

(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2015-188514  
(P2015-188514A)

(43) 公開日 平成27年11月2日(2015.11.2)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F1  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 OL (全9頁)

(21) 出願番号 特願2014-66244(P2014-66244)  
(22) 出願日 平成26年3月27日(2014.3.27)

(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK1国際特許事務所  
(72) 発明者 園山 輝幸  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立  
アロカメディカル株式会社内  
(72) 発明者 井上 敬章  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立  
アロカメディカル株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DD19 DD20 EE09 FF08 HH12  
HH16

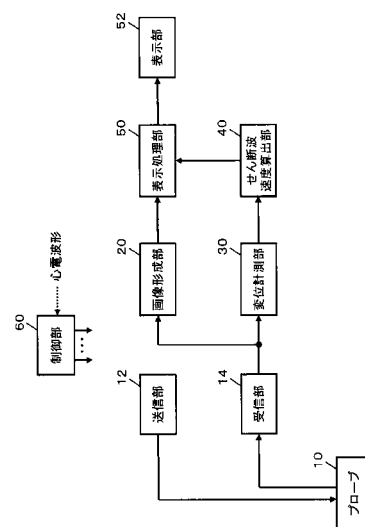
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置においてせん断波を利用した診断の精度を向上させる。

【解決手段】制御部60は、被検体から得られる心電波形に基づいて、心拍の影響が大きいと判断した期間を避けつつ計測期間を設定する。変位計測部30は、計測期間内に被検体から得られる受信信号に基づいて、その被検体内におけるせん断波に伴う組織の変位を計測する。せん断波速度算出部40は、計測された変位に基づいて、診断情報として、被検体内におけるせん断波の伝搬速度を算出する。これにより、心拍による影響の低い、望ましくは心拍による影響の全く無い、安定した診断情報を得ることが可能になる。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波のプッシュ波を送波して被検体内にせん断波を発生させ、超音波のトラッキング波を送波して当該被検体から受信信号を得る超音波送受部と、

前記被検体から得られる心電波形に基づいて、心拍の影響が大きいと判断した期間を避けつつ計測期間を設定する制御部と、

計測期間内に前記被検体から得られる受信信号に基づいて、当該被検体内におけるせん断波に伴う組織の変位を計測する変位計測部と、

計測された変位に基づいて前記被検体内における組織の診断情報を得る診断処理部と、  
を有する、

10

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、

前記制御部は、心電波形に含まれる特徴波の発生時刻に基づいて、計測期間の開始時刻と終了時刻を決定する、

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、

前記制御部は、P 波または R 波の発生時刻に基づいて計測期間の開始時刻を決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、計測期間の開始時刻後に発生する最初の P 波または R 波の発生時刻に基づいて当該計測期間の終了時刻を決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記診断処理部は、前記診断情報として、前記被検体内におけるせん断波の速度情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

計測期間の開始時刻からプッシュ波とトラッキング波の送波を開始し、計測期間内においてプッシュ波とトラッキング波の送波を複数回に亘って繰り返すことにより、計測期間内において複数回に亘って前記診断情報を得る、

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、せん断波を利用して組織の診断情報を得る技術に関する。

40

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置において、せん断波を利用して組織の診断情報を得る技術が知られている。特許文献 1 には、超音波のプッシュパルスにより被検体内に生じるせん断波（シエアウェイブ「ShearWave」）の伝播速度を計測し、その伝播速度から組織の弾性に係る診断情報を得る技術が記載されている。

## 【0003】

また、組織の弾性に係る診断情報を得る技術として、例えば、被検体の体表から被検体内の組織を圧迫し、その圧迫により生じる組織のひずみを超音波で計測することにより、

50

組織の弾性に係る診断情報を得るエラストグラフィが知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-100997号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

組織のひずみを計測するエラストグラフィは、肝臓などのように手で圧迫することが難しい部位においては、計測精度を向上することが難しい。そのため、例えば肝臓などから弾性に係る診断情報を得るための計測として、せん断波を利用した計測に期待が寄せられている。ところが、肝臓は心拍による圧迫を受けるため、せん断波を利用した例えば肝臓の計測において、心拍の影響により安定した診断情報を得ることが容易ではない。

