

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3769550号
(P3769550)

(45) 発行日 平成18年4月26日(2006.4.26)

(24) 登録日 平成18年2月10日(2006.2.10)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2003-110069 (P2003-110069)	(73) 特許権者	597096909 株式会社 メディソン
(22) 出願日	平成15年4月15日(2003.4.15)		大韓民国 250-870 江原道 洪川 郡 南面陽▲徳▼院里 114
(65) 公開番号	特開2003-310615 (P2003-310615A)	(74) 代理人	100082175 弁理士 高田 守
(43) 公開日	平成15年11月5日(2003.11.5)		
審査請求日	平成15年4月24日(2003.4.24)	(74) 代理人	100106150 弁理士 高橋 英樹
(31) 優先権主張番号	2002-20839	(72) 発明者	キム チョル アン 大韓民国 ソウルトクピョルスィ ソンドン ク ヘンダン 2ドン デリンアパート 106-1201
(32) 優先日	平成14年4月17日(2002.4.17)		
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ドップラー効果を用いて人体組織の速度を測定するための超音波診断装置において、
超音波信号を人体内に発射し、反射した信号をサンプリングすることによりサンプルデータを発生させるサンプルデータ発生手段と、

前記サンプルデータを処理し、人体組織の速度成分と血流の速度成分とを含んだ周波数分布データを発生させるための手段であって、前記周波数分布データは、それぞれ該当する電力レベルを有する多数の周波数成分を含む前記手段と、

前記周波数分布データの中から血流の速度成分の最大値を用いて前記人体組織の速度成分に該当する周波数分布データを取り出す人体組織速度検出手段と、

前記取り出された人体組織の速度成分の周波数分布データをディスプレイするための表示手段とを備え、

前記人体組織速度検出手段は、

前記人体組織の速度成分と前記血流の速度成分とを含んだ前記周波数分布データを受け取る手段と、

前記周波数分布データからDC成分を除去する手段と、

前記周波数分布データから高周波帯域の前記血流の速度成分を取り出す高域通過フィルタと、

前記取り出された血流の速度成分の最大値を決定する手段と、

前記血流の速度成分の最大値に基づいて一定のレベルのゲインを決定する手段と、

10

20

前記一定のレベルのゲインを前記DC成分が除去された周波数分布データと乗算する手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記一定のレベルのゲインは、前記血流の速度成分の最大値との乗算が0とみなせる値となるようにすることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記血流の速度成分の最大値は、前記血流の速度成分の変動の周期の間で定められることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記人体組織速度検出手段は、前記人体組織の速度成分に該当する周波数分布データに一定のレベルのゲインを乗算して前記人体組織の速度成分の大きさを補償する手段を含むことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。 10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断システムに関し、特にドップラー効果を用いて人体内の組織の速度を効果的で自動的に測定する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、血流の速度検出と人体内の組織の速度検出には、ドップラー効果を用いる超音波診断システムが広く用いられている。こうしたシステムにおいては、超音波トランスデューサ・アレイ(transducer array)から超音波信号を赤血球のような目標オブジェクトに向けて発射し、該目標オブジェクトから反射した信号を受信した後、該目標オブジェクトの移動による受信された信号の周波数偏移又は位相偏移を検出して目標オブジェクトの速度を決定する。 20

【0003】

図1は、超音波信号を用いて血流の速度及び組織の速度を測定する原理を示す図である。図1のように、トランスデューサ・アレイ103から超音波信号を目標オブジェクト101に向けて発射し、目標オブジェクト101から反射した信号を一定の時点、例えば、 $t=t_0$ でサンプリングする動作を数回、例えば、2N回繰り返す。目標オブジェクト101が移動することにしたがって t_0 でサンプリングした信号の位相が変わることになる。位相の変化量から目標オブジェクト101の移動速度 v を数式1によって計算することができる。 30

【0004】

【数1】

$$v = \frac{\Delta_{\theta} \lambda_0}{2\pi T_{PRF}} \quad \text{式(1)}$$

【0005】

ここで、 T_{PRF} は、超音波信号の発射周期であって、パルス反復周波数(Pulse Repetition Frequency; PRF)の逆数であり、 λ_0 は、発射される超音波信号の中心周波数であり、

Δ_{θ} は、位相の変化量である。式(1)から分かるように、目標オブジェクトの移動速度は、目標オブジェクトから反射した信号の位相の変化量に比例関係にある。また、信号の周波数偏移は、位相の変化量に比例の関係であるため、目標オブジェクトの移動速度 v は反射信号の周波数の偏移量に比例する。そのため、目標オブジェクトから反射した信号の周波数を測定することによって、目標オブジェクトの移動速度が計算できる。 40

【0006】

図2は、血流の速度及び人体組織の速度を測定するための典型的な超音波診断システムのブロック図である。トランスデューサ・アレイ103は、超音波信号を目標オブジェクト 50

