある。

【0006】

本発明は、このような事情を考慮してなされたもので、操作者にとって常に適切なドプラ信号の波形を提示することができる超音波ドプラ診断装置を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る超音波ドブラ診断装置は、上述した課題を解決するために、被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波を送受信する送受信手段と、前記送受信手段によって得られる受信信号を帯域制限フィルタの遮蔽周波数の2倍以上の周波数でサンプリングして前記運動体に起因するドブラ信号を抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出されるドブラ信号を基にドブラ偏移周波数を分析してドブラスペクトラムを生成する手段と、前記ドブラスペクトラムの正の最大を含む第1ドブラスペクトラムを生成し、前記第1ドブラスペクトラムを基に、信号存在領域と信号非存在領域との第1境界を検出し、前記ドブラスペクトラムの負の最大を含む第2ドブラスペクトラムを生成し、前記第2ドブラスペクトラムを基に、信号存在領域と信号非存在領域との第2境界を検出する検出手段と、前記第1境界と前記第2境界との差を基に、前記ドブラスペクトラムの表示体系を調整する調整手段と、前記調整後のドブラスペクトラムをディスプレイ上に表示させる手段と、を有する。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明に係る超音波ドブラ診断装置によると、操作者にとって常に適切なドブラ信号の波形を提示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明に係る超音波ドブラ診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

20

【0010】

図1は、本実施形態の超音波ドブラ診断装置（超音波診断装置）の構成を示す概略図である。

【0011】

図1は、第1実施形態の超音波ドブラ診断装置10を示す。その超音波ドブラ診断装置10は、大きくは、超音波プローブ11、装置本体12、ディスプレイ13及び操作パネル14によって構成される。

【0012】

超音波プローブ11は、装置本体12からの駆動パルスを基に患者P内に超音波信号を送波すると共に、エコー信号を受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。なお、超音波プローブ11としては、例えば、機械式三次元プローブ及び2Dプローブ（マトリクスアレイプローブ）等が挙げられる。

30

【0013】

装置本体12は、送受信部21、Bモード画像生成回路（検波回路）22、画像メモリ23、ミキサ24、ローパスフィルタ（LPF）25、90度移相器26、サンプリングパルス発生回路27、ドブラスペクトラム演算部28、第1境界検出回路29、第2境界検出回路30、ドブラスペクトラム調整回路31、表示画像生成回路32、CPU（central processing unit）33、内部記憶装置34、IF（interface）35及び外部記憶装置36を備える。なお、図示しないが、ミキサ24、LPF25及びドブラスペクトラム演算部28は、それぞれ2チャンネルである。また、本実施形態では、第1境界検出回路29、第2境界検出回路30及びドブラスペクトラム調整回路31は集積回路として構成されるものとして説明するが、それらの全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

40

【0014】

送受信部21は、基準信号発生回路21a、遅延回路（ディレイライン）21b、パルサ回路21c、アンプ21d及び加算回路21eを備える。基準信号発生回路21aは、基準クロックを発生する。遅延回路（後述する受信時の遅延も兼用）21bは、基準信号

50

発生回路 2 1 a によって発生される基準クロックを受けて遅延駆動信号を生成する。パルサ回路 2 1 c は、遅延回路 2 1 b によって生成される遅延駆動信号を受けて超音波プローブ 1 1 の圧電振動子群を振動させる。なお、このような送受信部 2 1 の送信系は、CPU 3 3 の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 5 】

送受信部 2 1 のアンプ 2 1 d は、超音波プローブ 1 1 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。遅延回路 2 1 b は、アンプ 2 1 d の出力信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えて、出力信号を遅延させる。加算回路 2 1 e は、遅延回路 2 1 b の出力信号に対して加算処理を行なう。加算回路 2 1 e による加算により、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とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【 0 0 1 6 】

B モード画像生成回路 2 2 は、送受信部 2 1 の加算回路 2 1 e の出力信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード画像を生成する。

