

(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2006-14916

(P2006-14916A)

(43) 公開日 平成18年1月19日(2006.1.19)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 O 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	5 J 0 8 3
G 0 1 S 15/34 (2006.01)	G 0 1 S 15/34	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-195245 (P2004-195245)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(22) 出願日	平成16年7月1日 (2004.7.1)	(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	国田 正徳 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内
		F ターム (参考)	4C601 DD03 DE02 EE01 HH10 JB24 JB31 JB44 5J083 AA02 AB17 AC18 AC28 AD01 AD04 AD08 AE10 BA12 BE09 BE43 BE54

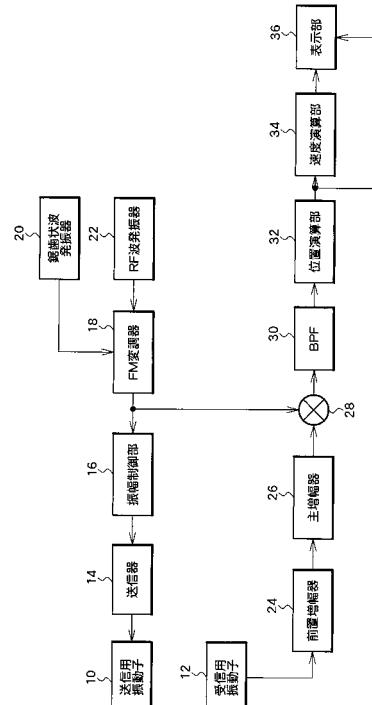
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】連続波を利用した新たな超音波診断装置を提供する。

【解決手段】FM変調器18は、RF波発振器22から供給されるRF波、および、鋸歯状波発振器20から供給される鋸歯状の変調波に基づいてFM連続波を発生する。受信ミキサ28において、受信RF信号に対して送信用のFM連続波による検波が行われ、バンドパスフィルタ30によって送受信信号間における周波数差信号が抽出される。そして、位置演算部32は周波数差信号に基づいて生体内組織の位置を演算し、また、速度演算部34は周波数差信号に基づいて生体内組織の速度を演算する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

搬送波信号を変調信号により周波数変調し、変調送信信号を生成する送信部と、
前記変調送信信号の供給によって生体に対して超音波を送波し、生体からの反射波を受
波して受信信号を出力する送受波器と、
前記受信信号を前記変調送信信号を用いて復調し、これにより周波数差信号を得る受信
部と、
前記周波数差信号の周波数スペクトラムから得られる送受信信号間における周波数差に
基づいて生体内組織の位置を求める位置演算部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記位置演算部は、前記周波数スペクトラムに含まれる少なくとも一つの周波数差成分
に基づいて、その周波数差成分に対応する組織の位置を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記送受波器の周波数特性を補償するように前記変調送信信号の振幅を制御する周波数
特性補償部をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記変調信号は、鋸歯状波、三角波、正弦波のうちのいずれか一つである、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

搬送波信号を変調信号により周波数変調し、変調送信信号を生成する送信部と、
前記変調送信信号の供給によって生体に対して超音波を送波し、生体からの反射波を受
波して受信信号を出力する送受波器と、
前記受信信号を前記変調送信信号を用いて復調し、これにより送受信信号間における周
波数差を反映させた周波数差信号を得る受信部と、
前記周波数差信号の周波数スペクトラムの時間変化に基づいて生体内組織の速度を求
める速度演算部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
前記速度演算部は、前記周波数スペクトラムに含まれる少なくとも一つの周波数差成分
の時間変化に基づいて、その周波数差成分に対応する組織の速度を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、
前記速度演算部は、前記周波数差成分の位相の時間変化から前記速度を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、
前記速度演算部は、異なる時刻に対応する二つの前記周波数スペクトラムの差を求める
自己相關回路を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、連続波を利用する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において連続波を利用した技術として、連続波ドプラが知られている。連続波ドプラでは、例えば、数MHzの正弦波状の送信波が生体内へ連続的に放射され、生体内からの反射波が連続的に受波される。反射波には、生体内における移動体（例えば血流）によるドプラシフト情報が含まれる。そこで、その情報を取り出して周波数解析し、移動体の速度情報を反映したドプラ波形などが形成される。

【0003】

これに対し、レーダ装置などでは、連続波である搬送波信号にFM変調をかけることにより、移動体の速度に加えて移動体の位置を測定する技術が知られている（例えば特許文献1）。