に発射し、目標オブジェクトから反射した超音波信号を受信する。該受信された信号は、プリ-アンプ(pre-amp)104で増幅される。TGCアンプ105においては、人体内における超音波の移動距離に応じた減衰を補償するために、時間に応じたゲイン(gain)を変化させながらプリ-アンプ104からの信号を増幅する。TGCアンプ105の出力信号は、A/D変換器106でデジタル信号に変換され、直交復調器(quadrature demodulator)107で復調された後、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、2N回の超音波信号の発射から獲得した(2N)個のサンプルデータから目標オブジェクトの速度を検出し、これを表示装置109に表示させる。

【0007】

トランスデューサ・アレイ103から発射された超音波信号は、人体内の血液、組織及び筋肉などから反射し、血液では速度の異なる多数の赤血球が超音波信号を反射する。従って、デジタル信号処理器108に入力されているサンプルデータは、多数の速度成分を含んでいるため、デジタル信号処理器108は、サンプルデータの速度分布スペクトラム(スペクトラルドップラー(spectral Doppler)という)を計算して表示装置109に表示させる。

【0008】

図3は、図2に示されたデジタル信号処理器108の細部構成図である。図2の超音波診断システムが血流の速度を測定するためのものであれば、クラッターフィルタ部301は、いわゆるクラッターであり、血液以外の組織から反射する信号を遮断するために用いられる。血液以外の組織及び筋肉は、血液に比べて相対的に動きが遅いため、反射する信号は、主に低周波帯域に分布する。そのため、血流成分の速度を求めるためのクラッターフィルタ部301は、高域通過フィルタを用いるのが典型的である。

【0009】

一方、図2の超音波診断システムが人体内の組織成分の速度を測定するためのものであれば、クラッターフィルタ部301は、人体内の組織成分以外の血液から反射する信号を遮断するために用いられる。前述したように、組織から反射した信号は、主に低周波帯域に分布し、血液から反射した信号は高周波帯域に分布するため、組織の速度成分を求めるためのクラッターフィルタ部301は、高域通過フィルタの代わりに低域通過フィルタを用いて血流の速度成分を除去する。

【0010】

FFT(Fast Fourier Transform)部302は、2N個のサンプルデータをフーリエ変換し、2N個の周波数の成分を有する周波数分布データを生成する。このような周波数分布データは、目標オブジェクトの速度分布スペクトラムに該当する。後処理部303においては、より良い映像を得るために、該周波数分布データに対してログ圧縮(log compression)及びベースライン遷移(base line shifting)のような公知の信号処理方法が行われる。デジタル信号処理器108から出力された周波数分布データ、即ち、目標オブジェクトの速度分布スペクトラムは、表示装置109に表示される。

【0011】

図4は、典型的な周波数分布データを示すグラフである。図4において、x軸はそれぞれの周波数成分の周波数 f_{N-1} を示し、y軸は各周波数成分の電力 $P(f)$ を示している。本明細書においては、周波数分布データが各周波数成分の電力を示す場合を例示しているが、周波数分布データは、他の値、例えば、電力の自乗根を示すこともできる。図4のグラフで正の周波数成分と負の周波数成分は、それぞれ互いに反対方向に移動していた目標オブジェクトから反射した信号の成分を表示する。図4のグラフでは、負の周波数成分の電力が正の周波数成分の電力より大きな値を有する傾向があるが、これは、血流が全体的に一方向、例えばトランスデューサ・アレイ側から遠ざかる方向に動いていたことを意味する。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

前記のように、従来の超音波診断システムにおいては、人体内の組織の速度成分を検出す

10

20

30

40

50

るために低域通過フィルタを用いて血流の速度成分を除去する方法を用いるが、このような方法では次のような問題がある。

【 0 0 1 3 】

第一に、低域通過フィルタの設計時に、人体内の組織の速度成分と血流の速度成分とを正確に区別できる遮断周波数を求めることが難しいばかりでなく、人体内の組織の速度成分が変わる度に遮断周波数を変更することが困難である。これに対して図 5 及び 6 を参照して次の通り詳述する。

【 0 0 1 4 】

図 5 は、従来の低域通過フィルタを用いて人体内の組織の速度成分を検出することを示す概略的な概念図であり、図 6 は、従来の低域通過フィルタを用いて人体内の組織の速度成分を検出するシステムにおいて、組織の速度成分と血流の速度成分とを区別できる遮断周波数の設計上の問題を示す図である。

10

【 0 0 1 5 】

図 5 に示したように、従来の超音波診断システムにおいては、低周波帯域に分布される人体内の組織の速度成分 f_{01} を検出するために、組織の速度成分 f_{01} の最大周波数 f_{01-1} を基準として低域通過フィルタ f_{03} を設計する。このとき、組織の速度成分 f_{01} と血流の速度成分 f_{02} とを正確に区分できる遮断周波数 f_{04} を十分に定めることが非常に重要であるが、図 5 のような設計は、実際のシステムでは具現することができない理想的な設計であるだけで、実際には従来のシステムにおいて図 6 のような低域通過フィルタが設計される。

