

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5324589号
(P5324589)

(45) 発行日 平成25年10月23日(2013.10.23)

(24) 登録日 平成25年7月26日(2013.7.26)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 12 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-530679 (P2010-530679) (86) (22) 出願日 平成20年10月15日(2008.10.15) (65) 公表番号 特表2011-501997 (P2011-501997A) (43) 公表日 平成23年1月20日(2011.1.20) (86) 国際出願番号 PCT/JP2008/069080 (87) 国際公開番号 W02009/057486 (87) 国際公開日 平成21年5月7日(2009.5.7) 審査請求日 平成23年9月20日(2011.9.20) (31) 優先権主張番号 11/926, 228 (32) 優先日 平成19年10月29日(2007.10.29) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二 (74) 代理人 100096976 弁理士 石田 純 (72) 発明者 田村 正 アメリカ合衆国 コネチカット ノース ヘブン ユニット 5エイチ ハートフォ ード ターンパイク 1298 審査官 宮川 哲伸</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波画像化の際にドブラ信号処理器からのゲインを自動的に制御する方法であって、
 戻り超音波信号を入力し、
 前記戻り超音波信号を復調し、
 前記戻り信号にウォールフィルタをかけてドブラフロー信号を生成し、
 前記ドブラフロー信号に対してスペクトル分析を行いドプラスペクトルを生成し、
 高レベル信号閾値を設定し、
 低レベル信号閾値を設定し、
 ノイズフロアレベル閾値を設定し、
 前記ドブラフロー信号から、ピークドプラスペクトル振幅と、ドプラスペクトルの最大
 ノイズフロアとを検出し、
 前記ピークドプラスペクトル振幅が前記低レベル信号閾値よりも小さい場合には、前記
 ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値と等しくなるか、または前記最大ノ
 イズフロアが前記ノイズフロアレベル閾値と等しくなるまでドブラフロー信号ゲインを増
 加させ、
 前記ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値よりも大きい場合には、前記
 ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値と等しくなるか、または前記最大ノ
 イズフロアが前記ノイズフロアレベル閾値と等しくなるまでドブラフロー信号ゲインを減
 少させる、方法。

【請求項 2】

ローパスフィルタを使用して前記ドプラスペクトルを平滑化することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法であって、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値より大きいかどうかの決定は、さらに、

前記高レベル信号閾値よりも大きい振幅を有する連続するドプラスペクトル周波数成分の数をカウントし、

前記高レベル信号閾値よりも大きい振幅を有する連続するドプラスペクトル周波数成分の数を所定の数と比較し、前記連続する周波数成分の数が前記所定の数より大きい場合には、前記ピークドプラスペクトル振幅は前記高レベル信号閾値より大きいとする、方法。

10

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法であって、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記低レベル信号閾値より小さいかの決定は、さらに、

前記低レベル信号閾値よりも大きい振幅を有する連続するドプラスペクトル周波数成分の数をカウントし、

前記低レベル信号閾値よりも大きい振幅を有する連続するドプラスペクトル周波数成分の数を所定の数と比較し、前記連続する周波数成分の数が前記所定の数より小さい場合には、前記ピークドプラスペクトル振幅は前記低レベル信号閾値より小さいとする、方法。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の方法であって、前記ドプラスペクトルの最大ノイズフロアの検出は、さらに、

所定の数の前記連続するドプラスペクトル周波数成分の平均振幅を、ゼロ周波数ベースラインの近くの周波数成分を除く全ての周波数成分について計算し、

前記平均振幅のうち最小平均振幅を決定し、

前記最小平均振幅を所定係数で乗算して前記最大ノイズフロアを決定する、方法。

【請求項 6】

超音波画像化の際にドプラスペクトル処理器のゲインを自動的に制御するシステムであって、

戻り超音波信号を受信するように構成され、出力部を有する受信器と、

30

前記受信器の出力部に接続された入力部と、出力部とを有し、前記戻り超音波信号を復調してウォールフィルタをかけてドブラフロー信号を出力するように構成されたドブラ信号処理器と、

前記ドブラ信号処理器の出力部に接続された入力部と、ゲイン制御信号入力部と、出力部と、を有し、前記ドブラフロー信号のゲインを変化させるように構成された可変利得増幅器と、

前記可変利得増幅器の出力部と接続された入力部と、出力部とを有し、前記ドブラフロー信号をその対応する周波数スペクトルに変換するように構成されたスペクトラムアナライザと、

前記スペクトラムアナライザの出力部に接続され、前記ドプラスペクトルを受信し、ピークドプラスペクトル振幅と最大ノイズフロアとを検出するように構成された自動ゲインエンジンであって、ゲイン制御信号を、前記ドブラフロー信号のスペクトルに存在する前記最大ノイズフロアと、所定の高信号レベル閾値と、所定の低信号レベル閾値と、所定のノイズフロアレベル閾値とに基づいて計算して前記可変利得増幅器のゲイン制御信号入力部に接続し、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値より大きい場合、または前記低レベル信号閾値より小さい場合には、全体のゲインを調整して前記ピークドプラスペクトル振幅が前記低レベル信号閾値より大きくかつ前記高レベル信号閾値より小さくなるように調整する、自動ゲインエンジンと、を備えるシステム。

40

【請求項 7】

前記自動ゲインエンジンは、さらに、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記低レベル

50

信号閾値より小さい場合には、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値と等しくなるか、または前記最大ノイズフロアが前記ノイズフロアレベル閾値と等しくなるまで前記ドブラゲイン信号を増加させるように構成される、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記自動ゲインエンジンは、さらに、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記低レベル信号閾値より大きい場合には、前記ピークドプラスペクトル振幅が前記高レベル信号閾値と等しくなるか、または前記最大ノイズフロアが前記ノイズフロアレベル閾値と等しくなるまで前記ドブラゲイン信号を減少させるように構成される、請求項 6 に記載のシステム。

