

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4787683号
(P4787683)

(45) 発行日 平成23年10月5日 (2011. 10. 5)

(24) 登録日 平成23年7月22日 (2011. 7. 22)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-166394 (P2006-166394)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成18年6月15日 (2006. 6. 15)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2007-330540 (P2007-330540A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成19年12月27日 (2007. 12. 27)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成21年4月7日 (2009. 4. 7)		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2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	宮澤 浩

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】

搬送波信号に対して変調信号を用いて周波数変調処理を施すことにより変調送信信号を生成する送信信号処理部と、

生成された変調送信信号に対応した超音波を生体に送波し、生体からの反射波を受波して受信信号を取得する送受波部と、

取得された受信信号に対して変調送信信号を用いて復調処理を施すことにより、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信号処理部と、

周波数差信号の周波数スペクトラムを求めるスペクトラム演算部と、

周波数差信号の周波数スペクトラムに基づいて生体内組織の位置と速度を求める位置速度演算部と、

を有し、

前記変調信号は、周波数を増加させる信号部分と周波数を減少させる信号部分とを含み、これにより、周波数が増加する増加時間帯と周波数が減少する減少時間帯とを含んだ変調送信信号が生成され、

前記スペクトラム演算部は、増加時間帯と減少時間帯とを含んだ複合時間帯に対応した周波数スペクトラムである複合時間帯スペクトラムと、増加時間帯に対応した周波数スペクトラムである増加時間帯スペクトラムと、減少時間帯に対応した周波数スペクトラムである減少時間帯スペクトラムと、を求め、

前記位置速度演算部は、複合時間帯スペクトラムと増加時間帯スペクトラムと減少時間

10

20

帯スペクトラムとに基づいて生体内組織の位置と速度を求める、
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において、
前記位置速度演算部は、複合時間帯スペクトラムと増加時間帯スペクトラムとの差分である第 1 差分スペクトラムと、複合時間帯スペクトラムと減少時間帯スペクトラムとの差分である第 2 差分スペクトラムと、を求め、第 1 差分スペクトラムと第 2 差分スペクトラムとに基づいて生体内組織の速度を求める、
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、
前記位置速度演算部は、第 1 差分スペクトラムと第 2 差分スペクトラムとを合成することにより速度スペクトラムを求め、速度スペクトラム内において互いに複素共役の関係にある第 1 差分スペクトラム成分と第 2 差分スペクトラム成分との間の周波数差から生体内組織の速度を求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記位置速度演算部は、速度スペクトラム内において互いに複素共役の関係にある第 1 差分スペクトラム成分と第 2 差分スペクトラム成分との間の中間点の周波数から生体内組織の位置を求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記変調信号は、周波数を直線的に増加させる信号部分と周波数を直線的に減少させる信号部分とを含んだ対称三角波である、
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】

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】

超音波診断装置の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の正弦波として構成される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、生体内における運動体（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、運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】

連続波を利用した連続波ドプラは、パルス波を利用したパルスドプラに比べて、一般に高速の速度計測の面で優れている。ところが、連続波ドプラでは、連続波を利用していることにより位置計測が困難である。例えば、従来の一般的な連続波ドプラの装置では、位置計測を行うことができなかった。

【0004】

こうした状況のもと、本願発明者は、生体内組織の速度に加えて、生体内組織の位置を計測することができる連続波ドプラの技術を提案している（特許文献 1 参照）。

【0005】

【特許文献 1】特開 2006-14916 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に記載の技術は、連続波ドプラを基本とする技術でありながら、組織などの速度に加えて位置も計測することができるという、画期的な技術であった。

【0007】

そして、本願の発明者は、上記特許文献1に記載された画期的な技術の改良技術についてさらに研究を重ねてきた。

【0008】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、連続波を利用して速度情報と位置情報とを取得する超音波診断装置に関する改良技術を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、搬送波信号に対して変調信号を用いて周波数変調処理を施すことにより変調送信信号を生成する送信信号処理部と、生成された変調送信信号に対応した超音波を生体に送波し、生体からの反射波を受波して受信信号を取得する送受波部と、取得された受信信号に対して変調送信信号を用いて復調処理を施すことにより、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信号処理部と、周波数差信号の周波数スペクトラムを求めるスペクトラム演算部と、周波数差信号の周波数スペクトラムに基づいて生体内組織の位置と速度を求める位置速度演算部と、を有し、前記変調信号は、周波数を増加させる信号部分と周波数を減少させる信号部分とを含み、これにより、周波数が増加する増加時間帯と周波数が減少する減少時間帯とを含んだ変調送信信号が生成され、前記スペクトラム演算部は、増加時間帯と減少時間帯を共に含んだ複合時間帯に対応した周波数スペクトラムである複合時間帯スペクトラムと、増加時間帯に対応した周波数スペクトラムである増加時間帯スペクトラムと、減少時間帯に対応した周波数スペクトラムである減少時間帯スペクトラムと、を求め、前記位置速度演算部は、複合時間帯スペクトラムと増加時間帯スペクトラムと減少時間帯スペクトラムとに基づいて生体内組織の位置と速度を求める、ことを特徴とする。

