

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3545728号
(P3545728)

(45) 発行日 平成16年7月21日(2004.7.21)

(24) 登録日 平成16年4月16日(2004.4.16)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-206909 (P2001-206909)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成13年7月6日(2001.7.6)	(74) 代理人	100082175 弁理士 高田 守
(65) 公開番号	特開2002-65675 (P2002-65675A)	(74) 代理人	100106150 弁理士 高橋 英樹
(43) 公開日	平成14年3月5日(2002.3.5)	(74) 代理人	100108372 弁理士 谷田 拓男
審査請求日	平成13年7月13日(2001.7.13)	(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 アंक ホゲドン モクリョンウソンアパ ート309ドン303ホ
(31) 優先権主張番号	2000-39086		
(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)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波診断装置であって、

超音波信号を人体内に発射し、それから反射される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ルデータ生成手段と、

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基づいて血流の速度を検出する血流速度検出手段と、

前記周波数分布データにおけるエイリアシングの発生可否を検出するエイリアシング検出手段とを含み、

前記エイリアシング検出手段が、前記周波数分布データを構成する複数の周波数成分の中から最も速い血流速度成分に対応する最高インデックスを求め、前記周波数分布データにおける正の周波数領域と負の周波数領域との間で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し、前記選択された周波数範囲の符号と前記最高インデックスの符号とを比較して、前記エイリアシングの発生有無を判定する超音波診断装置。

【請求項2】

エイリアシングの発生の際、前記サンプルデータのパルス繰返し周波数(PRF)を更新する更新手段を、さらに、含む請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記更新手段が、下記式

10

20

【数 1】

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{|peak_index|}{N_{old}} \right)$$

(ここで、 PRF_{new} がエイリアシングの防止のための更新された PRF 、 PRF_{old} が更新以前の PRF 、 $peak_index$ が最も速い血流速度成分に対応する最高周波数インデックス、 N_{old} が PRF_{old} から発生した周波数分布データにおける最高周波数インデックスである)

を用いて前記パルス繰返し周波数 (PRF) を更新する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記エイリアシング検出手段によって前記エイリアシングが検出された場合、前記血流速度検出手段が検出血流速度の信頼性が低いと判定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、ドップラー効果を用いて血流の速度を測定する超音波診断装置に関し、特にドップラー効果に基づいた血流速度の測定の際、エイリアシング (aliasing) が発生しないようにパルス繰返し周波数 (PRF : pulse repetition frequency) を更新する超音波診断装置及びその方法に関する。

20

【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 : Time-variable Gain Compensator) 増幅器 105、アナログ-デジタル (A/D) 変換器 106、直交復調器 (quadrature demodulator) 107、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。

30

【0004】

詳記すると、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 へ入力される。デジタル信号処理器 108 はオブジェクト (図示せず) の速度を計算し、該計算速度をユーザーのためにディスプレイ 109 へ出力する。

40

【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、デジタル信号処理器 108 において、 $2N$ 個の周波数成分に対する周波数分布データが公

50

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】

ドップラー効果を用いて人体内の血流速度を測定するためには、血流が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、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、該ノイズ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。

10

【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図1中の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。最高速度は図1中の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。

20

【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。

30

【0009】

しかしながら、従来の方法によれば、ノイズしきい値の決定の際に用いられた周波数成分が正の周波数範囲にあるか負の周波数範囲にあるかが考慮されていない。また、従来の方法は、純粋反射信号が周波数分布の高周波領域には存在しないという仮定に基づいていた。しかしながら、そのような仮定はパルス繰返し周波数(PRF)が血流速度より十分に大きい場合のみに有効であり、そうでない場合には、エイリアシングが発生することとなる。即ち、負の高周波数成分の一部が正の周波数領域に現れるか、正の高周波数成分の一部が負の周波数領域に現れることとなる。このようなエイリアシングによって、ノイズしきい値がノイズの電力それ自体ではなく、実際の信号成分を含む場合があるという不都合がある。

