

(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2007-222262

(P2007-222262A)

(43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2006-44775 (P2006-44775)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成18年2月22日 (2006.2.22)		松下電器産業株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	100097445
			弁理士 岩橋 文雄
		(74) 代理人	100109667
			弁理士 内藤 浩樹
		(74) 代理人	100109151
			弁理士 永野 大介
		(72) 発明者	西垣 森緒
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB08 DD03 DD14 EE03 EE08
			EE09 HH04 HH24 HH31

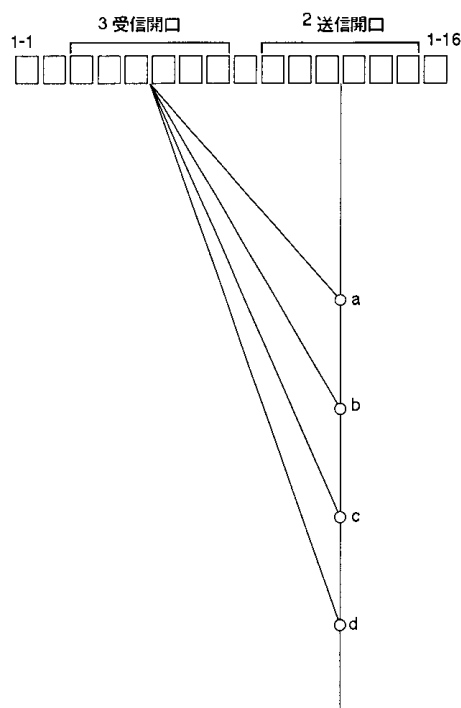
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において以前の送信による深部からの反射による計測の誤差を防ぎ、精度の良い血流情報や弾性率表示を提供する。

【解決手段】血流が早い場合の折り返し現象、および変形が大きい場合の移動量計測における計測量と実際の移動量の誤差は、送受信の繰返し間隔を短くすることで解決する。送信開口と受信開口の位置を変えることで、以前の送信パルスの深部での反射信号の混入を防ぎ、繰返周波数を向上させても良好な信号を得ることができるようにする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受信を行なう振動子を含む探触子と、前記探触子の振動子を用いて被検体内への送受信を行なう送受信部と、前記被検体内の関心部位の移動情報を算出する移動量演算部を有し、前記探触子は送信の開口の中心と受信の開口中心とをそれぞれ別の位置に配置することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に対して超音波の送受信を行なう振動子を含む探触子と、前記探触子の振動子を用いて被検体内への送受信を行なう送受信部と、前記被検体内の関心部位の移動情報を算出する移動量演算部を有し、前記探触子は送信の開口中心と受信の開口中心とをそれぞれ別の位置に配置し、かつ前記受信開口中心は可変することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

探触子は送信ビーム方向および受信ビーム方向を加味した角度補正を行なうことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

探触子は受信開口を複数個有することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体内の関心領域は血流であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 少なくとも 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体内の関心領域は血管壁であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 少なくとも 1 項に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に超音波を送受信し、受信信号を処理して被検体の関心部位の移動情報を表示する機能を含む超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、超音波を被検体内に放射し、受信したエコーから体内の臓器などの形態情報や血液の流れを表示することができるもので、その原理はよく知られている。

30

【0003】

振動子から発生した超音波信号は、被検体内に放射され、音響的に不整合がある場所で反射して振動子に戻ってくる。振動子から送信する超音波信号は多くの場合においてパルス（バースト波）が用いられ、深さ情報は送信パルスからの時間で表される。逆に言うところある深さの情報を得たい場合、その深さまでの伝搬時間の 2 倍（往復）の時間だけ時間をかけねばならない。一般に医療用の超音波診断装置においては、送信パルスの発生繰返し間隔は百数十 μ 秒 ~ 数百 μ 秒となる。

【0004】

超音波診断装置の用途で、血流や組織の移動量もしくは移動量からなんらかの指標を計算し表示するものがある。血流を表示するものにはスペクトラムを表示するドプラ血流計や、カラーフロー血流映像装置があるが、これらの原理は公知であるため、ここでは説明しない。

40

【0005】

組織の移動量を求める用途の 1 つとして、頸部血管の弾性率計測がある。

【0006】

例えば、反射エコー信号の検波出力信号の振幅と位相の両者を用いて、被検体の瞬間的な位置を決定することによって、高精度に組織の追跡を行ない、拍動による大振幅変位運動上の微小振動を捕らえる方法が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

