

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3581676号
(P3581676)

(45) 発行日 平成16年10月27日(2004.10.27)

(24) 登録日 平成16年7月30日(2004.7.30)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 8/06
G O 1 S 7/52A
G O 1 S 15/50

A 6 1 B 8/06
G O 1 S 15/50
G O 1 S 7/52

R

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-206908 (P2001-206908)	(73) 特許権者	597096909
(22) 出願日	平成13年7月6日(2001.7.6)		株式会社 メディソン
(65) 公開番号	特開2002-65674 (P2002-65674A)		株式会社 Medison
(43) 公開日	平成14年3月5日(2002.3.5)		大韓民国 250-870 江原道 洪川
審査請求日	平成13年7月13日(2001.7.13)		郡 南面陽▲徳▼院里 114
(31) 優先権主張番号	2000-39084	(74) 代理人	100082175
(32) 優先日	平成12年7月8日(2000.7.8)		弁理士 高田 守
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(74) 代理人	100106150
			弁理士 高橋 英樹
		(74) 代理人	100108372
			弁理士 谷田 拓男
		(72) 発明者	バン シ フン
			大韓民国 キョンキド アンヤンシ ドン
			アンクホゲドン モクリョンウソンアパート309ドン303ホ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流速度測定向け超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血流速度測定向け超音波診断装置であって、
超音波信号を人体に発射し、それから反射される反射超音波信号をサンプリングしてサンプルデータを生成するサンプリング手段と、
前記サンプルデータを処理して、各々が対応する電力レベルを有する複数の周波数成分を有する周波数分布データを生成するサンプルデータ処理手段と、
前記周波数分布データにおいて受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より高い場合には正の周波数範囲に属すると決定し、受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より低い場合には負の周波数範囲に属すると決定し、前記正の周波数範囲に属すると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和と、前記負の周波数範囲に属すると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和を計算し、前記電力レベルの和がより小さい方の周波数範囲を選択することによって周波数範囲を決定する第1決定手段と、
前記第1決定手段によって選択された前記周波数範囲内の予め定められた数の周波数成分を用いて、ノイズしきい値を決定する第2決定手段と、
前記ノイズしきい値より大きい電力レベルを有する前記周波数成分の中から、最高の電力レベルを有する周波数成分を決定する第3決定手段と
を含む血流速度測定向け超音波診断装置。

【請求項2】

血流速度測定向け超音波診断装置であって、
 超音波信号を人体に発射し、それから反射される反射超音波信号をサンプリングしてサンプルデータを生成するサンプリング手段と、
 前記サンプルデータを処理して、各々が対応する電力レベルを有する複数の周波数成分を有する周波数分布データを生成するサンプルデータ処理手段と、
 前記周波数分布データにおける正の周波数範囲または負の周波数範囲を選択する第1決定手段と、
 前記第1決定手段によって選択された前記周波数範囲内の予め定められた数の周波数成分を用いて、ノイズしきい値を決定する第2決定手段と、
 前記ノイズしきい値より大きい電力レベルを有する前記周波数成分の中から、最高の電力レベルを有する周波数成分を決定する第3決定手段とを含み、
 前記第1決定手段が、前記周波数分布データにおいて受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より高い場合には前記正の周波数範囲に含まれると決定し、受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より低い場合には前記負の周波数範囲に含まれると決定し、前記正の周波数範囲に含まれると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和と、前記負の周波数範囲に含まれると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和を計算し、前記電力レベルの和がより小さい周波数範囲を選択することによって、前記周波数範囲を決定する血流速度測定向け超音波診断装置。