20

【 0 0 1 6 】

組織の速度成分が、制限された速度範囲内のみが存在すると、図 5 のように組織の速度成分 f_{01} の最大周波数 f_{01-1} を基準として低域通過フィルタ f_{03} を設計することができる。しかし、実際には、組織の速度成分 f_{01} は、測定する対象毎に異なるため、固定された一つの遮断周波数値を定めることは非常に難しい。図 6 に示したように、組織の速度成分 f_{01} が、低い血流の速度成分 f_{02} と混ざっている場合には、低い遮断周波数を有するフィルタ f_{03-1} を設計すれば、組織の速度成分 f_{01} が所定部分 f_{01-2} だけ減ってしまい、高い遮断周波数を有するフィルタ f_{03-2} を設計すれば、血流の速度成分 f_{02} が含まれてしまう。そのため、制限された次数のフィルタを設計するにおいて、組織の速度成分 f_{01} と血流の速度成分 f_{02} とを正確に選別できる遮断周波数 f_{04} を求めることが非常に難しい。

30

【 0 0 1 7 】

第二に、デジタル信号処理分野において発生するエイリアシング(aliasing)現象により、人体内の組織の速度成分が誤って計算される問題がある。これを図 7 を参照して次の通り詳述する。

【 0 0 1 8 】

前述したように、人体内の組織の速度成分は、低い周波数領域に示されるとともに、血流の速度成分は、高い周波数領域に示される。しかし、もしサンプリング周波数が十分に高くなければ、エイリアシング現象が発生し、図 7 のように、血流の速度成分 f_{02} は、エイリアシングされ、人体内の組織の速度成分 f_{01} の領域に示されるか、又は歪んだ領域に示される。即ち、図 7 のように血流の速度成分 f_{02} が、エイリアシングされ、組織の速度成分 f_{01} の領域の内に示された場合において、速度成分と電力成分を求めると、血流の速度成分が含まれた周波数帯域においては、組織の速度成分値が実際より大きく示されてしまう。そのため、血流の速度成分 f_{02} が変わる度に(つまり、血流の速度の変化によって)周波数帯域における組織の速度成分値は、実際値と異なって示されるとともに、電力成分も同様に実際値と異なるようになる。その結果、人体内の組織の速度が誤って測定されてしまうことになり、測定されたデータの信頼性が非常に落ちてしまう。

40

【 0 0 1 9 】

第三に、従来の超音波診断システムは、低域通過フィルタを用いているため、制限された次数の有限インパルス応答(FIR)フィルタにては、人体内の組織の速度成分と血流の速度

50

成分とを選別できる遮断周波数を有したフィルタを設計するのが難しいという問題がある。もし次数を増やして所望の遮断周波数を有したフィルタを設計したとしても、 $\{[\text{フィルタの次数}(N) - 1] / 2\}$ 分の遅延が生じ、リアルタイムでの処理能力が落ちてしまい、ギャップフィリングモード(Gap filling mode)においては、 $\{\text{ギャップ(Gap)数} + \text{フィルタの次数}(N) - 1\}$ 分のデータ区間を埋め込まなければならないという問題が発生する。以下、前述した第三の問題を図8～図12を参照して詳述する。

【0020】

図8は、一般のB/D同時モード(simultaneous mode)におけるタイミングシーケンスを示すものであり、図9は、ギャップフィリングモード(Gap filling mode)におけるタイミングシーケンスを示すものであり、図10は、スペクトラムギャップフィリング(spectrum gap filling)の原理を示すものである。ここで、Bモードは、トモグラフ(tomograph)画像を得るためのものであり、Dモードは、ドップラーデータを得るためのものである。B/D同時モードは、両者とも得るためのものである。