10

【請求項 9】

前記自動ゲインエンジンは、さらに、前記ドプラスペクトルを平滑化するように構成されたローパスフィルタ備える、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 10】

請求項 6 に記載のシステムであって、

前記自動ゲインエンジンは、さらに、前記高レベル信号閾値より大きい振幅を有する前記ピークドプラスペクトルの連続する周波数成分の数をカウントし、前記高レベル信号閾値より大きい振幅を有する前記ピークドプラスペクトルの連続する周波数成分の数を所定の数と比較するように構成され、

前記連続する周波数成分の数が前記所定の数より大きい場合には、前記ピークドプラスペクトル振幅は前記高レベル信号閾値よりも大きいとする、システム。

20

【請求項 11】

請求項 6 に記載のシステムであって、

前記自動ゲインエンジンは、さらに、前記低レベル信号閾値より大きい振幅を有する前記ピークドプラスペクトルの連続する周波数成分の数をカウントし、前記低レベル信号閾値より大きい振幅を有する前記ピークドプラスペクトルの連続する周波数成分の数を所定の数と比較するように構成され、

前記連続する周波数成分の数が前記所定の数より小さい場合には、前記ピークドプラスペクトル振幅は前記低レベル信号閾値よりも小さいとする、システム。

30

【請求項 12】

請求項 6 に記載のシステムであって、

前記自動ゲインエンジンは、さらに、ゼロ周波数ベースラインに近い周波数成分を除く全てのスペクトル周波数成分について、所定数の前記連続するドプラスペクトル周波数成分の平均振幅から前記ドプラスペクトルの最大ノイズフロアを検出し、前記平均振幅のうちの最小平均振幅を決定するように構成され、

前記最大ノイズフロアは、前記最小平均振幅を所定係数で乗算したものである、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して超音波画像の分野に関する。具体的には、本発明の実施形態は、血流速度を測定するのに使用されるドブラ信号において、自動的にゲインを調整し、ノイズ出現を抑制する方法及びシステムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波は、種々の臓器、心臓、肝臓、胎児、血管を画像化するのに使用される。心臓血管疾病の診断には、通常、スペクトルドブラを使用して血流速度を測定する。パルスドブラ法がよく使用されるが、これは、空間識別能がなく超音波ビームに沿ってすべての信号をサンプリングする連続波(CW)ドブラと比較して、パルスドブラ法には特有の血管内の速度サンプリングを可能にする空間サンプリング能があるためである。CWドブラは、

50

パルス繰り返し周波数（PRF）制限（ナイキストサンプリング定理）によって制限されないため、特に、高血流速度の測定が予測される場合に使用される。CWドブラは、それでも、FFT（高速フーリエ変換）やその他の分析を実施する際の信号サンプリングに起因して最大速度を制限される可能性がある。

【0003】

ドブラシステムは、典型的には、超音波を送信し、受信した超音波信号の周波数における偏移として血流速度（ドブラシフト周波数）を検出する。同相成分（I）及び直交成分（Q）を有する複素信号である参照信号を用いて、受信された超音波を送信周波数と同周波数で復号化する。ローパスフィルタを施した後、二次高調波などの高周波成分を遮断してベースバンド信号のみを通過させる。ベースバンド信号に対して、ウォールフィルタ（すなわち、ハイパスフィルタ）をかけて、静止組織や血管壁などのゆっくりと動く組織からクラッタノイズ出現を除去し、複素I-Qドブラ信号を得る。複素I-Qドブラ信号を、FFTアナライザなどのスペクトラムアナライザに入力して、血流速度を表すドブラ周波数スペクトルを得る。典型的には、128点、256点、512点FFTが使用される。

10

【0004】

ドブラスペクトルは、一般的に、血流の時間変動特性があるため、図12において示されるように経時的に表示される。横軸は時間であり、縦軸は周波数である。スペクトルパワーは、図12において示されるように、輝度として表示される。スペクトルパワーは、図3に示されるように、所与の時間におけるスペクトルパワー対周波数として座標で示すことができる。ドブラスペクトルは、超音波診断システム電子装置やその他の発生源に起因してノイズを示すことがある。図3は、FFTによって広範に分散されたランダムノイズを示すノイズフロアを有するドブラスペクトルを示す。ドブラフロー信号ゲインが低すぎる場合、ノイズが真の血流信号を隠してしまう可能性がある。逆に、図1は、高すぎるドブラフロー信号ゲインを有するドブラスペクトルにおいて、ピークドブラスペクトルがクリッピングされている（clipped）ことを示している。

20

【0005】

ドブラフロー信号のゲインは、FFTスペクトラムアナライザに入力されたドブラ信号の振幅を決定する。ドブラスペクトルの出力は、通常、8ビット、12ビット、16ビット、またはその他の解像度のダイナミックレンジに圧縮される。超音波診断システムに対して適切なドブラフロー信号ゲインが出力されると、ドブラスペクトルのSNR（信号対ノイズ比）が改善され、表示の際の画像の質が改善されることが認められる。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

今日の超音波診断システムの多くが、最良のスペクトルを得るために、ユーザが、ドブラゲイン設定を手動で調整することができるようになっている。しかし、これらの設定を調整する際に、ユーザは、診断に費やしたほうがよいであろう時間を浪費することになる。これらの課題を克服する必要がある。