40

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

従って、本発明の目的は、血流速度の測定の際、サンプルデータからのエイリアシングの

50

発生可否を判断する超音波診断装置及びその方法を提供することにある。

【0011】

本発明の他の目的は、パルス繰返し周波数（PRF）を更新することによって、血流速度の測定の際に、サンプルデータから生じるエイリアシングを防止する超音波診断装置及びその方法を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明によれば、超音波診断装置であって、超音波信号を人体内に発射し、それから反射される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ルデータ生成手段と、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基づいて血流の速度を検出する血流速度検出手段と、前記周波数分布データにおけるエイリアシングの発生有無を検出するエイリアシング検出手段とを含み、前記エイリアシング検出手段が、前記周波数分布データを構成する複数の周波数成分の中から最も速い血流速度成分に対応する最高インデックスを求め、前記周波数分布データにおける正の周波数領域と負の周波数領域との間で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し、前記選択された周波数範囲と前記最高インデックスとを比較して、エイリアシングの発生有無を判定する超音波診断装置が提供される。

10

【0013】

また、本発明によれば、上記の超音波診断装置において、エイリアシングの発生の際、前記サンプルデータのパルス繰返し周波数（PRF）を更新する更新手段をさらに含む超音波診断装置が提供される。

20

【0014】

また、本発明によれば、上記の超音波診断装置において、前記更新手段が、下記式

【数3】

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{|peak_index|}{N_{old}} \right)$$

30

（ここで、 PRF_{new} がエイリアシングの防止のための更新されたPRF、 PRF_{old} が更新以前のPRF、 $peak_index$ が最も速い血流速度成分に対応する最高周波数インデックス、 N_{old} が PRF_{old} から発生した周波数分布データにおける最高周波数インデックスである）

を用いて前記パルス繰返し周波数（PRF）を更新する超音波診断装置が提供される。

【0015】

また、本発明によれば、上記の超音波診断装置において、前記エイリアシング検出手段によって前記エイリアシングが検出された場合、前記血流速度検出手段が検出血流速度の信頼性が低いと判定する超音波診断装置が提供される。

【0016】

また、本発明によれば、血流速度を測定する超音波診断方法であって、超音波信号を人体内に発射し、それから反射される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基づいて血流の速度を検出する第3ステップと、前記周波数分布データにおけるエイリアシングの発生有無を検出する第4ステップとを含み、前記第4ステップが、前記周波数分布データを構成する複数の周波数成分の中から最も速い血流速度成分に対応する最高インデックスを求め、前記周波数分布データにおける正の周波数領域と負の周波数領域との間で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し、前記選択された周波数範囲と前記最高インデックスとを比較して、エイリアシングの発生有無を判定す

40

50

る超音波診断方法が提供される。

【0017】

また、本発明によれば、上記の超音波診断方法において、エイリアシングの発生の際、前記サンプルデータのパルス繰返し周波数（PRF）を更新する第5ステップをさらに含む超音波診断方法が提供される。

【0018】

また、本発明によれば、上記の超音波診断方法において、前記第5ステップが、下記式【数4】

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{|peak_index|}{N_{old}} \right)$$

10

（ここで、 PRF_{new} がエイリアシングの防止のための更新されたPRF、 PRF_{old} が更新以前のPRF、 $peak_index$ が最も速い血流速度成分に対応する最高周波数インデックス、 N_{old} が PRF_{old} から発生した周波数分布データにおける最高周波数インデックスである）

を用いて前記パルス繰返し周波数（PRF）を更新する超音波診断方法が提供される。

【0019】

また、本発明によれば、上記の超音波診断方法において、前記第4ステップによって前記エイリアシングが検出された場合、前記第3ステップが検出血流速の信頼性が低いと判定する超音波診断方法が提供される。

20

【0020】

【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。

【0021】

図3は、本発明による超音波診断装置のブロック図であって、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、アナログ-デジタル（A/D）変換器306、直交復調器307、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及びパルス繰返し周波数（PRF）更新器311を含む。図3の如く、本発明の超音波診断装置30はPRF更新器311を除いては、図1中の従来の超音波診断装置10と類似する。同様に、本発明の超音波診断装置30は超音波信号をトランスジューサ列303を用いて人体の血液に発射し、それから反射された超音波信号を受信し、該受信信号を増幅、復調し、これらの復調信号に対してクラッターフィルタリング、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。前述のように、クラッター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。

30

【0022】

図4は、図3中の超音波診断装置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。同図において、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で示したものである。例えば、 M 番目の走査線は任意の時点 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。