10

【請求項3】

前記ノイズしきい値を用いて前記周波数分布データから平均血流速度を決定する第4決定手段を、さらに、含む請求項1又は2に記載の血流速度測定向け超音波診断装置。

20

【請求項4】

前記第2決定手段が、前記ノイズしきい値の信頼度を評価する評価手段を備える請求項1又は2に記載の血流速度測定向け超音波診断装置。

【請求項5】

前記評価手段が、
 予め定められた第1及び第2時点にて、予め定められた数の周波数成分間の相関度を計算する手段と、
 前記相関度が予め定められた第2値より大きい場合、前記ノイズしきい値の信頼度が予め定められた第1値より低いかを判定する手段とを備える請求項4に記載の血流速度測定向け超音波診断装置。

30

【請求項6】

前記予め定められた第1時点における前記ノイズしきい値の信頼度が前記予め定められた第1値より低いと判定される場合、前記予め定められた第1時点における前記最高周波数成分が、前記予め定められた第1時点以外の時点にて決まり、予め定められた程度以上の信頼度を有する他のノイズしきい値に基づいて決定される請求項5に記載の血流速度測定向け超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

40

本発明は、ドップラー効果を用いて血流速度を測定する超音波診断システムに関し、特に血流速度の最高値及び平均値を特定する装置及びその方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

ドップラー効果を用いた超音波診断システムは、人体内の血流の速度を測定するのに広く用いられている。このシステムは、超音波トランスジューサ列を用いて超音波信号を赤血球などの動くオブジェクトに送信し、それから反射される信号を受信した後、送信信号に対する反射信号の周波数遷移 (frequency shift) または位相遷移 (phase shift) を検出することによって、該動くオブジェクトの速度を決定する。

【0003】

50

図1は、人体内の血流の速度を測定するための従来の超音波診断装置10のブロック図である。図1の如く、超音波診断装置10はトランスジューサ列103、前置増幅器104、時変利得補償(TGC)増幅器105(TGC: Time-variable Gain Compensator)、アナログ-デジタル(A/D)変換器106、直交復調器107(quadrature demodulator)、デジタル信号処理器(DSP)108、ディスプレイ109及び最高血流速度検出器110を含む。

【0004】

トランスジューサ列103は、人体内の赤血球などのオブジェクト(図示せず)に超音波信号を発射し、それから反射される信号(ノイズ付き)を受信する。この受信信号は前置増幅器104へ入力されて増幅される。前置増幅器104の出力はTGC増幅器105へ入力され、TGC増幅器105は人体内の超音波信号の伝搬距離による信号減衰を補償するために、入力信号を時変利得にて(with time-varying gain)増幅する。TGC増幅器105の出力はA/D変換器106によってデジタル信号に変換される。このデジタル信号は直交復調器107によって復調されてデジタル信号処理器108に入力される。デジタル信号処理器108はオブジェクト(図示せず)の速度を計算する。計算された速度はユーザーのためにディスプレイ109上に表示される。

【0005】

デジタル信号処理器108は、復調信号に対してクラッターフィルタリング(clutter filtering)、高速フーリエ変換(FFT)及び後処理を行って速度分布スペクトラムを求める。詳記すると、クラッター(clutter)は血液と比べて遅く移動する組織及び筋肉から反射されるもので、高域通過フィルタによって復調信号から除去される。その後、2N個の周波数成分に対する周波数分布データが公知のFFT技法によってフィルタリング信号から生成される。最後に、後処理として、ログ圧縮(log compression)、ベースライン遷移(base line shifting)などの公知の信号処理が速度分布スペクトラムに対応する周波数分布データに対して行われる。

【0006】

血流は実際に一方向だけに一様に動かない多くの赤血球を含んでいるため、血流の最高値と平均値を測定することが望ましい。詳記すると、一時点にて、各赤血球は相違する速度と移動方向とを見せる。その結果、各赤血球の相違する速度によって、相違するドップラー周波数遷移が引起されるので、任意の周波数の超音波信号が各赤血球に伝送されると、それから反射される(受信される)超音波信号は該周波数近傍で多様な周波数で構成されるだろう。