【 0 0 1 7 】

画像メモリ 2 3 は、B モード画像生成回路 2 2 から出力される B モード画像を記憶する。例えば、画像メモリ 2 3 は、B モード画像生成回路 2 2 から出力される三次元のスキャン領域に関する複数の B モード画像を、空間的に（厚さ方向に従って）配列し、必要に応じて補間処理を施すことで、ポリウムデータ（三次元画像データ）を形成して記憶する。

20

【 0 0 1 8 】

一方、送受信部 2 1 の加算回路 2 1 e の出力信号は、位相検波用のミキサ 2 4 を介して LPF 2 5 にも出力される。また、基準信号発生回路 2 1 a の出力信号は、ミキサ 2 4 の一方のチャンネルに直接出力される一方、90 度移相器 2 6 を介してミキサ 2 4 の他方のチャンネルに出力される。このため、装置本体 1 2 によって整相加算されるエコー信号がミキサ 2 4 に加えられる他、基準信号発生回路 2 1 a からの基準信号 f_0 及び 90 度の位相差をもった基準信号 f_0 がミキサ 2 4 の 2 チャンネルにそれぞれ加えられる。これにより、ミキサ 2 4 はドブラ偏移信号 f_d と「 $2f_0 + f_d$ 」の信号を LPF 2 5 に出力する。

30

【 0 0 1 9 】

LPF 2 5 は、ミキサ 2 4 からの混合信号の中から高周波成分を除去し、ドブラ偏移信号 f_d のみを得る。ドブラ偏移信号 f_d は、血流情報に演算するための位相検波出力であり、ドブラスペクトラム演算部 2 8 に出力される。

【 0 0 2 0 】

サンプリングパルス発生回路 2 7 は、基準信号発生回路 2 1 a によって発生される基準信号と、CPU 3 3 から出力されるサンプリング周波数（ $2 \times \text{PRF (pulse repetition frequency)}$ ）とを基に、サンプリングパルスを発生する。サンプリング周波数を遮蔽周波数の 2 倍以上とするオーバーサンプリング技術を採用してノイズ成分の折り返し表示を行なわないことで、ノイズ成分を約 3 [dB] 減少させることができる。

40

【 0 0 2 1 】

ドブラスペクトラム演算部 2 8 は、レンジゲート回路 2 8 a、サンプルホールド回路（S/H）2 8 b、バンドパスフィルタ（BPF）2 8 c、デジタル変換回路（A/D）2 8 d 及び周波数分析回路（FFT）2 8 e を備える。

【 0 0 2 2 】

レンジゲート回路 2 8 a は、操作パネル 1 4 から CPU 3 3 を介して与えられるレンジ

50

ゲート位置信号に基づいて遅延時間を任意に設定可能である。レンジゲート回路 28 a は、超音波プローブ 11 と所望のレンジゲート（サンプリングポイント又はサンプリングボリュームともいう。）の位置との間を超音波信号が往復する分の時間だけレートパルスよりも遅延させる。S / H 28 b は、L P F 25 からの位相検波出力信号を、サンプリングパルス発生回路 27 によって設定されるサンプリングパルスでサンプルホールドする。

【0023】

B P F 28 c は、S / H 28 b によってサンプルホールドされた位相検波信号をから、不要な帯域の周波数成分を除去する帯域遮蔽フィルタ（遮蔽周波数：P R F）である。B P F 28 c は、S / H 28 b によってサンプルホールドされた位相検波信号から、サンプリングによって生じる高調波成分及び血管壁等からの固定反射信号、さらには比較的遅い動きに拠るドプラ偏移周波数に相当した成分を除去し、血流に拠るドプラ信号のみを抽出する。

【0024】

A / D 28 d は、B P F 28 c の出力信号をデジタル化する。

【0025】

F F T 28 e は、高速フーリエ変換回路を有し、A / D 28 d の出力信号に対してドプラ偏移周波数の周波数解析を行なう。F F T 28 e は、解析結果としてのドプラスペクトラム（周波数スペクトルパターン）を第 1 境界検出回路 29 に出力する。