50

【 0 0 0 7 】

また、上記の方法をさらに発展させ、心拍による血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密に追跡し、大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求め、その差から血管壁の局所弾性率を求める方法や、弾性率の空間分布を断層画像に重畳表示する装置が提案されている（例えば、特許文献 2 参照）。

【 0 0 0 8 】

弾性率の空間分布を断層画像に重畳表示する装置の構成例を図 7 に示す。

【 0 0 0 9 】

装置は大きく分けて、本体部 7 0 0 と組織追跡部 7 0 1 から構成される。本体部に関しては、通常の超音波診断装置と同様な構成を持つ。本体部 7 0 0 の制御を本体部制御器 7 0 2 が、組織追跡部 7 0 1 の制御を組織追跡部制御器 7 0 3 が行なう。本体部 7 0 0 内には送信パルス発生タイミングを制御することで送信フォーカスを制御するフォーカス制御器 7 0 4、波数を制御する波数制御器 7 2 0、フォーカス制御器 7 0 4 で決定されたタイミングおよび波数制御器 7 2 0 で決定された波数で送信波形を生成する送信トリガ生成部 7 0 5、送信トリガ生成部 7 0 5 で発生されたトリガ信号をもとに高圧の送信パルスを生成する送信パルス生成部 7 2 1、生成された送信パルスを探触子 7 0 7 内の複数の振動子のいずれから送信するかを選択する開口選択スイッチ 7 0 6 により選択された振動子から送信パルスを探触子 7 0 7 で超音波に変換し、図示されない被検体に照射する。

【 0 0 1 0 】

被検体内で反射した信号は探触子 7 0 7 により再び電気信号に変換し、受信部 7 0 8 により増幅、空間的な信号選択を行なう。受信部 7 0 8 の出力信号は断層画像処理部 7 0 9 により輝度変調され、断層画像メモリ 7 1 0 に一時的に記憶される。

【 0 0 1 1 】

受信部 7 0 8 の出力信号はその一方で組織追跡部 7 0 1 内の直交検波部 7 1 1 に取り込まれ、参照信号発生器 7 1 2 で発生された参照信号を用いて検波される。直交検波部 7 1 1 の出力は組織追跡部 7 1 3 により場所を同定され、組織特性演算処理部 7 1 4 において弾性率を計算され、弾性率画像に変換され、弾性率画像メモリ 7 1 5 に一時的に記憶される。

【 0 0 1 2 】

組織追跡部 7 1 3 および組織特性演算処理部 7 1 4 の処理には心電測定部 7 1 6 により図示されない被検体から取り込まれた心電波形が用いられる。心電波形は画像表示のため波形メモリ 7 1 7 にも記憶される。組織特性演算処理部 7 1 4 での弾性率の計算においては、絶対値計算を行なうために絶対値血圧の数値が必要であり、血圧測定部 7 1 8 のデータが取り込まれる。

【 0 0 1 3 】

以上のようにして用意された断層画像データ、弾性率画像データ、心電波形データは画像合成部 7 1 9 により合成され、モニタ 7 3 0 に表示される。

【 0 0 1 4 】

血流や組織の移動量を求める際には同じ方向に繰り返し送受信を行なう必要がある。血流計測においては、血流速度が早い場合、送受信の繰り返し周波数が低いと、いわゆる「折り返し」が起こり、正しい流速を計算することができなくなる。また、組織の移動量を求める際、組織からの反射エコーは超音波ビームの範囲にあり、ある深さ付近に存在する複数の反射体からのエコーの集積であるため、組織の変形が大きい場合に位相の変化量から求めた移動量と実際の移動量と間に誤差を生ずることがある。これらの場合については、送受信の繰り返し周波数を高くして、より短い時間間隔で変化情報を得た。

【 0 0 1 5 】

しかしながら、短い間隔で超音波パルスを繰り返し送信すると、以前の送信した超音波パルスの深い部位での反射と新しく送信した超音波パルスの反射が混在してしまい、正しい計測が行なわれないという問題が生ずる。体内では高い周波数ほど減衰が激しいため、送信パルスの周波数を高くすれば、送信間隔を短くしても以前に発生した送信パルスに対

10

20

30

40

50

する反射が消失した。

【0016】

この頸部血管の弾性率計測においても、血管壁は多くの反射体（散乱体）からのエコーを用いるものである。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【特許文献2】特開2000-229078号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