また、受信された超音波信号はオブジェクトから理想的に反射された信号以外にもノイズを有することとなる。勿論、ノイズは血流の最高速度及び平均速度を正確に判定するために全ての反射信号成分から分離されなければならない。通常、反射信号からのノイズの分離のため、ノイズしきい値が設定され、該しきい値より低い電力レベルを有する受信信号の周波数成分はノイズと見なして除去される。

【0007】

図2は、目標血流から反射された超音波信号の周波数分布を示すグラフである。同図において、赤血球の移動方向をグラフで示すため、中心周波数がゼロに移動したことに注目されたい。負領域における周波数成分はトランスジューサから遠ざかる方向に移動する赤血球から反射された超音波信号の周波数遷移を表す。一方、正領域における周波数成分はトランスジューサに近づく方向に移動する赤血球から反射された超音波信号の周波数遷移を表す。公知のように、周波数遷移と移動速度とが比例するので、周波数遷移が検出されると、遷移を起こす動くオブジェクトの速度が計算できる。図2中で、 f_p がノイズしきい値203より大きい電力を有した周波数成分中で中心周波数から最も遠く離れているため(こうして、最も大きい周波数遷移を見せるため)、 f_p に対応する速度は最高速度値として見なされる。最高速度は最高血流速度検出器110によって検出される。平均速度は

10

20

30

40

50

、電力レベルがノイズしきい値より大きい周波数成分に対応する全ての速度に対する平均値を計算して求められる。

【0008】

前述のように、血流の最高速度及び平均速度の計算の際、ノイズしきい値（即ち、ノイズと純粋な反射信号との間を区別する電力レベル）を正確に決定することが肝要である。ノイズしきい値を決定する従来技法の中には、送信周波数より非常に高い周波数範囲、即ち反射された周波数成分のないものと期待される周波数範囲において、周波数成分の平均電力を用いる技法がある。例えば、受信信号の周波数分布から最高周波数の電力レベルの平均がノイズしきい値として用いられた。このような従来方法において用いられた仮説は、ランダムノイズが平坦な電力スペクトラムを有して、望ましい信号が存在しない周波数の電力レベルはノイズの電力レベルであるということである。

10

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

従って、本発明の目的は、正の周波数範囲と負の周波数範囲のうちのいずれか一つを効果的に選択してノイズしきい値を計算することによって、血流の速度が正確に測定できる超音波診断装置及びその方法を提供することにある。

【0010】

本発明の他の目的は、計算されたノイズしきい値の信頼性が判定できる血流速度測定向け超音波診断装置及びその方法を提供することにある。

【0011】

20

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するために、本発明によれば、血流速度測定向け超音波診断装置であって、超音波信号を人体に発射し、それから反射される反射超音波信号をサンプリングしてサンプルデータを生成するサンプリング手段と、前記サンプルデータを処理して、各々が対応する電力レベルを有する複数の周波数成分を有する周波数分布データを生成するサンプルデータ処理手段と、前記周波数分布データにおいて受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より高い場合には正の周波数範囲に属すると決定し、受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より低い場合には負の周波数範囲に属すると決定し、前記正の周波数範囲に属すると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和と、前記負の周波数範囲に属すると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和を計算し、前記電力レベルの和がより小さい方の周波数範囲を選択することによって周波数範囲を決定する第1決定手段と、前記第1決定手段によって選択された前記周波数範囲内の予め定められた数の周波数成分を用いて、ノイズしきい値を決定する第2決定手段と、前記ノイズしきい値より大きい電力レベルを有する前記周波数成分の中から、最高の電力レベルを有する周波数成分を決定する第3決定手段とを含む血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