【0021】

図8に示された一般の超音波診断システムのB/D同時モードにおいては、ドップラーパルス反復周波数(PRF)を十分に高くすることができない。そのため、例えば、心臓での血流をPW(Pulsed-wave)ドップラー同時モードで観察するにおいてエイリアシングが酷く現れ、示されるドップラースペクトラムを有用に解釈するのが難しいことがある。このとき、PW(Pulsed-wave)ドップラー同時モードを図9のようなタイミングシーケンスで具現して、このときに発生するタイムギャップ(time gap)を、前のドップラー信号と後のドップラー信号から、映像と音声のアーティファクト(image/audio artifact)が殆どないように近似的に復元すれば、現在の制限されたドップラーPRFをほぼ2倍まで上げることができる。このとき、図9においてB-モードを得るのに用いられる時間(又は区間)は、最小限のB-モードフレームレート(PRFに応じて連動する)と関連しており、この区間がギャップとして作用し、このギャップを埋め込むことが、測定データの信頼性の向上に大きな役割を果たす。図10は、スペクトラムギャップを埋め込む原理を示したものであって、従来の超音波診断システムにおいては、 t_1 から t_2 までのギャップ区間を線形補間法(linear interpolation)を用いて埋め込んでいる。なお、図10(a)はギャップ区間を示すものであり、図10(b)はギャップ区間が埋め込まれた状態を示すものである。このとき、 $\{\text{ギャップ(Gap)数} + \text{フィルタの次数}(N) - 1\}$ 分のデータ区間が埋め込まなければならないが、これを、ギャップ数が4であり、フィルタ次数が5である場合を示した図11を参照して次の通り説明する。図11から分かるように、ギャップ数が4で、フィルタ次数が5である場合、前記の関係式 $\{\text{ギャップ(Gap)数} + \text{フィルタの次数}(N) - 1\}$ によりフィルタリングされたデータ(filtered data)は8つとなる。即ち、これは、ギャップが含まれている区間を埋め込むとき、ギャップの区間は4つであるが、実際に埋め込まなければならない区間は8つになるという意味である。なぜならば、ギャップの区間のデータは、歪んだデータであるか、あるいはゼロ(zero)であるため、フィルタリング済みのデータ(filtered data)も歪まざるを得ず、フィルタ次数を増やせば、その分埋め込むべき区間が増えてしまい、組織の成分と血流の速度成分との区別が難しくなってしまうため、フィルタ次数を増やすことは制限されるためである。

【0022】

従って、フィルタ次数を増やすことは制限されざるを得ない状態で、もしフィルタ次数を任意に増やせば、 $\{[\text{フィルタの次数}(N) - 1] / 2\}$ 分の遅延が生じ、リアルタイムでの処理能力が落ちてしまう問題が生じるが、この問題について図12を参照して詳述する。図12から分かるように、フィルタ次数が9であれば、データが1から9まで入力されてこそフィルタリング済みのデータ(filtered data)1が出力されるが、この値は、データ5の区間から出力され、4だけの遅延が生じる。こうした状態で、次数を増やすと、前述したように $\{[\text{フィルタ次数}(N) - 1] / 2\}$ 分の遅延も増えることになる。そのため、次数が増えれば、その分遅延区間が長くなり、リアルタイムでの処理能力が低下してしまう。

【0023】

10

20

30

40

50

結果的に、前述した三つの問題により従来の超音波診断システムは、低域通過フィルタを用いて人体内の組織の速度成分を効率的に測定できず、それにより測定データの信頼度が落ちてしまった。

【 0 0 2 4 】

従って、本発明は、前述した問題を解消するためのものであって、ドップラー効果を用いて人体内の組織の速度を効果的で自動的に測定する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 2 5 】

本発明のもう一つの目的は、低域通過フィルタを用いることなく、人体内の組織の速度をリアルタイムで測定する超音波診断装置を提供することである。

10

【 0 0 2 6 】

本発明のもう一つの目的は、低域通過フィルタを用いることなく、血流の速度成分を効果的に除去することにより、人体内の組織の速度を信頼性高く測定する超音波診断装置を提供することである。

【 0 0 2 7 】

【課題を解決するための手段】

前述した目的を達成するための本発明による超音波診断装置は、ドップラー効果を用いて人体組織の速度を測定するための超音波診断装置において、超音波信号を人体内に発射して反射した信号をサンプリングすることにより、サンプルデータを発生させるサンプルデータ発生手段と、前記サンプルデータを処理し、人体組織の速度成分と血流の速度成分とを含んだ周波数分布データを発生させる手段であって、該周波数分布データは、それぞれ該当する電力レベルを有する多数の周波数成分を含む前記手段と、前記周波数分布データの中から血流の速度成分の最大値を用いて前記人体組織の速度成分に該当する周波数分布データを取り出すための人体組織速度検出手段と、前記取り出された人体組織の速度成分の周波数分布データをディスプレイする表示手段とを備え、前記人体組織の速度成分と前記血流の速度成分とを含んだ前記周波数分布データを受け取る手段と、前記周波数分布データからDC成分を除去する手段と、前記周波数分布データから高周波帯域の前記血流の速度成分を取り出す高域通過フィルタと、前記取り出された血流の速度成分の最大値を決定する手段と、前記血流の速度成分の最大値に基づいて一定のレベルのゲインを決定する手段と、前記一定のレベルのゲインを前記DC成分が除去された周波数分布データと乗算する手段とを含む。

20

30

【 0 0 2 9 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態について、添付図面を参照しながらより詳しく説明する。

【 0 0 3 0 】

本発明による人体組織の速度を測定するための超音波診断装置の構成は、図2に示された従来の超音波診断装置の構成と比較して、デジタル信号処理器の内部構成及び役割のみが異なっており、その他の構成は同一であるため、本発明のデジタル信号処理器208を除いた他の構成については、図2の図面符号と同一に適用する。