40

【0023】

前述のように、パルス繰返し周波数（PRF）が血流速度より十分に大きくなければ、エイリアシングが発生する。このため、デジタル信号処理技術分野に公知された現象、即

50

ち、高い負周波数のミラーイメージが高周波領域で現れることとなる。このような状況で、反射信号成分がノイズしきい値に影響を与えるようになるので、ノイズ水準の正確な推定が不可能である。従って、一つの走査線に対するサンプルデータでのエイリアシングの発生有無を検出する方法と、そのようなエイリアシングを防止するためにパルス繰返し周波数（PRF）を更新する方法とが要求される。このため、図3の如く、本発明による超音波診断装置30はパルス繰返し周波数（PRF）更新器311をさらに含み、パルス繰返し周波数（PRF）を自動的に更新することによってエイリアシングの発生を防止する。

【0024】

パルス繰返し周波数（PRF）は、エイリアシングが起きないように、パルス繰返し周波数（PRF）更新器311によって自動的に更新される。このことについて図5を参照して説明する。図5は、本発明の一実施例によって、エイリアシングの発生の際において周波数の分布を示したグラフである。図5中で、X軸は時間、Y軸は周波数を表す。説明の便宜上、周波数は周波数分布でのインデックス（index）、即ち2N個の数の中の一つとして表示される。

10

【0025】

図5中で、ハッチングを施した部分は、電力レベルがノイズしきい値より大きい周波数成分に該当する。任意の走査線で最高インデックス（peak index）は同一の方向に移動する血液の最も速い成分に該当することを考慮すると、エイリアシングの発生の際、最も高い周波数領域の一部が他の周波数領域に重なり合うので、最高インデックスの符号は血流の方向と一致しなくなる。従って、最高インデックスの符号と血流方向とを比較することによって、エイリアシングが発生したかが判断できる。即ち、反射信号成分を含むことと判定された周波数領域の符号（血流方向表示符号）と最高インデックスの符号とが比較され、エイリアシングの発生可否が判定される。エイリアシングの発生が検出されると、エイリアシングが発生しないように最高インデックスの大きさに応じてパルス繰返し周波数（PRF）が更新される。

20

【0026】

図5を再度参照して、本発明の特徴をより詳しく説明する。j番目の走査線に対する最高インデックスは80である。j番目の走査線に対し、ノイズしきい値より大きい最高周波数及び残りの各周波数成分が全て正であるため、エイリアシングが発生しなかったことが分かる。一方、i番目の走査線においては、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いことにも関わらず、最高インデックスはエイリアシングの発生を指す負となる。即ち、負の周波数領域に示された周波数成分はトランスジューサから遠く離れる赤血球によるものではなく、正の高周波成分の重なり起因したものである。この場合、検出された血流速度は信頼性があるものと考えられる。最大絶対周波数インデックス、即ち周波数分布2Nの半分が図5において128で示されている。血流が遅いと、例えば、j番目の時点にてはエイリアシングが発生しない。従って、j番目の走査線に対してはパルス繰返し周波数（PRF）が調整される必要がない。しかし、i番目の走査線に対しては最高インデックスを増加させるためにパルス繰返し周波数（PRF）が増加されなければならない。即ち、エイリアシングを避けるための新たな最高周波数インデックス N_{new} が次のように決定される。

30

40

【数5】

$$N_{new} = N_{old} + (N_{old} - |\text{peak_index}|) = 2N_{old} - |\text{peak_index}| \quad \text{式(1)}$$

【0027】

上記式(1)において、 N_{old} は現在の最高周波数インデックスである。例えば、図5で、 N_{old} が周波数分布2Nの半分に該当する128で、i番目の走査線の最高インデックスが-80であるため、 N_{new} は上記式(1)によって176で計算される。即ち、最高周波数インデックスはエイリアシングを防止するために176に増加されなければ

50

ならない。最高周波数インデックスはPRFに比例するので、エイリアシングを防止するためのPRFは次の式によって決定される。

【0028】

【数6】

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \frac{N_{new}}{N_{old}} \quad \text{式(2)}$$

ここで、 PRF_{new} はエイリアシングの防止のために更新されたパルス繰返し周波数であり、 PRF_{old} は更新以前のパルス繰返し周波数である。

10

【0029】

上記式(1)を式(2)に代入すると、 PRF_{old} は下記式のような PRF_{new} に整理されることができる。

【0030】

【数7】

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{|peak_index|}{N_{old}} \right) \quad \text{式(3)}$$

ここで、 $|peak_index|$ は最高周波数インデックスの絶対値であり、 N_{old} は更新以前のパルス繰返し周波数 PRF_{old} から発生した周波数分布データの最高周波数インデックスである。