20

【0010】

30

望ましい態様において、前記位置速度演算部は、複合時間帯スペクトラムと増加時間帯スペクトラムとの差分である第1差分スペクトラムと、複合時間帯スペクトラムと減少時間帯スペクトラムとの差分である第2差分スペクトラムと、を求め、第1差分スペクトラムと第2差分スペクトラムとに基づいて生体内組織の速度を求める、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい態様において、前記位置速度演算部は、第1差分スペクトラムと第2差分スペクトラムとを合成することにより速度スペクトラムを求め、速度スペクトラム内において互いに複素共役の関係にある第1差分スペクトラム成分と第2差分スペクトラム成分との間の周波数差から生体内組織の速度を求める、ことを特徴とする。

【0012】

40

望ましい態様において、前記位置速度演算部は、速度スペクトラム内において互いに複素共役の関係にある第1差分スペクトラム成分と第2差分スペクトラム成分との間の中間点の周波数から生体内組織の位置を求める、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記変調信号は、周波数を直線的に増加させる信号部分と周波数を直線的に減少させる信号部分とを含んだ対称三角波である、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、連続波を利用して速度情報と位置情報とを取得する超音波診断装置に関する改良技術が提供される。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【0016】

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20は生体内へ超音波の送信波を連続的に送波し、また、受信用振動子22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、送信用振動子20および受信用振動子22は、それぞれ、複数の振動素子で形成されてもよい。そして、複数の振動素子を利用してビームフォーミングを行うことにより、送信用振動子20によって送信ビームを形成し、受信用振動子22によって受信ビームを形成してもよい。

10

【0017】

送信器18は、送信用振動子20へ送信信号を供給して超音波を送波させる。送信器18には、FM変調処理が施されたFM連続波(FMCW波)信号が入力され、送信器18がFM連続波信号に対応した送信信号を送信用振動子20へ供給することにより、FM連続波が送信用振動子20から送波される。

【0018】

FM変調器14は、RF波発振器16から供給されるRF波に対して対称三角波に基づいて変調処理を施すことにより、FM連続波信号を発生する。対称三角波は、対称三角波発生器12からFM変調器14へ供給される。対称三角波は、周波数を直線的に増加させる信号増加部分と周波数を直線的に減少させる信号減少部分とを含んでおり、対称三角波の波形は、信号増加部分と信号減少部分とが互いに対称的な二等辺三角形となる。対称三角波発生器12は、制御部10の制御に応じて対称三角波をFM変調器14へ供給する。

20

【0019】

受信用振動子22によって生体内からの反射波が連続的に受波されると、前置増幅器24および主増幅器26は、受信用振動子22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(受信信号)を形成してミキサ28へ出力する。ミキサ28は、受信RF信号に対して検波を施す回路である。ミキサ28に供給される参照信号は、FM変調器14から出力されるFM連続波信号である。

【0020】

30

こうして、ミキサ28において、受信RF信号(受信信号)に対してFM連続波信号(送信信号)による検波、つまり受信RF信号とFM連続波信号の乗算処理が行われ、ローパスフィルタ(LPF)30によって高周波数成分が除去されることにより、送受信信号間の周波数差信号が抽出される。

【0021】

なお、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、FM変調器14から出力されるFM連続波信号と、そのFM連続波信号の位相を $\pi/2$ だけずらした信号とによる、二つの信号を参照信号として検波が行われて、同相成分と直交成分の二つの成分が出力される。

【0022】

40

LPF30によって抽出された周波数差信号はスペクトラム演算部34に供給される。スペクトラム演算部34は、例えば、FFT演算を行う演算器(CPUやDSPなど)で構成され、周波数差信号に関する周波数スペクトラムを求める。なお、スペクトラム演算部34は、ゲート設定部32によって設定されるゲート期間に応じて、周波数スペクトラムを求める。また、スペクトラム演算部34で求められた周波数スペクトラムに対して、後段の各部によって適宜処理が実行されることにより、生体内組織の速度情報や位置情報が求められる。

【0023】

以上、概説したように、本実施形態では、対称三角波で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、本

50

実施形態による位置情報や速度情報の取得の原理について詳述する。なお、以下において、図1に示した構成（部分）には図1の符号を付して説明する。

【0024】

図2は、生体内組織の速度情報や位置情報が周波数差信号に反映される様子を説明するための図である。図2は、対象組織が一つの場合の例を示している。

【0025】

図2（A）は、送信信号60（実線）と固定組織から得られる受信信号62（破線）の各々の周波数変化を示している。図2（A）は、横軸を時間軸として縦軸に周波数を示すことにより、送信信号60と受信信号62の瞬時周波数が変化する様子を示している。

