

(19)日本国特許庁( J P )

(12) 公開特許公報( A ) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 11006

(P2002 - 11006A)

(43)公開日 平成14年1月15日(2002.1.15)

(51) Int.CI<sup>7</sup>

識別記号

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/06

テマコード(参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 40 L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2000 - 199253(P2000 - 199253)

(22)出願日 平成12年6月30日(2000.6.30)

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72)発明者 西村 有史

神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号

松下通信工業株式会社内

(72)発明者 朝山 啓二郎

神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号

松下通信工業株式会社内

(74)代理人 100059959

弁理士 中村 稔 (外9名)

F ターム(参考) 4C301 DD01 DD02 EE11 HH53 JB34

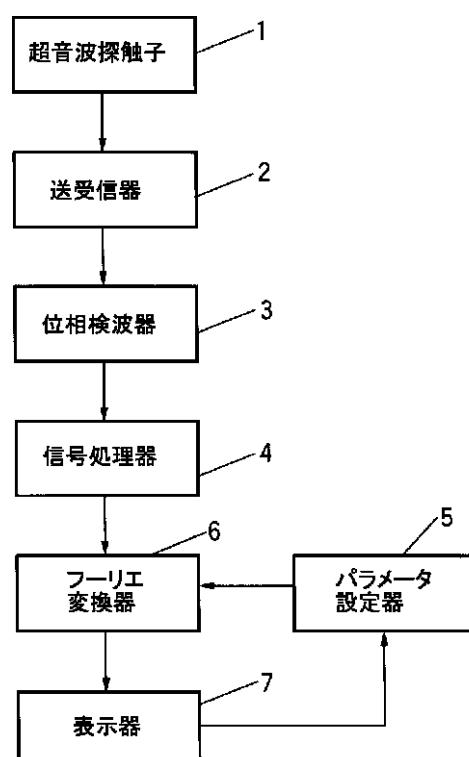
KK08 KK09 KK13

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波ドップラ血流計測において、スペクトル表示の表示サイズに応じて最適な離散フーリエ変換の分割点数および変換手法を選択する。

【解決手段】 超音波探触子1によって血流から反射された超音波信号を電気信号に変換し、位相検波器3によって位相検波し、信号処理器5で信号処理し、フーリエ変換器6で離散フーリエ変換し、得られたスペクトル成分を表示器7に表示する。このとき表示器7の表示サイズに応じてパラメータ設定器5が最適な離散フーリエ変換の分割点数を決定する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 体内組織から反射された超音波信号を受信する受信手段と、前記受信手段により受信された信号を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波信号により位相検波された信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段により信号処理された信号を解析するためのパラメータを設定するパラメータ設定手段と、前記パラメータ設定手段により設定されたパラメータを用いて信号解析を行う信号解析手段と、前記信号解析手段により信号解析された情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 体内組織から反射された超音波信号を受信する受信手段と、前記受信手段により受信された信号を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波手段により位相検波された信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段により信号処理された信号を解析する方法を選択する信号解析方法選択手段と、前記信号解析方法選択手段により選択された解析方法を用いて信号解析を行う信号解析手段と、前記信号解析手段により信号解析された情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 前記パラメータ設定手段は前記表示手段の表示サイズに基づいてパラメータを設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記信号解析手段は離散フーリエ変換および離散フーリエ変換の演算高速化手法である高速フーリエ変換を用いることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【産業上の利用分野】本発明は、ドップラ血流速度測定機能を有する超音波診断装置に関する。

**【0002】**

【従来の技術】従来の超音波診断装置を図5に示す。

【0003】図5において、血流により体内組織から反射された超音波信号は超音波探触子31で電気信号に変換され、送受信器32を経て位相検波器33に入力される。位相検波器33で検波された信号は信号処理器34で信号処理されフーリエ変換器35で高速フーリエ変換(FFT)されて、表示器36によってパワースペクトル表示として縦軸に周波数、横軸に時間、強さ情報を輝度としてリアルタイムに表示される。超音波診断装置では一つのモニタ上でドップラのスペクトル信号と他の超音波画像を同時に表示することがある。例えば特開平8-229035号公報を挙げることができる。

【0004】また、このような同時表示が行われる場合、通常の超音波診断装置ではドップラのスペクトル信号と他の超音波画像を縦に並べるモードや、横に並べるモードがあり、さらにそれぞれの表示サイズの比率が可変になっていることがある。