40

【 0 0 3 1 】

図13は、本発明による超音波診断装置において人体組織の速度を検出するためのデジタル信号処理器208の内部ブロック図であり、図14は、本発明の実施の形態による人体内から反射した信号の周波数領域内において組織の速度成分と血流の速度成分の分布と共に、血流の速度成分の最大値に応じて決定されるゲインレベルを概略的に示した概念図である。

【 0 0 3 2 】

図13に示したように、本発明による超音波診断装置は、図3に示した従来のクラッターフィルタ部301の代わりに人体組織速度検出手段400を備える。人体組織速度検出手段400は、直交復調器107から受け取るサンプルデータ(I/Qデータ)から血流の速

50

度成分を選び出し、効果的に除去することにより人体組織の速度成分のみを出力する。

【0033】

人体組織速度検出手段400は、直交復調器107から受け取ったサンプルデータ中から人体組織の速度成分を分離・検出するために、DC成分除去器406、周波数分析器401、ゲインレベル決定器402及び乗算器403を含む。

【0034】

人体組織速度検出手段400の動作を次の通り説明する。

直交復調器107から入力されたサンプルデータ(目標オブジェクトから反射した超音波信号)は、図14の周波数分布図から分かるように、低周波帯域の人体組織速度成分501と高周波帯域の血流の速度成分502とを含み、このサンプルデータは、DC成分除去器406と周波数分析器401とに同時に入力される。サンプルデータを周波数分析器401に入力させるのは、血流の速度成分が示される領域を分離するためであって、周波数分析器401は、高周波帯域の血流の速度成分502を分離・検出するための高域通過フィルタを含む。高域通過フィルタを通過したサンプルデータにおいては、血流の速度成分のみが残っており、人体内の組織の速度成分は除去されている。このサンプルデータを周波数分析器401内部のFFT部(図示しない)で高速フーリエ変換(FFT)し、血流の速度成分の周波数分布データを求める。

10

【0035】

周波数分析器401では、血流の速度成分の周波数分布データの中から血流の速度成分の最大値(最大の大きさ)504を求める。このとき、血流の速度成分の最大値504を求めるにおいて一定の時間(例えば、一定の心拍期間)の間の時間的な平均概念を用いて有効な値を求める。例えば、人体組織の成分のうち心臓の弁膜の場合、心臓の拍動に合わせて血流の速度成分値が一定の周期で繰り返されるようになるが、この場合には、望ましくは、心拍周期の間の血流の速度成分を用いて最大値を求めることが、任意の時間の間の血流の速度成分の最大値を求めることより良い。すなわち、血流の速度成分の最大値504は、血流の速度成分の変動の周期の間で定めるのがよい。

20

【0036】

ゲインレベル決定器402では、効果的に血流の速度成分を除去できるゲインレベルを決定するが、ここで、ゲインレベルは前記で求めた血流の速度成分の最大値に応じて決定される。例えば、周波数分析器401で求めた血流の速度成分の最大値がAという値である場合、該最大値Aとの乗算を0とみなせるほど小さな値にすることができる数値がゲインレベルとして決定される。即ち、血流の速度成分の最大値(A)に0.03を乗算してその大きさが0とみなせる値になれば、ゲインレベル決定器402の後端に連結された乗算器403により乗算されるゲインレベルとして0.03を決定する。これと類似の方式により、血流の速度成分の最大値が前記の場合の二倍(即ち、2A)である場合には、ゲインレベル決定器402は、0.015を乗算器403で乗算されるゲインレベルとして決定する。

30

【0037】

一方、直交復調器107から直接入力されたサンプルデータは、DC成分除去器406を通じてDC成分が除去される。

40

従って、乗算器403では、DC成分除去器406からDC成分が除去されたサンプルデータに、ゲインレベル決定器403により決定されたゲインレベル503を乗算することにより、本来のサンプルデータ(組織の速度成分と血流の速度成分とを両方含む)から血流の速度成分502を除去する。その結果、人体組織速度検出手段400は、入力されたサンプルデータの中から人体組織の速度成分のみを分離・検出することになる。

【0038】

その後、人体組織速度検出手段400により検出された人体組織の速度成分は、FFT部404に入力され、FFT部404は、人体組織の速度成分を含んだ2N個のサンプルデータを高速フーリエ変換(FFT)し、2N個の周波数成分を有する周波数分布データを生成する。このような周波数分布データは、目標オブジェクトの人体組織の速度成分の速度分