【0026】

先に説明したように、本実施形態では、対称三角波を用いた変調処理によって形成されるFM連続波を送波している。そのため、図2（A）に示すように、送信信号60は、周波数が直線的に増加する増加時間帯と周波数が直線的に減少する減少時間帯とを含んでおり、送信信号60の波形は二等辺三角形となっている。そして、時間 T_m ごとに同じ波形が周期的に繰り返されて、連続波としての送信信号60が形成されている。

【0027】

図2（A）の送信信号60は、送信用振動子20から生体内へ送波される送信波に対応しており、送信用振動子20から送波された後、生体内を深さ方向へ向かって伝播する。一方、図2（A）の受信信号62は、受信用振動子22によって取得される受波信号に対応しており、ある深さ（位置）に存在する一つの固定組織から反射された信号を示している。そのため、送信信号60と受信信号62との間には、対象組織の位置に応じた遅延時間が存在する。その遅延時間は、送信信号60と受信信号62との間の周波数差となって現れる。

【0028】

図2（B）は、図2（A）の送信信号60と受信信号62との間の周波数差を示している。図2（B）の横軸に示す時間軸は、図2（A）の時間軸に揃えられており、図2（B）の縦軸が周波数差を示している。

【0029】

図2（A）の送信信号60と受信信号62との間には、図2（B）に示すように、位置（深さ）に伴う周波数差 f_b が存在する。つまり、対象組織の位置に応じた遅延によって送信信号60と受信信号62との間に時間的なずれ（受信信号62の遅延）が生じることにより、同時刻の送信信号60と受信信号62との間に周波数差 f_b が現れる。周波数差 f_b は、送信信号60の増加時間帯と減少時間帯の各々において同じ量だけ現れている。

【0030】

この周波数差 f_b から対象組織の位置（深さ） L を算出することができる。その算出原理に関しては、特許文献1（特開2006-14916号公報）に詳述されている。その原理を本実施形態に応用すると次のようになる。

【0031】

本実施形態において、送信信号60の周波数が増加する時間 $T_m/2$ の間に周波数が0から Δf まで増加すると、単位時間当たりの周波数変化は $2\Delta f/T_m$ となる。また、送信用振動子20から送波された超音波が、対象組織までの距離 L だけ伝播し、その位置から反射されて受信用振動子22に戻ってくるまでの伝播時間 τ は $\tau = 2L/c$ となる。 c は組織内の音速である。

【0032】

そのため、送信信号60と受信信号62との間の周波数差 f_b は、単位時間当たりの周波数変化と伝播時間とを乗算することにより、 $f_b = (2\Delta f/T_m) \times (2L/c)$ と求めることができる。したがって、周波数差 f_b を計測することにより、既知の値である Δf 、 T_m 、 c を利用して、対象組織の位置（深さ） L を算出することができる。

【0033】

このように、対象組織が固定組織の場合、位置 L は、周波数差 f_b から比較的容易に算

10

20

30

40

50

出すことができる。ところが、移動組織の場合には、移動に伴うドプラシフトの影響を考慮する必要がある。

【0034】

図2(C)は、送信信号60(実線)と移動組織から得られる受信信号62(破線)の各々の周波数変化を示している。つまり、図2(A)と同様に、図2(C)は、横軸を時間軸として縦軸に周波数を示すことにより、送信信号60と受信信号62の瞬時周波数が変化する様子を示している。

【0035】

移動組織の場合にも、その位置に応じて、送信信号60と受信信号62との間に時間的なずれ(受信信号62の遅延)が生じることにより、同時刻の送信信号60と受信信号62との間に周波数差 f_b が現れる。移動組織の場合には、さらに、組織の移動に伴うドプラシフト f_d が現れる。つまり、図2(C)では、ドプラシフト f_d の影響により、送信信号60に対して受信信号62が縦軸方向にずれている。

10

【0036】

図2(D)は、図2(C)の送信信号60と受信信号62との間の周波数差を示している。図2(D)の横軸に示す時間軸は、図2(C)の時間軸に揃えられており、図2(D)の縦軸が周波数差を示している。

【0037】

図2(C)の送信信号60と受信信号62との間には、図2(D)に示すように、位置(深さ)に伴う周波数差 f_b に加え、対象組織の移動に伴うドプラシフト f_d が現れる。そして、ドプラシフト f_d による影響は、送信信号60の増加時間帯と減少時間帯で互いに異なっている。つまり、ドプラシフト f_d を考慮した周波数差は、送信信号60の増加時間帯で $(f_b - f_d)$ となり、減少時間帯で $(f_b + f_d)$ となる。

20

【0038】

図2は、対象組織が一つの場合の例を示しており、この場合には、図2(D)に示す増加時間帯の周波数差と減少時間帯の周波数差を加算することによりドプラシフト f_d をキャンセルすることができ、また、増加時間帯の周波数差と減少時間帯の周波数差の差を求めることにより位置に伴う周波数差 f_b をキャンセルすることができる。ところが、生体内から得られる反射波には、複数の組織部分から得られる複数の反射波が含まれている。

