

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4458825号
(P4458825)

(45) 発行日 平成22年4月28日(2010.4.28)

(24) 登録日 平成22年2月19日(2010.2.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2003-397476 (P2003-397476)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成15年11月27日(2003.11.27)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2005-152421 (P2005-152421A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成17年6月16日(2005.6.16)	(74) 代理人	100099852
審査請求日	平成18年11月6日(2006.11.6)		弁理士 多田 公子
		(74) 代理人	100099760
			弁理士 宮川 佳三
		(72) 発明者	林 達也
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	永田 剛志
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		審査官	宮川 哲伸
			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】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、前記探触子を駆動して所定の繰り返し周波数で超音波を送信させるとともに反射エコー信号を増幅する超音波送受信部と、この超音波送受信部から出力される超音波情報に基づいてドプラ信号の解析を行うドプラ演算部と、ドプラ波形の表示処理を行うグラフィック表示部とを備えた超音波診断装置において、

前記ドプラ演算部は、前記繰り返し周波数を最大値に設定して計測することにより得たドプラ波形の各時相データについて、信号値の閾値を決定し、二値化する二値化手段と、前記各時相データの二値化データを累積的に書き込むためのラインメモリと、前記ラインメモリに書き込まれた累積二値化データに対応する周波数位置を線形投射することによりベースラインのオフセット量及び前記繰り返し周波数を算出し、設定する設定手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記設定手段は、前記ラインメモリに書き込まれた累積二値化データのうち、値が 1 であるデータ部分に対応する周波数幅を、画面表示の最大周波数幅に線形投射処理し、当該線形投射後の各データ位置に基づき、ベースラインのオフセット量及び最適繰り返し周波数を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 3 に記載の超音波診断装置であって、

10

20

前記値が 1 であるデータ部分の一端の位置を x_s 、他端の位置を x_e とし、前記画面表示の最大周波数幅の一端の位置を y_s 、他端の位置を y_e とし、繰り返し周波数の最大値を最高 P R F、最適値を最適 P R F、最高 P R F 時のベースライン位置を x_0 とするとき、最適 P R F およびベースラインのオフセット量は次式で表されることを特徴とする超音波診断装置。

$$[\text{最適 P R F}] = \{ (x_e - x_s) / (y_e - y_s) \} \times [\text{最高 P R F}]$$

$$[\text{ベースラインのオフセット量}]$$

$$= [\{ (y_e - y_s) \times x_0 + (x_e \cdot y_s - x_s \cdot y_e) \} / (x_e - x_s)] - (y_s + y_e) / 2$$

【請求項 4】

探触子から所定の繰り返し周波数 (P R F) で超音波を被検体に送信することにより得られたドブラ信号から、縦軸を周波数、横軸を時間軸とするドブラ波形を作成し表示する超音波画像表示方法であって、

装置が許容する最大 P R F で測定した所定時間長の波形データから各時相データを読み出し、所定の閾値を設定し、当該閾値を用いて二値化する二値化ステップ、

二値化された各時相データを同一のラインメモリに累積的に書き込むステップ、

ラインメモリに書き込まれた累積二値化データを線形投影することにより、最適 P R F 及び前記ドブラ波形のベースラインのオフセット量を計算するステップを備え、

計算された最適 P R F を用いてドブラ信号を得るとともに、計算されたベースラインのオフセット量を用いてドブラ波形を作成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波画像表示方法であって、

前記最適 P R F 及び前記ドブラ波形のベースラインのオフセット量を計算するステップは、ラインメモリに書き込まれた累積二値化データのうち、値が 1 であるデータ部分に対応する周波数幅を、画面表示の最大周波数幅に線形投射処理し、当該線形投射後の各データ位置に基づき、ベースラインのオフセット量及び最適繰り返し周波数を算出することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波画像表示方法であって、

前記最適 P R F 及び前記ドブラ波形のベースラインのオフセット量を計算するステップは、

前記値が 1 であるデータ部分の一端の位置を x_s 、他端の位置を x_e とし、前記画面表示の最大周波数幅の一端の位置を y_s 、他端の位置を y_e とし、繰り返し周波数の最大値を最高 P R F、最適値を最適 P R F、最高 P R F 時のベースライン位置を x_0 とするとき、最適 P R F およびベースラインのオフセット量を次式により算出することを特徴とする超音波画像表示方法。

$$[\text{最適 P R F}] = \{ (x_e - x_s) / (y_e - y_s) \} \times [\text{最高 P R F}]$$

$$[\text{ベースラインのオフセット量}]$$

$$= [\{ (y_e - y_s) \times x_0 + (x_e \cdot y_s - x_s \cdot y_e) \} / (x_e - x_s)] - (y_s + y_e) / 2$$