10

【0006】

こうした背景技術に鑑み、本願の発明者は、せん断波を利用して組織の診断情報を得る技術について研究開発を重ねてきた。

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波診断装置においてせん断波を利用した診断の精度を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0008】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波のプッシュ波を送波して被検体内にせん断波を発生させ、超音波のトラッキング波を送波して当該被検体から受信信号を得る超音波送受部と、前記被検体から得られる心電波形に基づいて、心拍の影響が大きいと判断した期間を避けつつ計測期間を設定する制御部と、計測期間内に前記被検体から得られる受信信号に基づいて、当該被検体内におけるせん断波に伴う組織の変位を計測する変位計測部と、計測された変位に基づいて前記被検体内における組織の診断情報を得る診断処理部と、を有することを特徴とする。

【0009】

上記装置によれば、心拍の影響が大きいと判断した期間を避けつつ計測期間が設定されて、その計測期間内に得られた受信信号に基づいて組織の変位が計測される。そのため、心拍による影響の低い、望ましくは心拍による影響の全く無い、安定した診断情報を得ることが可能になる。

30

【0010】

望ましい具体例において、前記制御部は、心電波形に含まれる特徴波の発生時刻に基づいて、計測期間の開始時刻と終了時刻を決定する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記制御部は、P波またはR波の発生時刻に基づいて計測期間の開始時刻を決定する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記制御部は、計測期間の開始時刻後に発生する最初のP波またはR波の発生時刻に基づいて当該計測期間の終了時刻を決定することを特徴とする。

40

【0013】

望ましい具体例において、前記診断処理部は、前記診断情報として、前記被検体内におけるせん断波の速度情報を得る、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、計測期間の開始時刻からプッシュ波とトラッキング波の送波を開始し、計測期間内においてプッシュ波とトラッキング波の送波を複数回に亘って繰り返すことにより、計測期間内において複数回に亘って前記診断情報を得る、ことを特徴とする。

50

## 【発明の効果】

## 【0015】

本発明により、超音波診断装置においてせん断波を利用した診断の精度が向上する。例えば、本発明の好適な態様によれば、心拍の影響が大きいと判断した期間を避けつつ計測期間が設定されて、その計測期間内に得られた受信信号に基づいて組織の変位が計測されるため、心拍による影響の低い、望ましくは心拍による影響の全く無い、安定した診断情報を得ることが可能になる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。 10

【図2】せん断波の発生と変位の計測に係る具体例を説明するための図である。

【図3】心電波形に基づいて設定される計測期間の具体例を示す図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0017】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、例えば生体内の組織、例えば肝臓等の診断対象を含む領域に対して超音波を送受する超音波探触子である。プローブ10は、各々が超音波を送受または送波する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送信部12により送信制御されて送信ビームが形成される。

## 【0018】

また、プローブ10が備える複数の振動素子が、肝臓等の診断対象を含む領域内から超音波を受波し、これにより得られた信号が受信部14へ出力され、受信部14が受信ビームを形成して受信ビームに沿って受信信号（エコーデータ）が収集される。 20

## 【0019】

プローブ10は、診断対象となる組織を含む領域内においてせん断波を発生させる超音波（プッシュパルス）を送波する機能と、せん断波に伴う組織の変位を計測する超音波（トラッキングパルス）を送受する機能と、画像形成用の超音波を送受する機能を備えている。

## 【0020】

超音波の送波は、送信部12によって制御される。せん断波を発生させる場合、送信部12は、プッシュパルスの送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、これにより、プッシュパルスの送信ビームが形成される。また、せん断波を計測する場合、送信部12は、トラッキングパルスの送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、これにより、トラッキングパルスの送信ビームが形成される。さらに、超音波画像を形成する場合、送信部12は、画像形成用の送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、これにより、画像形成用の送信ビームが走査される。 30

## 【0021】

また、受信部14は、プローブ10がトラッキングパルスを送受することにより複数の振動素子から得られる受波信号に基づいて、トラッキングパルスの受信ビームを形成し、その受信ビームに対応した受信信号を得る。さらに、受信部14は、プローブ10が画像形成用の超音波を送受することにより複数の振動素子から得られる受波信号に基づいて、画像形成用の受信ビームを形成しその受信ビームに対応した受信信号を生成する。 40