【0039】

図3は、複数の組織部分から得られる複数の反射波が周波数差信号に反映される様子を説明するための図である。

30

【0040】

図3(A)は、送信信号60の波形と、複数の反射波に対応した複数の受信信号62の各波形を示している。つまり、図2(A)などと同様に、図3(A)は、横軸を時間軸として縦軸に周波数を示すことにより、送信信号60と受信信号62の瞬時周波数が変化する様子を示している。なお、図3(A)において、複数の受信信号62は、互いに異なる位置(深さ)から得られる信号に対応している。そのため、送信信号60と各受信信号62との間には、組織部分の位置に応じた遅延量が存在する。その遅延量は、各受信信号62ごとに異なっている。

40

【0041】

図3(B)は、図3(A)の送信信号60と各受信信号62との間の周波数差を示している。図3(B)の横軸に示す時間軸は、図3(A)の時間軸に揃えられており、図3(B)の縦軸が周波数差を示している。

【0042】

図3(A)の送信信号60と各受信信号62の間には、図3(B)に示すように、組織部分の位置に応じた周波数差が存在する。周波数差は、各受信信号62ごとに異なっている。そのため、図3(B)に示す波形内には複数の周波数差が現れており、図2(B)に示す周波数差が一つだけ現れる場合に比べて、波形が複雑であることがわかる。

【0043】

50

図3では、ドブラシフトの影響を無視しているが、ドブラシフトを伴う場合には、図3 (B) に示す各波形にドブラシフトが反映され、さらに複雑な波形となる。本実施形態では、こうした複雑な波形内から、複数の組織部分の速度情報と位置情報が抽出される。以下にその原理を説明する。

【0044】

図4は、スペクトラム演算部によって求められる周波数スペクトラムを説明するための図である。スペクトラム演算部34は、周波数差信号に対してFFT演算などを施して、周波数差信号の周波数スペクトラムを求める。周波数差信号は、図3 (B) を利用して説明したように、組織部分の位置に応じた周波数差成分を含んでいる。

【0045】

10

図4 (a) は、周波数差信号の周波数スペクトラムを示している。周波数差信号は、組織部分の位置に応じた周波数差成分を含んでいるため、図4 (a) に示す周波数スペクトラムには、周波数軸方向に沿って、複数の周波数差成分のスペクトラムが現れている。深い位置 (遠い位置) に存在する組織部分ほど周波数差が大きくなる。つまり、図4 (a) の横軸の右方向 (周波数が大きくなる方向) に存在するスペクトラムほど、より深い位置の組織部分から得られたスペクトラムに相当する。

【0046】

図4には、縦軸に対して平行な6本の破線上に、固定組織から得られたスペクトラムが示されている。6本の破線は、互いに異なる位置および周波数に対応している。従って、図4 (a) に示された各破線に対応する固定組織のスペクトラムは、互いに異なる位置に存在する6つの固定組織から得られたものに相当する。そして、周波数が高いものほど、深い位置に存在する組織から得られたものとなる。

20

【0047】

図4 (a) には、さらに、移動組織から得られたスペクトラムも示されている。図2, 図3を利用して説明したように、移動組織から得られる周波数差信号は、移動組織の位置に応じた成分と、移動組織の移動に伴うドブラシフト成分とを含んでいる。そして、ドブラシフト成分は、図2 (D) に示したように、周波数が増加する増加時間帯と周波数が減少する減少時間帯とにおいて、周波数差に与える影響が異なっている。つまり、ドブラシフト成分 (fd) が加算される場合と減算される場合がある。

【0048】

30

そのため、図4 (a) において、移動組織から得られるスペクトラムは、その移動組織の位置に対応した周波数 (図2におけるfbに相当する) の前後にドブラシフト成分 (図2におけるfdに相当する) だけずれた周波数位置に現れている。

【0049】

なお、図4 (a) では、各移動組織の位置に固定組織が存在している。つまり、図4 (a) は、6つの固定組織の各々に対応して6つの移動組織が存在する場合を示しており、互いに対応する固定組織と移動組織がほぼ同じ位置に存在する状態に相当する。図4 (a) の周波数スペクトラムは、例えば、互いに異なる深さに存在する6本の血管などから得られる。その場合、固定組織が血管壁などに対応し、移動組織が血管内を流れる血流に対応する。なお、本実施形態の超音波診断装置の計測対象は、血管に限定されない。

40

【0050】

図4 (a) において、各固定組織のスペクトラムの前後に対称的に現れる同一移動組織から得られるスペクトラムは、互いに複素共役の関係にある。つまり、複素共役のうちの一方のスペクトラムは縦軸の正方向側に現れており、複素共役のうちの他方のスペクトラムは縦軸の負方向側に現れている。