**【0005】**

【発明が解決しようとする課題】以上説明したように、通常の超音波診断装置ではスペクトル表示の縦軸の表示サイズは場合によって様々に変化する。このような場合、FFTの分割点数が表示サイズの変化に対応せず固定されていると、例えばスペクトル表示の縦軸の表示サイズが128ドットであるにもかかわらず、256点FFTを行うことは非効率的であり、逆に表示サイズが256ドットのときにFFTの分割点数が128だと表示のきめ細かさを欠く可能性がある。

【0006】また、FFTは分割点数が2の乗数に限定されるため、例えば表示サイズが2の乗数でない場合にはFFTによって得られたスペクトルから表示用のスペクトルを推定する必要があり、このような場合正確なスペクトル値が得られるとは限らない。

【0007】本発明は上記問題を解決するものであり、表示サイズに応じてFFTの分割点数を設定でき、表示サイズにかかわらず正確なスペクトル演算をより効率的に行い、表示することができる優れた超音波診断装置を提供することを目的とする。

**【0008】**

【課題を解決するための手段】本発明は、体内組織から反射された超音波信号を受信する受信手段と、前記受信手段により受信された信号を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波手段により位相検波された信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段により信号処理された信号を解析するためのパラメータを設定するパラメータ設定手段と、前記パラメータ設定手段により設定されたパラメータを用いて信号解析を行う信号解析手段と、前記信号解析手段により信号解析された情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【0009】この構成により、より適したパラメータを用いて信号解析を行えるという作用を有する。

【0010】また、本発明は、体内組織から反射された超音波信号を受信する受信手段と、前記受信手段により受信された信号を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波手段により位相検波された信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段により信号処理された信号を解析する方法を選択する信号解析方法選択手段と、前記信号解析方法選択手段により選択された解析方法を用いて信号解析を行う信号解析手段と、前記信号解析手段により信号解析された情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】この構成により、より適した解析方法を用いて信号解析を行えるという作用を有する。

【0012】更に、本発明は、体内組織から反射された超音波信号を受信する受信手段と、前記受信手段により受信された信号を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波手段により位相検波された信号を信号処理する信

号処理手段と、前記信号処理手段により信号処理された信号を解析するためのパラメータを設定するパラメータ設定手段と、前記パラメータ設定手段により設定されたパラメータを用いて信号解析を行う信号解析手段と、前記信号解析手段により信号解析された情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置において、パラメータ設定手段は前記表示手段の表示サイズに基づいてより効率的にパラメータを設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】この構成により、表示サイズに基づいてパラメータを設定するという作用を有する。

【0014】さらに、本発明は、体内組織から反射された超音波信号を受信する受信手段と、前記受信手段により受信された信号を位相検波する位相検波手段と、前記位相検波手段により位相検波された信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段により信号処理された信号を解析する方法を選択する信号解析方法選択手段と、前記信号解析方法選択手段により選択された解析方法を用いて信号解析を行う信号解析手段と、前記信号解析手段により信号解析された情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置において、信号解析手段は離散フーリエ変換および離散フーリエ変換の演算高速化手法である高速フーリエ変換を用いることを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】この構成により、離散フーリエ変換および高速フーリエ変換を用いて信号解析を行うという作用を有する。

#### 【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について説明する。

【0017】本発明の第1の実施の形態の構成を表すブロック図を図1に示す。図1において、本発明の超音波診断装置は、超音波信号を発振、受信する超音波探触子1、送受信器2、位相検波器3、信号処理器4、パラメータ設定器5、フーリエ変換器6、及び測定結果を表示する表示器7を有する。

【0018】血流により体内組織から反射された超音波は超音波探触子1で電気信号に変換され、送受信器2を通して位相検波器3へ入力される。位相検波器3では直交検波として知られている方法で入力された信号から血流が流れていることにより発生するドップラ効果成分を抽出する。抽出されたドップラ効果成分は信号処理器4でフィルタ処理され、パラメータ設定器5で設定されたパラメータに従いフーリエ変換器6でフーリエ変換されて、表示器7によってパワースペクトラム表示として縦軸に周波数、横軸に時間、強さ情報を輝度としてリアルタイムに表示される。