50

布スペクトラムに該当し、後処理部405では、より良い映像を得るために、周波数分布データに対してログ圧縮及びベースライン遷移のような公知の信号処理を行うが、特に後処理部405での後処理においては、人体組織速度検出手段400により検出された人体組織の速度成分に対して適切なゲインを乗算する、即ち、乗算器403により乗算したゲインレベルの分だけ、本来の人体組織の速度成分の大きさが減らされることになって、これを補償するために後処理部405で再度一定のレベルのゲインを乗算する。このように、後処理部405により、最終的に出力される人体組織の速度成分を示す周波数分布データ(即ち、人体組織の速度成分の速度分布スペクトラム)は、表示部109に入力されて画面に表示される。

【0039】

10

前記のように、本発明による超音波診断装置は、組織の速度成分と血流の速度成分とが両方とも含まれている信号に1以下の値(例えば、0.04あるいは0.03など)を乗算することにより、相対的に小さな値を有した血流の速度成分を効率的に除去することができる。

【0040】

図15は、前記のように構成された人体組織速度成分検出手段400を備えた本発明による超音波診断装置を用い、心臓壁または弁膜の速度を測定した画面の一例を示すものである。

【0041】

前述した人体組織速度成分検出手段を備えた本発明による超音波診断装置は、前述した従来の超音波診断装置の短所を補完し、次のような長所を有する。

20

【0042】

第一に、人体内の組織の速度成分を検出するために、従来用いていた低域通過フィルタの代わりに人体内の組織の速度成分と血流の速度成分との大きさの差を用い、血流の速度成分が除去できる適切なゲインレベルを乗算する方式を用いることにより、あたかも低域通過フィルタを用いたかのような効果を奏する。従って、人体内の組織の速度成分が変わっても(速度が変わっても)、ゲインを決定することとは関係なく、低域通過フィルタも用いていないため、従来の方法のように遮断周波数を変える必要はなくなる。

【0043】

第二に、速度成分と電力成分とを検出する場合においては、血流の速度成分が、エイリアシングされ人体内の組織の速度成分の領域や歪んだ領域に含まれても、適切なゲインを乗算して血流の速度成分を除去するので、速度成分と電力成分の歪みは、単に大きさにのみ局限される。このような大きさ成分の歪みは、後処理において適切なゲインを乗算して本来の大きさに復元可能であるので、従来の方法で発生し得る血流の速度成分のために組織の速度成分の大きさの歪みは、完全に遮断できる。従って、従来のエイリアシング(aliasing)現象により人体内の組織の速度成分が誤って計算されるおそれを未然に防止することにより、測定データの信頼性は非常に高くなる。

30

【0044】

第三に、本発明による超音波診断装置は、人体組織の速度を検出するために低域通過フィルタを用いていないため、従来の方法においてフィルタの使用により発生した{[フィルタの次数(N)-1]/2}分の遅延が発生しないので、リアルタイムでの処理能力が向上し、ギャップフィリングモード(Gap filling mode)においても埋め込むべきデータ区間がフィルタ次数分だけ減り、従来の方法より計算手順がはるかに簡単になるため、非常に効率的である。

40

【0045】

前記において、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明の特許請求の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。

【0046】

【発明の効果】

本発明によるドップラー効果を用いた超音波診断装置は、低域通過フィルタを用いること

50

なく、人体内の組織の速度をリアルタイムで測定することができる。

【 0 0 4 7 】

また、人体組織の速度検出のために低域通過フィルタを用いることなく、組織の速度成分と血流の速度成分とが両方とも含まれたサンプルデータに対して血流の速度成分を除去できる1以下の一定のゲインレベルを乗算して血流の速度成分を除去することにより、フィルタ次数による遅延を防止するばかりでなく、補間の必要なデータ区間も格段に減らすことができる。従って、測定された組織の速度成分に対するデータ信頼度が高くなり、計算処理手順の単純化によりリアルタイムでの処理能力が非常に向上するという効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 超音波信号を用いて血流の速度及び組織の速度を測定する原理を示す図である。

【 図 2 】 血流の速度及び人体組織の速度を測定するための典型的な超音波診断システムのブロック図である。

【 図 3 】 図 2 に示されたデジタル信号処理器 1 0 8 の細部構成図である。

【 図 4 】 反射した超音波信号から計算された典型的な周波数分布データを示すグラフである。

【 図 5 】 従来の低域通過フィルタを用いて人体内の組織の速度成分を検出することを示す概略図である。

【 図 6 】 従来の低域通過フィルタを用いて人体内の組織の速度成分を検出するシステムにおいて、組織の速度成分と血流の速度成分を区別できる遮断周波数の設計図である。