## 【0022】

画像形成用の超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）は、診断対象を含む二次元平面内において走査され、二次元平面内から画像形成用の受信信号が収集される。もちろん、画像形成用の超音波ビームが三次元空間内において立体的に走査され、三次元空間内から画像形成用の受信信号が収集されてもよい。

## 【0023】

画像形成部20は、受信部14において収集された画像形成用の受信信号に基づいて、超音波の画像データを形成する。画像形成部20は、例えば診断対象である肝臓等の組織 50

を含む領域のBモード画像(断層画像)の画像データを形成する。なお、画像形成用の受信信号が三次元的に収集されている場合に、画像形成部20は、三次元超音波画像の画像データを形成してもよい。

#### 【0024】

変位計測部30は、受信部14から得られるトラッキングパルスの受信ビームに対応した受信信号に基づいて、複数時相に亘るせん断波の変位を示す変位データを生成する。また、せん断波速度算出部40は、変位計測部30から得られる変位データに基づいて、せん断波の速度を算出する。変位計測部30とせん断波速度算出部40における処理については後にさらに詳述する。

#### 【0025】

表示処理部50は、画像形成部20から得られる超音波画像の画像データと、せん断波速度算出部40において算出されるせん断波の速度に基づいて、表示画像を形成する。表示処理部50において形成された表示画像は、表示部52に表示される。制御部60は、図1に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。なお、制御部60は、心電計等により生体から得られる心電波形に基づいて、後に詳述する計測期間を設定する。

#### 【0026】

図1に示す各構成(各機能ブロック)のうち、送信部12, 受信部14, 画像形成部20, 変位計測部30, せん断波速度算出部40, 表示処理部50は、それぞれ、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、表示部52の好適な具体例は液晶ディスプレイ等である。そして、制御部60は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現することができる。

#### 【0027】

図1の超音波診断装置の概要は以上のとおりである。次に、図1の超音波診断装置によるせん断波の発生と変位の計測について詳述する。なお、図1に示した各構成(各機能ブロック)については、以下の説明において図1の符号を利用する。

#### 【0028】

図2は、せん断波の発生と変位の計測に係る具体例を説明するための図である。図2(A)には、プローブ10を利用して形成されるプッシュパルスの送信ビームPと、トラッキングパルスの超音波ビームT1, T2の具体例が図示されている。

#### 【0029】

図2(A)において、プッシュパルスの送信ビームPは、X方向の位置pを通るように深さY方向に沿って形成される。例えば、図2(A)に示すX軸上の位置pを焦点としてプッシュパルスの送信ビームPが形成される。位置pは、例えば、表示部52に表示される生体内の診断対象に関する超音波画像を確認した医師等のユーザ(検査者)により、所望の位置に設定される。

#### 【0030】

位置pを焦点としてプッシュパルスの送信ビームPが形成されてプッシュパルスが送波されると、生体内において、位置pを起点として比較的強いせん断波が発生する。図2(A)に示す具体例においては、位置pを中心として発生するせん断のX方向における伝搬速度が計測される。

#### 【0031】

図2(A)において、トラッキングパルスに係る2本の超音波ビームT1, T2が形成される。超音波ビーム(送信ビームと受信ビーム)T1は、例えば図2(A)に示すX軸上の位置x1を通るように形成され、超音波ビーム(送信ビームと受信ビーム)T2は、例えば図2(A)に示すX軸上の位置x2を通るように形成される。位置x1と位置x2は、例えば、表示部52に表示される診断対象の超音波画像を確認したユーザにより所望の位置に設定されてもよいし、図1の超音波診断装置が、位置pからX方向に沿って所定の距離だけ離れた個所に位置x1と位置x2を設定してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 2 】

図 2 ( B ) は、プッシュパルスの送信ビーム P とトラッキングパルスの超音波ビーム T 1 , T 2 の生成タイミングの具体例を示している。図 2 ( B ) の横軸は時間軸 t である。

## 【 0 0 3 3 】

図 2 ( B ) において、期間 P は、プッシュパルスの送信ビーム P が形成される期間であり、期間 T 1 , T 2 は、それぞれ、トラッキングパルスの超音波ビーム T 1 , T 2 が形成される期間である。

## 【 0 0 3 4 】

期間 P 内においては、多数波のプッシュパルスが送波される。例えば、期間 P 内において、連続波の超音波が送波される。これにより、例えば位置 p においてせん断波が発生する。