【0019】次に、パラメータ設定器5およびフーリエ変換器6の動作について説明する。

【0020】パラメータ設定器5は表示器7によって表<sup>50</sup>\*

\*示されるスペクトル表示の縦軸の表示サイズMを表示器7あるいは外部の入力装置(図示せず)より取得する。

【0021】例えば、図2(a)に示すように、Mが2の乗数(64, 128, 256等)である場合には離散フーリエ変換の分割点数NをMに設定してフーリエ変換器6にてN点FFTを行う。

【0022】また、Mが2の乗数ではない場合は、2の乗数であり、かつMより大きい整数の中で最小のものを離散フーリエ変換の分割点数Nに設定してフーリエ変換器6にてN点FFTを行う。このとき得られたN個のスペクトル成分S(0), S(1), …, S(N-1)からM個の表示用スペクトルD(0), D(1), …, D(M-1)を求める。図2(a)に示すスペクトル曲線より、例えば(D)(0)を求めるためにS(0)とS(1)間を直線補間すると、図2(b)および(数1)のように一般化して表すことができる。

#### 【0023】

【数1】  

$$\left( \frac{\frac{N-1}{M-1} \times i - A}{B - A} \right) : (B - A) = (D(i) - S(A)) : (S(B) - S(A))$$

【0024】(数1)をD(i)について解くと(数2)のように表すことができる。

$$\frac{N-1}{M-1} \times i - A \text{ が整数でないとき、}$$

#### 【0025】

##### 【数2】

$$D(i) = S(A) + \frac{(S(B) - S(A))}{B - A} \times \left( \frac{\frac{N-1}{M-1} \times i - A}{B - A} \right)$$

$$\frac{N-1}{M-1} \times i - A \text{ が整数のとき、}$$

#### 【0026】

##### 【数3】

$$D(i) = S\left(\frac{N-1}{M-1} \times i\right)$$

#### 【0027】(但しM > 1)

(但しBは、 $B \geq \frac{N-1}{M-1} \times i$  を満たす最小の整数)

(但しAは、 $A \leq \frac{N-1}{M-1} \times i$  を満たす最大の整数)

40 (数1)によって得られるD(i)を図で示すと図2のようになる。

【0028】また、超音波診断装置の表示モード切替えなどによりスペクトル表示部の縦軸の表示サイズMが変化した場合、パラメータ設定器5は更新された表示サイズMを再び取得し、同様の方法により分割点数Nを再設定し、表示用スペクトルD(0), D(1), …, D(M-1)を求める。

【0029】次に、本発明の第2の実施の形態を説明する。

【0030】本発明の第2の実施の形態の構成を表すブ

ロック図を図3に示す。図3について図1で付した番号と同一のものは、同一名称、同一機能であり説明を省略する。図3において、本発明の超音波診断装置は、超音波探触子1、送受信器2、位相検波器3、及び信号処理機4のほか、フーリエ変換の分割点数およびフーリエ変換の方法を決定するパラメータ設定器11、高速フーリエ変換を行うFFT器12、離散フーリエ変換を行うDFT器13を有する。

【0031】図4はパラメータ設定器11による離散フーリエ変換の分割点数NおよびFFTとDFTの切り換えを決定するアルゴリズムを表している。

【0032】パラメータ設定器11はステップ21において表示サイズMが2の乗数であるか否かを判定する。もし、Mが2の乗数であった場合にはステップ22に進み、ここで離散フーリエ変換の分割点数NがMに設定され、ステップ23でN点FFTが行われ、得られたスペクトル成分がステップ24で表示器7へ出力される。

【0033】また、ステップ21で表示サイズMが2の乗数ではないと判定された場合には、ステップ25に進む。ステップ25ではMがしきい値Thresholdより大きいか否かが判定される。もし、MがThresholdよりも大きいと判定された場合にはステップ26に進み、第1の実施の形態と同様に2の乗数であり、かつMより大きい整数の中で最小のものを離散フーリエ変換の分割点数Nに設定してステップ27でN点FFTを行う。次にステップ28では第1の実施の形態と同様に(数1)を用いて表示用スペクトルを算出し、ステップ24で表示器7へ出力される。

【0034】また、ステップ25でMがしきい値Thresholdより小さいと判定された場合には、パラメータ設定器11はステップ29へ進む。ステップ29では一般的に離散フーリエ変換(DFT)として知られる以下の(数4)を用いてM点DFTを行う。得られたスペクトル成分はステップ24で表示器7へ出力される。