【0004】

【特許文献1】特開平5-40168号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記のように、レーダ装置などでは、連続波を利用して移動体の位置を測定する技術が知られているものの、超音波診断装置においては実現されていなかった。

【0006】

そこで、本発明は、連続波を利用した新たな超音波診断装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、搬送波信号を変調信号により周波数変調し、変調送信信号を生成する送信部と、前記変調送信信号の供給によって生体に対して超音波を送波し、生体からの反射波を受波して受信信号を出力する送受波器と、前記受信信号を前記変調送信信号を用いて復調し、これにより周波数差信号を得る受信部と、前記周波数差信号の周波数スペクトラムから得られる送受信信号間における周波数差に基づいて生体内組織の位置を求める位置演算部と、を有することを特徴とする。

【0008】

望ましくは、前記位置演算部は、前記周波数スペクトラムに含まれる少なくとも一つの周波数差成分に基づいて、その周波数差成分に対応する組織の位置を算出する、ことを特徴とする。望ましくは、前記送受波器の周波数特性を補償するように前記変調送信信号の振幅を制御する周波数特性補償部をさらに有することを特徴とする。さらに望ましくは、前記変調信号は、鋸歯状波、三角波、正弦波のうちのいずれか一つであることを特徴とする。

【0009】

また、上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、搬送波信号を変調信号により周波数変調し、変調送信信号を生成する送信部と、前記変調送信信号の供給によって生体に対して超音波を送波し、生体からの反射波を受波して受信信号を出力する送受波器と、前記受信信号を前記変調送信信号を用いて復調し、これにより送受信信号間における周波数差を反映させた周波数差信号を得る受信部と、前記周波数差信号の周波数スペクトラムの時間変化に基づいて生体内組織の速度を求める速度演算部と、を有することを特徴とする。

【0010】

望ましくは、前記速度演算部は、前記周波数スペクトラムに含まれる少なくとも一つの周波数差成分の時間変化に基づいて、その周波数差成分に対応する組織の速度を算出することを特徴とする。さらに望ましくは、前記速度演算部は、前記周波数差成分の位相の時間変化から前記速度を算出することを特徴とする。さらに望ましくは、前記速度演算部は

10

20

30

40

50

、異なる時刻に対応する二つの前記周波数スペクトラムの差を求める自己相関回路を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明により、連続波を利用した新たな超音波診断装置が提供される。その結果、例えば、連続波を利用して組織の位置測定を行うことが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0013】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。送信用振動子10は生体内へ送信波を連続的に送波し、また、受信用振動子12は生体内からの反射波を連続的に受波する。このように、送信および受信が、それぞれ異なる振動子で連続的に実行される。なお、図1では、送信用振動子10および受信用振動子12をそれぞれ一つのブロックで示しているが、送信用振動子10および受信用振動子12は、それぞれ、複数の振動素子で形成されてもよい。

【0014】

送信器14は、送信用振動子10へ送信信号を供給して超音波を送波させる。送信器14には、FM変調されたFM連続波(FMCW波)が入力され、このFM連続波に対応する送信波が送信用振動子10から送波される。

【0015】

FM変調器18は、RF波発振器22から供給されるRF波、および、鋸歯状波発振器20から供給される鋸歯状の変調波(後に詳述する図3の符号40)に基づいてFM連続波(後に詳述する図4(A)の送信波形)を発生する。そして、振幅制御部16は、送信用振動子10や受信用振動子12の周波数特性を補償するように、FM変調器18で生成されるFM連続波の振幅を制御する。

【0016】

図2は、振幅制御部(図1の符号16)における振幅制御を説明するための図である。以下、図1に示した部分には図1の符号を付して説明する。

【0017】

図2(A)は送信用振動子10および受信用振動子12を含む探触子の振幅・周波数特性を示しており、横軸に示される周波数に応じて探触子の振幅が異なる。このため、振幅制御部16は、図2(B)に示される特性でFM連続波の振幅を周波数に応じて制御することにより、探触子の周波数特性を補償する。つまり、探触子の振幅特性の逆の特性となるようにFM連続波の振幅を周波数に応じて制御し、探触子から送波される超音波の振幅が周波数帯域内で均一に保たれるよう補償する。

