

(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2018-38522

(P2018-38522A)

(43) 公開日 平成30年3月15日(2018.3.15)

(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 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2016-173710 (P2016-173710)
(22) 出願日 平成28年9月6日 (2016.9.6)(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 井上 敬章
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DD19 DD20 DD23 EE10 JB37

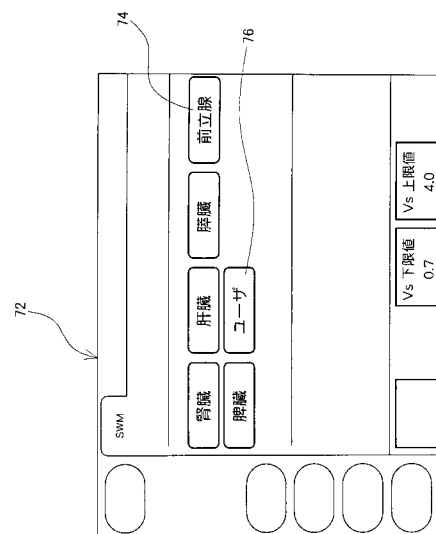
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、超音波を利用して計測されたせん断波の測定値の信頼性を向上させることを目的とする。

【解決手段】ユーザの操作によって臓器選択ボタン74が操作されると、臓器選択画面の下方には、その臓器選択ボタンに対応する臓器について、せん断波の伝搬速度Vsの下限值および上限値が示される。臓器選択画面が表示され臓器選択ボタンが操作されると共に、制御部では診断対象の臓器を特定する情報が取得され、臓器選択画面において表示された下限値および上限値が設定される。下限値および上限値によって伝搬速度Vsの測定値についての閾値範囲が定められ、閾値範囲外となる測定値は、信頼性が低い測定値であるとみなされ棄却される。複数の測定値のうち、棄却されなかったものに基づいて、信頼性を評価するための評価値が求められる。

【選択図】図10



【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、当該被検体に対して超音波のトラッキング波を送波する送波部と、

前記トラッキング波に応じて得られた受信信号に基づいて前記せん断波の伝搬速度を測定するせん断波測定部と、

前記せん断波の伝搬速度についての閾値範囲をユーザの操作に応じて設定する閾値範囲設定部と、

前記プッシュ波と前記トラッキング波の位置関係を調整する位置調整部と、を備え、

前記位置調整部は、

前記閾値範囲に応じて前記位置関係を調整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、

前記位置調整部は、

前記閾値範囲の上限値が大きい程、前記プッシュ波と前記トラッキング波との間の距離を大きくすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

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、当該被検体に対して超音波のトラッキング波を送波する送波部と、

前記トラッキング波に応じて得られた受信信号に基づいて前記せん断波の伝搬特性を測定することにより、前記被検体内の複数深さにおける各深さごとの測定値を含む測定値列を得るせん断波測定部と、

20

前記せん断波の測定値についての閾値範囲をユーザの操作に応じて設定する閾値範囲設定部と、

前記せん断波の測定を複数回行うことにより得られる複数の前記測定値列の中から、前記閾値範囲外の測定値を特定する測定値処理部と、を有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、

前記閾値範囲設定部は、

30

前記被検体についての診断部位を特定する診断部位情報を前記ユーザの操作に応じて取得し、前記診断部位情報に応じて前記閾値範囲を設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 3 に記載の超音波診断装置において、

前記閾値範囲設定部は、

前記閾値範囲の上限値および下限値の少なくとも一方を前記ユーザの操作に応じて取得することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 3 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

40

前記せん断波の測定値に対する棄却条件であって、前記閾値範囲を条件として含む棄却条件を設定する条件設定部を含み、

前記測定値処理部は、

前記複数の測定値列を構成する複数の測定値と、前記棄却条件とに基づいて、前記複数の測定値についての信頼性評価値を求め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、せん断波を測定する技術に関する。

50

【背景技術】

【0002】

被検体内における組織の変位を測定してその被検体内から診断情報を得る超音波診断装置が知られている。例えば、超音波を送波して被検体内にせん断波を発生させ、せん断波の伝搬に伴う組織の変位を超音波で測定し、せん断波の伝搬速度等の計測値に基づいて被検体内における組織の硬さ等の診断情報を得ることができる。

【0003】

例えば、特許文献1には、互いに異なる複数の位置においてせん断波の変位を測定し、各位置において最大変位が得られた時刻に基づいて、せん断波の伝搬速度を算出する発明が開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第8118744号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

せん断波の伝搬特性（伝搬速度等）には、被検体内の部位ごとにばらつきがある。そのため、せん断波発生用の超音波を送波する位置等の測定条件を一定にした場合には、被検体内の部位によっては測定値の信頼性が低下することがある。

20

【0006】

また、超音波を利用して得られる組織内におけるせん断波の伝搬速度等の測定値を単に表示するのみでは、その測定値が信頼できる値なのか否かを判断することが難しい。例えば、被検体内の複数深さにおいて各深さごとにせん断波の伝搬速度が測定された場合に、つまり複数深さに対応した複数の伝搬速度が得られた場合に、それら複数の伝搬速度にばらつきがあると、各深さごとの組織性状を反映した信頼性のあるばらつきであるのか、測定状態の不安定さ等に伴う信頼性の低いばらつきなのか、を判断することが難しい。

【0007】

本発明は、上述した背景事情に鑑みて成されたものであり、その目的は、超音波を利用して計測されたせん断波の測定値の信頼性を向上させることにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、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、当該被検体に対して超音波のトラッキング波を送波する送波部と、前記トラッキング波に応じて得られた受信信号に基づいて前記せん断波の伝搬速度を測定するせん断波測定部と、前記せん断波の伝搬速度についての閾値範囲をユーザの操作に応じて設定する閾値範囲設定部と、前記プッシュ波と前記トラッキング波の位置関係を調整する位置調整部と、を備え、前記位置調整部は、前記閾値範囲に応じて前記位置関係を調整することを特徴とする。

