

(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2015-205033

(P2015-205033A)

(43) 公開日 平成27年11月19日(2015.11.19)

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

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-87369(P2014-87369)
(22) 出願日 平成26年4月21日(2014.4.21)

(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YK I 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 EE10 FF08 JB38 JB40
JB42 JB45

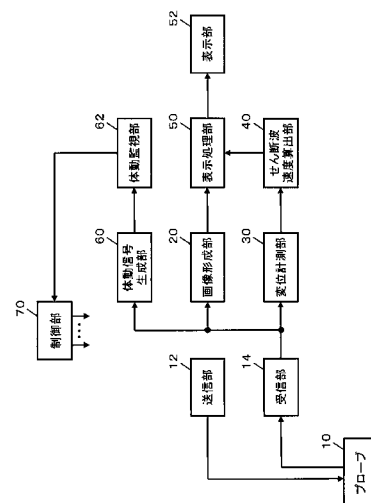
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(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】体動信号生成部60は、受信部14から得られる監視用の受信ビームに対応した受信信号に基づいて、診断対象となる被検体の体動に応じて変化する体動信号を生成する。体動監視部62は、体動信号生成部60から得られる体動信号に基づいて、体動の大きさを判別することにより、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングを決定する。制御部70は、診断の開始タイミングから診断処理を実行する。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】**

超音波のプロープと、
超音波を送波するようにプロープを制御する送信部と、
プロープが受波した超音波の受信信号を得る受信部と、
被検体に関する超音波の受信信号に基づいて、被検体の体動に応じて変化する体動信号を生成する体動信号生成部と、
体動信号に基づいて体動の大きさを判別することにより、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングを決定する体動監視部と、
を有し、
前記開始タイミングから診断処理を開始し、当該診断処理において、被検体内にせん断波を発生させて当該被検体内における組織の診断情報を得る、
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、
監視用の超音波を送波することにより得られる受信信号に基づいて前記体動信号を生成し、当該体動信号に基づいて体動の大きさを判別して前記開始タイミングを決定し、
前記開始タイミングから、プッシュ用の超音波を送波して被検体内にせん断波を発生させ、トラッキング用の超音波を送波することにより得られる受信信号に基づいて、せん断波に伴う当該被検体内における組織の変位を計測して当該組織の診断情報を得る、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記体動監視部は、前記体動信号に基づいて体動の大きさを判別して当該体動信号に含まれる特徴波を検出することにより、当該特徴波の検出タイミングに応じて前記開始タイミングを決定する、
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、
前記体動監視部は、心拍に伴う体動が最大となる時相に対応した前記特徴波を検出し、
当該特徴波の検出タイミングから開始遅延時間が経過した時刻を前記開始タイミングとする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【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、
前記体動監視部は、前記体動信号に基づいて体動の大きさを判別することにより、ユーザによる診断開始操作のタイミングから、体動の小さい状態で開始待機時間が経過した時刻を前記開始タイミングとする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【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。

【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（シェアウェイブ「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。

50

【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、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、例えば心拍や呼吸などの体動があると、せん断波を利用した例えば肝臓の計測において、体動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。

【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】

【0008】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波のプロープと、超音波を送波するようにプロープを制御する送信部と、プロープが受波した超音波の受信信号を得る受信部と、被検体に関する超音波の受信信号に基づいて、被検体の体動に応じて変化する体動信号を生成する体動信号生成部と、体動信号に基づいて体動の大小を判別することにより、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングを決定する体動監視部と、を有し、前記開始タイミングから診断処理を開始し、当該診断処理において、被検体内にせん断波を発生させて当該被検体内における組織の診断情報を得ることを特徴とする。

【0009】

上記装置によれば、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングから診断処理が開始されるため、体動による影響の低い、望ましくは体動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。