【課題を解決するための手段】

40

【0007】

本願発明者は、適切なドブラゲインを決定してドブラスペクトルにおけるノイズ出現を抑制するために、血流速度を測定する際に超音波診断システムによって出力されるドブラスペクトル信号を分析するシステムおよび方法を有することが望ましいことを発見した。ドブラスペクトルに存在するノイズを分析して、最適ゲインの基準として使用する。所定のレベルに照らしてドブラゲインが高すぎるまたは低すぎる場合には、全体のゲインを調整する。

【0008】

本発明の一態様では、超音波画像化の際にドブラ信号処理器からのゲインを自動的に制御する方法が提供される。本発明のこの態様による方法は、戻り超音波信号を入力し、戻

50

り超音波信号を復調し、戻り信号にウォールフィルタをかけてドブラフロー信号を生成し、ドブラフロー信号に対してスペクトル分析を行いドプラスペクトルを生成し、高レベル信号閾値を設定し、低レベル信号閾値を設定し、ノイズフロアレベル閾値を設定し、ドブラフロー信号から、ピークドプラスペクトルレベルと、ドプラスペクトル最大ノイズフロアとを検出し、ピークドプラスペクトル振幅が低レベル信号閾値よりも小さい場合にはピークドプラスペクトル振幅が高レベル信号閾値と等しくなるかまたは最大ノイズフロアがノイズフロアレベル閾値と等しくなるまでドブラフロー信号ゲインを増加させ、ピークドプラスペクトル振幅が高レベル信号閾値よりも大きい場合にはピークドプラスペクトル振幅が高レベル信号閾値と等しくなるかまたは最大ノイズフロアがノイズフロアレベル閾値と等しくなるまでドブラフロー信号ゲインを減少させる。

10

【 0 0 0 9 】

本発明の別の態様では、超音波画像化の際にドプラスペクトル処理器のゲインを自動的に制御するシステムが提供される。本発明のこの態様によるシステムは、戻り超音波信号を受信するように構成され、出力部を有する受信器と、受信器の出力部に接続された入力部と、出力部とを有し、戻り超音波信号を復調してウォールフィルタをかけ、ドブラフロー信号を出力するように構成されたドブラ信号処理器と、ドブラ信号処理器の出力部に接続された入力部と、ゲイン制御信号入力部と、出力部と、を有し、ドブラフロー信号のゲインを変化させるように構成された可変利得増幅器と、可変利得増幅器の出力部と接続された入力部と、出力部とを有し、ドブラフロー信号をその対応する周波数スペクトルに変換するように構成されたスペクトラムアナライザと、スペクトラムアナライザの出力部に接続され、ドプラスペクトルを受信し、ピークドプラスペクトル振幅と最大ノイズフロアとを検出するように構成された自動ゲインエンジンであって、ゲイン制御信号をドブラフロー信号のスペクトルに存在する最大ノイズフロアと、所定の高信号レベル閾値と、所定の低信号レベル閾値と、所定のノイズフロア信号レベル閾値とに基づいて計算して可変利得増幅器のゲイン制御信号入力部に接続し、ピークドプラスペクトル振幅が高レベル信号閾値より大きい場合または低レベル信号閾値より小さい場合には、全体のゲインを調整してピークドプラスペクトル振幅が低レベル信号閾値より大きくかつ高レベル信号閾値より小さくなるように維持する、自動ゲインエンジンと、を備える。

20

【 0 0 1 0 】

本発明の別の態様では、ドプラスペクトル信号でのノイズ出現を抑制する方法が提供される。本発明のこの態様による方法は、ドプラスペクトル信号を入力し、ドブラゲイン制御信号を受信し、ドブラゲイン制御信号に対応するノイズ抑制ゲイン曲線 $g(p)$ を使用し、ノイズ抑制ゲイン曲線 $g(p)$ を用いてドプラスペクトル振幅を処理し、ドプラスペクトル振幅の各周波数は、ノイズ抑制ゲイン曲線の応答によって調整される。

30

【 0 0 1 1 】

本発明の別の態様では、ドプラスペクトル信号でのノイズ出現を抑制するノイズサプレッサが提供される。本発明のこの態様によるノイズサプレッサは、ゲイン調整されたドプラスペクトル信号を受信するように構成された入力部と、ゲイン調整されたドプラスペクトル信号のゲインを調整するために使用されるゲイン制御信号を受信するように構成され、ノイズ抑制ゲイン曲線 $g(p)$ を生成するゲイン制御信号入力部と、ノイズ抑制信号曲線 $g(p)$ を用いてゲイン調整されたドプラスペクトル信号を処理するように構成されたゲイン関数処理器であって、ドプラスペクトル信号入力部の各スペクトル成分の振幅がノイズ抑制ゲイン曲線 $g(p)$ の応答にしたがって調整されるゲイン関数処理器と、ノイズ抑制されゲイン調整されたドブラフロー信号を出力するように構成された出力部と、を備える。

40

【 0 0 1 2 】

本発明の一つまたは複数の実施態様の詳細を、添付の図面および以下の説明において説明する。本発明の他の特徴、目的および利点は、説明および図面から、また特許請求の範囲から明らかとなるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