【0009】

本発明によれば、せん断波の伝搬速度の測定値についての閾値範囲がユーザの操作に応じて設定され、プッシュ波とトラッキング波との位置関係が閾値範囲に応じて調整される。閾値範囲は、例えば、せん断波の伝搬速度の測定値につき信頼性が保証される範囲として設定される。せん断波の伝搬速度が取り得る値は、一般的には、診断対象となる組織等に応じて、臨床的にある程度の範囲内に収まる傾向にある。そこで、例えば、多数の臨床結果等に基づいて閾値範囲をユーザが設定し、その閾値範囲外となる伝搬速度の測定値は信頼性が低い結果であるとみなして、その測定値を採用しないこととしてもよい。すなわち、その測定値を棄却してもよい。プッシュ波とトラッキング波を用いてせん断波の伝搬速度を測定する場合、これらの超音波の位置関係によっては、測定値の信頼度が低下することがある。例えば、せん断波の伝搬速度が大き過ぎる場合、プッシュ波が送信された後、トラッキング波による測定が開始されるときには、せん断波が既にトラッキング波が送

40

50

信される位置を通過しており、測定が不可能となってしまう場合がある。本発明によれば、プッシュ波とトラッキング波との位置関係が適切に設定され、せん断波の伝搬速度の測定値の信頼性が保証される。

【0010】

望ましくは、前記位置調整部は、前記閾値範囲の上限値が大きい程、前記プッシュ波と前記トラッキング波との間の距離を大きくする。

【0011】

本発明は、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、当該被検体に対して超音波のトラッキング波を送波する送波部と、前記トラッキング波に応じて得られた受信信号に基づいて前記せん断波の伝搬特性を測定することにより、前記被検体内の複数深さにおける各深さごとの測定値を含む測定値列を得るせん断波測定部と、前記せん断波の測定値についての閾値範囲をユーザの操作に応じて設定する閾値範囲設定部と、前記せん断波の測定を複数回行うことにより得られる複数の前記測定値列の中から、前記閾値範囲外の測定値を特定する測定値処理部と、を有することを特徴とする。

10

【0012】

本発明によれば、せん断波の閾値範囲がユーザの操作に応じて設定され、せん断波の測定を複数回行うことにより得られる複数の測定値列の中から、閾値範囲外の測定値が特定される。閾値範囲は、例えば、せん断波の伝搬速度等の測定値につき信頼性が保証される範囲として設定される。せん断波の伝搬特性の測定値が取り得る値は、一般的には、診断対象となる組織等に応じて、臨床的にある程度の範囲内に収まる傾向にある。そこで、例えば、多数の臨床結果等に基づいて閾値範囲をユーザが設定し、その閾値範囲外となる測定値については信頼性が低い結果であるとみなして、その測定値を採用しないこととしてもよい。

20

【0013】

望ましくは、前記閾値範囲設定部は、前記被検体についての診断部位を特定する診断部位情報を前記ユーザの操作に応じて取得し、前記診断部位情報に応じて前記閾値範囲を設定する。

【0014】

望ましくは、前記閾値範囲設定部は、前記閾値範囲の上限値および下限値の少なくとも一方を前記ユーザの操作に応じて取得する。

30

【0015】

望ましくは、前記せん断波の測定値に対する棄却条件であって、前記閾値範囲を条件として含む棄却条件を設定する条件設定部を含み、前記測定値処理部は、前記複数の測定値列を構成する複数の測定値と、前記棄却条件とに基づいて、前記複数の測定値についての信頼性評価値を求める。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、超音波を利用して計測されたせん断波の測定値の信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0017】

【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】せん断波の発生と変位の測定に係る具体例を説明するための図である。

【図3】時空間マップの具体例を示す図である。

【図4】位相変位を測定する処理を概念的に示す図である。

【図5】位相変位を測定する処理を概念的に示す図である。

【図6】ゆらぎの具体例を示す図である。

【図7】ゆらぎの検出の具体例を説明するための図である。

【図8】測定セットの測定結果の具体例を示す図である。

【図9】棄却条件の具体例を説明するための図である。

50

【図 1 0】臓器選択画像の例を示す図である。

【図 1 1】閾値範囲プリセット画像の例を示す図である。

【図 1 2】伝搬速度 V_s に関するヒストグラムの具体例を示す図である。

【図 1 3】表示画像の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

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 1 0 は、被検体（生体）内の組織、例えば臓器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 1 0 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いる。送信部 1 2 およびプローブ 1 0 は、超音波を送波する送波部としての機能を有し、複数の振動素子が送信部 1 2 により送信制御されて送信ビームが形成される。

10

【0019】

また、プローブ 1 0 および受信部 1 4 は、超音波を受波する受波部としての機能を有する。すなわち、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子が、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 1 4 へ出力され、受信部 1 4 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。なお、プローブ 1 0 は例えばコンベックス型が望ましいもののリニア型等であってもよい。

【0020】

プローブ 1 0 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（プッシュ波）を送波する機能と、せん断波に伴う組織の変位を測定する超音波（トラッキング波）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。

20

【0021】

超音波の送波は、送信部 1 2 によって制御される。せん断波を発生させる場合、送信部 1 2 は、プッシュ波の送信信号をプローブ 1 0 が備える複数の振動素子へ出力し、これにより、プッシュ波の送信ビームが形成される。また、せん断波を測定する場合、送信部 1 2 は、トラッキング波の送信信号をプローブ 1 0 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波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 1 2 は、画像形成用の送信信号をプローブ 1 0 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形成される。

30

【0022】

また、受信部 1 4 は、プローブ 1 0 がトラッキング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、トラッキング波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 1 4 は、プローブ 1 0 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。