【0010】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、監視用の超音波を送波することにより得られる受信信号に基づいて前記体動信号を生成し、当該体動信号に基づいて体動の大小を判別して前記開始タイミングを決定し、前記開始タイミングから、プッシュ用の超音波を送波して被検体内にせん断波を発生させ、トラッキング用の超音波を送波することにより得られる受信信号に基づいて、せん断波に伴う当該被検体内における組織の変位を計測して当該組織の診断情報を得る、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記体動監視部は、前記体動信号に基づいて体動の大小を判別して当該体動信号に含まれる特徴波を検出することにより、当該特徴波の検出タイミングに応じて前記開始タイミングを決定する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記体動監視部は、心拍に伴う体動が最大となる時相に対応した前記特徴波を検出し、当該特徴波の検出タイミングから開始遅延時間が経過した時刻を前記開始タイミングとする、ことを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記体動監視部は、前記体動信号に基づいて体動の大小を判別することにより、ユーザによる診断開始操作のタイミングから、体動の小さい状態で開始待機時間が経過した時刻を前記開始タイミングとする、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

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、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングから診断処理が開始されるため、体動による影響の低い、望ましくは体動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。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 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。

【 図 2 】 体動信号に基づく監視処理の具体例を説明するための図である。

【 図 3 】 受信信号の時相間における振幅の差分を説明するための図である。

【 図 4 】 診断開始タイミングの具体例を説明するための図である。

【 図 5 】 せん断波を利用した診断処理の具体例を説明するための図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

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、被検体内における組織、例えば生体内の肝臓等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。

20

【 0 0 1 7 】

また、プローブ 10 が備える複数の振動素子が、肝臓等の組織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）が得られる。

【 0 0 1 8 】

プローブ 10 は、被検体内の肝臓等の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。

30

【 0 0 1 9 】

さらに、プローブ 10 は、被検体内における体動を監視するための監視用の超音波を送波する機能を備えている。なお、画像形成用の超音波の一部または全てが監視用の超音波として利用されてもよい。

【 0 0 2 0 】

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。

40

【 0 0 2 1 】

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。また、被検体内における体動を監視する場合、送信部 12 は、監視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、監視用の送信ビームが形成される。

【 0 0 2 2 】

50

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。また、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。さらに、受信部 14 は、プローブ 10 が監視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、監視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。

【0023】

画像形成用の超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）は、診断対象となる肝臓等の組織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て、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。

10

【0024】

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。

【0025】

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詳述する。

20

【0026】

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。

【0027】

体動信号生成部 60 は、受信部 14 から得られる監視用の受信ビームに対応した受信信号に基づいて、診断対象となる被検体の体動に応じて変化する体動信号を生成する。また体動監視部 62 は、体動信号生成部 60 から得られる体動信号に基づいて、体動の大きさを判別することにより、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングを決定する。体動信号生成部 60 と体動監視部 62 における処理については後に詳述する。

30

【0028】

制御部 70 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。その制御において、制御部 70 は、体動監視部 62 における体動の監視結果に応じて診断処理を開始する。

【0029】

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，生体信号生成部 60，体動監視部 62 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 70 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）の協働により実現することができる。

40

【0030】

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体動の監視処理と組織の診断処理について詳述する。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。

50

【 0 0 3 1 】

図 2 は、体動信号に基づく監視処理の具体例を説明するための図である。図 2 (A) には、診断対象となる被検体に関する体動信号の好適な具体例が図示されている。また、図 2 (A) の体動信号を説明するうえでの参考情報として、図 2 (B) には、同じ被検体から心電計等を利用して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 (R 波 , S 波 , T 波 , P 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 波の直後に S 波が発生し、その後に T 波と P 波が発生する。なお、図 2 (A) の体動信号と図 2 (B) の心電波形は、同一の時間軸における波形である。

【 0 0 3 2 】

例えば、時刻 t_0 において、操作パネル等の操作デバイスを介して、ユーザから診断開始の操作を受け付けると、制御部 70 が体動の監視処理に係る制御を開始し、診断対象となる肝臓等を含む被検体に対して監視用の超音波が送波されて監視用の受信信号が得られる。

【 0 0 3 3 】

体動信号生成部 60 は、監視用の受信ビームに対応した受信信号に基づいて、例えば、図 2 (A) に示す体動信号を生成する。体動信号生成部 60 は、診断対象となる肝臓等を通る監視用受信ビームの受信信号に基づいて、例えば、受信信号の時相間における振幅の差分に基づいて体動信号を生成する。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、受信信号の時相間における振幅の差分を説明するための図である。図 3 には、時相 t における受信信号の波形 (実線) と、時相 t よりも 1 時相前の時相 $t - 1$ における受信信号の波形 (破線) が図示されている。なお、図 3 における 1 時相とは、例えば、監視用受信ビームのパルス繰り返し周期 (P R T) の 1 周期である。ちなみに、監視用受信ビームが二次元平面内で走査されている場合には 1 フレームが 1 時相となる。