30

また、本発明によれば、血流速度測定向け超音波診断装置であって、超音波信号を人体に発射し、それから反射される反射超音波信号をサンプリングしてサンプルデータを生成するサンプリング手段と、前記サンプルデータを処理して、各々が対応する電力レベルを有する複数の周波数成分を有する周波数分布データを生成するサンプルデータ処理手段と、前記周波数分布データにおける正の周波数範囲または負の周波数範囲を選択する第1決定手段と、前記第1決定手段によって選択された前記周波数範囲内の予め定められた数の周波数成分を用いて、ノイズしきい値を決定する第2決定手段と、前記ノイズしきい値より大きい電力レベルを有する前記周波数成分の中から、最高の電力レベルを有する周波数成分を決定する第3決定手段とを含み、前記第1決定手段が、前記周波数分布データにおいて受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より高い場合には前記正の周波数範囲に含まれると決定し、受信超音波信号の周波数成分が送信超音波信号の周波数より低い場合には前記負の周波数範囲に含まれると決定し、前記正の周波数範囲に含まれると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和と、前記負の周波数範囲に含まれると決定された前記周波数成分それぞれの電力レベルの和を計算し、前記電力レベルの和がよ

40

50

り小さい周波数範囲を選択することによって、前記周波数範囲を決定する血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

【0012】

また、本発明によれば、前記超音波診断装置において、前記ノイズしきい値を用いて前記周波数分布データから平均血流速度を決定する第4決定手段をさらに含む血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

【0013】

また、本発明によれば、前記超音波診断装置において、前記第1決定手段が、前記正の周波数範囲と前記負の周波数範囲との間で前記周波数成分の電力レベルの和がより大きい周波数範囲を選択することによって、前記周波数範囲を決定する血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

10

【0014】

また、本発明によれば、前記超音波診断装置において、前記第2決定手段が、前記ノイズしきい値の信頼度を評価する評価手段を備える血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

【0015】

また、本発明によれば、前記超音波診断装置において、前記評価手段が、予め定められた第1及び第2時点にて、予め定められた数の周波数成分間の相関度を計算する手段と、前記相関度が予め定められた第2値より大きい場合、前記ノイズしきい値の信頼度が予め定められた第1値より低いかを判定する手段とを備える血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

20

【0016】

また、本発明によれば、前記超音波診断装置において、前記予め定められた第1時点における前記ノイズしきい値の信頼度が前記予め定められた第1値より低いと判定される場合、前記予め定められた第1時点における前記最高周波数成分が、前記予め定められた第1時点以外の時点にて決まり、予め定められた程度以上の信頼度を有する他のノイズしきい値に基づいて決定される血流速度測定向け超音波診断装置が提供される。

【0017】

また、本発明によれば、血流速度測定向け超音波診断方法であって、超音波信号を人体へ発射し、それから反射される反射超音波信号をサンプリングしてサンプルデータを生成する第1ステップと、前記サンプルデータを処理して、各々が対応する電力レベルを有する複数の周波数成分を有する周波数分布データを生成する第2ステップと、前記周波数分布データにおける正の周波数範囲または負の周波数範囲を選択する第3ステップと、前記第3ステップによって選択された前記周波数範囲内の予め定められた数の周波数成分を用いて、ノイズしきい値を決定する第4ステップと、前記ノイズしきい値より大きい電力レベルを有する前記周波数成分の中から、最高周波数を有し最高血流速度に対応する最高周波数成分を決定する第5ステップとを含む血流速度測定向け超音波診断方法が提供される。

30

【0018】

また、本発明によれば、前記超音波診断方法において、前記ノイズしきい値を用いて前記周波数分布データから平均血流速度を決定する第6ステップをさらに含む血流速度測定向け超音波診断方法が提供される。

40

【0019】

また、本発明によれば、前記超音波診断方法において、前記第3ステップが、前記正の周波数範囲と前記負の周波数範囲との間で前記周波数成分の電力レベルの和がより小さい周波数範囲を選択することによって、前記周波数範囲を選択するステップを備える請求項7に記載の血流速度測定向け超音波診断方法が提供される。