【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。

40

【0024】

画像形成部 2 0 は、受信部 1 4 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 2 0 は、例えば診断対象である臓器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 2 0 は、三次元超音波画像の画像データを形成してもよい。

【0025】

変位測定部 3 0 は、受信部 1 4 から得られるトラッキング波の受信ビームに対応した受信信号に基づいて、被検体内のせん断波発生後における組織の変位を測定する。ゆらぎ検

50

出部 40 は、変位測定部 30 から得られる変位の測定結果に基づいて周期的な変位を検出する。せん断波速度算出部 50 は、変位測定部 30 から得られる測定結果に基づいて、被検体内におけるせん断波の伝搬速度を算出する。速度評価部 60 は、せん断波速度算出部 50 において算出された伝搬速度を評価する。その評価において、ゆらぎ検出部 40 から得られる検出結果も参照される。変位測定部 30 とゆらぎ検出部 40 とせん断波速度算出部 50 と速度評価部 60 における処理については後に詳述する。

【0026】

表示処理部 70 は、画像形成部 20 から得られる超音波画像の画像データ、せん断波速度算出部 50 において得られる速度情報、変位測定部 30 から得られる測定結果、速度評価部 60 から得られる評価結果、および制御部 80 から出力される制御に関する情報のうち少なくともいずれかに基づいて表示画像を形成する。表示処理部 70 において形成された表示画像は表示部 72 に表示される。

10

【0027】

制御部 80 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。操作部 82 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等を備えている。そして、制御部 80 による全体的な制御には、ユーザの操作に応じて操作部 82 から発せられた指示も反映される。

【0028】

なお、操作部 82、制御部 80、表示処理部 70 および表示部 72 はタッチパネルを構成してもよい。この場合、操作部 82 は静電容量の変化等によってユーザの指の位置を検出するセンサパネルを備える。このセンサパネルは表示部 72 の画面に重ねられる。制御部 80 は、表示処理部 70 を制御してボタン、アイコン等の操作図形を表示部 72 に表示させ、操作図形に対応する位置にユーザの指が触れたことをセンサパネルによって検出したときは、その操作図形に対応する処理を実行する。

20

【0029】

図 1 に示す構成（符号を付された各機能ブロック）のうち、送信部 12、受信部 14、画像形成部 20、変位測定部 30、ゆらぎ検出部 40、せん断波速度算出部 50、速度評価部 60、表示処理部 70 の各部は、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。なお、上記各部に対応した機能が、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されてもよい。また、表示部 72 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 80 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される。

30

【0030】

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測定等について詳述する。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。

【0031】

図 2 は、せん断波の発生と変位の測定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波の送信ビーム P と、トラッキング波の超音波ビーム T1、T2 の具体例が図示されている。

40

【0032】

図 2 (A) において、プッシュ波の送信ビーム 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波の送信ビーム P が形成される。位置 p は、例えば、表示部 72 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または検査技師等のユーザ（検査者）により、所望の位置に設定される。

【0033】

50

位置 p を焦点として送信ビーム P が形成されてプッシュ波が送波されると、生体内において、位置 p とその近傍においてせん断波が発生する。図 2 (A) は、位置 p において発生するせん断の X 方向における伝搬速度を測定する具体例を示している。

【0034】

図 2 (A) の具体例では、トラッキング波の 2 本の超音波ビーム T_1 , T_2 が形成される。超音波ビーム (送信ビームと受信ビーム) T_1 は、例えば図 2 (A) に示す X 軸上の位置 x_1 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) T_2 は、例えば図 2 (A) に示す X 軸上の位置 x_2 を通るように形成される。後述するように、位置 p と位置 x との間の距離は、せん断波の伝搬特性の測定値につき十分な信頼性が得られるように設定される。また、位置 x_1 と位置 x_2 との間隔 Δx は、例えば、表示部 72 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る。

10

【0035】

図 2 (B) は、プッシュ波の送信ビーム P とトラッキング波の超音波ビーム 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。

【0036】

図 2 (B) において、期間 P は、プッシュ波の送信ビーム P が形成される期間であり、期間 T_1 , T_2 は、それぞれ、トラッキング波の超音波ビーム T_1 , T_2 が形成される期間である。

【0037】

期間 P 内においては、多数波のプッシュ波が送波される。例えば、期間 P 内において連続波の超音波が送波される。そして、例えば期間 P が終了した直後から位置 p においてせん断波が発生する。

20

【0038】

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波が送波され、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 を含む複数の深さにおいて受信信号が得られる。つまり、超音波ビーム T_1 , T_2 の各々について、複数の深さから受信信号が得られる。

【0039】

トラッキング波の送受は、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。

30

【0040】

変位測定部 30 およびせん断波速度測定部 50 は、トラッキング波に応じて得られた受信信号に基づいてせん断波の伝搬特性を測定するせん断波測定部としての機能を有する。伝搬特性には、後述するように、被検体の各深さについて、せん断波の位相変位 (位相の微分値) と時間との関係を求めた時空間マップや、せん断波の伝搬速度等がある。

【0041】

変位測定部 30 は、トラッキング波の超音波ビーム T_1 の受信信号に基づいて、超音波ビーム T_1 に関する時空間マップを形成し、トラッキング波の超音波ビーム T_2 の受信信号に基づいて、超音波ビーム T_2 に関する時空間マップを形成する。

40

【0042】

図 3 は、時空間マップの具体例を示す図である。変位測定部 30 は、トラッキング波の超音波ビーム T_1 の受信信号に基づいて、複数の深さ (深さ方向の複数箇所) において、受信信号の位相変位を算出する。変位測定部 30 は、各深さごとに複数の時刻に亘って受信信号の位相変位を算出する。そして、変位測定部 30 は、横軸を時刻 (時間軸) とし縦軸を深さとして、受信信号の位相変位をマッピングした時空間マップを形成する。

【0043】

図 3 に示す時空間マップの具体例では、時空間マップ内の輝度により受信信号の位相変位が表現されている。例えば、位相変位が正方向で絶対値が大きいほど高輝度 (白) とし