【0026】

第 1 境界検出回路 29 及び第 2 境界検出回路 30 は、F F T 28 e から出力されるドプラスペクトラムを基に、信号成分の上限と下限とを検出する。

【0027】

まず、第 1 境界検出回路 29 による S M A P (s i g n a l m a p) の生成処理について、図 2 乃至図 7 を用いて説明する。

【0028】

図 2 は、F F T 28 e から出力されるドプラスペクトラムの一例を示す模式図である。図 3 は、図 2 に示すドプラスペクトラムのベースライン位置をスライドして生成される第 1 スライド・ドプラスペクトラムを示す模式図である。図 4 は、図 2 に示すドプラスペクトラムの S M A P を示す図である。図 5 は、図 4 に示す S M A P から信号成分の境界を演算する方法を説明するための図である。図 6 は、図 3 に示す第 1 スライド・ドプラスペクトラムの S M A P を示す図である。図 7 は、図 6 に示す S M A P から信号成分の境界を演算する方法を説明するための図である。なお、図 2 に示すドプラスペクトラムでは、サンプリング周波数として $2 \times P R F$ を用いるオーバーサンプリング技術を採用しているため、表示幅内に折り返りが存在していない。

【0029】

第 1 境界検出回路 29 は、F F T 28 e から出力されるドプラスペクトラム（図 2 に図示）のベースライン位置を表示幅の最下端（- M a x）までスライドさせ、第 1 スライド・ドプラスペクトラム（図 3 に図示）を得る。その結果、F F T 28 e から出力されるドプラスペクトラムの高周波数側が表示幅に収まっていない（切れている）場合でも、第 1 スライド・ドプラスペクトラムによると最も高周波数側の信号を表示幅内に収めることができる。そして、第 1 境界検出回路 29 は、図 3 に示す第 1 スライド・ドプラスペクトラムを基に、一周波数軸である閾値以上のパワーの周波数の値が 1、閾値以下のパワーの周波数の値が 0 となるような s M A P を生成し、s M A P を一定時間範囲の周波数軸に対してそれぞれ行ない、各 s M A P を統合（O R）して S M A P（図 6 に図示）を生成する。なお、S M A P の生成はベースライン位置のスライドに伴って自動的に更新されるようにしてもよい。

【0030】

例えば、図 3 に示すような第 1 スライド・ドプラスペクトラムが生成される場合、第 1 境界検出回路 29 は、第 1 スライド・ドプラスペクトラムを基に、パワー P が閾値 T_h よりも大きい周波数 f については信号存在領域としての“1”を、小さい周波数 f について

10

20

30

40

50

は信号非存在領域としての“0”をそれぞれ割り当てて、時刻 t の $sMAP$ を生成する。第1境界検出回路29は、図3に示す全ての時刻について $sMAP$ を生成し、それらの結果を統合して、図6に示すような $SMAP$ を生成する。

【0031】

さらに、第1境界検出回路29は、自身で生成する $SMAP$ を基に、第1スライド・ドプラスペクトラムの表示幅内に信号非存在領域が存在しないと判断する場合、信号非存在領域が存在すると判断するまで第1スライド・ドプラスペクトラムの流速レンジを拡大する。そして、第1境界検出回路29は、信号非存在領域が存在する $SMAP$ を基に、図7に示すような信号存在領域と信号非存在領域との境界(エッジ) $E1$ を信号成分の上限として検出する。なお、境界 $E1$ の位置情報は、内部記憶装置34等の記憶装置に記憶される。

10

【0032】

図2に示すドプラスペクトラムを基に生成される図4に示す $SMAP$ によると、図5に示すように、境界の演算において $e1$ を信号成分の上限と、 $e2$ を信号成分の下限と認識してしまう。一方、図3に示すドプラスペクトラムを基に生成される図6に示す各 $SMAP$ によると、図7に示すように、正確に適切な信号成分の上限を求めることができる。