20

【0031】

図6は、本発明によって走査線の最高インデックスを計算する方法を説明するための流れ図である。ここで、 i は周波数インデックス、 $x[i]$ は i 番目の周波数成分の電力レベルを表す。走査線に対する正の最高周波数インデックスは $N-1$ であり、走査線に対する負の最高周波数インデックスは $-N$ である。

【0032】

まず、制御プロセスは i を0に初期化し(S701)、反射信号が正の周波数範囲または負の周波数範囲のいずれに存在するかを判定する(S702)。反射信号が正の周波数範囲にあれば、制御プロセスは $x[i]$ がノイズしきい値より大きいかを判定し(S703)、そうであれば、最高インデックス $peak_index$ を i に更新する(S704)。そうでなければ、制御プロセスは i が -1 と同一であるかを判定し(S705)、そうであれば最高インデックスが検出されたことと見なしプロセスを終了する。一方、 i が -1 でなければ(S705)、制御プロセスは i が $N-1$ か否かをチェックする(S706)。 i が $N-1$ であれば(S706)、制御プロセスは i を $-N$ に設定し(S707)、そうでなければ i を1増分させる(S708)。同様に、新たなインデックス値の電力レベルは前述のような方式で計算される。

30

【0033】

反射信号が負の周波数範囲に存在する場合、インデックス i が0から $-N$ まで減少され、次に $N-1$ から1まで減少されることを除いては、同一の方式で最高インデックスが決定される。即ち、反射信号が負の周波数範囲に存在すると(S702)、制御プロセスは $x[i]$ がノイズしきい値より大きいかを判定し(S710)、そうであれば、最高インデックスを i に更新し(S711)、そうでなければ、 i が1であるかを判定する(S712)。ステップS712にて、 i が1であれば、制御プロセスは最高インデックスが検出されたことと見なし、そうでなければ、 i が $-N$ であるかをチェックする(S713)。ステップS713にて、 i が $-N$ であれば、制御プロセスは i を $N-1$ と設定し(S714)、そうでなければ i を1減分させる(S715)。

40

【0034】

以下、より十分な理解のために、図6の概念を図5に適用して説明する。図5中の j 番目

50

の走査線において、 i が 0 より 80 の場合、 $x[i]$ がノイズしきい値より大きいため、最高インデックスが更新される。しかし、 i が 81 より $N - 1$ 、 $-N$ より -1 の場合は、 $x[i]$ がノイズしきい値以下であるため、最高インデックスは更新されない。従って、全てのインデックスに対して電力レベルが考慮された後に、最高インデックスは 80 に決定される。一方、図 5 中の i 番目の走査線において、最高インデックスは i が 0 より $N - 1$ 、 $-N$ より -80 である間に更新される。しかし、 i が -79 より -1 の場合、最高インデックスは更新されない。従って、全てのインデックスに対して電力レベルを検査した後に、最高インデックスは -80 となる。

【0035】

図 7 は、本発明による走査線のパルス繰返し周波数 (PRF) を更新する方法を説明するための流れ図である。最高インデックスは図 6 の過程を通じて計算される (S801)。その後、制御プロセスは反射信号が正の周波数範囲または負の周波数範囲のいずれに存在するかを判定し (S802)、正の周波数範囲に存在すれば、最高インデックスの符号が正であるかをチェックし (S803)、正の場合は、PRF は更新されない。即ち、実際の信号成分が正の周波数領域に存在して最高インデックスが正であれば、制御プロセスはエイリアシングが発生しないものと見なして、PRF を更新せずプロセスを終了する。

10

【0036】

最高インデックスが負であれば、エイリアシングが発生したことで、新たな最高周波数インデックス、即ち、式 (1) における N_{new} が計算される (S805)。式 (2) によってエイリアシングを誘発しない N_{new} が計算され (S806)、プロセスは終了される。

20

【0037】

一方、反射信号が負の周波数範囲に存在すれば (S802)、制御プロセスは最高インデックスが負であるのかを判定する (S804)、最高インデックスが負であれば、制御プロセスは PRF を更新せず、そうでなければ、新たな最高周波数インデックス、即ち、式 (1) 中の N_{new} を計算する (S805)。この新たな最高周波数インデックスによって、新たな PRF、即ち式 (3) 中の PRF_{new} が計算される。

【0038】

図 7 に示された実施例では、ステップ S805 にて式 (1) を適用し、ステップ S806 にて式 (2) を適用することと説明したが、 PRF_{new} はこれらの式 (1) 及び式 (2) を用いず、式 (3) を用いて直ぐ計算することができる。

