

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-152421

(P2005-152421A)

(43) 公開日 平成17年6月16日(2005.6.16)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/06

F I

A61B 8/06

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2003-397476 (P2003-397476)	(71) 出願人	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
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
		(74) 代理人	100099852
			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
		Fターム(参考)	4C601 DE03 EE06 EE07 EE11 HH13
			JB40 JB49 JC11 JC12 KK09
			KK17 KK31 LL06

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

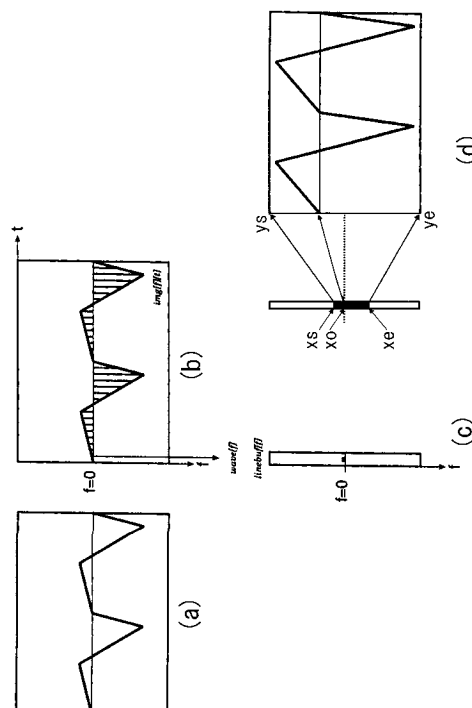
(57) 【要約】

【課題】 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PRFを自動設定できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】

超音波診断装置のドプラ演算部は、ドプラ波形を格納するフレームメモリとは別にラインメモリを備えており、最大PRFで測定したドプラ波形の各時相データについて信号強度の閾値を決定し、決定された閾値を用いて時相データを2値化し、ラインメモリに累積的に書き込む。全時相データの処理後にラインメモリに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を反映したものであり、この一次元データを表示座標に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最適PRFを算出する。

【選択図】 図4



【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、この探触子を駆動して所定の繰り返し周波数（PRF）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のドプラ信号に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、ラインメモリと、ドプラ波形の各時相データについて信号強度の閾値を決定する閾値決定手段と、決定された閾値を用いて 2 値化した時相データを前記ラインメモリに累積的に書き込む手段と、前記ラインメモリに書き込まれた累積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 を算出する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

探触子から所定の繰り返し周波数（PRF）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であって、

装置が許容する最大 PRF 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 20
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ドプラ波形の最適化方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はドプラ血流計測が可能な超音波診断装置に関し、特に自動的にドプラ波形の PRF 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、ドプ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プラ波形を表示する。ドプラ波形は、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（ドプラ偏移周波数がゼロのライン）の上側に探触子に近づく血流（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。 30

【0003】

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 PRF（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 40
血流を観測する場合には、PRF 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。

【0004】

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 PRF 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 50

、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PRF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。

【0005】

これに対し、ベースラインやPRFを自動設定することも提案されており、特許文献1には、ドブ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。

10

【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】

【0006】

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PRF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】

【0007】

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（PRF）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のドブラ信号に解析を行うドブラ演算部と、ドブ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、

20

前記ドブラ演算部は、ラインメモリと、ドブラ波形の各時相データについて信号強度の閾値を決定する閾値決定手段と、決定された閾値を用いて2値化した時相データを前記ラインメモリに累積的に書き込む手段と、前記ラインメモリに書き込まれた累積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を算出する手段とを備えたことを特徴とする。

【0008】

30

また本発明は、探触子から所定の繰り返し周波数（PRF）で超音波を被検体に送信することにより得られるドブ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PRF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及び前記ドブ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】

40

【0009】

本発明の超音波診断装置によれば、ドブ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、診断に有効なドブラ波形を描出することができる。

【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

50

断装置は、ドブラ血流計測と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、ドブラ演算部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。

【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、パルスドブラ専用でも断層ドブラ兼用でもよい。

【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。

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】

ドブラ演算部4は、超音波受信部2からの超音波情報(ドブラ信号)を周波数分析し、時間軸に対する周波数分布(ドブラ波形)、流速分布の演算、最高血流速度の演算等を行うもので、ドブ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。ドブラ演算部4では、上述した通常のドブラ演算に加え、ドブラ波形補正としてPRF及びベースラインの自動設定処理を行う。

【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ブラ演算部4で作成されたドブ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、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。ドブ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、ドブラ演算部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で受信されたドブラ信号は、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

10

20

30

40

50

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、ドブラ波形としてフレームメモリ41に格納する。

【0017】

ドブラ波形の一例を図2(a)に示す。図示するように、ドブラ波形は、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。このようなドブラ波形は、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ブ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に表示されたドブ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を介してドブラ演算部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ブラ演算部42内のドブラ波形は、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 $img(t, f)$ で表わすすると、各時相のデータは $wave(f)$ 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 $wave(f)$ 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

10

20

30

40

50

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におけるドブ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。

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

10

「ベースラインシフト量」

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

【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でドブラ計測が行われ、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ブラ波形が描出される（ステップ307）。このドブラ波形は、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。なおドブ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。

20

【0026】

以上、本発明の一実施形態として、ドブラ計測および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、本発明はドブラ血流計測のみを行う専用機（ドブラ血流計測計）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ブ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

