

(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2009-291325

(P2009-291325A)

(43) 公開日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(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 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-146189 (P2008-146189)  
(22) 出願日 平成20年6月3日(2008.6.3)

(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 100078765  
弁理士 波多野 久  
(74) 代理人 100078802  
弁理士 関口 俊三  
(74) 代理人 100077757  
弁理士 猿渡 章雄  
(74) 代理人 100130731  
弁理士 河村 修

最終頁に続く

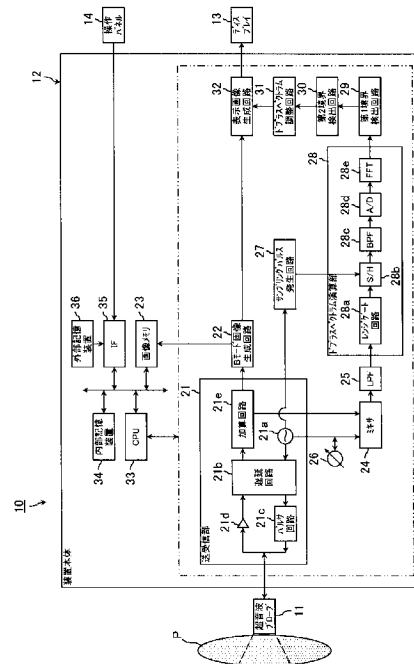
(54) 【発明の名称】 超音波ドプラ診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波ドプラ診断装置において、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。

【解決手段】超音波ドプラ診断装置10は、ドプラスペクトラムのベースライン位置を表示幅の正の最大までスライドして第1スライド・ドプラスペクトラムを生成し、第1スライド・ドプ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境界を検出する第1境界検出回路29と、ドプラスペクトラムのベースライン位置を表示幅の負の最大までスライドして第2スライド・ドプラスペクトラムを生成し、第2スライド・ドプ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境界を検出する第2境界検出回路30と、第1境界と第2境界との差を基に、ドプラスペクトラムの表示体系を調整するドプラスペクトラム調整回路31とを有する。

【選択図】 図1



## 【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プラス  
 スペクトラムを生成する手段と、  
 前記ドプラスペクトラムのベースライン位置を表示幅の正の最大までスライドして第 1 ス  
 ライド・ドプラスペクトラムを生成し、前記第 1 スライド・ドプ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 境界を検出する第 1 検出手段と、  
 前記ドプラスペクトラムのベースライン位置を表示幅の負の最大までスライドして第 2 ス  
 ライド・ドプラスペクトラムを生成し、前記第 2 スライド・ドプ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 境界を検出する第 2 検出手段と、  
 前記第 1 境界と前記第 2 境界との差を基に、前記ドプラスペクトラムの表示体系を調整す  
 る調整手段と、  
 前記調整後のドプ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。

10

## 【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、前記ドプラスペクト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  
 記載の超音波ドブラ診断装置。

## 【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、その中心を前記ドプラスペクトラムのベースライン位置になるように前記ドブラ  
 スペクト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  
 音波ドブラ診断装置。

30

## 【請求項 5】

前記第 1 検出手段は、前記第 1 スライド・ドプラスペクト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 検出手段は、前記第 2 スライド・ドプラスペクトラム  
 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ブラ診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

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

40

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波検査においては、ドブ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。ドブラモードとは、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ブラ信号波形は、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。

## 【0003】

ここで、検出されるドブラ信号の速度（周波数）がパルス繰り返し周波数（PRF：p  
 ulse repetition frequency）で表される一定値（ $\pm 1/2P$

50

R F ) を超える場合には、表示されるドブラ波形が折り返すことがある。折り返しのあるドブラ波形を折り返しのないドブ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。

【 0 0 0 4 】

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ブラ診断装置が開発されている（例えば、特許文献 1 参照。）。 10

【特許文献 1】特開平 8 - 3 0 8 8 4 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

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（P R F）の 2 倍の  $2 \times P R F$  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ブ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、適切なドブラ波形表示できない場合がある。 20

【 0 0 0 6 】

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ブラ信号の波形を提示することができる超音波ドブラ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】

【 0 0 0 7 】

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ベースライン位置を表示幅の正の最大までスライドして第 1 スライド・ドブラスペクトラムを生成し、前記第 1 スライド・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 境界を検出する第 1 検出手段と、前記ドブラスペクトラムのベースライン位置を表示幅の負の最大までスライドして第 2 スライド・ドブラスペクトラムを生成し、前記第 2 スライド・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 境界を検出する第 2 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、前記流速レンジの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。 30

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

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。 40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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 50

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。

【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。

10

【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、基準信号発生回路21a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21cは、遅延回路21b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11の圧電振動子群を振動させる。なお、このような送受信部21の送信系は、CPU33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。