【0051】

同一移動組織から得られるスペクトラムが、互いに複素共役の関係にある二つのスペクトラムを含むのは、ドブラシフト成分が増加時間帯と減少時間帯とにおいて、周波数差に与える影響が異なっていることに起因している。

【0052】

50

図4 (b) は、送信信号の周波数が直線的に増加する増加時間帯に対応した周波数スペクトラム（増加時間帯スペクトラム）を示している。図4 (a) との比較から明らかなように、図4 (b) に示す周波数スペクトラムでは、移動組織のスペクトラムが固定組織の上側（周波数の大きい側）にのみ現れている。一方、図4 (c) は、送信信号の周波数が直線的に減少する減少時間帯に対応した周波数スペクトラム（減少時間帯スペクトラム）を示している。図4 (c) に示す周波数スペクトラムでは、移動組織のスペクトラムが固定組織の下側（周波数の小さい側）にのみ現れている。

【0053】

このように、増加時間帯と減少時間帯に分離してスペクトラムを求めることにより、同一移動組織から得られる互いに複素共役の関係にある二つのスペクトラムのうちの一方のみを抽出することができる。

10

【0054】

図4 (a) ～ (c) に示すスペクトラムは、スペクトラム演算部34によって求められる。スペクトラム演算部34は、ゲート設定部32によって設定されるゲート期間に対応したスペクトラムを求める。ゲート設定部32は、送信信号の周波数が増加する増加時間帯に対応したゲート期間と、送信信号の周波数が減少する減少時間帯に対応したゲート期間を、送信側で発生させる対称三角波に同期させて設定する。

【0055】

そして、スペクトラム演算部34は、増加時間帯に対応したゲート期間内の周波数差信号から増加時間帯スペクトラム（図4 (b)）を求め、減少時間帯に対応したゲート期間内の周波数差信号から減少時間帯スペクトラム（図4 (c)）を求める。さらに、スペクトラム演算部34は、ゲート期間が設定されていない周波数差信号から、増加時間帯と減少時間帯とを共に含んだ複合時間帯に対応した複合時間帯スペクトラム（図4 (a)）を求める。このようにして求められた各種スペクトラムは、スペクトラム演算部34の後段の各部に出力される。

20

【0056】

図5は、スペクトラム演算部によって求められた周波数スペクトラムに対する演算を説明するための図である。

【0057】

図5 (d) は、図4 (a) の複合時間帯スペクトラムと、図4 (b) の増加時間帯スペクトラムとの差分を示している。複合時間帯スペクトラムから増加時間帯スペクトラムを減算した結果、図5 (d) では、固定組織の下側（周波数の小さい側）に現れる移動組織のスペクトラムのみが抽出されている。なお、複合時間帯スペクトラムから増加時間帯スペクトラムを減算する処理は、減算部36によって実行される。

30

【0058】

図5 (e) は、図4 (a) の複合時間帯スペクトラムと、図4 (c) の減少時間帯スペクトラムとの差分を示している。複合時間帯スペクトラムから減少時間帯スペクトラムを減算した結果、図5 (e) では、固定組織の上側（周波数の大きい側）に現れる移動組織のスペクトラムのみが抽出されている。なお、複合時間帯スペクトラムから減少時間帯スペクトラムを減算する処理は、減算部38によって実行される。

40

【0059】

図5 (f) は、図5 (d) のスペクトラムと図5 (e) のスペクトラムを加算したスペクトラムを示しており、図5 (f) のスペクトラムは、加算部40で求められる。図4 (a) との比較において、図5 (f) には、固定組織に対応したスペクトラムが除去され、6つの移動組織に対応したスペクトラムのみが残されている。先に説明したように、同一移動組織から得られるスペクトラムは、互いに複素共役の関係にある。そして、互いに複素共役の関係にあるスペクトラム間の周波数軸上における距離（周波数の差）は、各移動組織の移動速度に比例したドブラシフト（図2における f_d の2倍）に相当する。

【0060】

図6は、移動組織のスペクトラムから移動組織の速度と位置を求める処理を説明するた

50

めの図である。図6 (g) は、図5 (f) に示される各移動組織のスペクトラムのピーク周波数（スペクトラムがピークとなる周波数軸上の位置）とスペクトラムの極性を示した波形である。図6 (g) に示す波形は、ピーク検出部42によって求められる。

【0061】

ピーク検出部42は、図5 (f) の各スペクトラムのピークを検出してピークとなる周波数を求める。さらに、ピーク検出部42は、各スペクトラムの極性、つまり図5 (f) の縦軸の正方向側に現れるスペクトラムか負方向側に現れるスペクトラムか、を判断し、スペクトラムの極性に応じて、図6 (g) の各ピーク波形を求める。これにより、各ピーク波形は、対応するスペクトラムのピーク位置と極性を示す波形となる。なお、各ピーク波形の振幅は規格化される。例えば、正方向のピークの振幅を「+1」、負方向のピークの振幅を「-1」とすることによりデジタル信号で表現することができる。