50

て、位相変位が負方向で絶対値が大きいほど低輝度（黒）とする。図 3 の具体例では、時刻 0（ゼロ）から 10 ms（ミリ秒）の期間において、位相変位が高輝度（白）から低輝度（黒）に比較的大きく変化しており、この期間にせん断波が通過している。

【0044】

なお、図 3 の時空間マップは、あくまでも具体例の一つに過ぎず、輝度以外の表示態様により、例えば色により受信信号の位相変位が表現されてもよい。例えば、位相変位が正方向で絶対値が大きいほど赤を基調とした色とし、位相変位がゼロに近いほど緑を基調とした色とし、位相変位が負方向で絶対値が大きいほど青を基調とした色としてもよい。

【0045】

このように、変位測定部 30 は、トラッキング波の超音波ビーム T1 の受信信号に基づいて、超音波ビーム T1 に関する時空間マップを形成する。さらに、変位測定部 30 は、トラッキング波の超音波ビーム T2 の受信信号に基づいて、複数の深さにおいて受信信号の位相変位を算出して、超音波ビーム T2 に関する時空間マップを形成する。

10

【0046】

図 1 に戻り、せん断波速度算出部 50 は、位置 p において発生したせん断波の影響により変化する位置 x1 と位置 x2 における位相変位に基づいてせん断波の X 軸方向の伝搬速度 V_s を算出する。例えば、位置 x1 における位相変位が最大となる時刻 t_1 と、位置 x2 における位相変位が最大となる時刻 t_2 と、位置 x1 と位置 x2 の距離 Δx と、に基づいて、せん断波の X 軸方向の伝搬速度 $V_s = \Delta x / (t_2 - t_1)$ が算出される。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。

20

【0047】

せん断波速度算出部 50 は、例えば、超音波ビーム T1 と超音波ビーム T2 の時空間マップ（図 3）に基づいて、複数深さの各深さごとに伝搬速度 V_s を算出する。さらに、せん断波の伝搬速度 V_s に基づいて、せん断波が測定された組織の弾性値等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、周波数特性等が導出されてもよい。

【0048】

図 2（B）に示す測定シーケンスは、プッシュ波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。この図に示されている例では、測定シーケンスの終了後にプローブ 10 をクーリングするための休止期間が設けられている。また、休止期間の後に、さらに次の測定シーケンスが開始されてもよい。

30

【0049】

本実施形態に係る超音波診断装置では、プッシュ波の送信ビーム P の位置と、トラッキング波の超音波ビーム T1 の位置との間の距離（以下、PT 間距離 D という。）が、せん断波の伝搬速度の閾値範囲に応じて設定される。閾値範囲は、せん断波の伝搬速度の測定値につき信頼性が保証される範囲として予め設定される数値範囲である。すなわち、せん断波の伝搬速度が取り得る値は、一般的には、診断対象となる組織等に応じて臨床的にある程度の範囲内に収まる傾向にある。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置では、例えば多数の臨床結果等に基づいてユーザが閾値範囲を設定し、その閾値範囲外となる伝搬速度の測定値は、信頼性が低い結果であるとみなして、棄却の対象とする。

40

【0050】

せん断波の伝搬速度が大きい組織を診断する場合には伝搬速度の測定値も大きくなり、信頼性が保証される伝搬速度の測定値も大きくなる。したがって、せん断波の伝搬速度が比較的大きい組織を診断する場合には、閾値範囲の下限值および上限値が大きく設定されることで、伝搬速度の測定値が適切に棄却される。同様に、せん断波の伝搬速度が比較的小さい組織を診断する場合には、閾値範囲の下限值および上限値が小さく設定されることで、伝搬速度の測定値が適切に棄却される。

【0051】

PT 間距離 D を設定する処理について図 4 および図 5 を参照して説明する。図 4 には、時間 t_p でプッシュ波が送信され、時間 t_p より後の時間 t_r にトラッキング波 T1 およ

50

び T 2 の各超音波ビームによる位相変位の測定が開始される場合の処理が概念的に示されている。

【 0 0 5 2 】

図 4 (a) に示されているように、時間 t_p から時間 t_r までの間にせん断波 W が伝搬する距離が P T 間距離 D よりも小さい場合、位相変位の測定が開始される時にせん断波 W はトラッキング波の超音波ビーム T 1 の位置 x_1 を通過していない。この場合、せん断波 W は時間 t_r が経過した後に超音波ビーム T 1 の位置 x_1 および超音波ビーム T 2 の位置 x_2 を通過するため、各トラッキング波による位相変位の測定が可能である。図 4 (b) には、超音波ビーム T 1 の受信信号についての位相変位 A 1 および超音波ビーム T 2 の受信信号についての位相変位 A 2 が示されている。横軸は時間を示し、縦軸は位相変位を示す。位相変位 A 1 および位相変位 A 2 は、それぞれ、位置 x_1 および位置 x_2 での位相変位を示す。位置 x_1 における位相変位が最大になる時間 t_1 および位置 x_2 における位相変位が最大になる時間 t_2 は、いずれも時間 t_r 後であるため、上記のようにせん断波の X 軸方向の伝搬速度が求められる。

10

【 0 0 5 3 】

一方、図 5 (a) に示されているように、時間 t_p から時間 t_r までの間にせん断波が伝搬する距離が P T 間距離 D よりも大きい場合、位相変位の測定が開始される時にせん断波 W は超音波ビーム T 1 の位置 x_1 を既に通過してしまっている。この場合、超音波ビーム T 1 によってせん断波 W の位相変位を測定することができないため、せん断波 W の伝搬速度を測定することはできない。図 5 (b) には、超音波ビーム T 1 の受信信号についての位相変位 A 1 および超音波ビーム T 2 の受信信号についての位相変位 A 2 が示されている。この例では、位置 x_1 における位相変位が最大になる時刻 t_1 は、時間 t_r より前であるため、超音波ビーム T 1 によってせん断波の位相変位を測定することができず、せん断波の X 軸方向の伝搬速度を求めることはできない。