【0018】

図1に戻り、前置増幅器24および主増幅器26は、受信用振動子12から供給される受波信号に対して増幅処理を施し、受信RF信号を形成して受信ミキサ28へ出力する。受信ミキサ28は、受信RF信号に対して検波を施す回路である。受信ミキサ28に供給される参照信号は、FM変調器18で生成されたFM連続波である。ここで、増幅制御部16で振幅制御されたFM連続波を受信ミキサ28に参照信号として供給するようにしてもよい。こうして、受信ミキサ28において、受信RF信号に対して送信用のFM連続波による検波が行われ、バンドパスフィルタ(BPF)30によって送受信信号間における周波数差信号が抽出される。周波数差信号については後に図3および図4を利用して詳述する。

【0019】

なお、受信ミキサ28は、受信RF信号に対して直交検波を施して複素信号を生成してもよい。直交検波の場合、振幅制御部16から出力されるFM連続波と、そのFM連続波の位相を $\pi/2$ だけずらした連続波とによる、二つの連続波を参照信号として検波を行

10

20

30

40

50

、同相成分と直交成分の二つの成分を出力すればよい。

【0020】

BPF30によって抽出された周波数差信号は、位置演算部32に、さらに位置演算部32を経由して速度演算部34に供給される。

【0021】

位置演算部32は周波数差信号に基づいて生体内組織の位置を演算し、また、速度演算部34は各周波数差信号に相当する各周波数スペクトラムの時間変化に基づいて生体内組織の速度を演算する。位置演算部32および速度演算部34は、例えば、FFT演算を行う演算器(CPUやDSPなど)で構成される。位置演算部32および速度演算部34で求められた組織の位置情報や速度情報は、表示部36に出力され、例えば、位置情報に基づく生体内的断層画像、あるいは、速度情報に基づくドプラ画像やカラードプラ画像などが表示部36に表示される。10

【0022】

以上、概説したように、本実施形態では、鋸歯状波でFM変調した連続波による超音波(FMCW波)を送受波し、組織の位置情報や速度情報を取得する。そこで、次にその原理について詳述する。なお、以下において、図1に示した部分には図1の符号を付して説明する。

【0023】

図3は、周波数差信号から位置情報を取得する原理を説明するための図である。図3は、一つの対象組織から受信信号を取得した場合の例を示している。そして、図3(A)には、送信周波数40および受信周波数42の時間変化の様子が示されており、図3(B)には、送受信信号の周波数差(周波数差信号44)の時間変化の様子が示されている。送信周波数40は、送信用振動子10から送波される超音波の周波数変化に相当し、受信周波数42は、受信用振動子12で受波される組織からの反射波の周波数変化に相当する。また、周波数差信号44は、BPF30によって抽出される信号である。20

【0024】

送信周波数40は、鋸歯状波発振器20で生成される。送信周波数40は、時間Tmの間に - から まで周波数が変化し、これが繰り返される鋸歯状の周波数変化をするFM変調波である。この、鋸歯状波で変調された送信波は、生体内を伝播して組織によって反射される。このため、往復伝播距離に応じた遅延を伴って受波される。この様子を示すのが受信周波数42である。つまり、受信周波数42は、送信周波数40から遅延時間だけずれて取得される。30

【0025】

時間 は、超音波の往復伝播時間に相当する。そこで、探触子から対象組織までの距離をL、音速をcとすると、時間 は次式のようになる。

【数1】

$$\tau = 2L/c$$

また、送信周波数40は、時間Tmの間に - から まで周波数が変化するため、単位時間当たりの周波数変化は、次式のようになる。40

【数2】

$$2\Delta\omega/Tm$$

このため、図3(B)に示す期間1, 3, 5における送受信信号間の周波数差 と、期間2, 4, 6における送受信信号間の周波数差 は、それぞれ次式のようになる。

【数3】

$$\Delta \delta = 2 \Delta \omega \times \tau / T_m \quad (\text{期間 } 1, 3, 5)$$

$$\Delta \delta = 2 \Delta \omega \times (\tau - T_m) / T_m \quad (\text{期間 } 2, 4, 6)$$

時間 $= 2L/c$ であるため、期間 1, 3, 5 における送受信信号間の周波数差 を考
えると、

【数4】

$$\Delta \delta = 2 \Delta \omega \times \tau / T_m = (2 \Delta \omega / T_m) \times (2L/c)$$