10

【0062】

本実施形態では、図6 (g) のように求められた複数のピーク波形について、隣り合うピーク波形同士を加算することにより、同一移動組織から得られるピーク波形の組を導き出す。隣り合うピーク波形同士を加算すると、各ピーク波形が「+1」または「-1」に規格化されているため、隣り合うピーク波形の組み合わせ方により、大別して2通りの加算結果が得られる。例えば、図6 (g) に示すように、隣り合うピーク波形同士の加算結果が全て「0」になる組み合わせ方と、隣り合うピーク波形同士の加算結果が「0, +2, -2, 0, +2」になる組み合わせ方が存在する。

【0063】

20

同一移動組織から得られるスペクトラムは、互いに複素共役の関係にあるため、同一移動組織に対応した二つのピーク波形は、互いに極性が異なり、それら二つのピーク波形同士の加算結果は「0」となる。そこで、隣接ピーク決定部44は、隣り合うピーク波形同士の加算結果が全て「0」になる組み合わせ方を選び出す。

【0064】

隣接ピーク決定部44は、例えば、隣り合うピーク波形の組の加算結果の絶対値を各組ごとに求め、全ての組の絶対値を合計した場合に、その合計値が「0」となる組み合わせ方を選択する。あるいは、その合計値が他の組み合わせ方に対して小さい方を選択する。例えば、図6 (g) に示す例では、隣り合うピーク波形同士の加算結果が全て「0」になる組み合わせ方の場合に絶対値の合計値が「0」となり、隣り合うピーク波形同士の加算結果が「0, +2, -2, 0, +2」になる組み合わせ方の場合には絶対値の合計値が「6」となる。

30

【0065】

図6 (h) は、同一移動組織から得られるピーク波形の組を導き出した結果を示している。図6 (h) において、周波数軸上に示される波線は、隣り合うピーク波形同士の組み合わせ方を示すものであり、波線で分断されていないピーク波形同士が、同一移動組織から得られるピーク波形の組となる。同一移動組織から得られるピーク波形の組が決定されると、その組を構成する二つのピーク波形の周波数軸上における中間位置が求められる。

【0066】

図6 (i) は、ピーク波形の組ごとに中間位置が求められた結果を示しており、各組の中間位置が周波数軸上の菱形によって示されている。菱形が示す周波数は、各移動組織の位置（深さ）に伴う周波数（図2における周波数差 f_b ）に相当する。したがって、図6 (i) に示す菱形の部分の周波数、つまり二つのピーク波形の中間位置から、各移動組織の位置を求めることができる。なお、移動組織の位置に伴う周波数から移動組織の位置を求める際には、先に説明したとおり、特許文献1に記載された原理が利用される。

40

【0067】

また、二つのピーク波形間の周波数軸上における距離（周波数の差）は、それらピーク波形の組に対応する移動組織の移動速度に比例したドブラシフト（図2における f_d の2倍）に相当する。したがって、二つのピーク波形間の周波数軸上における距離から、それらのピーク波形に対応した移動組織の移動速度を求めることができる。ドブラシフト成分

50

から速度を求める技術については、従来から公知の技術が利用される。なお、本実施形態において、移動組織の位置と速度は、位置速度情報算出部46によって求められる。

【0068】

隣接ピーク合成部48は、隣接するピーク波形に対応したスペクトラム成分を合成する。つまり、図5(f)に示した、同一移動組織から得られる互いに複素共役の関係にあるスペクトラム同士を合成し、その移動組織から得られる反射電力に比例した合成スペクトラムを求める。求められた合成スペクトラムは、移動組織の位置に対応した周波数にシフトされる。隣接ピーク合成部48は、各移動組織ごとに合成スペクトラムを求めて、画像形成部50へ出力する。

【0069】

図7は、画像形成部50によって形成される速度位置画像を説明するための図である。図7に示される各スペクトラム表示は、各移動組織から得られる合成スペクトラムに対応している。つまり、図4(a)に示した6つの移動組織の各々から合成スペクトラムが求められ、求められた各合成スペクトラムに対応する移動組織の位置（周波数軸上の位置）にシフトして表示したものである。合成スペクトラムは、移動組織から得られる反射電力に比例しており、従って、図7に示される各スペクトラム表示は、その位置（周波数軸上の位置）に存在する移動組織の反射電力の大きさを示すことになる。

【0070】

また、図7の各スペクトラム表示上には、各移動組織の速度の大きさとその方向を示す矢印の表示態様が設けられている。つまり、各移動組織の速度の大きさが矢印の長さで表現され、速度の方向が矢印の向きで表現されている。図7に示す速度位置画像は、例えば、モニタに表示され、ユーザはモニタに表示される速度位置画像から、移動組織の位置と速度を視覚的に確認することができる。