【 0 0 3 5 】

体動信号生成部 60 は、監視用の受信ビームに関する時相 t の受信信号と時相 $t - 1$ の受信信号について時相間における振幅の差分 $d a$ を算出する。差分 $d a$ は、特定の箇所 (特定の深さ) における振幅値から算出されてもよいし、複数箇所 (複数の深さ) における振幅値から、例えば統計的な演算 (平均演算等) により算出されてもよい。また、肝臓等の診断対象を含む二次元平面内で監視用受信ビームが走査されている場合には、平面内 (断面内) で得られる受信信号に基づいて、平面内における統計的な演算により差分 $d a$ が算出されてもよい。

【 0 0 3 6 】

体動信号生成部 60 は、各時相 t ごとに差分 $d a$ (図 3) を算出し、複数時相に亘って変化する指標値を示した体動信号 (図 2) を生成する。各時相 t ごとに得られる差分 $d a$ は、体動が小さいほど小さな値となり、体動が大きいほど大きな値となる。体動信号生成部 60 は、複数時相に亘って得られる差分 $d a$ の波形を上下 (縦軸方向) に反転させて、体動信号 (図 2) を生成する。これにより、体動が小さいほど大きな指標値となり、体動が大きいほど小さな指標値となる体動信号 (図 2) が生成される。

【 0 0 3 7 】

なお、体動信号生成部 60 は、監視用の受信ビームの受信信号、例えば直交検波処理後の複素受信信号に基づいて、数 1 式により各時相 t の相関値を算出し、各時相 t の相関値を指標値として体動信号 (図 2) を形成してもよい。

10

20

30

40

【数 1】

$$R_d(t) = \sum_{t=-T}^T IQ_d(t) \overline{IQ_d(t-1)}$$

R : 相関値

IQ : 複素受信信号

d : 深さ方向のサンプル

T : 相関処理を行う時間方向の範囲

10

【0038】

例えば、肝臓等の組織を通るように、または、肝臓等の組織の近傍を通るように、1本の監視用の超音波ビームが形成され、その1本の超音波ビームから得られる受信信号に基づいて、数1式により各時相 t の相関値が算出される。なお、数1式において、深さ方向のサンプル d は1点（1サンプル）でもよいが、深さ方向のサンプル d を複数点（複数サンプル）とし、数1式により得られる相関値を深さ方向に加算することにより、相関値の感度を向上させてもよい。

【0039】

また、例えば、監視用の超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を肝臓等の組織を含む平面内において走査して監視用フレームを形成し、複数の時相に亘って次々に複数の監視用フレームを形成して、複数の監視用フレームから各時相ごとに相関値が算出されて相関値の波形が生成されてもよい。

20

【0040】

また、体動信号生成部60は、監視用の超音波ビームを介して各時相ごとに得られるドプラ情報（例えばドプラシフト周波数）に基づいて、複数時相に亘って変化するドプラ情報を指標値とした体動信号を生成してもよい。

【0041】

図2に戻り、体動監視部62は、体動信号に基づいて体動の大小を判別することにより体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングを決定する。体動監視部62は、体動信号生成部60において生成された体動信号、例えば図2(A)に示す複数時相に亘る指標値の波形に基づいて、心拍に伴う体動が最大となる時相に対応した特徴波Mを検出し、特徴波Mの検出タイミングから開始遅延時間 T_b だけ経過した時刻 t_s を診断の開始タイミングとする。

30

【0042】

心臓の収縮拡張運動においては、心室が収縮する心室収縮期に最も大きく変動する時相があり、その時相に対応した期間において心拍による体動の影響が最も強くなる。また、心拍による体動の影響が強いと、差分 d_a （図3）が大きくなり、差分 d_a の波形を上下（縦軸方向）に反転させて得られる体動信号（図2）の指標値が小さくなる。

40

【0043】

そこで、体動監視部62は、例えば、体動信号の指標値が閾値以下となる波形部分を探索して特徴波Mを検出する。具体的には、閾値以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば $10\text{ms} \sim 150\text{ms}$ ）続いた場合に、その波形部分が特徴波Mとして検出される。