30

【0039】

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。

【0040】

【発明の効果】

従って、本発明によれば、血流速度の測定の際、サンプルデータからのエイリアシングの発生有無を判断することができ、また、パルス繰返し周波数 (PRF) を更新することによって、血流速度の測定の際にサンプルデータから生じるエイリアシングを防止することができる。

40

【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ブロック図である。

【図 4】図 3 中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。

【図 5】本発明の一実施例によって、エイリアシングの発生の際において周波数の分布を示したグラフである。

【図 6】本発明によって走査線の最高インデックスを計算する方法を説明するための流れ

50

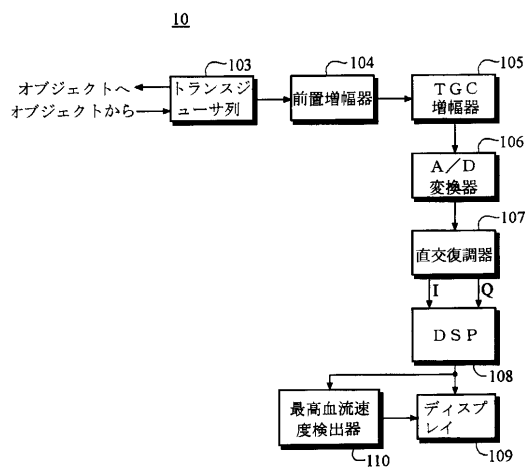
図である。

【図7】本発明による走査線のパルス繰返し周波数（PRF）を更新する方法を説明するための流れ図である。

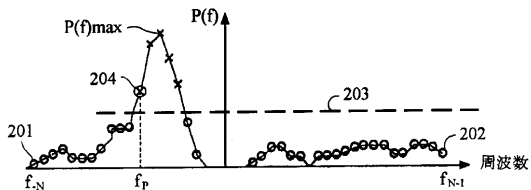
【符号の説明】

- 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 パルス繰返し周波数（PRF）更新器

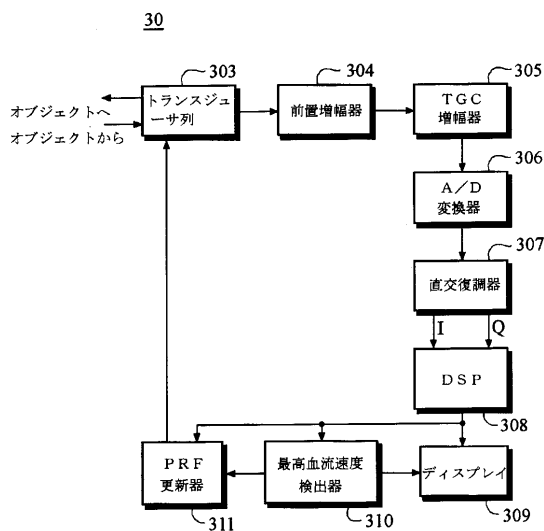
【図1】



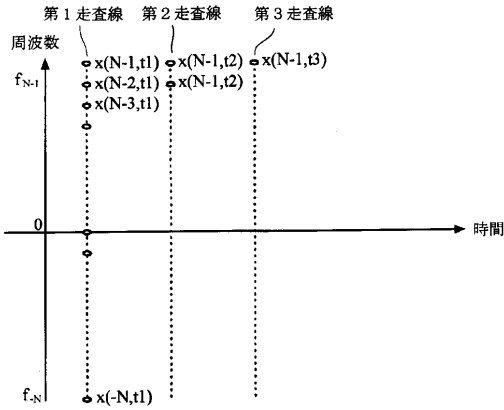
【図2】



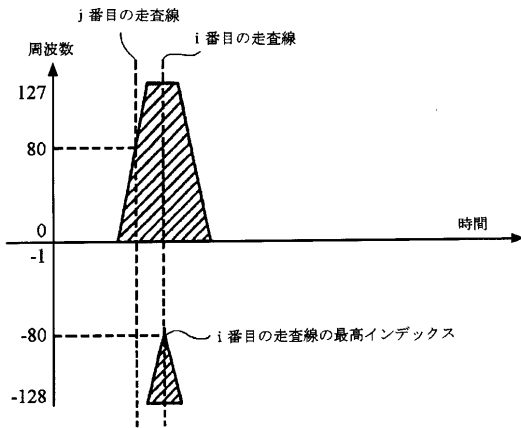
【図3】



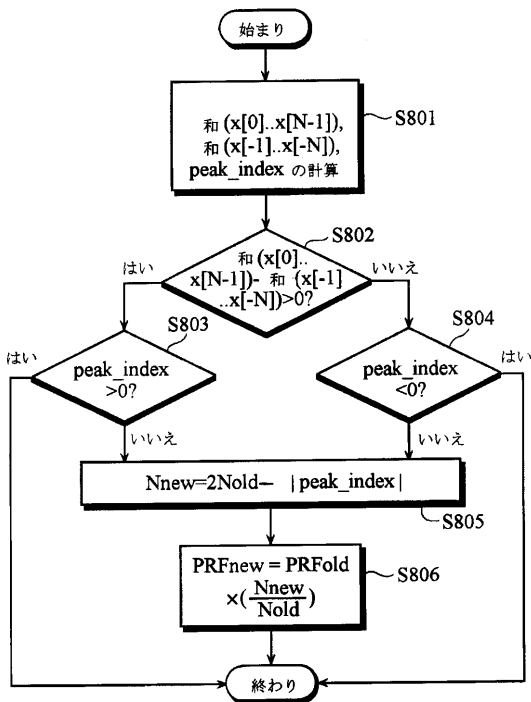
【 図 4 】



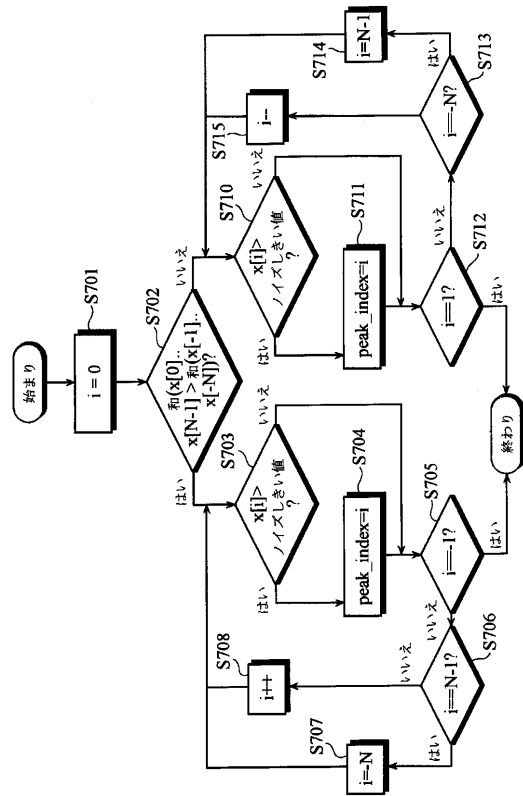
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 6 】



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 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平08-308843(JP,A)

特開平07-023952(JP,A)

特開平06-209933(JP,A)

特開平02-164346(JP,A)

特開2000-197634(JP,A)

特開2000-041983(JP,A)

田中直彦他,パルスドブラ信号のナイキスト帯域を拡大する一般化した補間法,信学技報,日本