20

【 0 0 5 4 】

なお、位相変位の測定が開始される時に、せん断波が超音波ビーム T 1 の位置 x_1 を通過しており、さらには、超音波ビーム T 2 の位置 x_2 を通過してしまっている場合もせん断波の伝搬速度の測定は不可能である。

【 0 0 5 5 】

このように、せん断波の伝搬速度が大きい場合には、プッシュ波を送信してからトラッキング波に基づいて位相変位の測定が開始される前に、せん断波が位置 x_1 を通過してしまい、せん断波の伝搬速度の測定が不可能になるという問題が生じる。

30

【 0 0 5 6 】

また、せん断波の伝搬速度が小さく、トラッキング波に基づいて位相変位の測定が開始された後に、せん断波が位置 x_1 および位置 x_2 を通過する場合であっても、P T 間距離 D が大き過ぎると次のような問題が生じる。すなわち、せん断波が位置 x_1 および位置 x_2 に到達するまでに減衰して位相誤差が大きくなり、あるいは、せん断波の波形が崩れて位相誤差が大きくなり、測定される伝搬速度に含まれる誤差が大きくなるという問題が生じる。

【 0 0 5 7 】

そこで、本発明の実施形態に係る超音波診断装置では、せん断波の伝搬速度の閾値範囲に応じて P T 間距離 D が設定される。後述のように閾値範囲の上限値および下限値は、ユーザの操作によって制御部 8 0 に記憶されてもよい。

40

【 0 0 5 8 】

制御部 8 0、送信部 1 2 および受信部 1 4 は、プッシュ波とトラッキング波との位置関係を調整する位置調整部としての機能を有している。すなわち、制御部 8 0 は、閾値範囲の上限値と P T 間距離 D の目標値とを対応付けた P T 間距離決定テーブルを予め記憶している。P T 間距離決定テーブルには、閾値範囲の上限値が大きい程、P T 間距離 D の目標値として大きい値が対応付けられている。また、P T 間距離 D の目標値は、プッシュ波が送信されてから位相変位の測定が開始されるまでの時間 t_s に、せん断波が伝搬する距離

50

よりも大きい値とされる。すなわち、閾値範囲の上限値を V_m とした場合、 $P-T$ 間距離 D の目標値は $V_m \cdot t_s$ よりも大きい値とされる。制御部 80 は、 $P-T$ 間距離決定テーブルを参照し、閾値範囲の上限値に対応する目標値を求める。制御部 80 は、送信部 12 および受信部 14 を制御して、 $P-T$ 間距離 D を目標値に近づけ、あるいは、 $P-T$ 間距離 D を目標値に一致させる。

【0059】

このような処理によれば、閾値範囲の上限値が大きい程、 $P-T$ 間距離 D が大きくなる。したがって、せん断波の伝搬速度が大きい組織を診断する場合に閾値範囲が適切に設定されていれば、十分大きい $P-T$ 間距離 D が確保され、せん断波の伝搬速度の測定が不可能となる頻度が低くなる。また、せん断波の伝搬速度が小さい組織を診断する場合においても閾値範囲が適切に設定されていれば、 $P-T$ 間距離 D を組織に応じて十分小さくすることができ、伝搬速度の測定値の精度が向上する。

10

【0060】

なお、上記では、制御部 80 が $P-T$ 間距離決定テーブルを予め記憶している例について説明した。制御部 80 は、閾値範囲の上限値を与えることで $P-T$ 間距離 D の目標値が得られる目標値関数を演算してもよい。この場合、制御部 80 は、目標値関数を演算する機能ブロックとして関数演算部を有し、目標値関数を演算して閾値範囲の上限値に対応する目標値を求める。

【0061】

ところで、せん断波の伝搬速度の測定においては、測定領域（関心領域）内における微小血管の動きや血流により、組織の変位が周期的にゆらいでしまい、この周期的なゆらぎがせん断波の伝搬速度の測定に影響を及ぼす場合がある。

20

【0062】

図 6 には、ゆらぎが発生した場合に得られる時空間マップの具体例が図示されている。図 3 に示す時空間マップと比較して、図 6 に示す時空間マップにおいては、深さ 4.5 mm（ミリメートル）付近において、ゆらぎが発生している。つまり、深さ 4.5 mm 付近において、比較的長い期間（0 ~ 30 ms 以上）に亘り、受信信号の位相変位が低輝度（黒）と高輝度（白）を周期的に繰り返しており、位相変位が周期的にゆらいでいる。

【0063】

そのため、深さ 4.5 mm 付近においては、せん断波の通過に伴う位相変位の変化を特定することが困難であり、せん断波の伝搬速度を測定することができない。仮に、ゆらぎが発生している領域（深さ）においてせん断波の伝搬速度が測定できたとしても、測定結果の信頼性が懸念される。

30

【0064】

そこで、ゆらぎ検出部 40 は、変位測定部 30 における変位の測定結果に基づいて、周期的な変位であるゆらぎを検出する。

【0065】

図 7 は、ゆらぎの検出の具体例を説明するための図である。ゆらぎ検出部 40 は、変位測定部 30 から得られる時空間マップに基づいて、各深さにおける位相変位の時間的な変化を周波数解析し、ゆらぎに相当する周波数成分があるかどうかを確認する。

40

【0066】

図 7 には、位相変位の時間的な変化を周波数解析した結果が図示されている。図 7 において、横軸は周波数（Hz：ヘルツ）であり、縦軸はパワースペクトルの強度、つまり各周波数成分の強度（dB：デシベル）である。

【0067】

図 7 には、ゆらぎが発生している深さにおける「位相ゆらぎ」の周波数スペクトル（実線）と、ゆらぎが発生していない深さにおける「せん断波」の周波数スペクトル（破線）が示されている。