20

30

【0015】

送受信部21のアンプ21dは、超音波プローブ11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21bは、アンプ21d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21eは、遅延回路21bの出力信号に対して加算処理を行なう。加算回路21e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。

【0016】

Bモード画像生成回路22は、送受信部21の加算回路21e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。

40

【0017】

画像メモリ23は、Bモード画像生成回路22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23は、Bモード画像生成回路22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、ボリュームデータ(三次元画像データ)を形成して記憶する。

【0018】

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LPF25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

50

一方のチャンネルに直接出力される一方、90度移相器26を介してミキサ24の他方のチャンネルに出力される。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LPF25に出力する。

【0019】

LPF25は、ミキサ24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28に出力される。

10

【0020】

サンプリングパルス発生回路27は、基準信号発生回路21aによって発生される基準信号と、CPU33から出力されるサンプリング周波数( $2 \times PRF$  (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。

【0021】

ドブラスペクトラム演算部28は、レンジゲート回路28a、サンプルホールド回路(S/H)28b、バンドパスフィルタ(BPF)28c、デジタル変換回路(A/D)28d及び周波数分析回路(FFT)28eを備える。

20

【0022】

レンジゲート回路28aは、操作パネル14からCPU33を介して与えられるレンジ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28a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/H28bは、LPF25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】

BPF28cは、S/H28b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:PRF)である。BPF28cは、S/H28b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ブラ偏移周波数に相当した成分を除去し、血流に拠るドブラ信号のみを抽出する。

30

【0024】

A/D28dは、BPF28cの出力信号をデジタル化する。

【0025】

FFT28eは、高速フーリエ変換回路を有し、A/D28dの出力信号に対してドブラ偏移周波数の周波数解析を行なう。FFT28eは、解析結果としてのドブラスペクトラム(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。

40

【0026】

第1境界検出回路29及び第2境界検出回路30は、FFT28eから出力されるドブ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SMAP(signal map)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、FFT28e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である。図3は、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

50

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SMA Pを示す図である。図5は、図4に示すSMA 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SMA Pを示す図である。図7は、図6に示すSMA 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 $2 \times PRF$ を用いるオーバーサンプリング技術を採用しているので、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、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下端(-Max)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、FFT28e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sMA Pを生成し、sMA 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sMA Pを統合(OR)してSMA P(図6に図示)を生成する。なお、SMA 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。

10

#### 【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sMA P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sMA Pを生成し、それらの結果を統合して、図6に示すようなSMA Pを生成する。

20

#### 【0031】

さらに、第1境界検出回路29は、自身で生成するSMA P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SMA P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。

30

#### 【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SMA P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SMA P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。

40

#### 【0033】

次いで、第2境界検出回路30によるSMA P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】

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SMA Pを示す図である。図10は、図9に示すSMA 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。

#### 【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

50

・ドブラスペクトラム（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、第2境界検出回路30は、図8に示す第2スライド・ドブ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。

【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・ドブ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・ドブ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。

【0037】

図2に示すドブ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に示すドブ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、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。

【0039】

ドブラスペクトラム調整回路31は、第1境界検出回路29及び第2境界検出回路30の出力を基に、FFT28eから出力されるドブラスペクトラムを調整する。

【0040】

具体的には、ドブラスペクトラム調整回路31は、第1境界検出回路29から出力される境界E1の位置情報と、第2境界検出回路30から出力される境界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。そして、ドブラスペクトラム調整回路31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、FFT28eから出力されるドブラスペクトラムの流速レンジを調整する。また、ドブラスペクトラム調整回路31は、境界E1と境界E2との差を基に信号非存在領域の中心を求め、その中心がドブラスペクトラムのベースライン位置となるようにドブラスペクトラムを調整する。

【0041】

なお、第1境界検出回路29及び第2境界検出回路30による動作中、必ずしもドブ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。

【0042】

表示画像生成回路32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32は、Bモード画像生成回路22の出力信号及びドブラスペクトラム調整回路31の出力信号を基に、Bモード画像と並列にドブ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13に出力する。これにより、ディスプレイ13上に、Bモード画像及びドブラスペクトラムが表示される。

【0043】

ディスプレイ13は、CRT（cathode ray tube）等によって構成される。表示画像生成回路32から出力される表示画像を表示する。

10

20

30

40

50

## 【0044】

操作パネル14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14は、装置本体12のIF35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IF35に出力する。

## 【0045】

CPU33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。CPU33は、内部記憶装置34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、CPU33は、外部記憶装置36に記憶しているプログラム等を、内部記憶装置34にロードして実行する。

10

## 【0046】

内部記憶装置34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34は、IPL（initial program loading）、BIOS（basic input/output system）及びデータを記憶したり、CPU25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。

## 【0047】

IF35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。IF35は、操作パネル14及び外部記憶装置36等に関するインターフェースである。