50

【 0 0 1 3 】

【図 1】例示的な高ゲインのドプラスペクトルプロットを表す図である。

【図 2】例示的な低ゲインのドプラスペクトルプロットを表す図である。

【図 3】ノイズフロアのある例示的なドプラスペクトルを表す図である。

【図 4】例示的なノイズ抑制ゲイン関数 $g(p)$ を表す図である。

【図 5 A】ノイズ抑制前の例示的ドプラスペクトルを表す図である。

【図 5 B】ノイズ抑制後の例示的ドプラスペクトルを表す図である。

【図 6】自動ドブラゲイン制御システムとノイズサプレッサとを備えた例示的ドプラスペクトル処理器を表す図である。

【図 7】自動ドブラゲイン制御方法を説明する例示的フローチャートである。

10

【図 8】例示的な複数のノイズ抑制ゲイン曲線を表す図である。

【図 9】ノイズ抑制方法を説明するための例示的なフローチャートである。

【図 10】自動ドブラゲイン制御とノイズ抑制とを備えた例示的な超音波画像診断システムを表す図である。

【図 11 A】例示的なゲイン関数 $g(p)$ 処理器とゲイン関数 $g(p)$ 生成器とを表す図である。

【図 11 B】生成器を備えた例示的なゲイン関数 $g(p)$ 処理器を表す図である。

【図 12】例示的な経時的ドプラスペクトルを表す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

20

本発明の実施形態を添付の図面を参照して説明するが、図面全体を通じて同一番号は同一要素を表している。本発明の実施形態を詳細に説明する前に、本発明は、その適用において、以下の説明において説明された、または図面に図示された実施例の詳細に限定されないことを理解されたい。本発明は、他の実施形態も可能であり、種々の応用において、また種々の方法において実施または実行することが可能である。また、本明細書で使用される言語の使用方法や専門用語は、説明を目的としたものであり制限的なものとしてみなされるべきではないことを理解されたい。本明細書では、「含む」、「備える」、「有する」およびこれらの変化形は、それら以降に記載される項目とその同等物、さらに追加項目を包含することを意味している。「搭載した」、「接続した」、「連結した」という用語も広義に使用され、直接的および間接的な、搭載、接続、連結を包含している。さらに「接続した」および「連結した」は、物理的あるいは機械的な接続または連結に制限されるものではない。

30

【 0 0 1 5 】

本発明は、図面において説明または含意されたどんな特定のソフトウェア言語にも限定されないことを留意されたい。本願の実装において種々の代替のソフトウェア言語を用いてもよいことは当業者には明らかである。当分野ではよくあることだが、構成要素および項目の中にはハードウェア要素であるかのように図示および説明されるものがあるということを理解されたい。しかし、当業者がこの詳細な説明を読めば、少なくとも一実施形態において本方法および本システムの構成要素がソフトウェアまたはハードウェアのいずれで実装されるかが理解されるだろう。

40

【 0 0 1 6 】

図 10 は、自動ドブラゲインおよびノイズ抑制システムを備えたドプラスペクトル処理器 1010 を含む超音波診断システムを示している。図 6 は、自動ゲインエンジン 619 とノイズサプレッサ 617 とを備えたドブラ処理器 1010 を示している。図 7 は、自動ドブラゲイン方法を説明するフローチャートを示している。図 9 はノイズ抑制方法を説明するためのフローチャートを示している。超音波信号は、送信器 1002 によって駆動される超音波プローブ 1006 から送信/受信スイッチ 1004 を介して送信される。受信器 1008 は、プローブ 1006 からスイッチ 1004 を介して超音波信号を受信し、信号 1009 を処理する (ステップ 705)。

【 0 0 1 7 】

50

受信器 1008 は、処理された信号 1009 をドブラスペクトル処理器 1010 と、カラーフロー処理器 1012 と、Bモード画像処理器 1014 とに出力する。ドブラスペクトル処理器 1010 は、信号 1009 を処理して、ドブラスペクトルをスキャンコンバータ 1016 へ出力する。カラーフロー処理器 1012 は、信号 1009 を処理し、カラーフロー画像をスキャンコンバータ 1016 へ出力する。Bモード画像処理器 1014 は、信号 1009 を処理し、Bモード画像をスキャンコンバータ 1016 へ出力する。スキャンコンバータ 1016 は、Bモード画像、カラーフロー画像、ドブラスペクトルから 1 つまたは複数の信号を受信し、それらの画像を表示モニタ 1018 への出力のための走査変換画像へ変換する。

【0018】

処理された信号 1009 は、ドブラフロー信号 612 を時間領域で演算するドブラ信号処理器 611 に接続される (ステップ 710)。ドブラフロー信号 612 は、ドブラ信号のゲインを調節する可変利得増幅器 (VGA) 613 に接続される。ゲイン調節されたドブラ信号 614 は、時間領域ドブラ信号をそのスペクトル周波数成分に変換するスペクトラムアナライザ 615 に接続される (ステップ 715)。周波数成分またはスペクトル 616 は、ノイズサプレッサ 617 と自動ゲインエンジン 619 とに接続される。ノイズサプレッサ 617 は、図 4 に示されるように、曲線 $g(p)$ となる入出力関係を有する。図 11A および図 11B に示されるように、ノイズサプレッサ 617 は、入出力関係としての $g(p)$ 1102 または 1110、あるいは計算器としての 1110 またはそれらの組み合わせと、これもまた LUT または計算器であるゲイン曲線生成器 1104、とを備えたルックアップテーブル (LUT) として実装される。生成器 1104 としての計算器と組み合わせられた LUT の場合、ノイズ抑制曲線は、LUT に記憶され、計算器は抑制曲線を受信して、ゲイン制御信号 642 に対応する曲線を生成する。