10

となる。したがって、期間 1, 3, 5 における送受信信号間の周波数差 を知ることで、既知の値である $\Delta \omega$, T_m , c から、数4を利用して、探触子から対象組織までの距離 L を求めることができる。

【0026】

図4は、周波数差信号から位置情報を取得する原理を説明するための図であり、図4は、複数の対象組織から受信信号を取得した場合の例を示している。

20

【0027】

図4(A)は、送信用振動子10へ供給される送信波形(FM連続波: FM CW波)を示している。図4(B)は、送信周波数40および複数の受信周波数42a~42dの時間変化の様子を示している。複数の受信周波数42a~42dは、それぞれ、異なる深さに存在する対象組織からの受信信号に相当する。複数の受信周波数42a~42dは、それぞれ、対応する組織の深さに応じて送信周波数40に対して遅延を伴って受波される。

【0028】

図4(C)は、複数の受信周波数42a~42dの各々について、送信周波数40との差である周波数差信号44a~44dの時間変化の様子を示している。周波数差信号44a~44dは、BPF30によって一括して抽出される信号である。つまり、BPF30は、周波数差信号44a~44dが重ね合わされた信号を出力する。

30

【0029】

位置演算部32は、この重ね合わされた信号から、各深さごとの周波数差信号を抽出する。このため、位置演算部32は、図4(C)に示す信号処理時間帯48にウィンドウを設定し、設定したウィンドウ内でBPF30からの出力信号を、例えばFFTなどを利用して周波数解析し、図4(D)に示す周波数電力スペクトラムを取得する。

【0030】

図4(D)に示す周波数電力スペクトラムは、周波数差信号44a~44dが重ね合わされた信号の周波数スペクトラムに相当する。したがって、各周波数差信号44a~44dの周波数位置で、スペクトラム成分50a~50dを含む波形となる。

40

【0031】

そこで、位置演算部32は、必要とする周波数帯域の信号を抽出した後、FFT等により周波数スペクトラムの各スペクトラム成分50a~50dに変換し、その周波数成分から、周波数差信号44a~44dの信号処理時間帯48における周波数差 を求める。こうして、各深さごとに、周波数差 と、既知の値である $\Delta \omega$, T_m , c から、数4を利用して、各組織の深さ(位置)に相当する距離 L が求められる。

【0032】

図5は、周波数差信号から速度情報を取得する原理を説明するための図であり、周波数差信号の周波数スペクトラムの時間変化を示している。

【0033】

図5は、図4(D)を利用して説明した周波数スペクトラムを、周波数軸と時間軸によ

50

って二次元的に表現したものであり、図5における周波数軸が、図4(D)における縦軸に対応する。したがって、図5においても、所定周波数におけるスペクトラムは、その周波数に対応する深さからの反射波に相当する。なお、図5において、周波数スペクトラムは、振幅成分と位相成分とを含む複素振幅で表現されており、図5において棒状に表現された各スペクトラムの棒の長さが振幅に相当し、棒の傾きが位相に相当する。

【0034】

対象組織が固定していれば、その対象組織から得られる周波数スペクトラムは時間に関係なく一定となる。つまり、図5で、固定された組織に相当する周波数のスペクトラムは、時間に関係なくその棒の長さや傾きが一定となる。一方、対象組織が移動していると、その対象組織から得られる周波数スペクトラムは時間と共に変化する。つまり、図5で、移動組織に相当する周波数のスペクトラムは、時間と共に、その棒の長さや傾きが変化する。したがって、周波数スペクトラムの振幅成分と位相成分について、その時間変動を解析すれば、その周波数成分に相当する速度、つまり、その周波数成分に対応する組織の速度を求めることができる。

【0035】

図6は、周波数差信号から速度情報を取得する原理を説明するための図であり、所定時刻における周波数スペクトラムの各周波数成分(1～4)を複素表現したものである。図6の各周波数成分(1～4)は、図5において周波数軸方向に並ぶ互いに異なる複数の周波数成分に対応する。

【0036】

速度演算部34は、BPF30からの出力信号を位置演算部32によって周波数振幅スペクトラムに変換した信号、つまり図4(C)に示した周波数差信号を、例えばFFTなどを利用して解析する。そして、図6に示すように、Iチャンネル信号成分とQチャンネル信号成分の二つの成分で、各周波数成分(1～4)を複素表現する。図6は、所定時刻における周波数スペクトラムの各周波数成分の複素振幅を示すものであるが、速度演算部34は、各時刻ごとに各周波数成分を複素表現で求め、各周波数成分ごとに時間変動を解析する。