20

## 【0048】

外部記憶装置36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36は、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。

30

## 【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。

40

## 【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LPF25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LPF25に出力する。

50

## 【 0 0 5 2 】

ミキサ 2 4 からの混合信号の中から高周波成分が L P F 2 5 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 2 8 に出力される。

## 【 0 0 5 3 】

また、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、C P U 3 3 から出力さ  
れるサンプリング周波数 ( $2 \times P R F$ ) とを基に、サンプリングパルス発生回路 2 7 によ  
ってサンプリングパルスが発生される。

## 【 0 0 5 4 】

次いで、L P F 2 5 及びサンプリングパルス発生回路 2 7 の出力を基に、ドブラスペク  
トラム演算部 2 8 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。

10

## 【 0 0 5 5 】

次いで、F F T 2 8 e 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 ( - M a x ) までスライドされ ( ステップ S 1 ) 、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、F F T 2 8 e 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、S M A P ( 図  
6 に図示 ) が生成される ( ステップ S 2 ) 。

## 【 0 0 5 6 】

次いで、ステップ S 2 によって生成される S M A P 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 S 3 ) 。  
ステップ S 3 によって N O 、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  
ンジが拡大される ( ステップ S 4 ) 。一方、ステップ S 3 によって Y E S 、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 S M A P を基に、  
信号存在領域と信号非存在領域との境界 E 1 が信号成分の上限として求められる ( ステッ  
プ S 5 ) 。なお、境界 E 1 の位置情報は、内部記憶装置 3 4 等の記憶装置に記憶される。

20

## 【 0 0 5 7 】

次いで、F F T 2 8 e 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 ( + M a x ) までスライドされ ( ステップ S 6 ) 、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、F F T 2 8 e 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、S M A P ( 図  
9 に図示 ) が生成される ( ステップ S 7 ) 。

30

## 【 0 0 5 8 】

次いで、ステップ S 7 によって生成される S M A P 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 S 8 ) 。  
ステップ S 8 によって N O 、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 S 9 ) 。一方、ステップ S 8 によって Y E S 、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 S M A P を基に、  
信号存在領域と信号非存在領域との境界 E 2 が信号成分の下限として求められる ( ステッ  
プ S 1 0 ) 。なお、境界 E 2 の位置情報は、内部記憶装置 3 4 等の記憶装置に記憶される  
。

40

## 【 0 0 5 9 】

次いで、ステップ S 5 によって算出される境界 E 1 の位置情報と、ステップ S 1 0 によ  
って算出される境界 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 (   
ステップ S 1 1 ) 。そして、ステップ S 1 1 によって算出される信号非存在領域の大きさ

50

が、予め設定される期待値（閾値）になるように、FFT 28e から出力されるドブラスpektramu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、その中心がドブラスpektramuのベースライン位置となるようにドブラスpektramu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。

10

#### 【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pektramuの一例を示す模式図。

【図3】図2に示すドブラスpektramu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pektramuを示す模式図。

【図4】図2に示すドブラスpektramuのSMA Pを示す図。

【図5】図4に示すSMA 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。

【図6】図3に示す第1スライド・ドブラスpektramuのSMA Pを示す図。

【図7】図6に示すSMA 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。

20

【図8】図2に示すドブラスpektramu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pektramuを示す模式図。