【0019】

LUT のみで生成器 1104 とする場合は、複数のノイズ抑制曲線が LUT に記憶され、ノイズ抑制曲線が、ゲイン制御信号 642 に応じて選択される。あるいは、計算器のみで生成器 1104 とする場合は、ドブラゲイン曲線に応じたノイズ抑制曲線を生成することができる。次に、生成器 1104 は、その曲線を LUT であるゲイン関数処理器 1102 に転送して、ノイズ抑制曲線 $g(p)$ をドブラスペクトル 616 に適用させる。あるいは、図 11B において示されるように、ゲイン関数 $g(p)$ 処理器 1102 とノイズ抑制曲線生成器 1104 とが、一つの装置 1110 として実装されることも可能である。ドブラスペクトル 616 の入力とゲイン制御信号 642 の入力とを有する LUT が使用される。あるいは、計算器 1110 は、ドブラスペクトル 616 にゲイン関数 $g(p)$ を適用するだけでなくノイズ抑制曲線を生成するのに使用されてもよい。

【0020】

ノイズサプレッサ 617 は、ドブラスペクトル 616 上のノイズ出現を抑制する。ノイズサプレッサ 617 は、ノイズ抑制されたドブラスペクトル (出力 625) を出力する。自動ゲインエンジン 619 は、ローパスフィルタ 626 と信号閾値処理器 629 とを含む。ローパスフィルタ 626 は、スペクトラムアナライザ 615 によって出力されたスペクトル周波数成分 616 にフィルタをかけて、平滑化されたスペクトル 627 を生成して信号閾値処理器 629 へ出力する。未処理のドブラスペクトル 616 もまた、信号閾値処理器 629 に接続される (ステップ 720)。

【0021】

信号閾値処理器 629 は、平滑化されたスペクトル 627 のレベルを検出するための高レベル閾値 631 と、低レベル閾値 633 と、ノイズフロアレベル閾値 635 と、周波数成分を検出するための周波数ピンカウンタ 637 とを含む。同様に、信号閾値処理器 629 は、未処理のドブラスペクトル 616 のレベルを検出するための高レベル閾値 631 と、低レベル閾値 633 と、ノイズフロアレベル閾値 635 と、周波数成分を検出するための周波数ピンカウンタ 637 とを含む (ステップ 725)。図 3 は、最大スペクトル振幅レベルに対して高レベル閾値 631 と、低レベル閾値 633 と、ノイズフロアレベル閾値

10

20

30

40

50

635とを有する例示的な平滑化されたドブラスペクトルを示している。典型的には、最大スペクトル振幅レベルは、255(8ビット)か、511(9ビット)か、1023(10ビット)か、またはその他のレベルである。高信号レベル閾値631は、例えば、最大値255に対して、255か、250か、225か、または200となる。低信号レベル閾値633は、最大スペクトルレベル値255に対して、例えば、128となり、ノイズフロアレベル閾値635は、最大スペクトルレベル値255に対して、例えば、16となる。

【0022】

自動ゲインエンジン619は、スペクトラムアナライザ615によるドブラスペクトル出力の頂点と、高信号レベル閾値631と低信号レベル閾値633とを比較することによってドブラフロー信号のゲインを最適化する。周波数ピンカウンタ637は、振幅が高信号レベル閾値631より大きい連続するドブラスペクトル周波数616の数をカウントする。また、周波数ピンカウンタ637は、振幅が低信号レベル閾値633より大きい連続するドブラスペクトル周波数の数をカウントする。また、周波数ピンカウンタ637は、ドブラスペクトルにおける平坦部分であるノイズフロア301の最大レベルを検出する。

【0023】

図1は、ドブラスペクトル627のうちクリッピングされたピーク103を示すドブラスペクトル101を表している。クリッピングは、ドブラスペクトル振幅が最大スペクトルレベルを超える場合に発生する。クリッピングは、ドブラゲインが高すぎることを示している。本発明では、振幅が高信号レベル閾値631より大きい連続するスペクトル周波数(または周波数ピン)の数が、所定の数(例えば10)より大きい場合に、ドブラゲイン613は高すぎると考えられる。

【0024】

図2は、ドブラスペクトルであって、ドブラゲインが低すぎることを示す、ドブラスペクトラム627または617の振幅(またはパワー)の低頂点201を表している。本発明では、振幅が低信号レベル閾値633より大きい連続するスペクトル周波数(または周波数ピン)の数が所定の数(例えば10)より小さい場合に、可変利得増幅器613のゲイン(ドブラゲイン)が低すぎると考えられる。

【0025】

未処理の(すなわち、単一の)ドブラスペクトル616ではなく、平滑化された(ローパスフィルタを施された)ドブラスペクトル627を、より小さく事前設定された(カウント)数および/またはより低い高信号レベルとともに使用してもよい。

【0026】

自動ゲインエンジン619は、大部分の電子ノイズがランダムであることに起因して周波数範囲全体にわたって拡散している可能性のあるノイズフロアを検出する。ドブラスペクトルを計算した場合、ノイズはその広帯域特性に起因して周波数範囲全体にわたって拡散している。血流速度が最大速度より小さい場合、またはドブラスペクトル帯域幅がPRFより小さい場合、ノイズは容易に検出される。図3は、ドブラスペクトルに関する最大のノイズフロア301と、高信号レベル閾値631と低信号レベル閾値633との間のデッドバンド303とを表している。ノイズフロアからのみなる周波数帯域は、図3に示されるように容易に認識され(低レベルの波状)、ノイズフロアの最大レベル301は、この周波数範囲において決定される。例えば、ベースライン(周波数0)の近くの周波数成分を除く(ウォールフィルタの効果によりこの領域ではノイズがないため)、全てのスペクトル周波数成分について、所定の数(例えば10)の連続する周波数成分の平均振幅が計算される。ノイズフロア領域からの平均振幅は、図3に示されるように血流のスペクトル周波数成分よりもずっと小さい。このように、ノイズフロア領域は、血流領域との比較で決定される。最小平均振幅が取得されると、所定の係数で乗算され、最大ノイズフロアが推定される。血流速度は心房収縮期に高く、心房拡張期に低くなるというように経時的に変化する。したがって、拡張期には、血流が低く高周波数がないため(すなわちノイズフロアのみが示される)、ノイズフロアは、通常、高周波領域において現れる。これはま