【0035】

【数4】

$$D(k) = \sum_{n=0}^{M-1} f(nT_s) e^{-j\frac{2\pi}{M} nk} \quad (k = 0, 1, \dots, M-1)$$

【0036】なお、ここでThresholdの値は操作者が任意に設定することが可能である。DFTはFFTに比べて計算量が多いためプロセッサの処理能力が高い場合

にはThresholdを大きく設定し、そうでない場合には小さく設定することが望ましい。

【0037】また、超音波診断装置の表示モード切替えなどによりスペクトル表示部の縦軸の表示サイズMが変化した場合、パラメータ設定器11は更新された表示サイズMを再び取得し、同様の方法により分割点数Nを再設定し、表示用スペクトルを求める。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によればドップラ血流計測のスペクトル表示において、表示サイズに応じてFFTの分割点数を設定できる。また表示サイズに応じてDFTとFFTを切り換えることも可能であるので、より精密なスペクトル演算を効率的に行えるという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の構成を表すブロック図

【図2】(a) 表示用スペクトルとN点FFTを表す説明図

(b) 表示用スペクトルの算出方法を表す説明図

【図3】本発明の第2の実施の形態の構成を表すブロック図

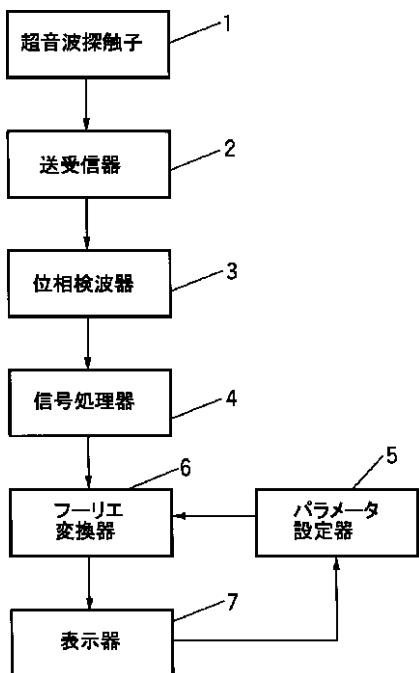
【図4】本発明の第2の実施の形態の動作を表すフローチャート

【図5】従来の超音波診断装置を表すブロック図

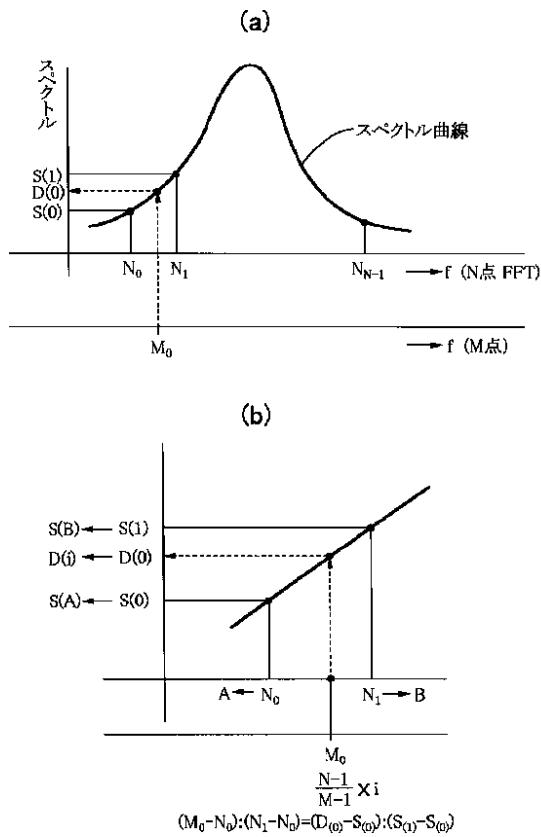
【符号の説明】

- 1 超音波探触子
- 2 送受信器
- 3 位相検波器
- 4 信号処理器
- 5 パラメータ設定器
- 6 フーリエ変換器
- 7 表示器
- 11 パラメータ設定器
- 12 FFT器
- 13 DFT器
- 31 超音波探触子
- 32 送受信器
- 33 位相検波器
- 34 信号処理器
- 35 フーリエ変換器
- 36 表示器