【0033】

次いで、第2境界検出回路30による $SMAP$ の生成処理について、図2、図4、図5、図8、図9及び図10を用いて説明する。

【0034】

20

図8は、図2に示すドプラスペクトラムのベースライン位置をスライドして生成される第2スライド・ドプラスペクトラムを示す模式図である。図9は、図8に示す第2スライド・ドプラスペクトラムの $SMAP$ を示す図である。図10は、図9に示す $SMAP$ から信号成分の境界を演算する方法を説明するための図である。

【0035】

第2境界検出回路30は、FFT28eから出力されるドプラスペクトラム(図2に図示)のベースライン位置を表示幅の最上端(+Max)までスライドさせ、第2スライド・ドプラスペクトラム(図8に図示)を得る。その結果、FFT28eから出力されるドプラスペクトラムの低周波数側が表示幅に収まっていない(切れている)場合でも、第2スライド・ドプラスペクトラムによると最も低周波数側の信号を表示幅内に収めることができる。そして、第2境界検出回路30は、図8に示す第2スライド・ドプラスペクトラムを基に、一周波数軸である閾値以上のパワーの周波数の値が1、閾値以下のパワーの周波数の値が0となるような $sMAP$ を生成し、 $sMAP$ を一定時間範囲の周波数軸に対してそれぞれ行ない、各 $sMAP$ を統合(OR)して $SMAP$ (図9に図示)を生成する。なお、 $SMAP$ の生成はベースライン位置のスライドに伴って自動的に更新されるようにしてもよい。

30

【0036】

さらに、第2境界検出回路30は、自身で生成する $SMAP$ を基に、第2スライド・ドプラスペクトラムの表示幅内に信号非存在領域が存在しないと判断する場合、信号非存在領域が存在すると判断するまで第2スライド・ドプラスペクトラムの流速レンジを拡大する。そして、第2境界検出回路30は、信号非存在領域が存在する $SMAP$ を基に、図10に示すような信号存在領域と信号非存在領域との境界 $E2$ を信号成分の下限として検出する。なお、境界 $E2$ の位置情報は、内部記憶装置34等の記憶装置に記憶される。

40

【0037】

図2に示すドプラスペクトラムを基に生成される図4に示す $SMAP$ によると、図5に示すように、境界の演算において $e1$ を信号成分の上限と、 $e2$ を信号成分の下限と認識してしまう。一方、図8に示すドプラスペクトラムを基に生成される図9に示す各 $SMAP$ によると、図10に示すように、正確に適切な信号成分の下限を求めることができる。

【0038】

なお、第1境界検出回路29及び第2境界検出回路30の検出処理の順序は問わないし

50

、また、検出処理は、並列して同時に行なわれるものであってもよい。

【 0 0 3 9 】

ドプラスペクトラム調整回路 3 1 は、第 1 境界検出回路 2 9 及び第 2 境界検出回路 3 0 の出力を基に、FFT 2 8 e から出力されるドプラスペクトラムを調整する。

【 0 0 4 0 】

具体的には、ドプラスペクトラム調整回路 3 1 は、第 1 境界検出回路 2 9 から出力される境界 E 1 の位置情報と、第 2 境界検出回路 3 0 から出力される境界 E 2 の位置情報との差を基に、信号非存在領域の大きさを演算する。そして、ドプラスペクトラム調整回路 3 1 は、信号非存在領域の大きさが、予め設定される期待値（閾値）となるように、FFT 2 8 e から出力されるドプラスペクトラムの流速レンジを調整する。また、ドプラスペクトラム調整回路 3 1 は、境界 E 1 と境界 E 2 との差を基に信号非存在領域の中心を求め、その中心が両端となるようにドプラスペクトラムを調整する。

10

【 0 0 4 1 】

なお、第 1 境界検出回路 2 9 及び第 2 境界検出回路 3 0 による動作中、必ずしもドプラスペクトラムを表示させる必要はなく装置内部のバックグラウンドの処理として対応してもよい。