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はドブラ血流計測が可能な超音波診断装置に関し、特に自動的にドブラ波形の P R F 及びベースラインを調整可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

実用化されている超音波診断装置の多くは、ドブラ効果を利用した血流計測機能を備えており、断層像や M モード像と合わせてドブラ波形を表示する。ドブラ波形は、探触子から超音波送受信回路が受信した信号を周波数分析し、時間軸に対する周波数分布として表わしたものであり、通常ベースライン (ドブラ偏移周波数がゼロのライン) の上側に探触

10

20

30

40

50

子に近づく血流 (toward)、下側に探触子から遠ざかる血流 (away) が表示される。所定の大きさのサンプルボリュームから得られるドプラ信号は単一の周波数ではなく、血流速度の速いものほど偏移周波数が高くなる。

【 0 0 0 3 】

速い血流を観測する場合には、図 5 に示すように、送信パルスの P R F (Pulse Repetition Frequency: パルス繰り返し周波数)、即ち受信のサンプリング周波数を上げ、遅い血流を観測する場合には、P R F を下げることにより、折り返しが生じないようにしている。また折り返しに対しては、ベースラインを遅い血流速度の波形側にシフトすることにより解消することも可能である。さらに toward と away とでは信号強度が異なる場合があり、このような場合にはベースラインをシフトして一方を画面の中央に表示することも可能である。

10

【 0 0 0 4 】

このようにドプラ血流計測では、目的とする部位や血流に合わせて P R F の調整およびベースラインのシフト処理を行うことが必要であり、従来、被検体の状態や描出部位に応じてその都度、操作者が手動で調整していた。

人間ドック等のスクリーニング検査では 1 日に数十例もの被検者を対象としているため、被検者一人に対する検査時間を短縮することが望まれるが、前述したように現状の超音波検査では P R F やベースラインをその都度調整しなければならないため、時間の短縮化を図ることが困難であった。

【 0 0 0 5 】

20

これに対し、ベースラインや P R F を自動設定することも提案されており、特許文献 1 には、ドプラ波形から最高血流速度を演算し、得られた最高血流速度を時間的に掃引してトレース描画を行い、その結果をもとに最適なサンプリング周波数及びベースライン位置を決定する技術が記載されている。しかしこの技術では、2 次元的なトレース画像をもとに自動設定しているため、処理に時間がかかり、また安定な処理を行うことができない場合もある。

【特許文献 1】特開2000-5177号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

30

本発明は、装置的な負担がなく、簡単な処理で時間応答性よくベースラインのオフセット量及び最適 P R F を自動設定することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子を駆動して所定の繰り返し周波数 (P R F) で超音波を送信させるとともに反射エコー信号を増幅する超音波送受信部と、この超音波送受信部から出力される超音波情報に基いてドプラ信号の解析を行うドプラ演算部と、ドプラ波形の表示処理を行うグラフィック表示部とを備えた超音波診断装置において、前記ドプラ演算部は、前記繰り返し周波数を最大値に設定して計測することにより得たドプラ波形の各時相データについて、信号値の閾値を決定し、二値化する二値化手段と、前記各時相データの二値化データを累積的に書き込むためのラインメモリと、前記ラインメモリに書き込まれた累積二値化データに対応する周波数位置を線形投射することによりベースラインのオフセット量及び前記繰り返し周波数を算出し、設定する設定手段とを備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 0 8 】

また本発明は、探触子から所定の繰り返し周波数 (P R F) で超音波を被検体に送信することにより得られるドプラ波形を最適化する方法を提供するものであり、この方法は、装置が許容する最大 P R F で測定した所定時間長の波形データから一つの時相データを読み出し、閾値を決定するステップ (A)、当該時相データを決定した閾値を用いて 2 値化