10

## 【 0 0 3 5 】

期間 T 1 , T 2 においては、1 波から数波程度のいわゆるパルス波のトラッキングパルスが送波され、そのパルス波に伴う反射波が受波される。例えば位置 x 1 , x 2 を通る超音波ビーム T 1 , T 2 が形成され、位置 x 1 , x 2 における受信信号が得られる。

## 【 0 0 3 6 】

トラッキングパルスの送受は、複数の期間に亘って繰り返し行われる。つまり、図 2 ( B ) に示すように、期間 T 1 , T 2 が交互に、例えばせん断波に伴う組織の変位が確認されるまで繰り返される。

## 【 0 0 3 7 】

変位計測部 3 0 は、トラッキングパルスの超音波ビーム T 1 の受信データと超音波ビーム T 2 の受信データに基づいて、位置 x 1 , x 2 における変位を計測する。

20

## 【 0 0 3 8 】

せん断波速度算出部 4 0 は、例えば、位置 p において発生したせん断波の影響により、位置 x 1 における組織の変位が最大となる時刻 t 1 と、位置 x 2 における組織の変位が最大となる時刻 t 2 と、位置 x 1 と位置 x 2 の距離 x と、に基づいて、せん断波の X 軸方向の伝搬速度  $V_s = x / (t_2 - t_1)$  を算出する。なお、せん断波の伝搬速度は、他の公知の手法を利用して算出されてもよい。さらに、せん断波の伝搬速度に基づいて、せん断波が計測された組織の弾性値などの弾性情報が算出されてもよいし、組織の情報として、粘弾性パラメータ、減衰、周波数特性などが導出されてもよい。

30

## 【 0 0 3 9 】

図 2 ( B ) に示す計測セット  $V_{sn}$  は、プッシュパルスの送波が開始されてから、せん断波の伝搬速度が算出されるまでの期間である。

## 【 0 0 4 0 】

なお、図 2 の具体例においては、プッシュパルスの送信ビーム P に対して、X 軸の正方向側に、トラッキングパルスの超音波ビーム T 1 , T 2 を形成しているが、プッシュパルスの送信ビーム P に対して、X 軸の負方向側にトラッキングパルスの超音波ビーム T 1 , T 2 を形成して、X 軸の負方向側に伝搬するせん断波を計測するようにしてもよい。もちろん、プッシュパルスの送信ビーム P の位置 p や、トラッキングパルスの超音波ビーム T 1 , T 2 の位置 x 1 , x 2 は、診断対象や診断状況等に応じて適切に設定されることが望ましい。

40

## 【 0 0 4 1 】

図 3 は、心電波形に基づいて設定される計測期間の具体例を説明するための図である。図 3 には、心電計等を利用して生体から得られる心電波形の具体例が図示されている。心電波形内には、複数の特徴波 ( P 波 , R 波 , T 波 ) が含まれている。R 波は、心電波形の中で最も振幅の大きい波形部分であり、通常、心拍の 1 周期ごとに 1 度発生する。また、R 波の直前に P 波が発生し、R 波の直後に T 波が発生する。

## 【 0 0 4 2 】

制御部 6 0 は、心電波形に含まれる特徴波の発生時刻に基づいて、計測期間の開始時刻と終了時刻を決定する。例えば、操作パネル等の操作デバイスを介して、ユーザから計測

50

開始操作を受け付けると、制御部60は、計測開始操作の後に発生するR波を検出して、R波の発生時刻（検出時刻）から指定時間1（Delay1）だけ経過した時刻TSを、計測期間の開始時刻とする。なお、例えばユーザが指定時間1（Delay1）を適宜に調整できるようにしてもよい。

【0043】

そして、制御部60は、計測期間の開始時刻後に発生する最初のP波またはR波の発生時刻に基づいて、その計測期間の終了時刻を決定する。例えば、時刻TS後に発生する最初のP波の時刻TEを計測期間の終了時刻とする。なお、最初のP波が発生した時刻TEから指定時間だけ遡った時点を終了時刻としてもよい。また、例えば、時刻TS後に発生する最初のR波の発生時刻から、指定時間2（Delay2）だけ遡った時点を終了時刻としてもよい。なお、例えばユーザが指定時間2（Delay2）を適宜に調整できるようにしてもよい。

