

(19)日本国特許庁（J P）

(12) **公開特許公報** (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002－65674

(P2002－65674A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
G 0 1 S 7/524		G 0 1 S 15/50	5 J 0 8 3
15/50		7/52	R

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001－206908(P2001－206908)

(22)出願日 平成13年7月6日(2001.7.6)

(31)優先権主張番号 2000－39084

(32)優先日 平成12年7月8日(2000.7.8)

(33)優先権主張国 韓国(KR)

(71)出願人 597096909

株式会社 メディソン

株式会社 MEDISON

大韓民国 250－870 江原道 洪川郡 南
面陽▲徳▼院里 114

(72)発明者 バン ジ フン

大韓民国 キョンキド アンヤンシ ドン
アंकホゲドン モクリョンウソンアパー
ト309ドン303ホ

(74)代理人 100082175

弁理士 高田 守 (外2名)

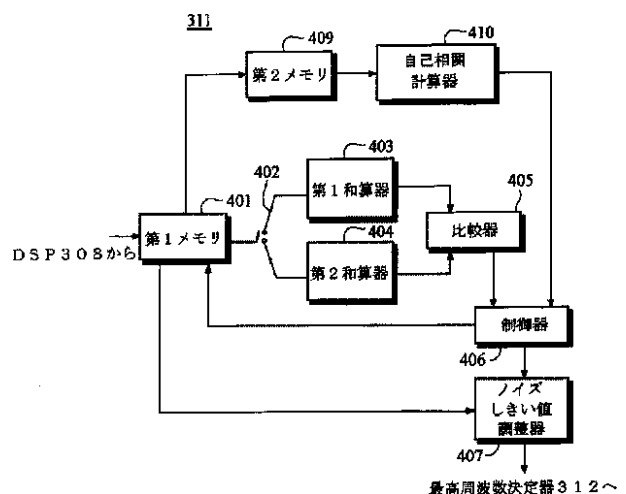
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血流速度測定向け超音波診断装置及びその方法

(57)【要約】

【課題】 正の周波数範囲と負の周波数範囲のうちのいずれかを効果的に選択してノイズしきい値を計算して、人体内の血流の速度を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。

【解決手段】 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し、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し、この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し、そうして選択された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し、この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。



【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 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】 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 決定手段と、さらに、含む請求項 1 に記載の血流速度測定向け超音波診断装置。

【請求項 3】 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請求項 1 に記載の血流速度測定向け超音波診断装置。

【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 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。

【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。

【請求項 7】 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。

【請求項 8】 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、含む請求項 7 に記載の血流速度測定向け超音波診断方法。

【請求項 9】 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。

【請求項 10】 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診断方法。

【請求項 11】 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請求項 10 に記載の血流速度測定向け超音波診断方法。

【請求項 12】 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請求項 11 に記載の血流速度測定向け超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】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】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)に超音波信号を放射し、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は人体内で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、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。

【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】

【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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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30

5 (TGC: Time-variable Gain Compensator)、A/D 変換器 306、直交復調器 307 (quadrature demodulator)、デジタル信号処理部 (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。10 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20 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30 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 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當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*

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

式(1)

【0032】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。

【0033】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。

【0034】

【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。

【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

*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ρを計算する。

【数1】

の概略的なブロック図である。

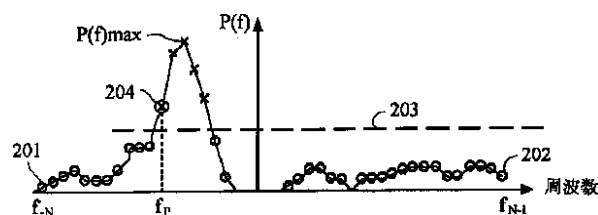
【図4】図3中のノイズしきい値決定の詳細なブロック図である。

【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。

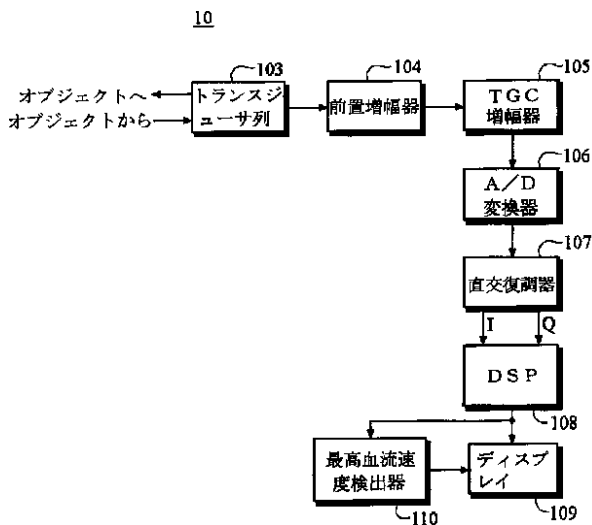
【符号の説明】

- 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
- 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
- 409 第2メモリ
- 410 自己相関計算器