【0044】

さらに、体動監視部62は、特徴波Mの検出タイミングから開始遅延時間 T_b （例えば 100ms 程度）経過した時刻 t_s を診断の開始タイミングとする。そして、制御部70は、診断の開始タイミングから組織の診断処理に係る制御を開始し、これにより、せん断波を利用した肝臓等の組織の診断処理が実行される。ちなみに、指定された診断時間 T_c だけ組織の診断処理が実行されてから、再び体動の監視処理が実行されてもよい。

50

【 0 0 4 5 】

なお、図 2 に示す具体例において、閾値のレベル（大きさ）、検出期間 T_a の時間長、開始遅延時間 T_b の時間長、診断時間 T_c の時間長は、それぞれ、予め設定された値（デフォルト値）であってもよいし、医師等のユーザにより適宜に調整されてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、図 2（A）には、複数時相に亘って得られる差分 d_a （図 3）の波形を上下（縦軸方向）に反転させて得られる体動信号の具体例を示したが、差分 d_a の波形をそのまま（反転させずに）体動信号として利用してもよい。差分 d_a の波形をそのまま利用する場合には、心拍による体動の影響が強いと、体動信号の指標値（差分 d_a ）が大きくなるため、指標値が閾値以上となる波形部分を探索して特徴波 M を検出すればよい。

10

【 0 0 4 7 】

なお、監視用受信ビームの受信信号に基づいて、例えば図 2（B）に示す心電波形に相当する波形を得た場合には、心電波形の R 波または T 波に対応した時相を検出し、その時相から開始遅延時間 T_b （心電波形用に調整された開始遅延時間 T_b ）経過した時刻 t_s を診断の開始タイミングとしてもよい。

【 0 0 4 8 】

図 4 は、診断開始タイミングの具体例を説明するための図である。図 4 には、体動信号（図 2（A））の波形と閾値についての様々な具体例が図示されている。

【 0 0 4 9 】

具体例 1 に示す体動信号の波形が得られており、閾値 A（又は閾値 B）が設定されている場合、閾値 A（又は閾値 B）以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば $10\text{ms} \sim 150\text{ms}$ ）続くため、その波形部分が特徴波 M として検出され、特徴波 M の検出タイミングから開始遅延時間 T_b （例えば 100ms ）経過した時刻 t_s が診断の開始タイミングとされる。これにより、特徴波 M のタイミングに同期した診断が開始される。

20

【 0 0 5 0 】

これに対し、具体例 1 において、閾値 C が設定されている場合には、閾値 C 以下となる波形部分が検出されない。この場合には、体動信号が閾値 C を継続的に超えており、心拍等の体動による影響が小さいと判断され、ユーザから診断開始の操作を受け付けた時刻 t_0 から、開始待機時間（例えば 1sec ）経過した時刻 t_s が診断の開始タイミングとされる。これにより、特徴波 M に同期しない、非同期の診断が開始される。

30

【 0 0 5 1 】

また、具体例 2 に示す体動信号の波形が得られており、閾値 D が設定されている場合、閾値 D 以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば $10\text{ms} \sim 150\text{ms}$ ）続くため、その波形部分が特徴波 M として検出され、特徴波 M の検出タイミングから開始遅延時間 T_b （例えば 100ms ）経過した時刻 t_s が診断の開始タイミングとされる。これにより、特徴波 M のタイミングに同期した診断が開始される。

【 0 0 5 2 】

これに対し、具体例 2 において、閾値 E（又は閾値 F）が設定されている場合には、閾値 E（又は閾値 F）以下となる波形部分が検出されない。この場合には、体動信号が閾値 E（又は閾値 F）を継続的に超えており、心拍等の体動による影響が小さいと判断され、ユーザから診断開始の操作を受け付けた時刻 t_0 から、開始待機時間（例えば 1sec ）経過した時刻 t_s が診断の開始タイミングとされる。これにより、特徴波 M に同期しない非同期の診断が開始される。