社団法人 電子情報通信学会,1993年 4月23日,第93巻、第8号,pp.29-36

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷,DB名)

A61B 8/00-8/15

JSTPlusファイル(JOIS)

JMEDPlusファイル(JOIS)

专利名称(译)	超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP3545728B2	公开(公告)日	2004-07-21
申请号	JP2001206909	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 G01S7/524 G01S15/50 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/50 G01S7/52.R G01S7/524.R		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/EE13 4C301/HH04 4C301/JB34 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/HH13 4C601/JB34 4C601/JB49 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC17 5J083/AD12 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BB04 5J083/BE39 5J083/BE43 5J083/BE49 5J083/BE53		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020000039086 2000-07-08 KR		
其他公开文献	JP2002065675A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：确定血流速度测量中的样本数据的混叠的发生和更新脉冲重复频率 (PRF) 以防止样本数据的混叠，以及用于其的超声诊断设备提供。 解决方案：将超声波信号发射到人体中，并且从其反射的超声波信号被采样以生成样本数据，并且处理样本数据，以及多个频率分量，每个频率分量具有相应的功率水平产生频率分布数据，并且基于频率分布数据检测血流速度，并且从构成频率分布数据的多个频率分量获得与最快血流速度分量对应的最高指数。选择频率分布数据中正频域和负频域之间频率分量的功率电平之和较大的频率范围，将所选频率范围与最高指数进行比较，别名确定的发生

【数 1】

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{|peak_index|}{N_{old}} \right)$$