【0020】

また、本発明によれば、前記超音波診断方法において、前記第4ステップが、前記ノイズしきい値の信頼度を評価するステップを備える請求項7に記載の血流速度測定向け超音波

50

診断方法が提供される。

【0021】

また、本発明によれば、前記超音波診断方法において、前記評価ステップが、予め定められた第1及び第2時点にて、予め定められた数の周波数成分間の相関度を計算するステップと、前記相関度が予め定められた第2値より大きい場合、前記予め決められた時点における前記ノイズしきい値の信頼度が予め定められた第1値より低いかを判定するステップとを備える血流速度測定向け超音波診断方法が提供される。

【0022】

また、本発明によれば、前記超音波診断方法において、前記予め定められた第1時点における前記ノイズしきい値の信頼度が前記予め定められた第1値より低いと判定される場合、前記予め定められた第1時点における前記最高周波数成分を、前記予め定められた第1時点以外の時点にて決まり、予め定められた程度以上の信頼度を有する他のノイズしきい値に基づいて決定するステップを備える血流速度測定向け超音波診断方法が提供される。

【0023】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適実施例について、添付図面を参照しながらより詳しく説明する。

【0024】

図3は、本発明による血流速度測定向け超音波診断装置の概略的なブロック図である。同図において、超音波診断装置30はトランスジューサ列303、前置増幅器304、時変利得補償(TGC)増幅器305(TGC: Time-variable Gain Compensator)、A/D変換器306、直交復調器307(quadrature demodulator)、デジタル信号処理器(DSP)308、ディスプレイ309、最高血流速度検出器310を含む。即ち、最高血流速度検出器310を除いては、本発明の超音波診断装置30は図1中の従来の超音波診断装置10と類似であり、最高血流速度検出器310を用いて血流の有効最高速度及び平均速度を判断することができる。

【0025】

最高血流速度検出器310はノイズしきい値決定器311及び最高周波数決定器312を備える。ノイズしきい値決定器311は2N個の周波数分布スペクトラムデータ(2N frequency distribution spectrum data)に基づいてノイズしきい値を決定する。最高周波数決定器312は、ノイズしきい値決定器311によって決められたノイズしきい値より大きい電力レベルを有する複数の周波数成分の中から、最高の絶対値を有する周波数成分を選択し、その選択された最高周波数成分を最高血流速度を表す最高周波数として決定する。

【0026】

本発明によるノイズしきい値決定方法によれば、2N個の周波数分布スペクトラムの中から正または負の周波数成分のいずれがしきい値の決定の基礎として用いられるのかを先ず決定する。このような決定は、全ての正の周波数成分の電力レベルの和と全ての負の周波数成分の電力レベルの和との間の比較結果によって左右される。ここで、正の周波数成分は送信超音波信号の周波数より高い受信超音波信号の周波数成分である。同様に、負の周波数成分は送信超音波信号の周波数より低い受信超音波信号の周波数成分である。正の周波数成分の電力レベルの和が負の周波数成分の電力レベルの和より大きければ、負領域のノイズに実際信号成分が含まれていないと見なされるので、ノイズしきい値は負の周波数成分を用いて求められる。即ち、負の周波数成分はノイズだけによって発生されたものと見なされる。

【0027】

図4は、図3中のノイズしきい値決定器311の詳細なブロック図である。このノイズしきい値決定器311は第1メモリ401、スイッチ402、第1和算器403、第2和算器404、比較器405、制御器406、ノイズしきい値調整器407、第2メモリ409及び自己相関計算器410(autocorrelation computing

10

20

30

40

50

unit)を備える。第1メモリ401は、復調信号をフーリエ変換して得られたデジタル信号処理部308からの $2N$ 個の周波数成分を格納する。また、第1メモリ401は制御器406の制御下に、正の周波数成分及び負の周波数成分をスイッチ402を通じて第1及び第2和算器403及び404に各々供給する。第1和算器403は N 個の正の周波数成分の電力レベルを和し、第2和算器404は N 個の負の周波数成分の電力レベルを和する。比較器405は第1及び第2和算器403及び404から入力される二つの和を比較し、その比較結果を制御器406に供給する。