50

したデータをラインメモリに書き込むステップ(B)、前記波形データの全ての時相データについてステップA、ステップBの処理を行い、その際、ステップBにおいて同一のラインメモリに累積的に書き込むステップ(C)、及びステップ(C)で累積的に書き込まれたラインメモリの情報に基づき、最適PRF及び前記ドプラ波形のベースラインのオフセット量を自動計算するステップ(D)を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明の超音波診断装置によれば、ドプラ波形を時相データに分解し、これを2値化してラインメモリに重ねて書き込むことにより、簡単な一次元処理で、ベースラインのオフセット量と最適PRFを求めることができ、処理の時間応答性を向上することができる。また各時相データについて信号強度の閾値を決定することにより、ノイズを除去し、診断に有効なドプラ波形を描出することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。

図1は、本発明の超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、ドプラ血流計測とBモード計測とを行うことができる複合装置であり、探触子1と、超音波送受信部2と、デジタルスキャンコンバータ(DSC)3と、ドプラ演算部4と、グラフィック表示部5と、合成回路6と、画像表示装置7と、これら各部を制御する制御部8と、入力部9とを有している。

20

【0011】

探触子1は、被検体内の診断部位に向けて超音波ビームを送信し、反射エコー信号列を受信するもので、図示を省略しているが、内部に超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子が配置されている。探触子1としては、例えばセクタ走査型探触子が用いられ、パルスドプラ専用でも断層ドプラ兼用でもよい。

【0012】

超音波送受信部2は、探触子1を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を増幅するもので、図示していないが、内部に探触子1に送波パルスを送って内蔵の振動子から超音波を発生させる送波回路と、探触子1で受信した反射エコー信号を増幅する受信増幅器と、反射エコー信号をA/D変換するA/D変換器と、これらの制御回路を有している。

30

DSC3は、超音波送受信部2からの画像信号を書き込むと共に読み出し表示座標系に変換して出力するもので、超音波送受信部2でデジタル化された超音波情報を超音波ビームの1ないし複数の走査線ごとに内蔵のラインメモリに書き込んで断層像(Bモード像)の画像データを形成する。

【0013】

ドプラ演算部4は、超音波受信部2からの超音波情報(ドプラ信号)を周波数分析し、時間軸に対する周波数分布(ドプラ波形)、流速分布の演算、最高血流速度の演算等を行うもので、ドプラ信号をフレーム毎に記憶するフレームメモリ41と、演算部42と、これらの制御回路(図示せず)を備え、さらにPRF及びベースラインの自動設定を行うためにラインメモリ43を備えている。ドプラ演算部4では、上述した通常のドプラ演算に加え、ドプラ波形補正としてPRF及びベースラインの自動設定処理を行う。

40

【0014】

グラフィック表示部5は、入力部9による入力のためのGUIや入力部9から入力された心拍数など被検者情報や検査条件である周波数などの画像情報を表示するものであり、合成回路6は、DSC3で作成された画像データ、グラフィック表示部5で生成された画像及びドプラ演算部4で作成されたドプラ波形などを合成する。画像表示装置7は、合成回路6からの画像信号を入力して画像として表示する。

【0015】

入力部9は、ユーザーが制御部8を介して種々の指令を入力し設定するためのもので、

50

キーボード、トラックボール、マウス等の入力装置からなり、入力は画像表示装置 7 に表示された画像やキャラクタに対し、これら入力装置を操作することにより行われる。ドプラ血流計測に関連した GUI として、PRF 切替入力部 91、ベースラインシフト入力部 92、波形補正入力部 93などを備えている。PRF 切替入力部 91及びベースラインシフト入力部 92は、従来の超音波診断装置と同様に、操作者が手動で所望の PRF やベースラインのオフセット量を入力するための GUI であり、波形補正入力部 93は、PRF 及びベースラインの自動設定の指令を入力するための GUI である。

【0016】

次にこのような構成における超音波診断装置の動作を説明する。

まず入力部 9 から検査に必要な条件（検査周波数、PRF 等）や被検者情報などの入力を行い、探触子 1 を被検者の所定の部位に当てて検査（スキャン）を開始する。これにより設定された PRF で探触子 1 からパルス状の超音波が送信されるとともに、探触子 1 で被検者内部からの反射エコーが受信される。反射エコーは超音波送受信部 2 で増幅され、ドプラ演算部 4 において従来の装置と同様に周波数解析される。すなわち、超音波送受信部 2 で受信されたドプラ信号は、A/D 変換器（図示せず）で、所定のサンプリング間隔でデジタル信号に変換（サンプリング）される。演算部 42 は、一定の時間長、サンプリングされたデータに対し FFT 演算を行い、周波数分布を計算し、ドプラ波形としてフレームメモリ 41 に格納する。