【0068】

「位相ゆらぎ」の周波数スペクトルには、特定の周波数、図 7 の具体例では 100 Hz

50

付近に、強度の突出したピーク（極大）が現れる。これに対し、ゆらぎを含んでいない「せん断波」の周波数スペクトルには「位相ゆらぎ」のような突出したピークは現れない。そこで、ゆらぎ検出部 40 は、各深さにおける位相変化の周波数スペクトル内に、強度の突出したピークが存在する場合に、その深さにおける変位が周期的であり、その深さにゆらぎが発生していると判定する。ゆらぎ検出部 40 は、例えば、各深さにおける位相変化の周波数スペクトル内に、閾値を超える強度のピークが存在する場合に、その深さにゆらぎが発生していると判定する。

【0069】

なお、ゆらぎ検出部 40 は、周波数解析とは異なる処理でゆらぎを検出してもよい。例えば、時空間マップ内において、各深さごとに複数時刻に亘って位相変位の絶対値を加算し、各深さごとに得られる加算結果に基づいて、ゆらぎが発生している深さを特定してもよい。図 6 に例示したように、ゆらぎが発生している深さでは、比較的長い期間に亘って受信信号の位相変位が周期的に変動しているため、位相変位の絶対値の加算結果が比較的大くなり、逆に、ゆらぎが発生していない深さでは受信信号の位相変位が 0（ゼロ）となる期間が支配的であるため、位相変位の絶対値の加算結果が比較的小さくなる。そこでゆらぎ検出部 40 は、例えば、各深さごとに複数時刻に亘って位相変位の絶対値を加算して、各深さごとに得られる加算結果が判定閾値を超える場合に、その深さにおいてゆらぎが発生していると判定してもよい。また、時空間マップに対する画像解析処理により、ゆらぎが発生している画像部分（深さ）が判定されてもよい。

【0070】

ゆらぎ検出部 40 は、超音波ビーム T1 の時空間マップと超音波ビーム T2 の時空間マップのそれぞれにおいて、ゆらぎが発生している深さを検出する。そして、超音波ビーム T1 と超音波ビーム T2 の時空間マップの少なくとも一方にゆらぎが発生している深さが速度評価部 60 に伝えられる。

【0071】

次に、図 1 の超音波診断装置によるせん断波計測の具体例を説明する。せん断波の測定においては、図 2 を利用して説明した測定シーケンスにより、せん断波の伝搬速度 V_s が測定される。せん断波速度算出部 50 は、トラッキング波の超音波ビーム T1 と超音波ビーム T2 に関する時空間マップ（図 3 参照）に基づいて、被検体内の各深さごとにせん断波の伝搬速度 V_s を算出する。これにより、複数深さに対応した複数の伝搬速度 V_s からなる測定値列が得られる。さらに、せん断波の測定においては、図 2 を利用して説明した測定シーケンスが複数回実行され、複数回の測定シーケンスからなる測定セットが実行され、複数回の測定シーケンスに対応した複数の測定値列が得られる。

【0072】

図 8 は、測定セットの測定結果の具体例を示す図である。図 8 には、4 回の測定シーケンスにより得られる伝搬速度 V_s の測定値列が図示されている。図 8 に示す具体例では、例えば、1 回目の測定シーケンス（1）により、複数深さ $r_1, r_2, \dots$ に対応した複数の伝搬速度 $V_s(1, 1), V_s(1, 2), \dots$ からなる測定値列が得られ、2 回目の測定シーケンス（2）により、複数深さ $r_1, r_2, \dots$ に対応した複数の伝搬速度 $V_s(2, 1), V_s(2, 2), \dots$ からなる測定値列が得られる。もちろん、5 回以上又は 3 回以下の測定シーケンスからなる測定セットが実行されてもよい。

【0073】

複数回の測定シーケンスからなる測定セットが実行され、せん断波速度算出部 50 により測定セットを構成する複数の測定値（複数の伝搬速度 V_s ）が算出されると、速度評価部 60 は、それら複数の測定値の中から、棄却条件を満たす少なくとも一つの測定値を特定する。棄却条件は、条件設定部としての速度評価部 60 に予め記憶されている。棄却条件としては、例えば、測定値（伝搬速度 V_s ）の大きさに基づく条件や、被検体内における組織状態に基づく条件等が好適である。

【0074】

図 9 は、棄却条件の具体例を説明するための図である。図 9 には、せん断波速度算出部

50において算出された伝搬速度 V_s に係る速度マップが図示されている。図9に示す速度マップは、1回の測定シーケンスにより得られる伝搬速度 V_s に対応しており、縦軸は深さであり横軸が伝搬速度 V_s である。そして、図9には、棄却条件の具体例として、条件1から条件3が図示されている。

【0075】

条件1では、符号がマイナス（逆方向）である伝搬速度 V_s が棄却の対象とされる。例えば、図2を利用して説明したせん断波の測定では、プッシュ波の送信ビームPが送波された位置pとその近傍において比較的強いせん断波が発生し、そのせん断波がトラッキング波の2本の超音波ビームT1、T2の方向に伝搬する。したがって、図2の具体例において、位置pから位置x1に向かう方向を正（プラス）方向とすると、せん断波の伝搬速度 V_s が正常であれば正（プラス）の値となる。ところが、せん断波の乱れ等によりせん断波を正常に検出できない場合等に、負（マイナス）方向の伝搬速度 V_s が算出されてしまう可能性がある。そこで、符号がマイナス（逆方向）である伝搬速度 V_s は、信頼性の低い結果であるとして、棄却の対象とされる。

【0076】

また、図9に示す具体例において、条件2では、閾値範囲外である伝搬速度 V_s が棄却の対象とされる。本実施形態に係る超音波診断装置では、例えば多数の臨床結果等に基づいてユーザが閾値範囲を設定し、その閾値範囲外となる伝搬速度 V_s の測定値は、信頼性が低い結果であるとして、棄却の対象とする。