【0037】

各周波数成分(1～4)は、それぞれ、各深さにおける組織の受信信号に対応するため、各周波数成分(1～4)の時間変化を解析することで、各深さ(位置)における組織の速度を求めることができる。

【0038】

図7には、図1に示す超音波診断装置の変形例が示されており、図7はその全体構成を示すブロック図である。

【0039】

図7において、図1に示した部分と符号が同じ部分は、その構成および動作が図1のものと同じであるため説明を省略する。図1において説明したように、図7においても、BPF30から送受信信号間における周波数差信号が出力される。

【0040】

FFT60は、BPF30から出力される周波数差信号(図4(C)に相当する信号)を周波数解析し、各時刻ごとに周波数スペクトラムの複素信号(図5に相当する信号)を生成する。

【0041】

そして、乗算器72において、FFT60から入力される現時刻の周波数スペクトラムの複素信号と、遅延線70を介して入力される所定時間前の周波数スペクトラムの複素信号とが乗算され、低域フィルタ74によって、二つの時刻における複素信号の差が抽出される。速度演算回路76は、低域フィルタ74によって抽出された二つの時刻における複素信号の差から、周波数スペクトラムの各周波数成分ごとの時間変動を解析する。

【0042】

各周波数成分は、それぞれ、各深さにおける組織の受信信号に対応するため、各周波数

10

20

30

40

50

成分の時間変化を解析することで、各深さ（位置）における組織の速度を求めることができ、求めた速度を速度・速度分散表示部 78 に表示させる。

【0043】

なお、図 7 に示すように、分散演算回路 80 を設けて、FFT60 から出力される各時刻ごとの周波数スペクトラムの複素信号から、速度分散を演算し、それを速度、速度分散表示部 78 に表示させてよい。

【0044】

また、位置演算回路 62 は、各深さごとに周波数差 Δf と、既知の値である c , T_m , c から、数 4 を利用して、各組織の深さ（距離 L ）が求められる。そして、位置表示部 64 に求められた位置に基づく情報（例えば、断層画像など）が表示される。

10

【0045】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、本実施形態（その変形例を含む）は次のような利点を有している。

【0046】

一般に、パルス波を利用する場合（パルス方式の場合）、SNR を向上させるためには、超音波パルスの尖頭値電力を大きくしなければならない。超音波パルスの尖頭値電力を大きくするためには、送信部の回路の高耐圧化や受信側への漏れ防止対策などが必要になるなど、回路構成が複雑になる。もちろん、超音波パルスの尖頭値電力を大きくした場合、ピーク音圧による生体への影響も考慮する必要がある。また、パルス方式で距離分解能を確保する場合、パルスの立ち上がり、立ち下り時間を小さくするために、受信系を広帯域に保つ必要がある。

20

【0047】

本実施形態では、連続波を利用しているため、復調したベースバンド信号を FFT 等により周波数変換した周波数スペクトラム信号の周波数帯域を狭帯域化することができ、パルス方式に比べて信号対ノイズ比（SNR）の向上が期待できる。しかも、距離分解能をパルス方式と同等あるいはそれ以上にすることができる。また、本実施形態では、パルス方式の場合に比べて、高耐圧化が不要となるので回路構成を簡単にすことができ、さらに、装置の小型化や低消費電力化にも有利である。

30

【0048】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で單なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。例えば、変調波信号として、鋸歯状波に換えて三角波あるいは正弦波などを利用してもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】振幅制御部における振幅制御を説明するための図である。