【0017】

ドプラ波形の一例を図 2 (a) に示す。図示するように、ドプラ波形は、縦軸を周波数 f 、横軸を時間 t とする波形であり、基本周波数 f_0 をベースラインとし、探触子 1 から遠ざかる血流と探触子 1 に近づく血流が、ベースラインを挟んで上下に描画されている。このようなドプラ波形は、B モード像や M モード像と共に画像表示装置 7 に表示される。

【0018】

ここで手動モードの場合（即ち、波形補正入力部 93からの指令がない場合）には、入力部 9 の PRF 切替入力部 91及びベースラインシフト入力部 92から設定された PRF 及びベースラインで作成されたドプラ波形が表示される。ベースラインのオフセット量の初期値はゼロであり、被検者の描出部位や画像表示装置 7 に表示されたドプラ波形を見て操作者が適宜調整する。

【0019】

一方、波形補正入力部 93からの指令があると、制御部 8 を介してドプラ演算部 42 に最適表示命令が送られ、自動的に最適 PRF、ベースラインオフセット量を設定するための処理を行う。図 3 に最適化処理のフローを示す。

【0020】

まず制御部 8 は、血流信号をサンプルする時点で決定される PRF を装置の最大値に設定すると共に、ベースラインを画像表示装置 7 の中心に設定して短時間（例えば 2 ～ 3 秒間）のスキャンを行う（ステップ 301）。このスキャンによって作成されたドプラ演算部 42 内のドプラ波形は、高い PRF であるため、図 4 (a) に示すように小さい波形になっている。なお図 4 では、波形を輪郭が明確な実線で表示しているが、実際の波形は図 2 で模式的に示したように上下方向に輝度分布を持ち、輪郭が明確ではない波形である。

【0021】

制御部 8 は、得られた波形データをフレームメモリ 41 に格納し、ラインメモリ 43 のラインバッファをクリア（ゼロフィル）にする（ステップ 302）。次に演算部 42 は、フレームメモリ 41 に格納された波形データを時相毎に抜き出す。波形データは、時間 t 、周波数 f 、周波数毎の信号強度 s の 3 成分を持ち、これを $\text{img}(t, f)$ で表わすとする、各時相のデータは $\text{wave}(f)$ で表わすことができる。図 2 (a) の波形データから抜き出した、時相 A、B のデータを図 2 (b) 及び (c) に示す。

【0022】

この時相データ $\text{wave}(f)$ を周波数方向にスキャンし、信号強度の閾値 th を決定する（ステップ 303）。閾値 th の決定には、例えば、1) 入力データ中で信号値が T 以上になる周

10

20

30

40

50

波数値とT以下になる周波数値の、それぞれの個数、信号値の平均値及び分散が所定の関係を満たすTを選ぶ、2) 信号値がT以上になる周波数値で形成される波形データとものの波形データの相関係数が最大となるTを選ぶ、3) 信号値がT以上になる周波数値で形成される波形データとものの波形データの2乗誤差を最小にするTを選ぶ、などの手法を採用することができる。具体的には、非特許文献1に記載される閾値法(大津の閾値法)などを用いることができる。

【非特許文献1】N.Otsu, 「A threshold Selection Method from Gray-level Histogram」, IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics SMC-9, pp. 62-66, Jan.1979

【0023】

こうして閾値thが決定したならば、再度、wave(f)を周波数方向にスキャンして2値化し、ラインメモリ43に格納する(ステップ304)。即ち閾値がth以上である周波数値についてはラインバッファを1とし、閾値がth以下の周波数値についてはラインバッファをそのまま(0)とする。このステップ303、304の処理を各時相のデータに対して行い、順次、同じラインメモリ上に重ねて書き込む(ステップ305)。この処理におけるラインバッファの様子を図4(c)、(d)に示す。(c)は一つの時相データをラインメモリに書き込んだ状態であり、(d)はフレームメモリに格納された波形データの全時相について書き込み処理を終了した状態を示している。こうしてラインメモリに重ねて書き込まれた累積一次元データは、最大PRFにおけるドプラ波形の実質的な幅(周波数範囲)を反映したものであり、この一次元データをもとにベースラインのオフセット量及び最適PRFを算出する。