30

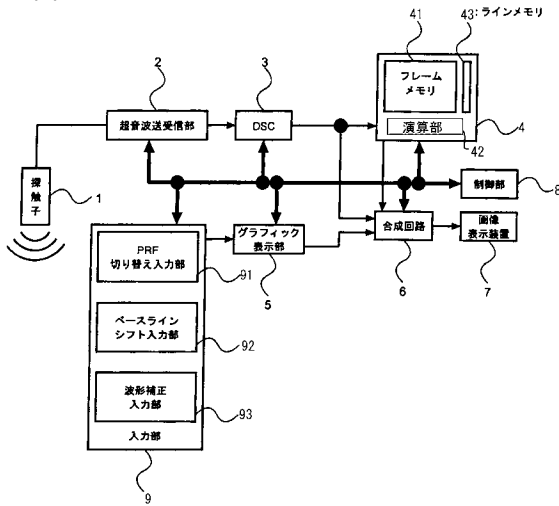
【図5】PRFとベースラインシフトを説明する図

【符号の説明】

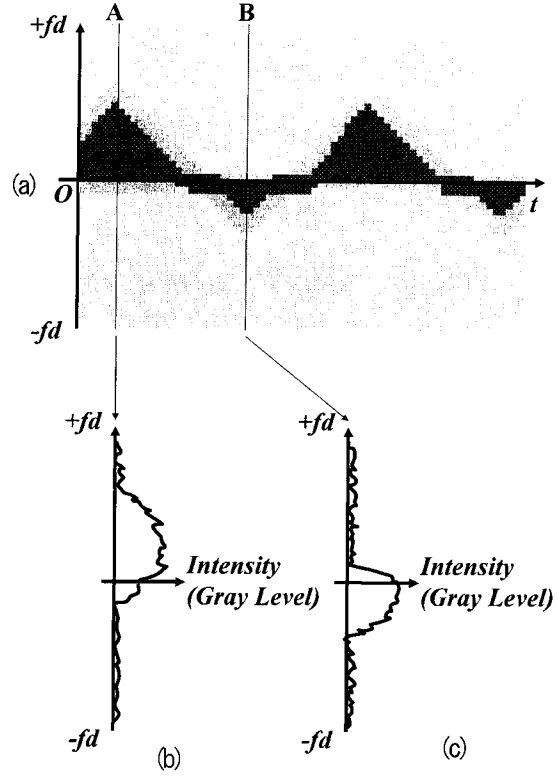
【0028】

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

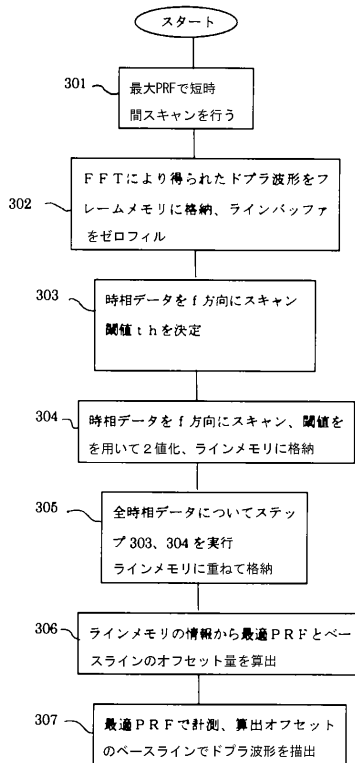
【図 1】



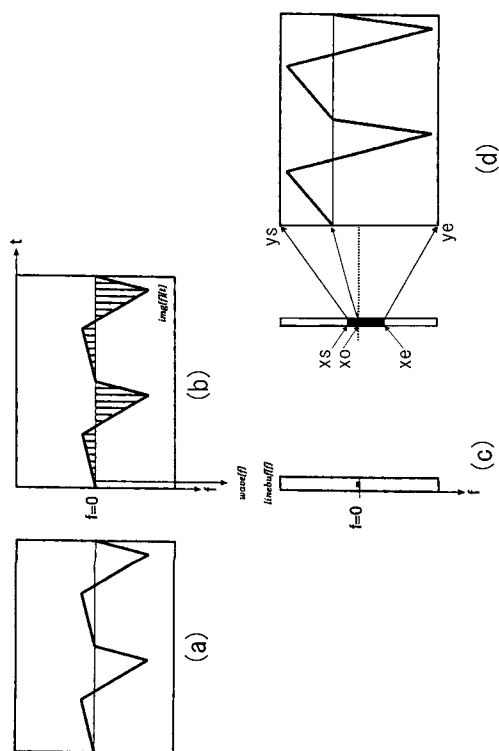
【図 2】



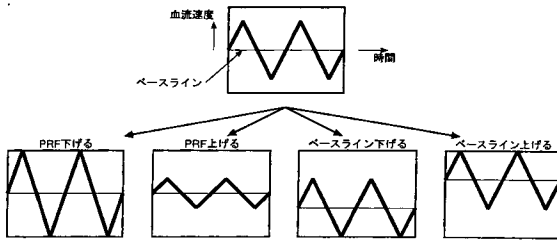
【図 3】



【図 4】



【 図 5 】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005152421A5	公开(公告)日	2006-12-21
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)	株式会社日立メデイコ		
[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 JP4458825B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够通过简单的过程自动设置基线偏移量和最佳的PRF，并且具有良好的时间响应，而不会给设备带来负担。[解决方案] 超声诊断设备的多普勒计算单元除了存储多普勒波形的帧存储器外，还配备了行存储器。使用阈值对时相数据进行二值化，然后将其累积写入行存储器中。处理所有时间数据后，写入行存储器的累积一维数据将反映出最大PRF时多普勒波形的实际宽度。计算线的偏移量和最佳PRF。[选择图]图4