40

【 0 0 5 3 】

また、具体例 3 に示す体動信号の波形が得られており、閾値 G（又は閾値 H）が設定されている場合、閾値 G（又は閾値 H）以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば $10\text{ms} \sim 150\text{ms}$ ）よりも大きく（例えば 150ms よりも長く）続くため、その波形部分は特徴波 M として検出されない。この場合には、相関値が閾値 G（又は閾値 H）よりも継続的に小さいため、体動による影響が大きいと判断されて診断が開始されない。なお、この場合には、体動が大きく診断が開始できない旨を表示部 5 2 に表示するなどしてユーザ

50

に知らせることが望ましい。

【0054】

これに対し、具体例3において、閾値Iが設定されている場合、閾値I以下となる波形部分が検出されない。この場合には、体動信号が閾値Iを継続的に超えており、心拍等の体動による影響が小さいと判断され、ユーザから診断開始の操作を受け付けた時刻 t_0 から開始待機時間（例えば1sec）経過した時刻 t_s が診断の開始タイミングとされる。これにより、特徴波Mに同期しない、非同期の診断が開始される。

【0055】

さらに、具体例4に示すように、体動信号の波形が得られており、閾値Jが設定されている場合、閾値J以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば10ms～150ms）よりも大きく（例えば150msよりも長く）続くため、その波形部分は特徴波Mとして検出されない。この場合には、体動による影響が大きいと判断されて診断が開始されない。なお、体動が大きく診断が開始できない旨を表示部52に表示するなどしてユーザに知らせるようにしてもよい。

【0056】

これに対し、具体例4において、閾値Kが設定されている場合、閾値K以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば10ms～150ms）続くため、その波形部分が特徴波Mとして検出され、特徴波Mの検出タイミングから開始遅延時間 T_b （例えば100ms）経過した時刻 t_s が診断の開始タイミングとされる。これにより、特徴波Mのタイミングに同期した診断が開始される。

【0057】

また、具体例4において、閾値Lが設定されている場合、閾値L以下となる波形部分が検出期間 T_a （例えば10ms～150ms）よりも小さい（短い）ため、その波形部分は特徴波Mとして検出されない。この場合には、心拍以外の影響により体動が大きく変動する可能性があるとして判断されて診断が開始されない。この場合にも、診断が開始できない旨を表示部52に表示するなどしてユーザに知らせることが望ましい。

【0058】

なお、具体例4に示す体動信号の波形は、心拍以外の体動やノイズ等の影響を受けている可能性がある。そこで、例えば、複数の閾値（例えば閾値J, K, L）に基づいた総合的な判定により、診断を行うか否かを決定するようにしてもよい。

【0059】

体動信号に基づいた体動の監視処理により診断の開始タイミングが決定されると、制御部70は診断の開始タイミングから組織の診断処理に係る制御を開始する。これにより、せん断波を利用した肝臓等の組織の診断処理が実行される。

【0060】

図5は、せん断波を利用した診断処理の具体例を説明するための図である。図5(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 T_1 , T_2 の具体例が図示されている。

【0061】

図5(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5(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肝臓等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。

【0062】

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5(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。

【0063】

10

20

30

40

50

図5(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5(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5(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に表示される肝臓等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。

【0064】

図5(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T1, T2の生成タイミングの具体例を示している。図5(B)の横軸は時間軸tである。

10

【0065】

図5(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T1, T2は、それぞれ、トラッキングパルスの超音波ビームT1, T2が形成される期間である。

【0066】

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。

【0067】

期間T1, T2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x1, x2を通る超音波ビームT1, T2が形成され、位置x1, x2における受信信号が得られる。

20

【0068】

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5(B)に示すように、期間T1, T2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。

【0069】

変位計測部30は、トラッキングパルスの超音波ビームT1の受信データと超音波ビームT2の受信データに基づいて、位置x1, x2における変位を計測する。

【0070】

せん断波速度算出部40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x1における組織の変位が最大となる時刻t1と、位置x2における組織の変位が最大となる時刻t2と、位置x1と位置x2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が算出されてもよい。

30

【0071】

図5(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。制御部70は、例えば、診断の開始タイミングから診断処理を実行し、計測セット V_{sn} を1セットだけ実行させてから、体動の監視処理に戻るようにしてもよい。また、制御部70は、例えば、診断の開始タイミングから診断処理を実行し、予め指定された診断時間 T_c (図2参照)の間に、複数の計測セット V_{sn} を実行させてから、体動の監視処理に戻るようにしてもよい。