【0024】

具体的には、このラインメモリが1から始まる周波数xsを画面表示の上側の最高血流速度として表示すべき位置ysとし、ラインメモリの1で終わる周波数xeを表示画面の下側の最高血流速度として表示すべき位置yeとし、最高PRF時のベースライン位置をxoとすると、次式(1)、(2)により最適PRFおよびベースラインシフト量が決定する。

「最適PRF」= $\{(xe - xs)/(ye - ys)\} \times$ 「最高PRF」 (1)

「ベースラインシフト量」

= $\{[(ye - ys) \times xo + (xe \cdot ys - xs \cdot ye)]/(xe - xs)\} - (ys+ye)/2$ (2)

【0025】

この処理は、xsをysに、xeをyeに線形投射する処理であり、このような投射処理により自動的に最適なPRF及びベースラインが設定される。結果として、被検者の血流速度に合わせた最適なPRFでドプラ計測が行われ、画像表示装置7の表示画面には適切なベースライン位置でドプラ波形が描出される(ステップ307)。このドプラ波形は、被検者の血流速度に合わせて最適なPRFで計測された波形であり、しかも自動波形補正処理において閾値処理されているので、ノイズが除去された波形となる。なおドプラ波形は必要に応じてハイパスフィルタ処理など公知の処理を組み合わせる行うことが可能である。

【0026】

以上、本発明の一実施形態として、ドプラ計測およびBモード計測機能を備えた超音波診断装置について説明したが、本発明はドプラ血流計測のみを行う専用機(ドプラ血流計測計)についても同様に適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の超音波診断装置の実施の形態を示す図

【図2】本発明の超音波診断装置で表示されるドプラ波形とその処理を説明する図

【図3】本発明の超音波診断装置における波形補正処理の手順を示す図

【図4】本発明の超音波診断装置における波形補正処理を説明する図

【図5】PRFとベースラインシフトを説明する図

【符号の説明】

【0028】

1・・・探触子、2・・・超音波送受信部、3・・・DSC、4・・・ドプラ演算部、5

10

20

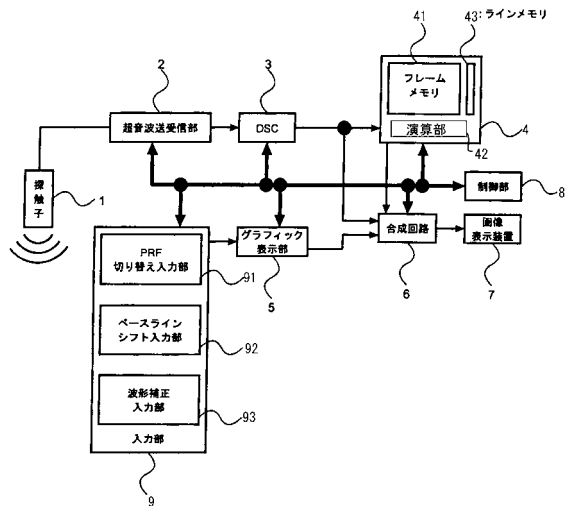
30

40

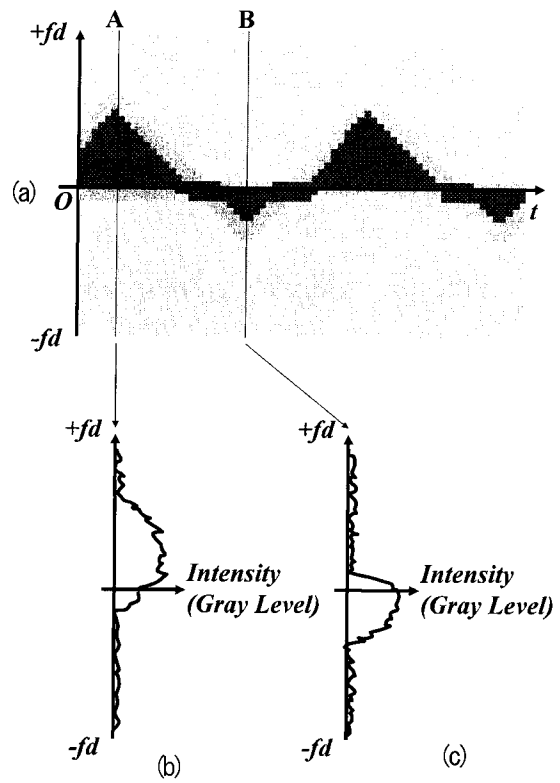
50

・・・グラフィック表示部、6・・・合成回路、7・・・画像表示装置、8・・・制御部、9・・・入力部、41・・・フレームメモリ、42・・・演算部、43・・・ラインメモリ、93・・・波形補正入力部