しかしながら、前記従来構成では周波数が高くなれば波長が短くなるため、単位移動量あたりの位相変化量が大きくなるという課題を有していた。 10

【0018】

本発明は前記従来課題を解決するためのもので、送信ビームと受信ビームの方向を変えることにより、以前の送信パルスに対するエコーを受けないようにすることで、高い周波数を使うことなく、以前の送信パルスに対する反射信号の影響を防ぎ、正確な血流情報や、正確な弾性率情報を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明の超音波診断装置によれば、探触子は送信開口と受信開口を別々に設け、受信ビームを送信ビームに沿って移動させることで、以前の送信パルスに対するエコー信号の混入を防ぐものである。 20

【0020】

さらに、本発明の超音波診断装置によれば、送信開口と受信開口を別々に設け、受信ビームを送信ビームに沿って移動させるとともに、受信開口を徐々に送信開口に近づけることで、以前の送信パルスに対するエコー信号の混入を防ぎ、かつ、深部における感度を増強させるものである。

【0021】

さらに本発明の超音波診断装置によれば、送信および受信ビームの角度の補正を行なうことで、以前の送信パルスに対するエコー信号の混入を防ぎつつ、角度変化による誤差をなくすものである。 30

【0022】

さらに本発明の超音波診断装置によれば、複数の受信開口を設けることで、より正確な角度補正ができるようにしたものである。

【発明の効果】

【0023】

本発明の超音波診断装置によれば、短い時間繰り返して送受信を行なうことができ、弾性率を精度良く計測することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の実施について、図1を用いて説明する。 40

【0025】

（実施の形態1）

図1に本実施の形態の超音波診断装置の送受信に関する説明図を示す。超音波診断装置全体の構成は例えば組織の弾性率計測用途では従来例の図7と同様であり、開口制御およびビーム形成に関する制御が従来と異なり後述のようになる。

【0026】

図1において配列振動子1-1～1-16が並んでおり、送信には振動子1-10～1-15までを用いた送信開口2を、受信には振動子1-3～1-8の受信開口3を用いる。

【0027】

送信開口 2 より送信パルスが発生する。この例では振動子方向に垂直に送信パルスを送出している。送信パルスは点 a、b、c、d を通過し、一部が反射しながら深い部位へ伝搬していく。

【0028】

受信開口 3 による受信ビームは振動子方向に対し時間により可変する偏向角度で偏向させ、点 a、b、c、d で反射したエコー信号を受信する。

【0029】

このように送信ビームと受信ビームの角度をずらすことで、以前に送信した送信パルスがより深いところで反射したエコー信号を重畳させることなく、高い繰返し周波数で送受信を行なうことができる。

【0030】

なお本実施の形態においては、送信ビームが振動子配列に対し直交した状態であるが、直交していなくとも同様に実施が可能である。

【0031】

(実施の形態 2)

図 2 に本実施の形態の超音波診断装置の送受信に関する説明図を示す。超音波診断装置全体の構成は例えば組織の弾性率計測用途では従来例の図 7 と同様であり、開口制御およびビーム形成に関する制御が従来と異なり後述のようになる。

【0032】

図 2 において配列振動子 1 - 1 ~ 1 - 16 が並んでおり、送信には振動子 1 - 10 ~ 1 - 15 までを用いた送信開口 2 を用いる。受信開口 3 の位置はエコー反射深度により変化する。点 a での反射は開口 3 a で、点 b での反射は開口 3 b、点 c には開口 3 c、点 d には開口 3 d を用い、これらの点の間では、開口位置が徐々に移動している。

【0033】

本実施の形態は、実施の形態 1 と同様に以前に送信した送信パルスがより深いところで反射した信号を受信しないようにする点は同じであるが、得たい信号の反射深度が深い場合には受信ビーム方向が送信ビーム方向に近い角度になるようにしてある。これは、深い反射深度から戻ってくる信号の場合、以前に送信したパルスの反射信号はさらに深い点で反射しているため減衰が大きく（もしくは消失しており）、信号の混在のおそれがないためである。また、送信ビームと受信ビームの角度が大きいと、受信されるエコー強度が小さくなり S/N 比が劣化するため、深い反射深度の信号を得るには S/N 比の劣化を防ぐために送信ビームと受信ビームの角度差を小さくすることが望ましいこともある。