【 図 7 】 血流の速度成分 7 0 2 がエイリアシング(aliasing)され、組織の速度成分 7 0 1 に含まれたことを示す図である。

【 図 8 】 一般の B / D 同時モードにおけるタイミングシーケンスを示す図である。

【 図 9 】 ギャップフィリングモード(Gap filling mode)におけるタイミングシーケンスを示す図である。

【 図 1 0 】 スペクトラムギャップフィリング(spectrum gap filling)の原理を示す図である。

【 図 1 1 】 ギャップフィリングモードにおいてギャップとフィルタ次数との関係を示す図である。

【 図 1 2 】 フィルタ次数の増大に応じた遅延区間の増大を示す図である。

【 図 1 3 】 本発明による超音波診断装置において、人体組織の速度を検出するためのデジタル信号処理器の内部ブロック図である。

【 図 1 4 】 本発明の実施の形態による人体内から反射した信号の周波数領域内において組織の速度成分及び血流の速度成分の分布とともに、血流の速度成分の最大値に応じて決定されるゲインレベルの概略図である。

【 図 1 5 】 本発明による超音波診断装置を用いて心臓壁または弁膜の速度を測定した画面の一例を示す図である。

【 符号の説明 】

- 4 0 0 人体組織速度検出手段
- 4 0 1 周波数分析器
- 4 0 2 ゲインレベル決定器
- 4 0 3 乗算器
- 4 0 4 F F T 部
- 4 0 5 後処理部
- 4 0 6 D C 成分除去器
- 5 0 1 周波数領域における人体組織の速度成分
- 5 0 2 周波数領域における血流の速度成分
- 5 0 3 ゲイン決定器により乗算されるゲインレベル
- 5 0 4 血流の速度成分の最大値