40

【0072】

なお、図5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T1, T2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T1, T2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T1, T2の位置x1, x2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

50

ましい。

【0073】

このように、図1の超音波診断装置によれば、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングから診断処理が開始されるため、体動による影響の低い、望ましくは体動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Vsを得ることが可能になる。

【0074】

なお、せん断波速度算出部40において伝搬速度Vsが算出されると、表示処理部50は、伝搬速度Vs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Vsと共に、又は、伝搬速度Vsに代えて、伝搬速度Vs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Vsに基づいて、ヤング率 $E = 3 \rho V_s^2$ （ ρ ：密度）が算出されて表示されてもよい。

10

【0075】

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。

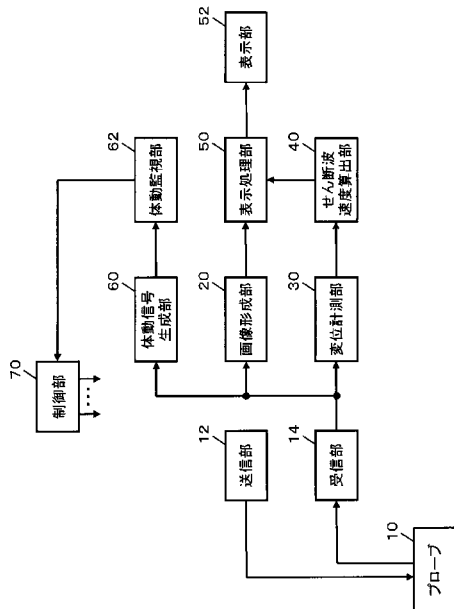
【符号の説明】

【0076】

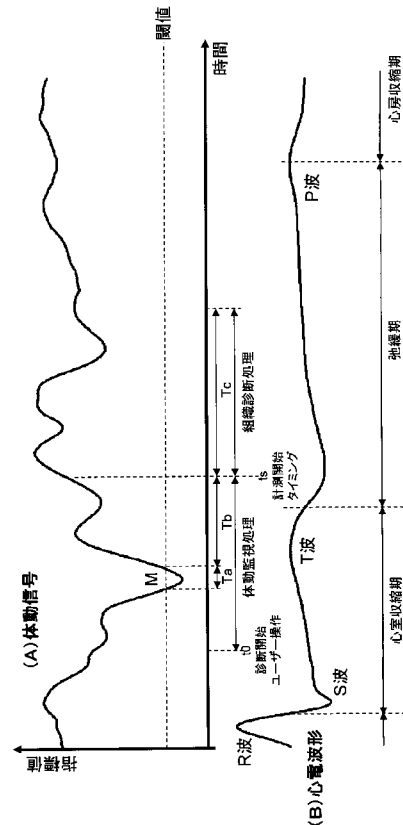
10 プローブ、12 送信部、14 受信部、20 画像形成部、30 変位計測部、40 せん断波速度算出部、50 表示処理部、52 表示部、60 体動信号生成部、62 体動監視部、70 制御部。