【0034】

なお本実施の形態においては、送信ビームが振動子配列に対し直交した状態であるが、直交していなくとも同様に実施が可能である。

【0035】

(実施の形態 3)

図 3 に本発明の第 3 の実施の形態における組織の弾性率を求めることの可能な超音波診断装置のブロック図を示す。図 3 は第 1 の実施の形態（従来例の図 7）と比較して、組織追跡部 113 の後に角度補正部 150 が付加されている点が異なる。

【0036】

本実施の形態の動作について図 4 を用いて説明する。実施の形態 1、2 においては送信ビームに対して受信ビームのなす角度が深さによって一定でなく、例えば点 a、b、c、d における送信ビームと受信ビームの角度はそれぞれ $\theta_a \sim \theta_d$ となる。このため、組織が同一の速度で移動していても、深さによって計算される値が異なる。

【0037】

本実施の形態では、受信ビームの角度依存性を角度補正部 150 において補正し、どの深さにおいても同じ移動速度に対し、同じ出力を得るようにする。

【0038】

一般に頸動脈は頸部の皮膚に対して並行であり、拍動による動きは深さ方向（振動子方

10

20

30

40

50

向に垂直)であるため、例えば点 a において計算による拍動による速度が v であるとする
と、真の速度 v_r は、(数 1)のようになる。

【0039】

【数 1】

$$V_r = \frac{V}{2} \left(1 + \frac{1}{\cos \theta_a} \right)$$

【0040】

なお本実施の形態においては、送信ビームが振動子配列に対し直交した状態であるが、
直交していなくとも同様に実施が可能である。

10

【0041】

また、この例においては弾性率を求めることの可能な超音波診断装置について述べたが、
血流情報を求めることの可能な超音波診断装置に関しても同様に実現できる。

【0042】

(実施の形態 4)

図 5 に本発明の第 4 の実施の形態における弾性率を求めることの可能な超音波診断装置
のブロック図を示す。図 5 は第 3 の実施の形態(図 3)と比較して、受信部 108、直交
検波部 111、組織追跡部 113 が 2 系統用意されている点が異なる。

【0043】

本実施の形態の動作について図 6 (a)を用いて説明する。本実施の形態においては、
受信開口を 2 つ用いる。受信開口 4、5 を用いて並列に受信し、それぞれの信号を用いて
検波、移動量を求め、角度補正をかけて 1 つのデータにまとめる。この方法の場合、血管
壁の移動方向が必ずしも送信ビームに直交していなくとも求めることが可能である。

20

【0044】

例えば点 a において、受信ビームの角度がそれぞれ送信ビームに対し θ_α で、血管壁の
移動方向 v_r が送信ビームに対し θ_β であり、それぞれの受信ビームにおける計算移動速
度が v_α 、 v_β であるとする(図 6 (b))、(数 2)、(数 3)を連立して解くこと
で v および β が求まる。

【0045】

【数 2】

30

$$V_a = \frac{V}{2} (\cos(\theta_\alpha - \theta_\beta) + \cos \theta_\beta)$$

【0046】

【数 3】

$$V_b = \frac{V}{2} (\cos(\theta_\alpha + \theta_\beta) + \cos \theta_\beta)$$

【0047】

なお本実施の形態においては、送信ビームが振動子配列に対し直交した状態であるが、
直交していなくとも同様に実施が可能である。

40

【0048】

また、本実施の形態においては、2 つの受信ビームが対象な形になっているが、かなら
ずしも対象になっていなくとも実施が可能である。

【0049】

さらに、この例においては弾性率を求めることの可能な超音波診断装置について述べた
が、血流情報を求めることの可能な超音波診断装置に関しても同様に実現できる。

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は上記実施の形態より明らかなように、送信と受信の開口中心を別に設定するこ

50

とで、以前に送信したパルスの深い部位からのエコー信号の影響を排除でき、精度の高い血流情報ないし組織変位量を得る超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の送受信の説明図

【図2】本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の送受信の説明図

【図3】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図4】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の動作の説明図

【図5】本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図6】本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の動作の説明図