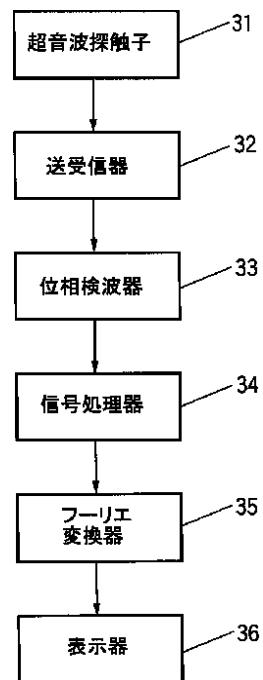
【図1】



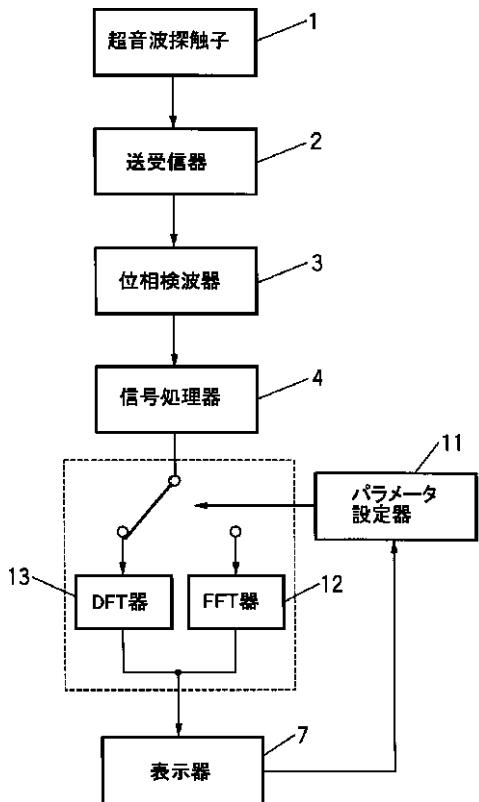
【図2】



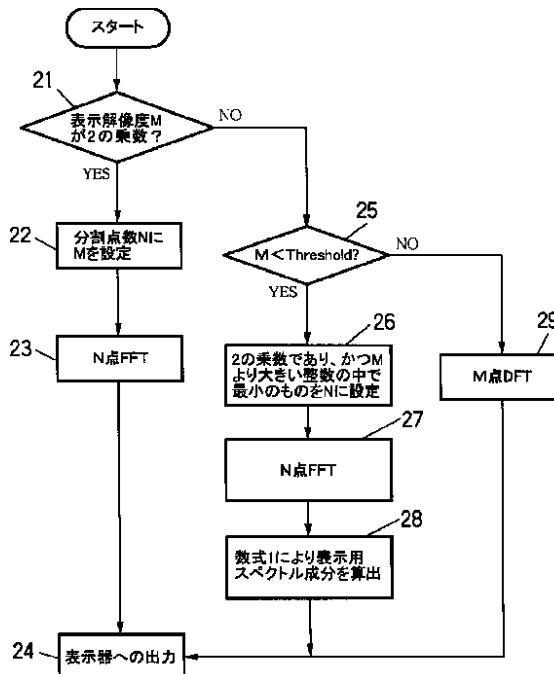
【図5】



【図3】



【図4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002011006A</a>	公开(公告)日	2002-01-15
申请号	JP2000199253	申请日	2000-06-30
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	西村有史 朝山啓二郎		
发明人	西村 有史 朝山 啓二郎		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE11 4C301/HH53 4C301/JB34 4C301/KK08 4C301/KK09 4C301/KK13 4C601/DE01 4C601/EE22 4C601/JB49 4C601/KK10 4C601/KK17 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK42		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：根据超声多普勒血流测量中频谱显示的显示尺寸，选择最佳分割点数和离散傅里叶变换的转换方法。解决方案：超声波探头1从血流反射的超声波信号转换为电信号，相位检测器3进行相位检测，信号处理器5进行信号处理，傅立叶变换器6进行傅立叶变换6。执行离散傅立叶变换，并且将获得的频谱分量显示在显示单元7上。此时，参数设置单元5根据显示单元7的显示尺寸来确定离散傅里叶变换的最佳分割点数。