【0028】

この制御器406は、第1和算器403の和が第2和算器404の和より大きければ、負の周波数領域ではノイズだけが存在し、反射信号が正の周波数領域に存在すると判定する。この場合、ノイズしきい値調整器407は第1メモリ401から予め決められた個数(例えば、 L 個)の負の周波数成分を読み出す。ここで、 L は N より小さい正の整数である。即ち、周波数絶対値の大きさが大きいものから L 個の負の周波数成分が提供される。ノイズしきい値調整器407は L 個の負の周波数成分の電力レベルの平均をノイズしきい値として計算する。一方、第1和算器403の和が第2和算器404の和より小さければ、上記とは異なり、周波数絶対値の大きさが大きいものから L 個の正の周波数成分が選択される。こうして決定されたノイズしきい値に基づいて、最高周波数決定器312は最高周波数を選択する。詳記すると、最高周波数決定器312はしきい値より大きい電力レベルを有する正の周波数の中から最高の周波数成分を選択する。公知のように、最高周波数は最も速く移動する赤血球により反射された超音波信号の周波数遷移に対応する。同様に、平均血流速度はノイズしきい値より大きい電力レベルを有する周波数成分を用いて計算される。前述のように、本発明はノイズしきい値がノイズ成分だけを用いて決定されるようにすることによって、純粋反射信号成分に基づいて計算された血流の最高速度及び平均速度は従来装置により求められたものより正確になる。

【0029】

図5は、本発明の超音波診断装置30のディスプレイ309上に各時点にて反射超音波信号の周波数分布を示したグラフである。ここで、各走査線はある時点にて反射超音波信号の $2N$ 個の周波数分布データをグラフ的に示したものである。例えば、 M 番目の走査線は特定の時点 t_M にて得られた $2N$ 個の周波数成分の組を表す。 M 番目の走査線上の周波数 f_i の電力レベルは $x(i, t_M)$ で表示され、通常、ディスプレイの画面にグレースケールで表示される。電力レベルが高いほど点が明るくなる。また、 $x(i, t_M)$ は時点 t_M にて血流の速度を表す。

【0030】

各時点にて最高血流速度及び平均血流速度の信頼性を高めるために、各走査線に対するノイズしきい値は次のように決定できる。即ち、各時点に対するノイズしきい値の信頼性はノイズのランダムな特性を用いて測定できる。このようなランダムな特性のため、ノイズは自己相関が非常に低い。本発明の一実施例によれば、第2メモリ409は M 番目の走査線に対するノイズしきい値を計算するため用いられた L 個の周波数成分の組を格納する。また、第2メモリ409は M 番目の走査線に隣接した走査線に対する L 個の周波数成分の組を格納する。自己相関計算器410は L 個の周波数成分の二つの組間の自己相関を計算する。自己相関が予め定められた値未満であれば、 L 個の周波数成分の組はノイズから起因されてノイズしきい値の計算に用いられると見なされる。そうでなければ、 L 個の周波数成分は幾つかの信号成分を含んでノイズしきい値の決定に適当でないものと見なされる。この場合、例えば $(M-1)$ 番目の走査線に対して設定されたノイズしきい値がその代わりに用いられる。

【0031】

自己相関計算器410は、下記の式を用いて自己相関 を計算する。

【数1】

10

20

30

40

$$\rho = \frac{\frac{1}{L} \sum_{i=N-L}^{N-1} \chi(f_i, t_m) \chi(f_i, t_{m+1})}{\sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=N-L}^{N-1} \chi(f_i, t_m)^2} \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=N-L}^{N-1} \chi(f_i, t_{m-1})^2}} \quad \text{式 (1)}$$