【0077】

条件2の設定に際して、本発明の実施形態に係る超音波診断装置では、先に診断対象の臓器がユーザの操作によって特定される。そして、診断対象の臓器に応じて、せん断波の伝搬速度の測定値について下限値および上限値が予め定められており、この下限値および上限値によって閾値範囲が設定される。

【0078】

また、診断対象の臓器に関わらず、せん断波の伝搬速度の測定値について下限値および上限値がユーザの操作によって入力され、この下限値および上限値によって閾値範囲が設定されてもよい。例えば、診断対象となる組織の種類、被検者の年齢、性別等に応じて、医師や検査技師等のユーザが閾値範囲の上限値および下限値を設定してもよい。

【0079】

閾値範囲を設定する処理について具体的に説明する。操作部82、制御部80、表示処理部70および表示部72は、閾値範囲をユーザの操作に応じて設定する閾値範囲設定部としての機能を有する。ユーザの操作に基づき、診断対象の臓器を設定すべき旨の指示が操作部82から発せられると、制御部80は、臓器選択画像を表示する処理を表示処理部70に実行させる。臓器選択画像は、診断対象の臓器をユーザに選択させるための図形を表す画像である。表示処理部70は、制御部80の制御に基づいて、臓器選択画像を表示部72に表示させる。

【0080】

図10には、臓器選択画像の例が示されている。この画像が表示部72に表示されると共に、操作部82の操作に応じた臓器選択ボタン74の操作が行われ、診断対象の臓器が選択される。図10には、臓器選択ボタン74として「腎臓」、「肝臓」、「脾臓」、「前立腺」および「脾臓」の各臓器選択ボタンが示されている。ユーザの操作によって臓器選択ボタン74が操作されると、臓器選択画面の下方には、その臓器選択ボタン74に対応する臓器について、せん断波の伝搬速度 V_s の下限値および上限値が示される。図10には、下限値が0.7 m/sであり、上限値が4.0 m/sであることが示されている。

【0081】

臓器選択画像が表示されると共に、制御部80では、ユーザによる操作部82の操作によって、診断対象の臓器を特定する情報（診断部位を特定する診断部位情報）が取得され、臓器選択画像において表示された下限値および上限値が設定される。

【0082】

ユーザの操作によって「ユーザ」と示されたユーザ設定ボタン 76 が操作されると、臓器選択画面の下方における伝搬速度 V_s の下限値および上限値の欄は入力待ち状態となる。この状態では、ユーザによる操作部 82 の操作によって、伝搬速度 V_s の下限値および上限値が入力される。これによって、診断対象の臓器に関わらず、伝搬速度 V_s の下限値および上限値が入力される。すなわち、下限値および上限値の欄が入力待ち状態であるときに、操作部 82 が操作されることで、制御部 80 は下限値または上限値を取得する。

【0083】

ユーザ設定ボタン 76 によって変更される前における閾値範囲の下限値および上限値（デフォルト値としての下限値および上限値）は、ユーザの操作によって予め制御部 80 に記憶されてもよい。この場合、ユーザの操作に基づき、閾値範囲の上限値または下限値を設定すべき旨の指示が操作部 82 から発せられると、制御部 80 は、閾値範囲プリセット画像を表示する処理を表示処理部 70 に実行させる。閾値範囲プリセット画像は、閾値範囲の上限値および下限値をユーザに設定させるための図形を表す画像である。表示処理部 70 は、制御部 80 の制御に基づいて、閾値範囲プリセット画像を表示部 72 に表示させる。

10

【0084】

図 11 には、閾値範囲プリセット画像の例が示されている。「腎臓」、「肝臓」、「脾臓」、「前立腺」および「脾臓」のそれぞれの臓器名称表示 78 の右側には、下限値入力領域 84 および上限値入力領域 86 が示されている。下限値入力領域 84 の右側にあるボタンが操作されることで下限値が入力され、上限値入力領域 86 の右側にあるボタンが操作されることで、下限値が入力される。閾値範囲プリセット画像によって設定された各臓器に対する下限値および上限値は、図 10 に示された臓器選択画像において、各臓器選択ボタン 74 に対応する下限値および上限値として表示される。

20

【0085】

条件 3 では、ゆらぎが検出された各深さにおける伝搬速度 V_s が棄却の対象とされる。図 6 を利用して説明したように、せん断波の伝搬速度 V_s の測定においては、測定領域（関心領域）内における微小血管の動きや血流により、組織の変位が周期的にゆらいでしまい、この周期的なゆらぎがせん断波の伝搬速度 V_s の測定に影響を及ぼす場合がある。例えば、ゆらぎが発生している領域（深さ）では、せん断波の通過に伴う位相変位の変化を特定することが困難であり、せん断波の伝搬速度 V_s を測定することが難しい。仮に、ゆらぎが発生している領域（深さ）においてせん断波の伝搬速度 V_s が測定できたとしても、測定結果の信頼性が懸念される。そこで、ゆらぎが検出された各深さにおける伝搬速度 V_s は、信頼性の低い結果であるとして、棄却の対象とされる。なお、ゆらぎが発生している深さは、ゆらぎ検出部 40 において検出されることは既に説明したとおりである。棄却の対象となる伝搬速度 V_s は、測定値処理部の好適な具体例である速度評価部 60 により特定される。

30

【0086】

速度評価部 60 は、せん断波速度算出部 50 により算出された伝搬速度 V_s 、例えば図 8 に示した測定セット内の複数の伝搬速度 V_s のうち、棄却条件を満たす伝搬速度 V_s を棄却の対象とする。例えば、図 9 を利用して説明した条件 1 から条件 3 のいずれかに該当する伝搬速度 V_s が棄却の対象とされる。なお、棄却の対象とされた伝搬速度 V_s は、例えば図 8 に示す測定セット内から削除されてもよいし、伝搬速度 V_s の値（データ）は削除せずに棄却対象であることを示すフラグ等が対応付けられてもよい。