【0071】

なお、超音波ビームを2次元平面内で走査させ、走査によって得られる複数の超音波ビームの各々から、図7に示す各スペクトラム表示（合成スペクトラム）を求めることにより、移動組織の位置と速度を2次元断層上で表現することも可能である。例えば、各移動組織の合成スペクトラムが移動組織から得られる反射電力に比例していることから、合成スペクトラムに応じて断層画像上の輝度を設定することにより、Bモード画像に相当する画像を形成することが可能になる。

【0072】

さらに、スペクトラム演算部34において求められる図4(a)のスペクトラムと、加算部40において求められる図5(f)のスペクトラムの差分を減算部52で求めることにより、各固定組織に対応したスペクトラムのみを抽出することができる。そして、位置情報算出部54において、各固定組織に対応したスペクトラムから各固定組織の位置（深さ）を求めて、画像形成部50で形成される速度位置画像に固定組織の位置情報を反映させてもよい。また、断層面に対する速度の極性を色で表示してもよい。例えば、断層面を手前から奥に向う血流を青、奥から手前に向う血流を赤で表示してもよい。

【0073】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、本実施形態は、例えば次のような利点を有している。

【0074】

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。

【0075】

10

20

30

40

50

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の周波数スペクトラム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（S N R）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に保つことができる。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ることができ、さらに、装置の小型化や低消費電力化にも有利である。

【0076】

また、本実施形態では、連続波を利用しているにも関わらず、対象組織の速度を測定することに加えて、対象組織の位置を測定することができる。さらに、測定速度の上限は、変調周波数によって制限されない。そして、超音波ビーム上に散在する複数の移動組織の速度計測において、従来のパルス方式や従来の連続波ドプラでは測定できなかった低速度の測定も可能になる。

10

【0077】

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、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【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】生体内組織の速度情報や位置情報が周波数差信号に反映される様子を説明するための図である。