【 0 0 3 2 】

正の周波数領域において、(N - L) 番目の周波数より (N - 1) 番目の周波数までの範囲にある L 個の周波数成分が用いられることに注目されたい。正の周波数成分の電力レベルの和が負の周波数成分の電力レベルの和より大きければ、自己相関は負の周波数範囲において (-N) 番目の周波数より (-N + L - 1) 番目の周波数までの範囲にある L 個の周波数成分によって計算される。制御器 406 はノイズしきい値の信頼性によってしきい値を高くするかまたは低くするようにノイズしきい値調整器 407 を制御する。例えば、自己相関があまり高ければ、ノイズしきい値調整器 407 は制御器 406 の制御下でノイズしきい値を他のレベル、即ち以前に信頼できたレベルで設定する。

10

【 0 0 3 3 】

上記において、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明の請求範囲を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得るであろう。

【 0 0 3 4 】

【 発明の効果 】

従って、本発明によれば、ノイズしきい値の計算に用いられる高周波数範囲は正の周波数範囲と負の周波数範囲の間で効果的に選択されることができ、ノイズしきい値の信頼度を推定することができる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 人体内の血流の速度を測定するための従来の超音波診断装置のブロック図である。

【 図 2 】 目標血流から反射された超音波信号の周波数分布を示すグラフである。

【 図 3 】 本発明による血流速度測定向け超音波診断装置の概略的なブロック図である。

【 図 4 】 図 3 中のノイズしきい値決定器の詳細なブロック図である。

【 図 5 】 本発明の超音波診断装置のディスプレイ上に各時点にて反射超音波信号の周波数分布を示したグラフである。

30

【 符号の説明 】

30 超音波診断装置

303 トランスジューサ列

304 前置増幅器

305 時変利得補償 (TGC) 増幅器

306 A/D 変換器

307 直交復調器

308 デジタル信号処理器

309 ディスプレイ

40

310 最高血流速度検出器

311 ノイズしきい値決定器

312 最高周波数決定器

401 第 1 メモリ

402 スイッチ

403 第 1 和算器

404 第 2 和算器

405 比較器

406 制御器

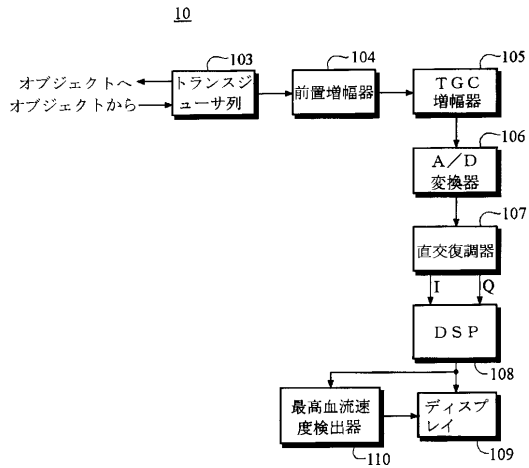
407 ノイズしきい値調整器

50

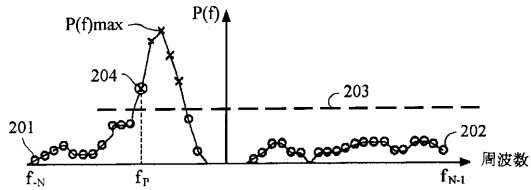
4 0 9 第 2 メモリ

4 1 0 自 己 相 関 計 算 器

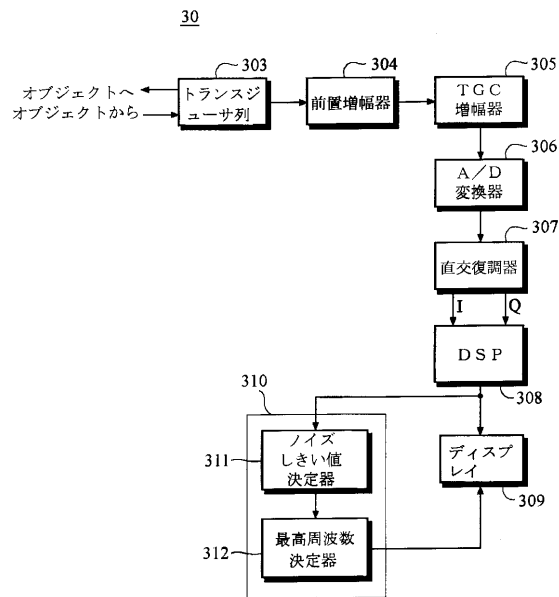
【 図 1 】



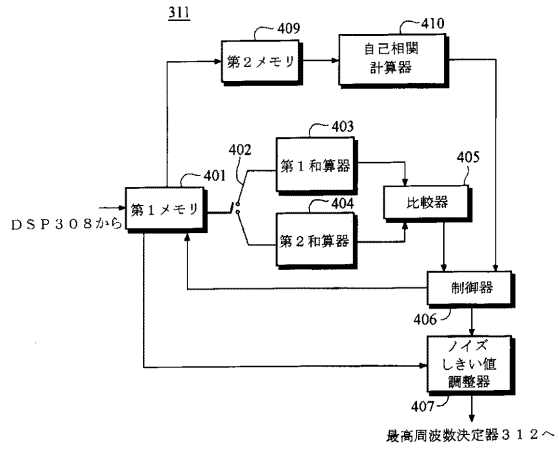
【 図 2 】



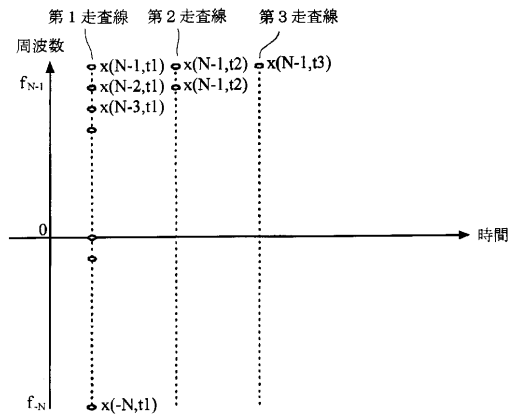
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 キム チョル アン

大韓民国 ソウル トクピョルシ ソンドンクヘンダン2ドン317-40 ヘンダンデリムアパ
ート106ドン1201ホ

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平08-229039(JP,A)

特開平09-000521(JP,A)

特開平06-133972(JP,A)