【 0 0 4 2 】

表示画像生成回路 3 2 は、DSC (digital scan converter) 及び D/A (digital to analog) 変換回路等によって構成される。表示画像生成回路 3 2 は、B モード画像生成回路 2 2 の出力信号及びドプラスペクトラム調整回路 3 1 の出力信号を基に、B モード画像と並列にドプラスペクトラムが分割表示される表示画像を生成し、ディスプレイ 1 3 に出力する。これにより、ディスプレイ 1 3 上に、B モード画像及びドプラスペクトラムが表示される。

20

【 0 0 4 3 】

ディスプレイ 1 3 は、CRT (cathode ray tube) 等によって構成される。表示画像生成回路 3 2 から出力される表示画像を表示する。

【 0 0 4 4 】

操作パネル 1 4 は、トラックボール、各種スイッチ、ボタン、マウス及びキーボード等によって構成される。操作パネル 1 4 は、装置本体 1 2 の IF 3 5 に接続され、ユーザ（操作者）からの各種指示、例えば、関心領域 (ROI: region of interest) の設定指示、画質条件設定指示、レンジゲート位置信号及びフリーズ指令信号を IF 3 5 に出力する。

30

【 0 0 4 5 】

CPU 3 3 は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路 (LSI) の構成をもつ制御装置である。CPU 3 3 は、内部記憶装置 3 4 に記憶しているプログラムを実行する機能を有する。又は、CPU 3 3 は、外部記憶装置 3 6 に記憶しているプログラム等を、内部記憶装置 3 4 にロードして実行する。

【 0 0 4 6 】

内部記憶装置 3 4 は、ROM (read only memory) 及び RAM (random access memory) 等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置 3 4 は、IPL (initial program loading)、BIOS (basic input/output system) 及びデータを記憶したり、CPU 2 5 のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする。

40

【 0 0 4 7 】

IF 3 5 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF 3 5 は、操作パネル 1 4 及び外部記憶装置 3 6 等に関するインターフェースである。

【 0 0 4 8 】

外部記憶装置 3 6 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置（図示しない）に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置 3 6 は、

50

装置本体 12 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS (operating system) 等も含まれる）を記憶する。また、OS に、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル 15 によって行なうことができる GUI (graphical user interface) を提供させることもできる。

【0049】

続いて、本実施形態の超音波ドブラ診断装置 10 の動作について、図 11 に示すフローチャートを用いて説明する。

【0050】

超音波ドブラ診断装置 10 が起動されると、装置本体 12 は、基準信号発生回路 21a から出力されるレートパルスによって、超音波プローブ 11 の圧電振動子群を励振し、超音波信号が患者 P 内に送波される。送波される超音波信号は患者 P の各部で反射し、そのエコー信号が超音波プローブ 11 の圧電振動子群によって受信される。エコー信号は圧電振動子群によって電気信号に変換され、その電気信号は装置本体 12 の加算回路 21e によって受信フォーカスが掛けられる。加算回路 21e から出力される指定ラスタアドレスの信号のうち一方は、B モード画像生成回路 22 に出力され、対数増幅処理・包絡線検波処理が施され、指定ラスタアドレスの画像信号に検波・変換される。B モード画像を形成する画像信号は表示画像生成回路 32 に出力される。

【0051】

一方、送受信部 21 の加算回路 21e の出力信号は、位相検波用のミキサ 24 を介して LPF 25 にも出力される。また、基準信号発生回路 21a の出力信号は、ミキサ 24 の一方のチャンネルに直接出力され、90 度移相器 26 を介してミキサ 24 の他方のチャンネルに接続されている。このため、装置本体 12 によって整相加算されるエコー信号がミキサ 24 に加えられる他、基準信号発生回路 21a からの基準信号 f_0 及び 90 度の位相差をもった基準信号 f_0 がミキサ 24 の 2 チャンネルにそれぞれ加えられる。これにより、ミキサ 24 はドブラ偏移信号 f_d と「 $2f_0 + f_d$ 」の信号を LPF 25 に出力する。