【図9】図8に示す第2スライド・ドブラスpektramuのSMA Pを示す図。

【図10】図9に示すSMA 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。

【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。

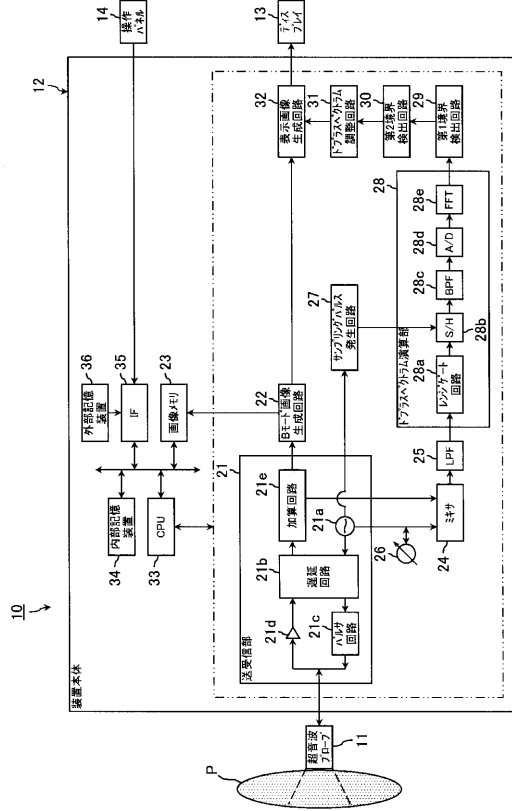
#### 【符号の説明】

#### 【0062】

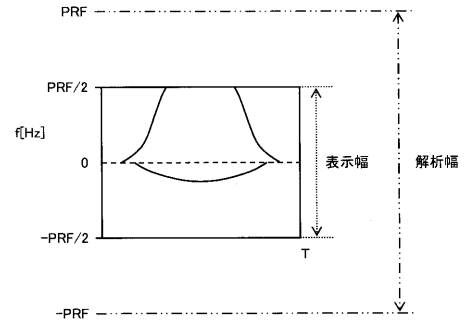
- 10 超音波ドブラ診断装置
- 11 超音波プローブ
- 13 ディスプレイ
- 14 操作パネル
- 21 送受信部
- 22 Bモード画像生成回路
- 28 ドブラスpektramu演算部
- 29 第1境界検出回路
- 30 第2境界検出回路
- 31 ドブラスpektramu調整回路
- 32 表示画像生成回路

30

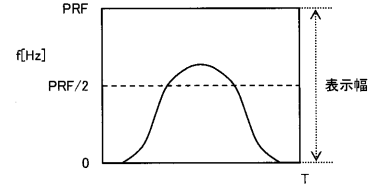
【 図 1 】



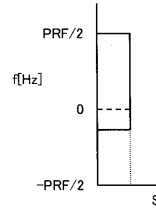
【 図 2 】



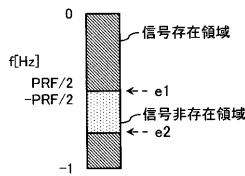
【 図 3 】



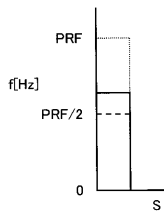
【 図 4 】



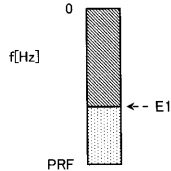
【 図 5 】



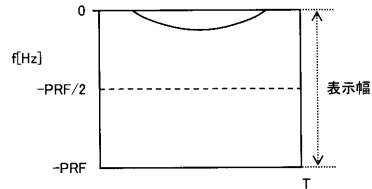
【 図 6 】



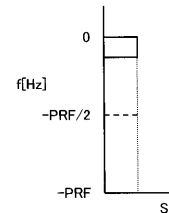
【 図 7 】



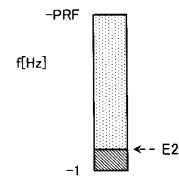
【 図 8 】



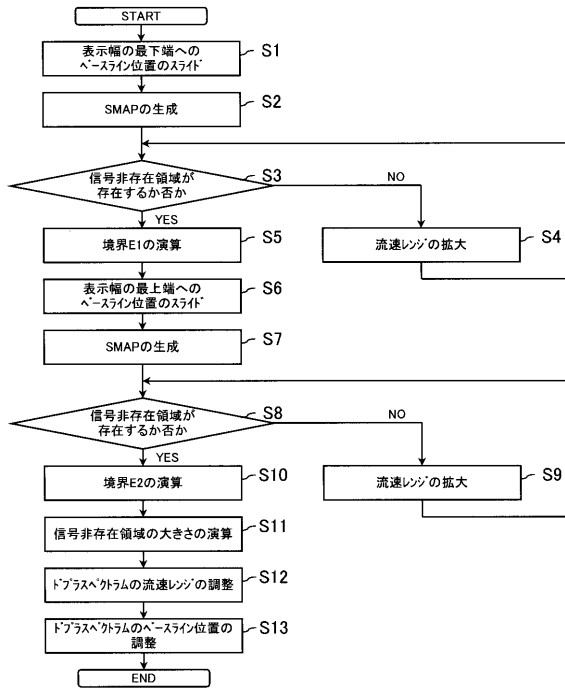
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 1 1】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 滝本 雅夫

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内

(72)発明者 瀧口 宗基

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内

(72)発明者 坂口 文康

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内

(72)発明者 今村 智久

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内

Fターム(参考) 4C601 DD04 DE04 EE10 JC11 JC12 KK17

专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009291325A</a>	公开(公告)日	2009-12-17
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		
[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		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
其他公开文献	JP5259259B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在超声多普勒诊断仪中始终向操作者显示适当的多普勒信号波形。超声多普勒诊断装置(10)通过将多普勒频谱的基线位置滑动到正的最大显示宽度来生成第一滑动多普勒频谱，并基于第一滑动多普勒频谱来生成信号。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生成用于检测现有区域和信号不存在区域之间的第一边界以及第二滑动多普勒频谱的第一边界检测电路29，基于第二滑动多普勒频谱，第二边界检测电路30检测信号存在区域和信号不存在区域之间的第二边界，以及基于第一边界和第二边界之间的差的多普勒频谱并且多普勒频谱调整电路31用于调整显示系统。[选型图]图1