10

20

30

40

50

たノイズフロアを特定するのにも使用可能である。

【 0 0 2 7 】

ピークドプラスペクトル 6 2 7 または 6 1 6 が、低信号レベル閾値 6 3 3 よりも小さい場合には、自動ゲインエンジン 6 1 9 が、ゲイン制御信号 6 3 0 を生成し、可変利得増幅器 6 1 3 へ出力する（ステップ 7 3 0）。ゲイン制御信号 6 3 0 は、自動ノイズ抑圧モードスイッチ 6 3 9 を介して可変利得増幅器 6 1 3 に接続される。スイッチ 6 3 9 により、ユーザは、生成されたゲイン制御信号 6 3 0 とユーザによって調整された手動ゲイン制御信号 6 4 1 とを切り替えることによって自動ゲイン制御かユーザによるゲイン制御かを選択することができる。ゲイン制御信号 6 3 0 は、複数の制御方式から生成されてもよく、また、修正ゲインに達するまでピークドプラスペクトルを上昇させるために必要な修正量に相当しており、つまり、高レベル閾値 6 3 1 を超える振幅を有する連続するスペクトル周波数の数は、上記所定の数、または所定の数から事前設定された小さい数を引いた数に等しくなる。ノイズフロア 3 0 1 が存在し、ノイズフロアレベル閾値 6 3 5 の上へピークドプラスペクトル 6 2 7 とともに整合的に上昇した場合、ドブラゲインを、ノイズフロアがノイズフロアレベル閾値 6 3 5 以下になるように減少させながら、ゲイン制御信号 6 3 0 を調整する（ステップ 7 3 5）。

10

【 0 0 2 8 】

高レベル閾値 6 3 1 を超えた振幅を有する連続するドプラスペクトル周波数（すなわち、周波数ビン）の数が所定の数より大きい場合には高ゲインが検出され、自動ゲインエンジン 6 1 9 はゲイン制御信号 6 3 0 を生成して可変利得増幅器 6 1 3 へ出力する（ステップ 7 4 0）。ゲイン制御信号 6 3 0 は、修正ゲインに達するまでピークドプラスペクトル 6 2 7 を減少させるのに必要な修正量に相当する。つまり、高レベル閾値 6 3 1 を超える振幅を有する連続するスペクトル周波数 6 2 7 または 6 1 6 の数は、上記所定の数が、または所定の数から事前設定された数を引いた数に等しくなる。ノイズフロア 3 0 1 が存在し、ノイズフロアレベル閾値 6 3 5 よりも大きい場合には、ノイズフロアがノイズフロアレベル閾値 6 3 5 以下になるようにドブラゲインを減少させながら、ゲイン制御信号 6 3 0 を調整する（ステップ 7 4 5）。

20

【 0 0 2 9 】

ピークドプラスペクトル 6 2 7 または 6 1 6 が、高信号レベル閾値 6 3 1 の条件以下であった場合（すなわち、高レベル閾値を超える振幅を有する連続するスペクトル周波数の数が所定の数を超えた場合）、かつ、最大ノイズフロア 3 0 1 がノイズフロアレベル閾値 6 3 5 より大きい場合、ゲイン制御信号 6 3 0 は調整される。ドブラゲインは、最大ノイズフロアがノイズフロアレベル閾値 6 3 5 以下になるように減少される。

30

【 0 0 3 0 】

ノイズサプレッサ 6 1 7 は、ドブラ信号 6 1 6 でのノイズ出現を抑制する。図 9 は、ノイズ抑制方法について説明したフローチャートを示している。ノイズフロアはゲイン（ドブラゲイン）に伴って変化するので、ノイズサプレッサ 6 1 7 はゲイン制御信号 6 4 2 に依存している（ステップ 9 0 5、9 1 0）。ドブラゲインが上昇すると、ノイズサプレッサ 6 1 7 は、ゲイン制御信号 6 4 2 を受信し、ゲイン曲線生成器 1 1 0 4 または 1 1 1 0 において記憶または生成される複数のゲイン曲線からノイズ抑制ゲイン曲線を選択する（ステップ 9 1 5）。

40

【 0 0 3 1 】

図 8 は、生成器 1 1 0 4 または 1 1 1 0 において、低ゲイン、中ゲイン、高ゲイン条件用に記憶または生成された 3 つのノイズ抑制ゲイン曲線の例を表している。ゲイン曲線生成器 1 1 0 4 または 1 1 1 0 において記憶または生成された抑制ゲイン曲線は、ゲイン設定に一致する。ゲイン制御信号によって示されるドブラゲインが低い場合は、図 8 に示されるように「低ゲイン」ノイズ抑制曲線が選択または生成される。ドブラゲインが中の場合は、「中ゲイン」ノイズ抑制曲線が選択または生成される。ゲインが高の場合は、「高ゲイン」ノイズ抑制曲線が選択または生成される。選択されたノイズ抑制ゲイン曲線は、ゲイン関数処理器 1 1 0 2 または 1 1 1 0 においてゲイン関数 $g(p)$ として取り込まれ

50

る（ステップ920）。別の例では、ドブラゲイン制御信号642が1に設定された場合、1番目の抑制曲線が選択または生成される。ドブラゲイン制御信号642が2に設定されると、2番目の抑制曲線が選択または生成される。同様に、ドブラゲイン制御信号がNの場合、N番目の抑制曲線が選択または生成される。選択されたノイズ抑制ゲイン曲線は、ゲイン関数 $g(p)$ 1102または1110として取り込まれる（ステップ920）。ノイズサプレッサ617は、図11Aおよび図11Bに示されるように、1つの計算器のみか、LUT付きの計算器か、または複数のLUTからなり、ゲイン制御信号642を使用する。