【0052】

ミキサ 24 からの混合信号の中から高周波成分が LPF 25 によって除去され、ドブラ偏移信号 f_d のみが得られる。ドブラ偏移信号 f_d は、血流情報に演算するための位相検波出力であり、ドブラスペクトラム演算部 28 に出力される。

【0053】

また、基準信号発生回路 21a によって発生される基準信号と、CPU 33 から出力されるサンプリング周波数 ($2 \times PRF$) とを基に、サンプリングパルス発生回路 27 によってサンプリングパルスが発生される。

【0054】

次いで、LPF 25 及びサンプリングパルス発生回路 27 の出力を基に、ドブラスペクトラム演算部 28 によって解析結果としてのドブラスペクトラムが演算される。

【0055】

次いで、FFT 28e から出力されるドブラスペクトラム (図 2 に図示) のベースライン位置が表示幅の最下端 (-Max) までスライドされ (ステップ S1)、第 1 スライド・ドブラスペクトラム (図 3 に図示) が得られる。その結果、FFT 28e から出力されるドブラスペクトラムの高周波数側が表示幅に収まっていない (切れている) 場合でも、第 1 スライド・ドブラスペクトラムによると最も高周波数側の信号を表示幅内に収めることができる。そして、図 3 に示す第 1 スライド・ドブラスペクトラムを基に、SMAP (図 6 に図示) が生成される (ステップ S2)。

【0056】

次いで、ステップ S2 によって生成される SMAP を基に、第 1 スライド・ドブラスペクトラムの表示幅内に信号非存在領域が存在するか否かが判断される (ステップ S3)。ステップ S3 によって NO、すなわち、信号非存在領域が存在しないと判断される場合、信号非存在領域が存在すると判断されるまで第 1 スライド・ドブラスペクトラムの流速レ

10

20

30

40

50

ンジが拡大される（ステップS4）。一方、ステップS3によってYES、すなわち、信号非存在領域が存在すると判断される場合、信号非存在領域が存在するSMAPを基に、信号存在領域と信号非存在領域との境界E1が信号成分の上限として求められる（ステップS5）。なお、境界E1の位置情報は、内部記憶装置34等の記憶装置に記憶される。
【0057】

次いで、FFT28eから出力されるドブラスペクトラム（図2に図示）のベースライン位置が表示幅の最上端（+Max）までスライドされ（ステップS6）、第2スライド・ドブラスペクトラム（図8に図示）が得られる。その結果、FFT28eから出力されるドブラスペクトラムの低周波数側が表示幅に収まっていない（切れている）場合でも、第2スライド・ドブラスペクトラムによると最も低周波数側の信号を表示幅内に収めることができる。そして、図8に示す第2スライド・ドブラスペクトラムを基に、SMAP（図9に図示）が生成される（ステップS7）。
【0058】

次いで、ステップS7によって生成されるSMAPを基に、第2スライド・ドブラスペクトラムの表示幅内に信号非存在領域が存在するか否かが判断される（ステップS8）。ステップS8によってNO、すなわち、信号非存在領域が存在しないと判断される場合、信号非存在領域が存在すると判断されるまで第2スライド・ドブラスペクトラムの流速レンジが拡大される（ステップS9）。一方、ステップS8によってYES、すなわち、信号非存在領域が存在すると判断される場合、信号非存在領域が存在するSMAPを基に、信号存在領域と信号非存在領域との境界E2が信号成分の下限として求められる（ステップS10）。なお、境界E2の位置情報は、内部記憶装置34等の記憶装置に記憶される。
【0059】