特開平05-023333(JP,A)

特開平03-188841(JP,A)

特開平06-209933(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	血流速度测定向け超音波診断装置		
公开(公告)号	JP3581676B2	公开(公告)日	2004-10-27
申请号	JP2001206908	申请日	2001-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 株式会社MEDISON		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン 株式会社MEDISON		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン 株式会社MEDISON		
[标]发明人	バンジフン キムチョルアン		
发明人	バンジフン キムチョルアン		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S7/524 G01S15/50 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/488 G01S7/52026 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/50 G01S7/52.R G01S7/524.R		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/EE11 4C301/JB28 4C301/JB34 4C301/JB50 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/JB60 4C601/LL28 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AC28 5J083/AD12 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BE08 5J083/BE14 5J083/BE19 5J083/BE21 5J083/BE39 5J083/BE43 5J083/BE44 5J083/BE49		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020000039084 2000-07-08 KR		
其他公开文献	JP2002065674A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置及其用途，通过有效地选择正频率范围或负频率范围来计算噪声阈值，可以精确测量人体血流量。解决方案：将超声波信号发送到人体，并通过对从人体反射的反射超声波信号进行采样来形成样本数据，对样本数据进行处理以形成具有多个频率分量的频率分布数据，每个频率分量具有相应的电平，分别选择频率分布数据中的正频率范围或负频率范围，通过使用所选频率内的指定数量的频率分量和具有最高频率的最高频率分量来确定噪声阈值。并且确定对应于最高血流速率。

$$\rho = \frac{\frac{1}{L} \sum_{i=N-L}^{N-1} \chi(f_i, t_m) \chi(f_i, t_{m+1})}{\sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=N-L}^{N-1} \chi(f_i, t_m)^2} \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=N-L}^{N-1} \chi(f_i, t_{m-1})^2}}$$