10

【図7】本発明の従来例における超音波診断装置のブロック図

【符号の説明】

【0052】

1 - 1 ~ 1 - 2 4 振動子

2 送信開口

3 ~ 5 受信開口

100, 700 本体部

101, 701 組織追跡部

102, 702 本体制御器

103, 703 組織追跡部制御器

20

104, 704 フォーカス制御器

105, 705 送信トリガ発生部

107, 707 探触子

108, 708 受信部

109, 709 断層画像処理部

110, 710 断層画像メモリ

111, 711 直交検波部

112, 712 参照信号発生器

113, 713 組織追跡部

114, 714 組織特性演算処置部

30

115, 715 弾性率メモリ

116, 716 心電測定部

117, 717 波形メモリ

118, 718 血圧測定部

119, 719 画像合成部

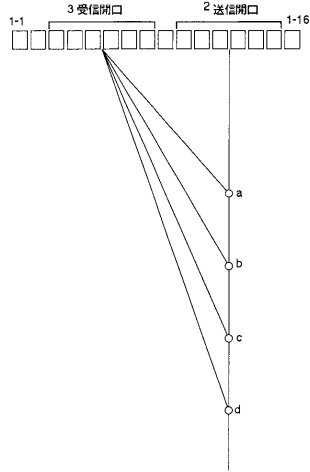
120, 720 波数制御器

121, 721 送信パルス発生部

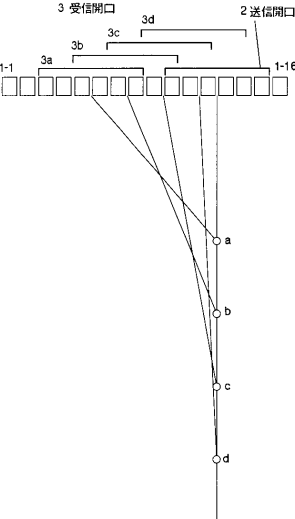
130, 730 モニタ

150, 715 角度補正部

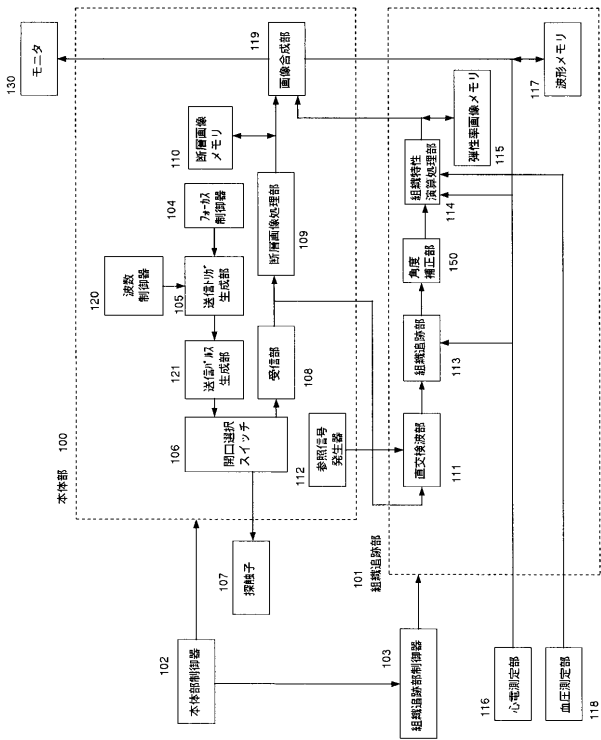
【図 1】



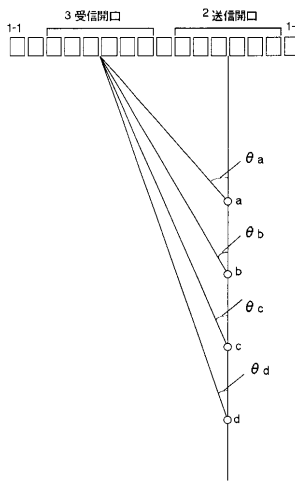
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007222262A	公开(公告)日	2007-09-06
申请号	JP2006044775	申请日	2006-02-22
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/EE03 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH24 4C601/HH31		
代理人(译)	内藤裕树 长野大辅		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过防止超声波检查中先前传输的深度部分反射引起的测量误差，提供高精度的血流信息和弹性模量显示。ŽSOLUTION：通过缩短发送/接收的重复间隔来解决当血流速率高时折返现象中的测量量和实际移动距离之间的误差以及当变形大时的移动距离测量。通过将发送开口和接收开口定位在不同位置，即使增加重复频率，也可以防止在先前发送脉冲的深度部分中的反射信号的混合，以提供有利的信号。Ž