次いで、ステップS5によって算出される境界E1の位置情報と、ステップS10によって算出される境界E2の位置情報との差を基に、信号非存在領域の大きさを演算する（ステップS11）。そして、ステップS11によって算出される信号非存在領域の大きさが、予め設定される期待値（閾値）になるように、FFT28eから出力されるドブラスペクトラムの流速レンジが調整される（ステップS12）。次いで、ステップS11によって算出される境界E1と境界E2との差を基に信号非存在領域の中心が求められ、その中心が両端となるようにドブラスペクトラムが調整される（ステップS13）。
【0060】

本実施形態の超音波ドブラ診断装置10によると、サンプリング周波数を遮蔽周波数（PRF）の2倍以上に設定するオーバーサンプリング技術によって、ドブラ信号が折り返し表示されない状態であっても、流速レンジやベースライン位置の自動調整機能が適切に動作するので、操作者にとって常に適切なドブラ信号の波形を提示することができる。
【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本実施形態の超音波ドブラ診断装置の構成を示す概略図。

【図2】FFTから出力されるドブラスペクトラムの一例を示す模式図。

【図3】図2に示すドブラスペクトラムのベースライン位置をスライドして生成される第1スライド・ドブラスペクトラムを示す模式図。
【図4】図2に示すドブラスペクトラムのSMAPを示す図。

【図5】図4に示すSMAPから信号成分の境界を演算する方法を説明するための図。

【図6】図3に示す第1スライド・ドブラスペクトラムのSMAPを示す図。

【図7】図6に示すSMAPから信号成分の境界を演算する方法を説明するための図。

【図8】図2に示すドブラスペクトラムのベースライン位置をスライドして生成される第2スライド・ドブラスペクトラムを示す模式図。

【図9】図8に示す第2スライド・ドブラスペクトラムのSMAPを示す図。

【図10】図9に示すSMAPから信号成分の境界を演算する方法を説明するための図。

【図11】本実施形態の超音波ドブラ診断装置の動作を示すフローチャート。

10

20

30

40

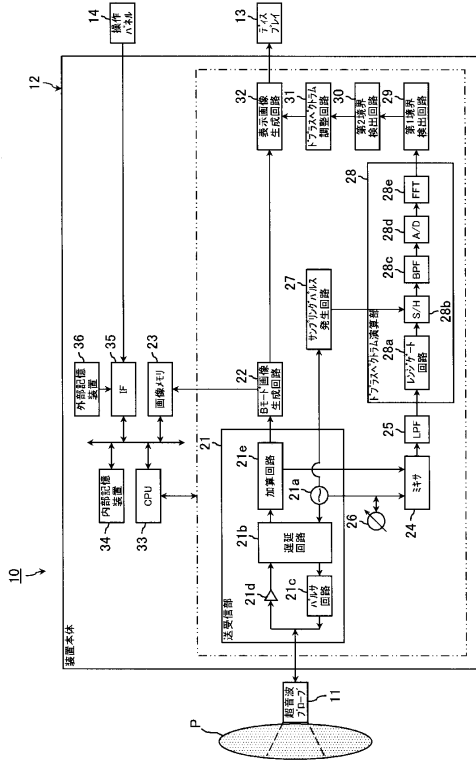
50

【符号の説明】

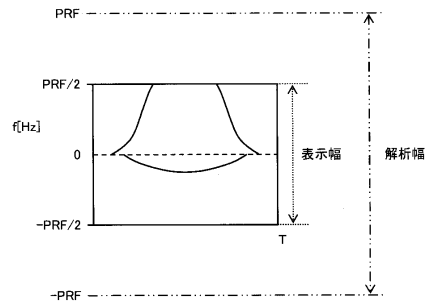
【0062】

- 10 超音波ドブラ診断装置
- 11 超音波プローブ
- 13 ディスプレイ
- 14 操作パネル
- 21 送受信部
- 22 Bモード画像生成回路
- 28 ドブラスペクトラム演算部
- 29 第1境界検出回路
- 30 第2境界検出回路
- 31 ドブラスペクトラム調整回路
- 32 表示画像生成回路