【図 3】周波数差信号から位置情報を取得する原理を説明するための図である。

【図 4】周波数差信号から位置情報を取得する原理を説明するための図である。

【図 5】周波数差信号から速度情報を取得する原理を説明するための図である。

【図 6】周波数差信号から速度情報を取得する原理を説明するための図である。

40

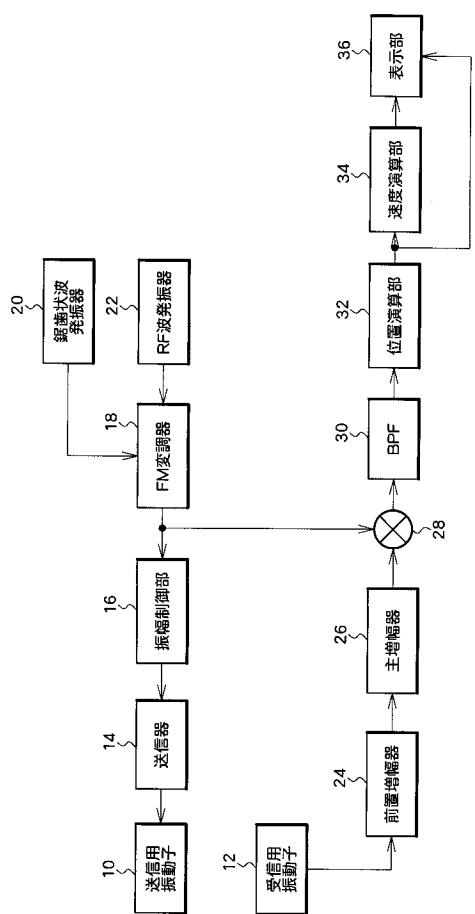
【図 7】図 1 に示す超音波診断装置の変形例を示すブロック図である。

【符号の説明】

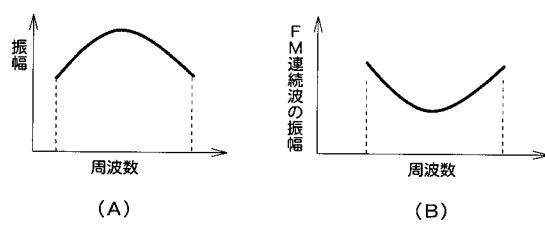
【0050】

10 送信用振動子、12 受信用振動子、16 振幅制御部、18 FM 变调器、20 鋸歯状波発振器、32 位置演算部、34 速度演算部。

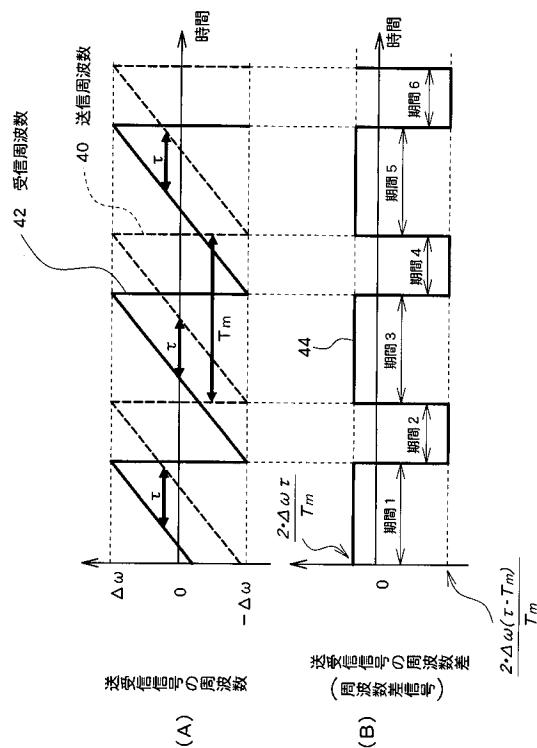
【図1】



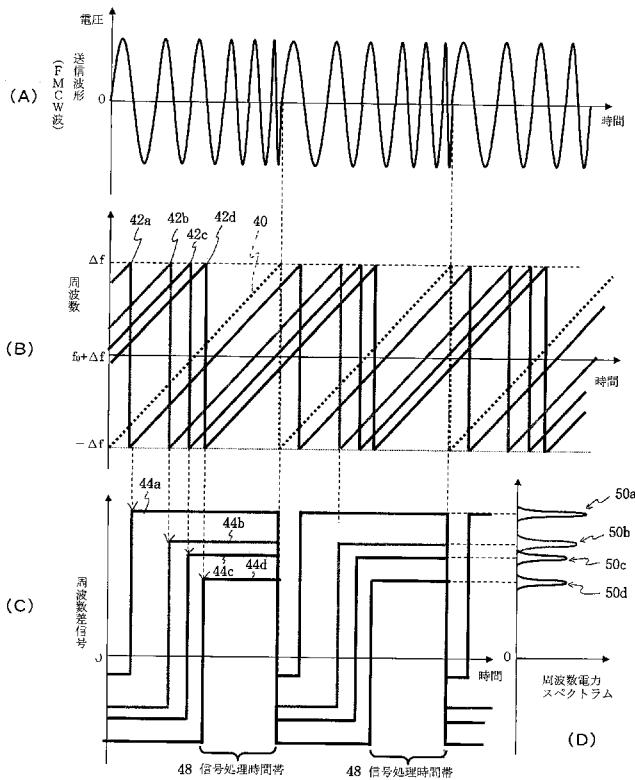
【図2】



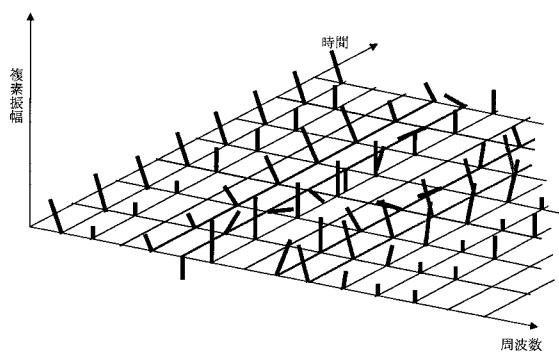
【図3】



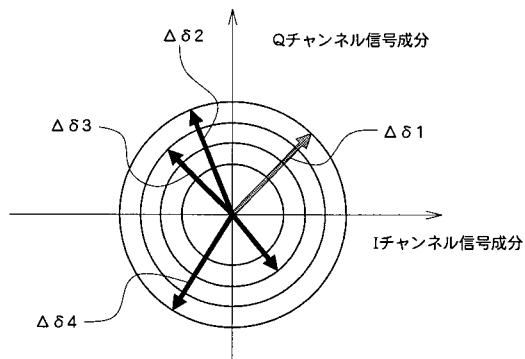
【図4】



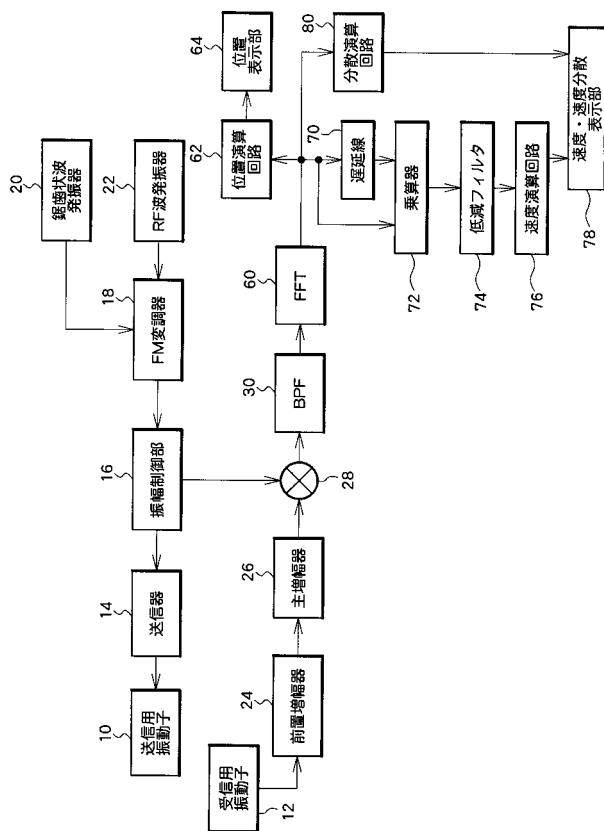
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006014916A	公开(公告)日	2006-01-19
申请号	JP2004195245	申请日	2004-07-01
[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		
[标]发明人	国田正徳		
发明人	国田 正徳		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 G01S15/34		
CPC分类号	G01S15/8954 G01S7/5203 G01S7/52066 G01S15/34		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06 G01S15/34 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/EE01 4C601/HH10 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB44 5J083 /AA02 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AC28 5J083/AD01 5J083/AD04 5J083/AD08 5J083/AE10 5J083 /BA12 5J083/BE09 5J083/BE43 5J083/BE54		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4652731B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种利用连续波的新型超声诊断设备。解决方案：FM调制器18基于从RF波振荡器馈送的RF（射频）波和从锯齿波振荡器馈送的锯齿调制波产生FM连续波。用FM连续波检测接收的RF信号，以便在接收混频器28中传输，并且通过带通滤波器30提取接收信号之间的频率差信号。然后，通过位置计算体内组织的位置。计算部32基于频率差信号，由速度计算部34基于频率差信号计算体内组织的速度。