10

【0044】

さらに、制御部60は、P波の発生時刻から待機期間（Delay2+Delay3）だけ経過した時刻TSを、次の計測期間の開始時刻とする。なお、制御部60は、R波の発生時刻から指定時間3（Delay3）だけ経過した時刻TSを次の計測期間の開始時刻としてもよい。もちろん、ユーザが指定時間3（Delay3）を適宜に調整できるようにしてもよい。また、指定時間1と指定時間3が同じ時間であってもよい。

【0045】

こうして、心拍の影響が比較的大きいことが予想されるP波からR波を経てT波までの期間を避けるようにしつつ、計測期間が設定される。

20

【0046】

そして、図1の超音波診断装置は、計測期間の開始時刻からプッシュ波とトラッキング波の送波を開始し、計測期間内においてプッシュ波とトラッキング波の送波を複数回に亘って繰り返すことにより、計測期間内において複数回に亘って、せん断波の伝搬速度Vsを計測する。

【0047】

つまり、図3に示すように、計測期間の開示時刻（TS）から、プッシュ波とトラッキング波の送波を開始し、プッシュ波とトラッキング波の送波による伝搬速度Vsを計測する計測セットVs<sub>n</sub>（図2参照）を、計測期間内において複数回に亘って繰り返す。例えば、図3に示すように、計測期間内において、計測セットVs<sub>1</sub>、Vs<sub>2</sub>、・・・を繰り返し実行し、各計測セットVs<sub>n</sub>ごとに伝搬速度Vsを計測する。計測セットVs<sub>n</sub>は、例えば、計測回数Nだけ繰り返し実行される。計測回数Nは、予め設定された値であってもよいし、ユーザが設定できるようにしてもよい。

30

【0048】

計測セットVs<sub>n</sub>は、例えば、処理パターン1または処理パターン2により、繰り返し実行される。処理パターン1では、最初の計測期間にn回の計測セットVs<sub>n</sub>が実行されて、待機期間の経過後における次の計測期間に、残り回数（N - n）の計測セットVs<sub>n</sub>が実行される。

【0049】

一方、処理パターン2では、最初の計測期間にn回の計測セットVs<sub>n</sub>が実行されるものの、n回目の計測セットVs<sub>n</sub>が待機期間に突入したため、計測セットVs<sub>n</sub>の計測結果が破棄され、待機期間の経過後における次の計測期間に、残り回数（N - n）の計測セットVs<sub>n</sub>が実行される。つまり、処理パターン2では、N回の計測セットVs<sub>n</sub>が実行されるものの、待機期間に突入した計測セットVs<sub>n</sub>の計測結果が破棄される。なお、計測結果が破棄された回数だけ、さらに計測セットVs<sub>n</sub>の回数を増やして、N回分の計測結果を得るようにしてもよい。

40

【0050】

このように、図1の超音波診断装置によれば、心拍の影響が大きいと判断した期間を避けつつ計測期間が設定されて、その計測期間内に得られた受信信号に基づいて組織の変位

50

が計測されるため、心拍による影響の低い、望ましくは心拍による影響の全く無い、安定した診断情報、例えばせん断波の伝搬速度  $V_s$  を得ることが可能になる。

【0051】

なお、せん断波速度算出部40において伝搬速度  $V_s$  が算出されると、表示処理部50は、伝搬速度  $V_s$  を含んだ表示画像を形成し、その表示画像が表示部52に表示される。また、伝搬速度  $V_s$  と共に、又は、伝搬速度  $V_s$  に代えて、伝搬速度  $V_s$  に基づいて組織の硬さに関する診断情報が算出されて表示されてもよい。例えば、硬さに関する診断情報として、伝搬速度  $V_s$  に基づいて、ヤング率  $E = 3 \rho V_s^2$  ( $\rho$  : 密度) が算出されて表示されてもよい。

【0052】

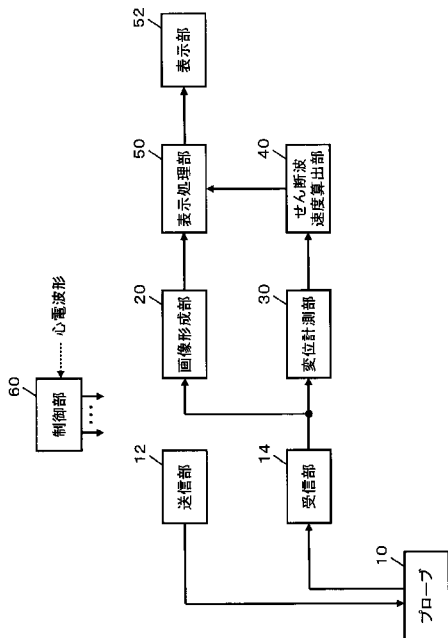
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