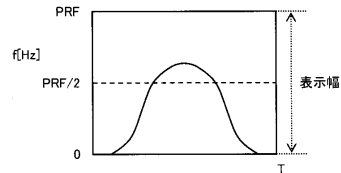
【図1】



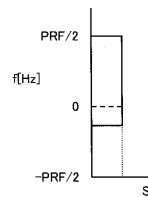
【図2】



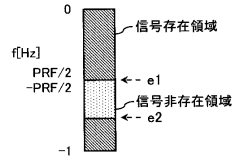
【図3】



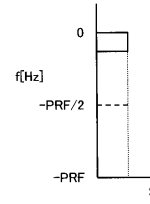
【図4】



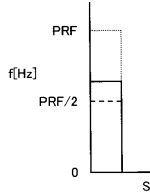
【図5】



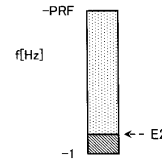
【図9】



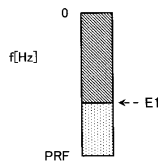
【図6】



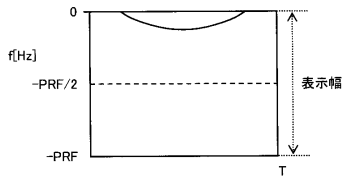
【図10】



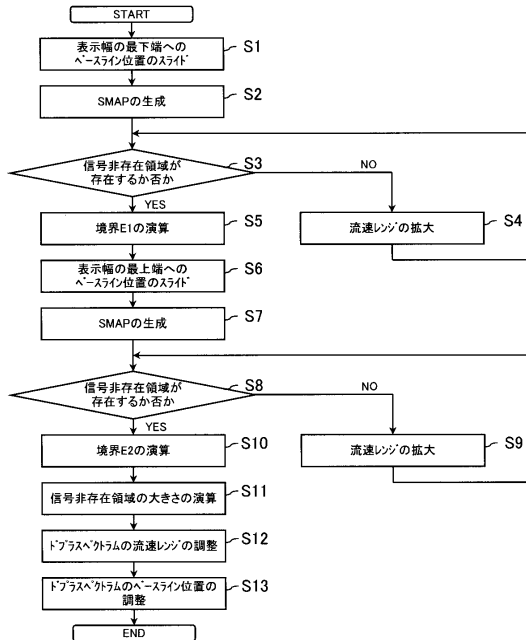
【図7】



【図8】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者 坂口 文康

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内

(72)発明者 今村 智久

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内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2007-202617(JP,A)

特開平08-308843(JP,A)

特開平02-309934(JP,A)

特開平07-023952(JP,A)

特開平10-014918(JP,A)

特開平11-113911(JP,A)

特開昭63-154164(JP,A)

特開2002-143157(JP,A)

特開2003-079624(JP,A)

特開2003-245279(JP,A)

特開2004-089309(JP,A)

特開2006-116072(JP,A)

特開2006-149603(JP,A)

特開2008-110072(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP5259259B2	公开(公告)日	2013-08-07
申请号	JP2008146189	申请日	2008-06-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫 瀧口宗基 坂口文康 今村智久		
发明人	滝本 雅夫 瀧口 宗基 坂口 文康 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/KK17		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2009291325A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波多普勒诊断设备，该设备始终呈现适合操作员的多普勒信号波形。解决方案：超声多普勒诊断装置10包括第一边界检测电路29，用于通过将多普勒频谱的基线位置滑动到显示宽度的正最大值来产生第一滑动多普勒频谱，并检测信号存在之间的第一边界。区域和基于第一滑动多普勒频谱的信号不存在区域，第二边界检测电路30通过将多普勒频谱的基线位置滑动到显示宽度的负最大值来产生第二滑动多普勒频谱并检测第二基于第二滑动多普勒频谱的信号存在区域和信号不存在区域之间的边界，以及基于第一边界和第二边界的差异来控制多普勒频谱的显示系统的多普勒频谱控制电路31。Z

【图1】