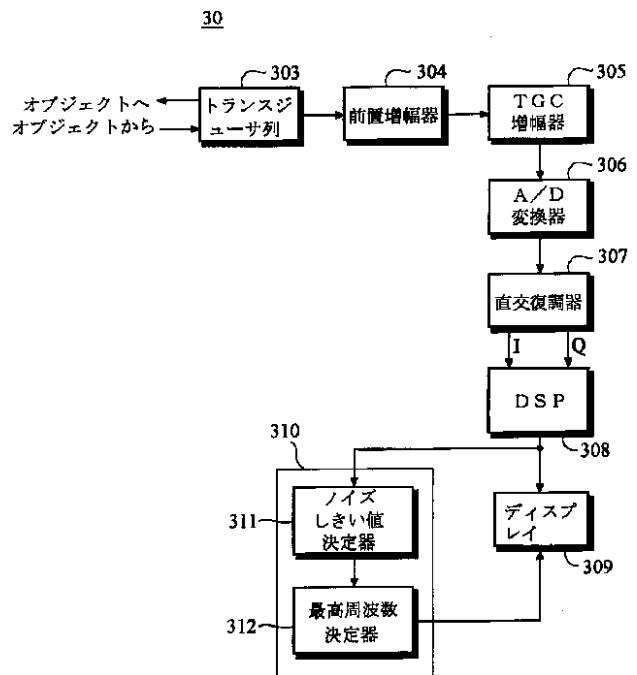
【図2】



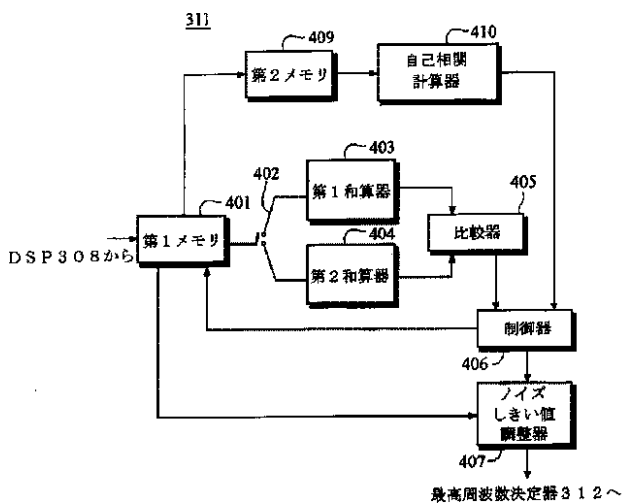
【図1】



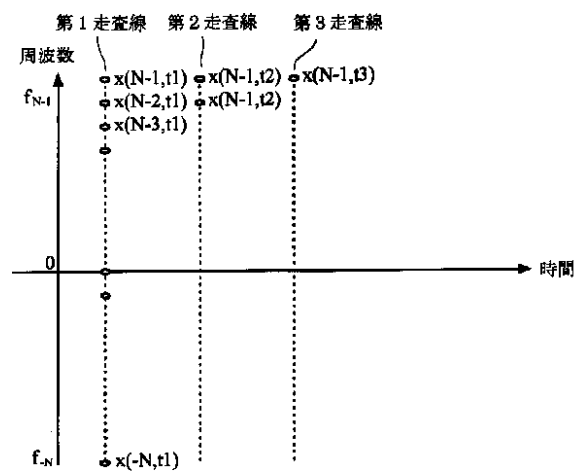
【図3】



【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 トクビョルシ 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

Fターム(参考) 4C301 DD04 EE11 JB28 JB34 JB50
5J083 AA02 AB17 AC18 AC28 AD12
AE10 BA01 BE08 BE14 BE19
BE21 BE39 BE43 BE44 BE49

专利名称(译)	用于测量血流速度的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP2002065674A	公开(公告)日	2002-03-05
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		
[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 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 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/JB60 4C601/LL28		
优先权	1020000039084 2000-07-08 KR		
其他公开文献	JP3581676B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够准确选择正频率范围或负频率范围，计算噪声阈值并精确测量人体的血流速度的超声诊断设备。提供这种方式。 解决方案：将超声波信号发射到人体，对从人体反射的反射超声波信号进行采样以生成采样数据，并对采样数据进行处理以使其具有多个频率分量，每个频率分量具有相应的功率水平。生成频率分布数据，在频率分布数据中选择正频率范围或负频率范围，然后使用所选频率范围内的预定数量的频率分量生成噪声阈值 从具有大于噪声阈值的功率水平的频率分量中，确定具有最高频率并且对应于最高血流速度的最高频率分量。