【0032】

ノイズサプレッサ617は、ドブラスペクトル616を受信し、各スペクトル強度 p を応答 $g(p)$ 1102または1110を使用して変換する。ゲイン関数 $g(p)$ 1102または1110は、ゲイン曲線生成器1104または1110からのゲイン曲線である。図4は、曲線であるゲイン関数 $g(p)$ を表している。

10

【0033】

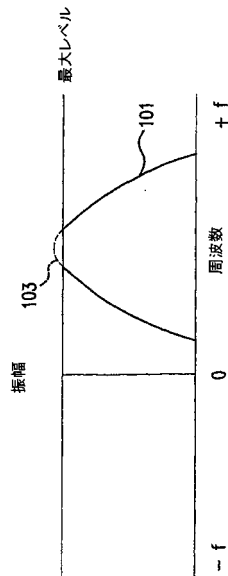
図5Aは、ノイズのあるドブラスペクトルを表している。図5Bは、ノイズサプレッサ617の結果を表している（ステップ925）。ノイズサプレッサ617は、ノイズフロアを低くするノイズ抑制曲線の技術を利用している。

【0034】

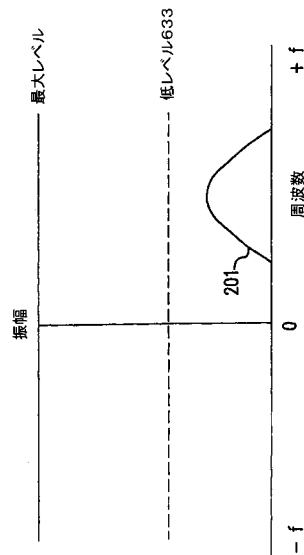
以上、本発明の一または複数の実施形態を説明したが、本発明の精神および範囲に逸脱しない範囲で種々の変更が可能であることは明らかである。本発明の信号処理の順序は変更してもよい。本発明のシステム処理器の順序を変更してもよい。各処理器を他の処理器と置換してもよい。方法ステップの順序を変更してもよい。方法を変更してもよい。したがって、他の実施形態も添付の請求項の範囲内となる。