【図3】複数の組織部分から得られる複数の反射波が周波数差信号に反映される様子を説明するための図である。

20

【図4】スペクトラム演算部によって求められる周波数スペクトラムを説明するための図である。

【図5】スペクトラム演算部によって求められた周波数スペクトラムに対する演算を説明するための図である。

【図6】移動組織のスペクトラムから移動組織の速度と位置を求める処理を説明するための図である。

【図7】画像形成部によって形成される速度位置画像を説明するための図である。

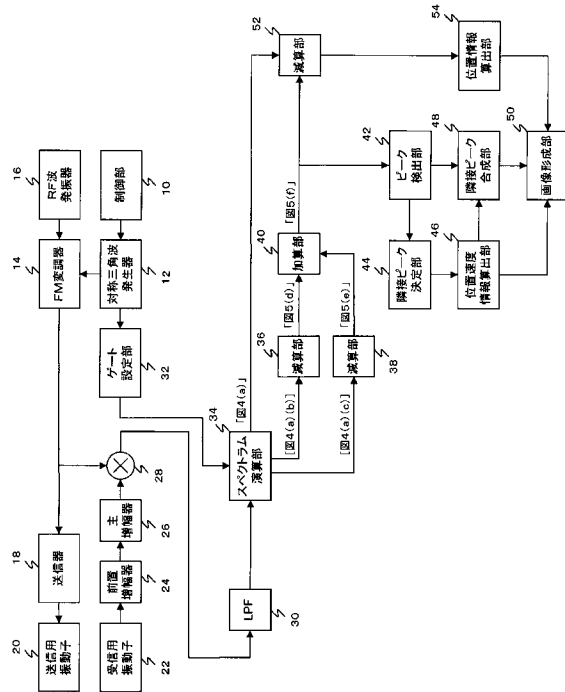
【符号の説明】

【0079】

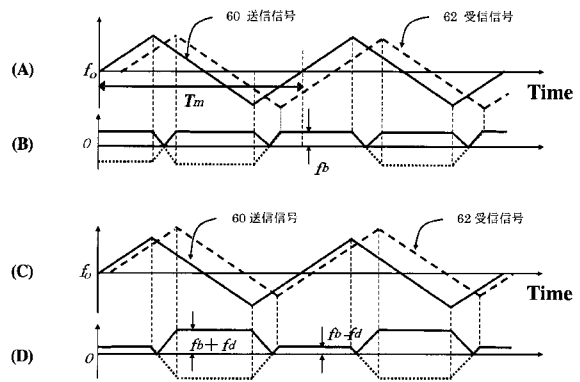
30

12 対称三角波発生器、14 FM変調器、34 スペクトラム演算部、46 位置速度情報算出部、50 画像形成部。

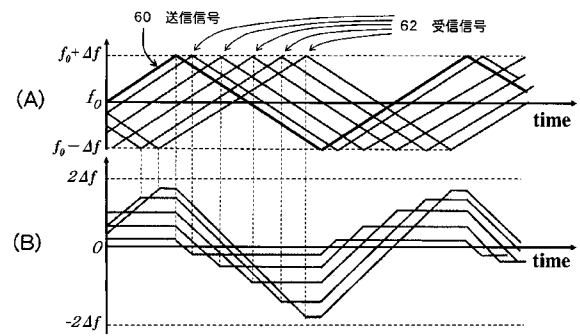
【図 1】



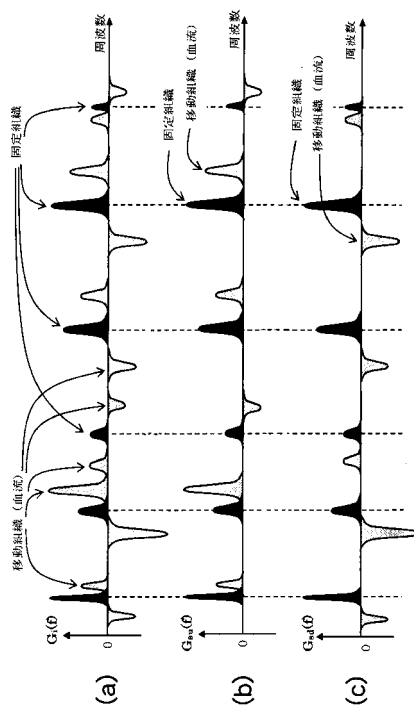
【図 2】



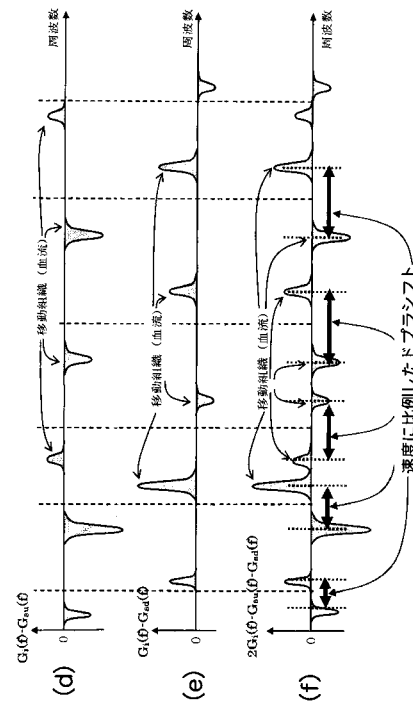
【図 3】



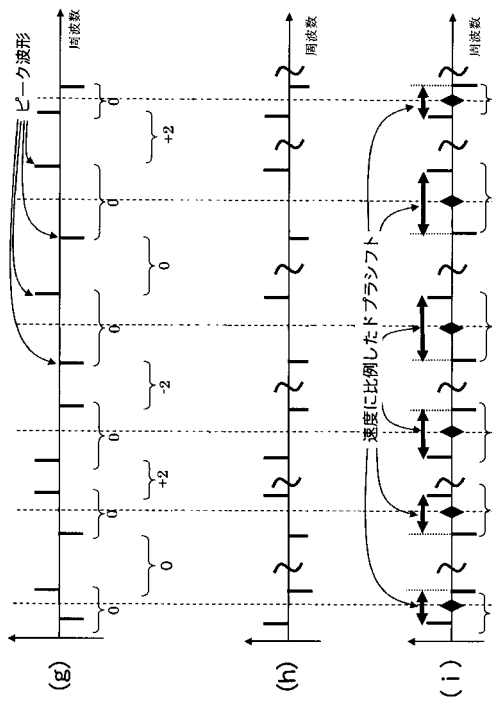
【図 4】



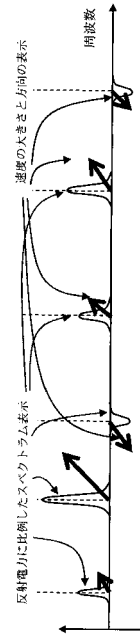
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 3-162837 (JP, A)
特開平 6-214017 (JP, A)
特開2000-180536 (JP, A)
特開2005-253949 (JP, A)
特開2006-142006 (JP, A)
特開2006-288974 (JP, A)
特開2007-330541 (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	JP4787683B2	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	JP2006166394	申请日	2006-06-15
[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	国田正徳		
发明人	国田 正徳		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE02 4C601/EE01 4C601/HH03 4C601/HH06 4C601/HH35 4C601/JB39 4C601/JB49		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2007330540A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供与超声诊断设备有关的改进技术，用于通过使用连续波获取速度信息和位置信息。通过作为对称三角波的调制信号产生包括频率增加的增加时区和频率减小的减小时区的调制传输信号。频谱计算单元34计算复合时间频谱，该复频带频谱是对应于包括增加时区和减少时区的组合时区的频谱，增加时区频谱是对应于增加时区的频谱，并且获得减小的时区频谱，其是对应于时区的频谱。然后，基于组合的时区谱，增加的时区谱和缩短的时区谱，获得生物体中组织的位置和速度。点域1