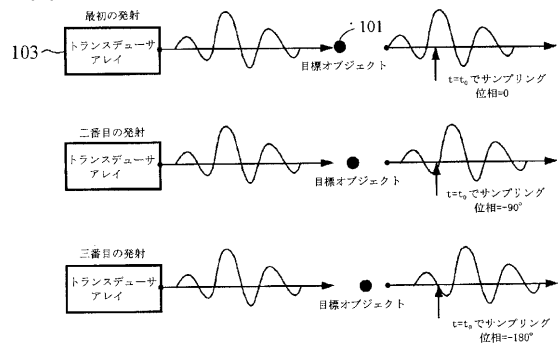
10

20

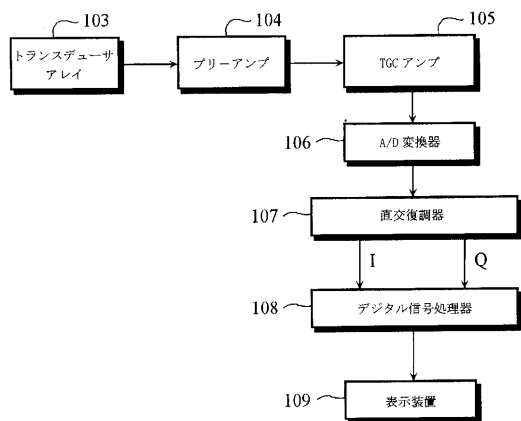
30

40

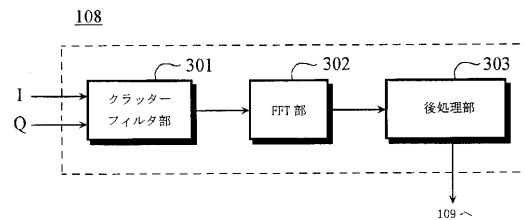
【 図 1 】



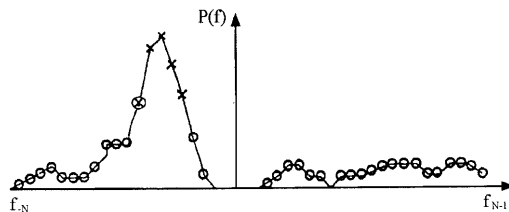
【 図 2 】



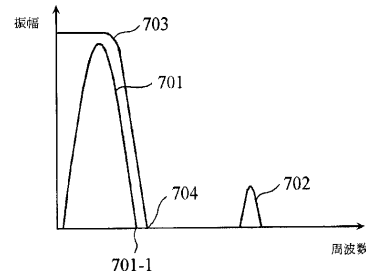
【 図 3 】



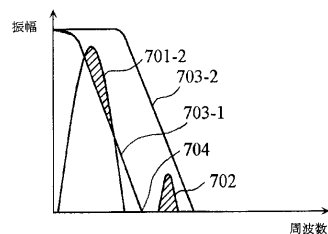
【 図 4 】



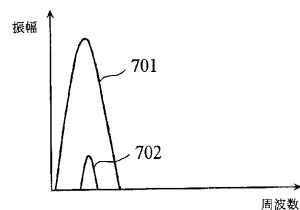
【 図 5 】



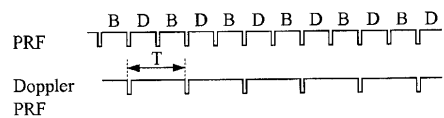
【 図 6 】



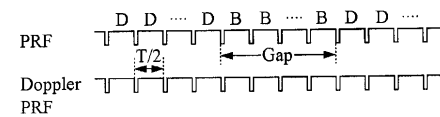
【 図 7 】



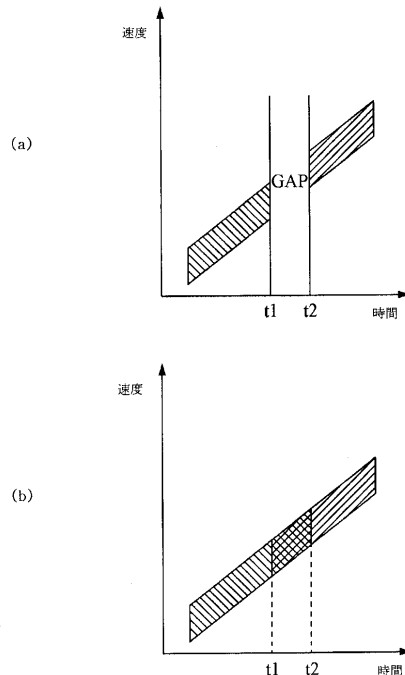
【 図 8 】



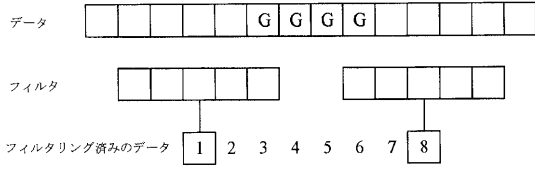
【 図 9 】



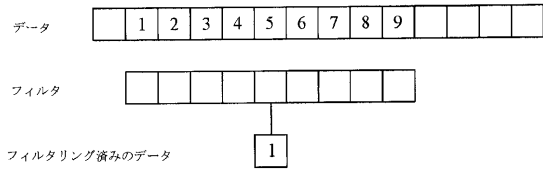
【 図 10 】



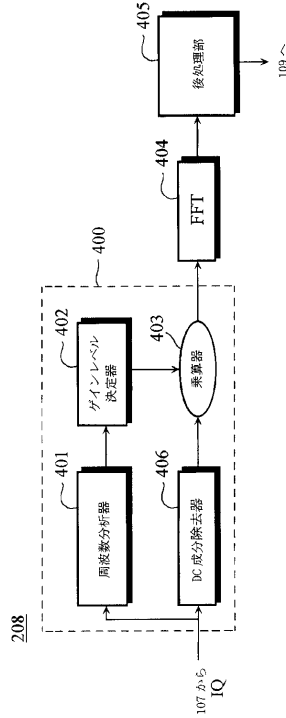
【 図 1 1 】



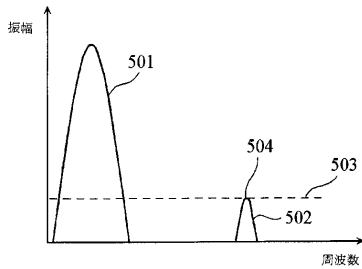
【 図 1 2 】



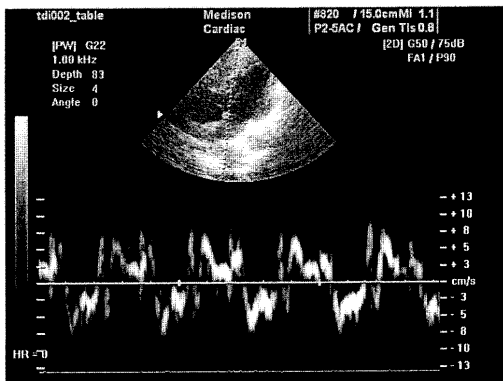
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 キム ソン ホ

大韓民国 ソウルトクピョルシ ノウォンク サンゲ 7ドン チュゴンアパート 505-508

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平08-299342(JP,A)

特開平08-084729(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3769550B2	公开(公告)日	2006-04-26
申请号	JP2003110069	申请日	2003-04-15
[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		
[标]发明人	キムチョルアン キムソンホ		
发明人	キム チョル アン キム ソン ホ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8981 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/HH16 4C601/JB11 4C601/JB24 4C601/JB36 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/KK17		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020020020839 2002-04-17 KR		
其他公开文献	JP2003310615A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备，利用多普勒效应，无需使用低通滤波器，有效地自动测量人体内组织的速度。ZOLUTION：该超声诊断设备具有：样本数据生成装置，向人体发射超声信号，并对反射信号进行采样以生成样本数据；a表示处理样本数据以生成包括人体组织的速度分量和血流速度分量的频率分布数据的装置；人体组织速度检测装置利用来自频率分布数据的血流速度分量的最大值，提取与人体组织的速度分量对应的频率分布数据。显示装置显示提取的人体组织的速度分量的频率分布数据。Z

【 数 1 】

$$v = \frac{\Delta_{\Theta} \lambda_0}{2\pi T_{PRF}}$$