20

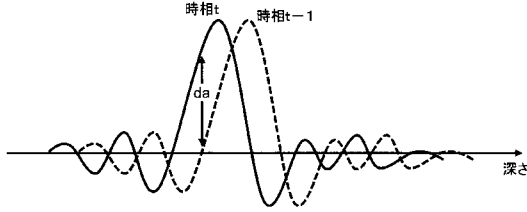
【図1】



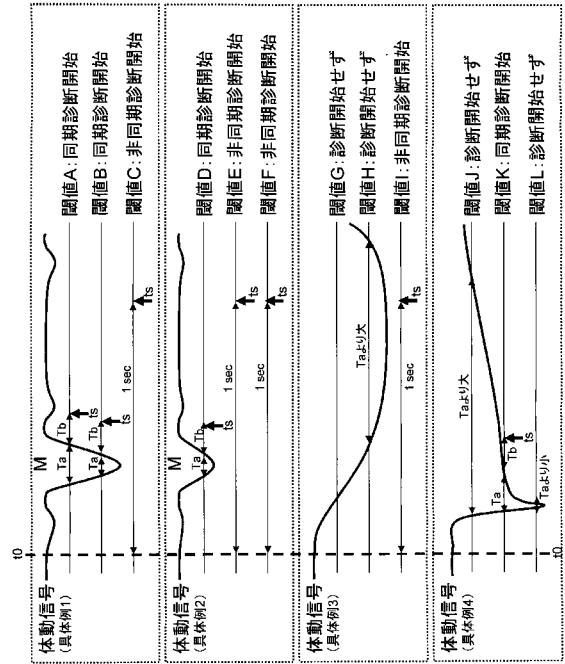
【図2】



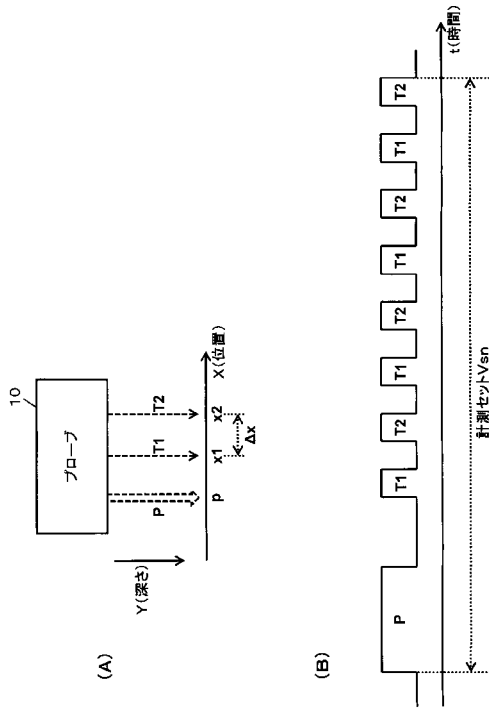
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【手続補正書】

【提出日】平成27年8月19日(2015.8.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波のプロープと、
超音波を送波するようにプロープを制御する送信部と、
プロープが受波した超音波の受信信号を得る受信部と、
被検体に関する超音波の受信信号に基づいて、被検体の体動に応じて変化する体動信号を生成する体動信号生成部と、

体動信号に基づいて体動の大小を判別することにより、体動の小さい診断推奨期間の開始タイミングを決定する体動監視部と、

を有し、

前記開始タイミングから診断処理を開始し、当該診断処理において、被検体内にせん断波を発生させて当該被検体内における組織の診断情報を得る、

ことを特徴とし、

前記体動監視部は、前記体動信号に基づいて体動の大小を判別して当該体動信号に含まれる特徴波を検出することにより、当該特徴波の検出タイミングに応じて前記開始タイミングを決定するにあたり、心拍に伴う体動が最大となる時相に対応した前記特徴波を検出し、当該特徴波の検出タイミングから開始遅延時間が経過した時刻を前記開始タイミングとする、

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、

監視用の超音波を送波することにより得られる受信信号に基づいて前記体動信号を生成し、当該体動信号に基づいて体動の大小を判別して前記開始タイミングを決定し、

前記開始タイミングから、プッシュ用の超音波を送波して被検体内にせん断波を発生させ、トラッキング用の超音波を送波することにより得られる受信信号に基づいて、せん断波に伴う当該被検体内における組織の変位を計測して当該組織の診断情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1または2に記載の超音波診断装置において、

前記体動監視部は、前記体動信号に基づいて体動の大小を判別することにより、ユーザによる診断開始操作のタイミングから、体動の小さい状態で開始待機時間が経過した時刻を前記開始タイミングとする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015205033A	公开(公告)日	2015-11-19
申请号	JP2014087369	申请日	2014-04-21
[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		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5276 G01S7/52022 G01S7/52026 G01S7/52042 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB45		
其他公开文献	JP5851549B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

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。身体运动信号生成单元60基于与从接收单元获得的用于监视的接收束相对应的接收信号，生成根据要诊断的对象的身体运动而改变的身体运动信号。产生。身体运动监视单元62基于从身体运动信号生成单元60获得的身体运动信号来确定身体运动的大小，以确定针对小身体运动的推荐诊断时段的开始时刻。控制单元70从诊断开始时刻开始执行诊断处理。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

(21) 出願番号	特願2014-87369 (P2014-87369)	(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
(22) 出願日	平成26年4月21日 (2014.4.21)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 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 EE10 FF08 JB38 JB40 JB42 JB45