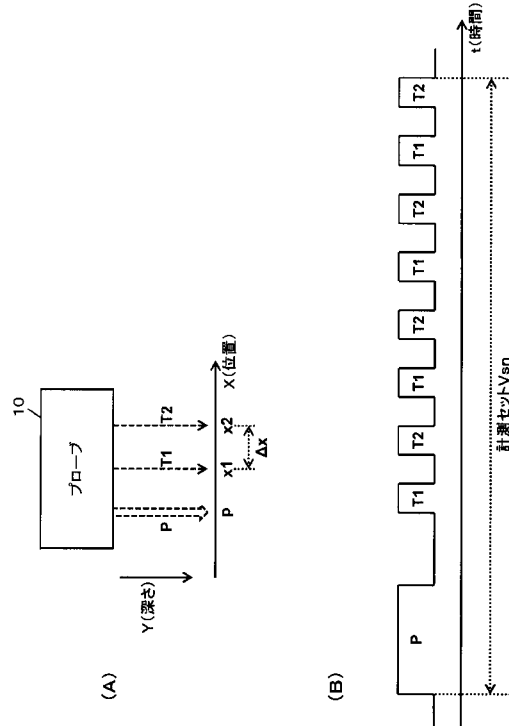
【0053】

10 プローブ、12 送信部、14 受信部、20 画像形成部、30 変位計測部、40 せん断波速度算出部、50 表示処理部、52 表示部、60 制御部。

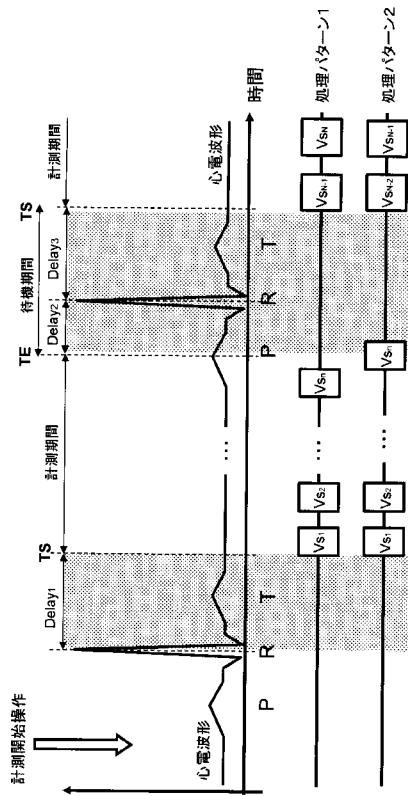
【図1】



【図2】



【 図 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015188514A</a>	公开(公告)日	2015-11-02
申请号	JP2014066244	申请日	2014-03-27
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	園山輝幸 井上敬章		
发明人	園山 輝幸 井上 敬章		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH12 4C601/HH16		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

<p>摘要(译)</p> <p>要解决的问题：在超声诊断设备中使用剪切波提高诊断的准确性。控制单元60基于从被检体获得的心电图波形，在避免确定心跳的影响较大的时段的同时设置测量时段。位移测量单元30基于在测量周期内从对象获得的接收信号来测量由于剪切波引起的组织在对象中的位移。剪切波速度计算器40基于所测量的位移来计算剪切波在对象中的传播速度作为诊断信息。结果，可以获得稳定的诊断信息，该诊断信息受心跳的影响较小，优选不受心跳的影响。[选型图]图1</p>	<p>(21) 出願番号 特願2014-66244 (P2014-66244)</p> <p>(22) 出願日 平成26年3月27日 (2014.3.27)</p>	<p>(71) 出願人 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号</p> <p>(74) 代理人 110001210 特許業務法人YK1国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 園山 輝幸 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内</p> <p>(72) 発明者 井上 敬章 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 DD20 EE09 FF08 HH12 HH16</p>
--	--	---