20

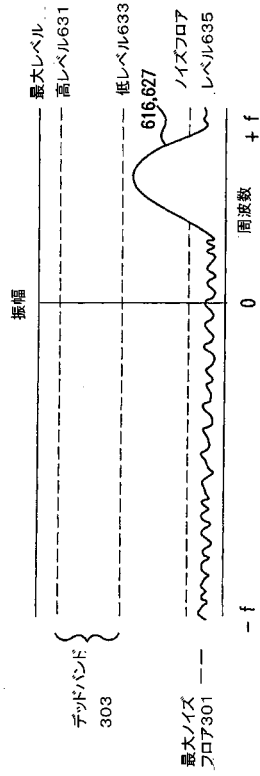
【図1】



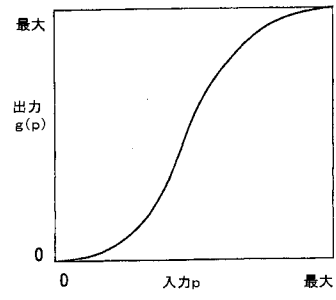
【図2】



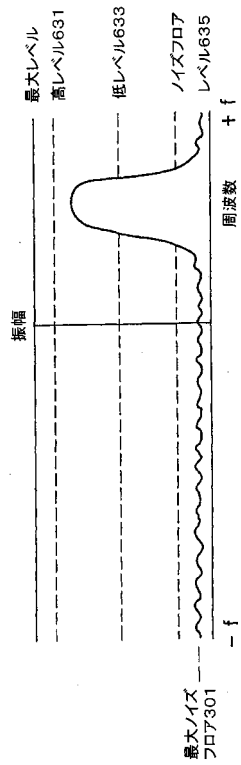
【 図 3 】



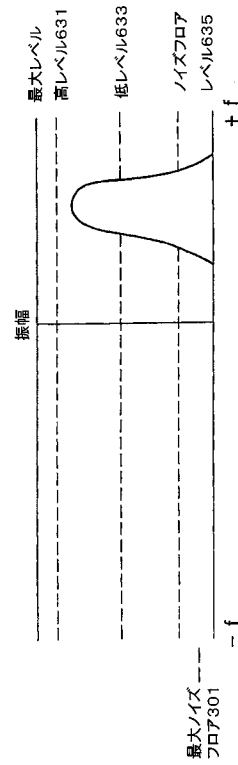
【 図 4 】



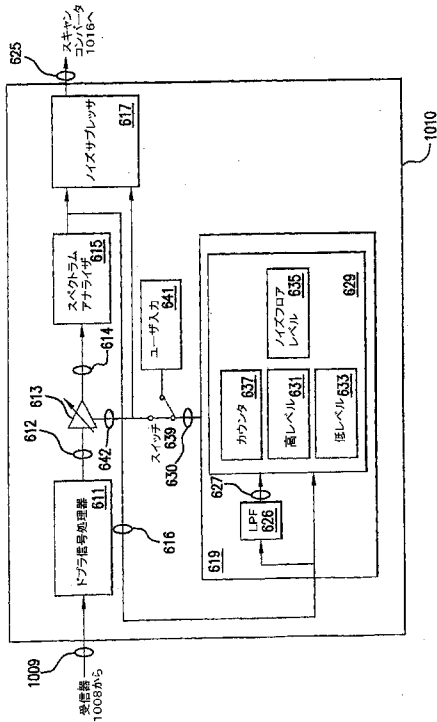
【 図 5 A 】



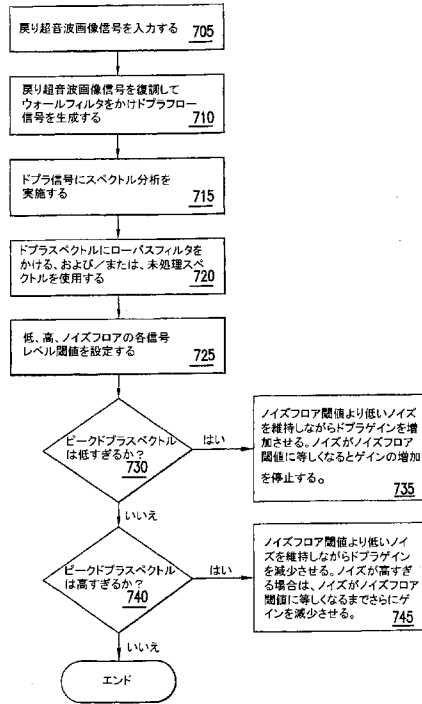
【 図 5 B 】



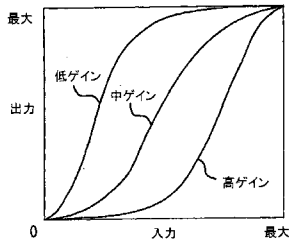
【図6】



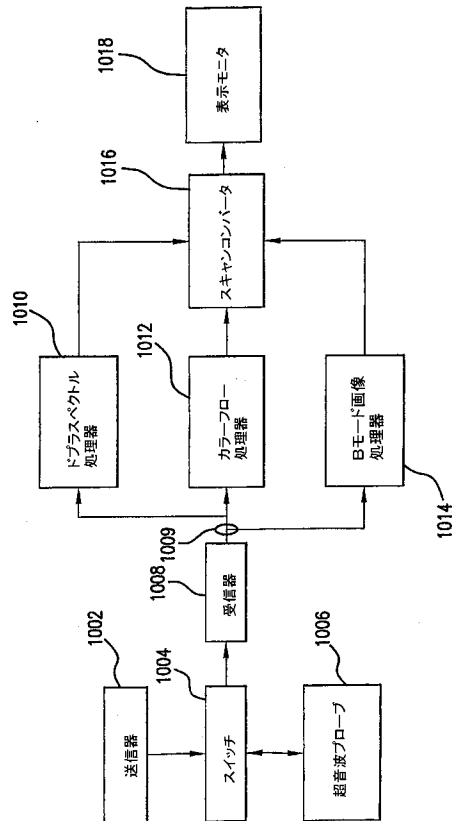
【図7】



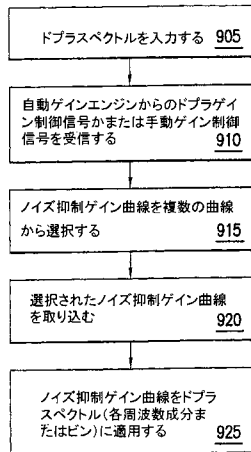
【図8】



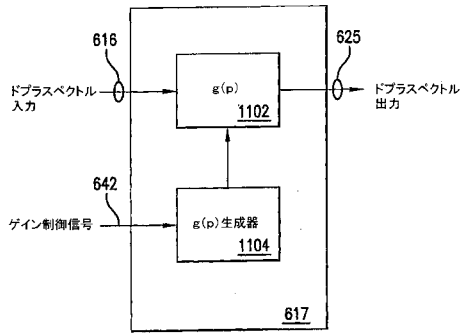
【図10】



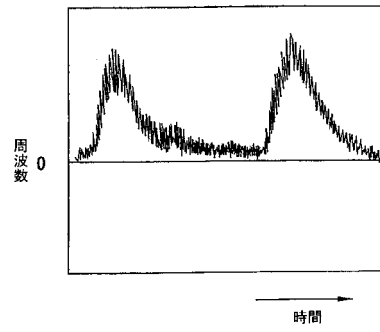
【図9】



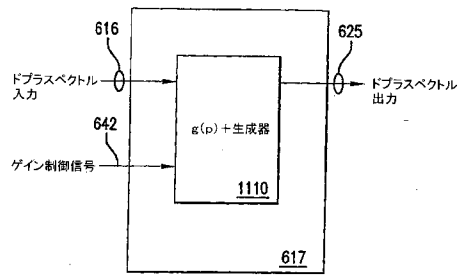
【図11A】



【図12】



【図11B】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-152111(JP,A)
米国特許第06512854(US,B1)
国際公開第2006/095287(WO,A1)
特表2004-500915(JP,A)
特開2003-225238(JP,A)
特開2001-258886(JP,A)
特開2003-319940(JP,A)
特表2008-532606(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断方法和系统		
公开(公告)号	JP5324589B2	公开(公告)日	2013-10-23
申请号	JP2010530679	申请日	2008-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村 正		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 G01S7/52033 G01S7/52077 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
优先权	11/926228 2007-10-29 US		
其他公开文献	JP2011501997A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了一种系统和方法，用于在测量血流速度时分析由超声诊断系统输出的多普勒频谱信号，以便确定适当的多普勒增益并抑制多普勒频谱中的噪声出现。分析多普勒频谱中存在的噪声并将其用作最佳增益的参考。当在预定水平下多普勒增益太高或太低时，适当地调整总增益。