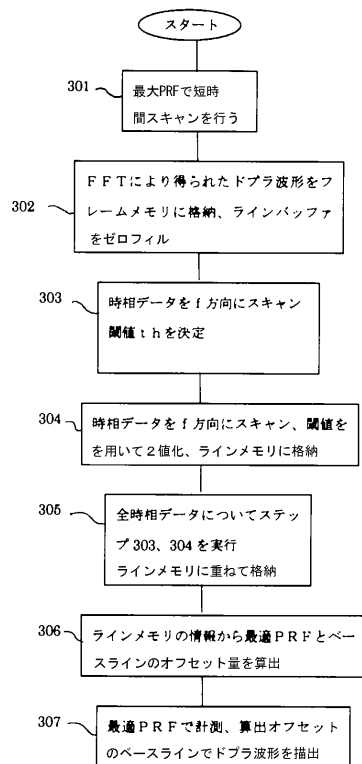
【図 1】



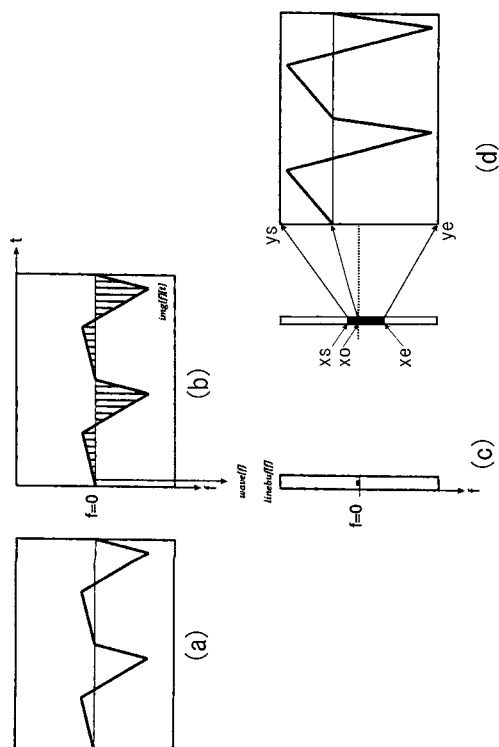
【図 2】



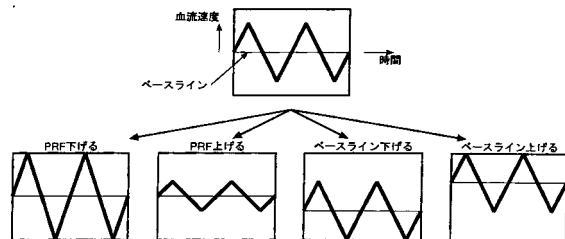
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平08-308843(JP,A)
特開平02-309934(JP,A)
特開2000-005177(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4458825B2	公开(公告)日	2010-04-28
申请号	JP2003397476	申请日	2003-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	林達也 永田剛志		
发明人	林 達也 永田 剛志		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/HH13 4C601/JB40 4C601/JB49 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/KK09 4C601/KK17 4C601/KK31 4C601/LL06		
代理人(译)	伊达公子田田		
其他公开文献	JP2005152421A JP2005152421A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，能够通过简单的处理和良好的时间响应自动设定基线的偏移量和最佳PRF，而不会造成耗时的负担。 — 超声诊断设备的多普勒计算单元具有与存储多普勒波形的帧存储器分开的行存储器，确定在最大PRF处测量的多普勒波形的每个时间相位数据的信号强度的阈值。使用阈值对时间相位数据进行二值化，并将其累积地写入行存储器中。在处理全时相位数据之后写入行存储器中的累积一维数据反映了在最大PRF处的多普勒波形的实际宽度，并且通过在显示坐标上线性投影该一维数据，并计算线的偏移量和最佳PRF。 点域4

【図 1】