40

【0087】

そして、速度評価部 60 は、測定セット内の複数の伝搬速度 V_s のうち、棄却条件を満たす伝搬速度 V_s を棄却し、棄却されずに残された複数の伝搬速度 V_s 、つまり有効な測定値とみなされた複数の伝搬速度 V_s の割合である $V_s N$ （有効 V_s 割合）を算出する。

【0088】

速度評価部 60 は、信頼性を評価するための評価値（信頼性評価値）として、測定セット内において各測定シーケンスごとに $V_s N$ を算出する。例えば、図 8 に示す測定セット

50

内において、測定シーケンス（１）から測定シーケンス（４）の各測定シーケンスを構成する複数深さの伝搬速度 V_s について、各測定シーケンスごとに $V_s N$ （有効 V_s 割合）を算出する。そして、例えば、各測定シーケンスの $V_s N$ が閾値以下の場合には、その測定シーケンスの信頼性が低いとみなして、その測定シーケンスの全深さの伝搬速度 V_s を棄却するようにしてもよい。例えば、図 8 の具体例において、測定シーケンス（３）の $V_s N$ が閾値である 30 パーセント以下である場合に、測定シーケンス（３）の全ての伝搬速度 V_s （３，１）， V_s （３，２），・・・が棄却される。

【 0 0 8 9 】

さらに、速度評価部 60 は、測定セット内の複数の伝搬速度 V_s のうち、棄却されずに残された複数の伝搬速度 V_s 、つまり有効な測定値とみなされた複数の伝搬速度 V_s に基づいて、伝搬速度 V_s に関する統計値を信頼性評価値として算出する。統計値としては、例えば、有効な測定値とみなされた複数の伝搬速度 V_s に関する平均値、中央値、IQR、標準偏差、 $V_s N$ （有効 V_s 割合）等が好適であるものの、他の統計値が算出されてもよい。そして、算出された統計値は、例えば数値等により表示部 72 に表示される。

【 0 0 9 0 】

また、速度評価部 60 は、測定セット内の複数の伝搬速度 V_s のうち、棄却されずに残された複数の伝搬速度 V_s 、つまり有効な測定値とみなされた複数の伝搬速度 V_s に基づいて、伝搬速度 V_s に関するヒストグラムを形成してもよい。ヒストグラムは、信頼性評価値を統計的に表す情報である。

【 0 0 9 1 】

図 12 は、伝搬速度 V_s に関するヒストグラムの具体例を示す図である。図 12 において（Ａ）は、 $V_s N$ （有効 V_s 割合）が比較的大きい安定した測定において得られるヒストグラムの具体例であり、分布が単峰となっている。これに対し（Ｂ）は、 $V_s N$ が比較的小さい不安定な測定において得られるヒストグラムの具体例であり、分散的な分布となっている。なお（Ａ）と（Ｂ）の各ヒストグラムにおいて、横軸は伝搬速度 V_s であり縦軸が頻度である。縦軸（頻度）の最大値は、例えば次式により決定されることが望ましい。

【 0 0 9 2 】

【 数 1 】

$$Y_{max} = \text{ceil} \left(\frac{N \cdot \Delta BIN}{std} \cdot \sigma \right)$$

ここで、各記号の意味は以下のとおり。

Y_{max}	縦軸頻度の最大値
$\text{ceil}(\cdot)$	小数を切り上げる操作
N	棄却前の V_s 数
ΔBIN	ヒストグラムのビン幅
std	V_s の想定標準偏差
σ	正規分布を仮定したときの 1σ

【 0 0 9 3 】

数 1 式は、伝搬速度 V_s の縦軸頻度を規格化する具体例の一つである。数 1 式では、伝搬速度 V_s が理想的に安定して測定できた場合に正規分布が得られると仮定して、ヒストグラムのビン幅（ ΔBIN ）と、伝搬速度 V_s の想定標準偏差（ std ）に基づいて、縦軸頻度の最大値（ Y_{max} ）が算出される。

【 0 0 9 4 】

例えば、数 1 式により縦軸頻度を規格化することにより、ヒストグラムの対象となる有

効な伝搬速度 V_s (棄却されなかった複数の伝搬速度 V_s) の個数に応じて、ヒストグラムの面積が変化するようになる。

【0095】

図12に示すヒストグラムは、数1式に基づいて縦軸頻度の最大値が決定されている。(A)のヒストグラムは、 $V_s N$ (有効 V_s 割合) が比較的大きい安定した測定により得られたものであり、有効な伝搬速度 V_s の個数が比較的多いため、ヒストグラムの面積が比較的大きい。これに対し(B)のヒストグラムは、 $V_s N$ (有効 V_s 割合) が比較的小さい不安定な測定により得られたものであり、有効な伝搬速度 V_s の個数が比較的小さいため、ヒストグラムの面積が比較的小さい。

【0096】

このように、例えば、数1式に基づいて縦軸頻度の最大値を規格化することにより、ヒストグラムに反映される有効な伝搬速度 V_s の個数がヒストグラムの面積に反映され、ヒストグラムの面積から、安定した測定結果か否かを視覚的に判断することが可能になる。

【0097】

速度評価部60において形成されてヒストグラム、例えば図12に示すヒストグラムは、表示部72に表示される。なお、ヒストグラムがBモード画像と共に表示されてもよい。

【0098】

図13は、表示画像の具体例を示す図である。図13には、表示処理部70において形成されて表示部72に表示される表示画像の具体例が図示されている。図13の表示画像は、画像形成部20において形成されたBモード画像(断層画像)と、速度評価部60において形成されたヒストグラムに基づいて得られる。

【0099】

Bモード画像内には、関心領域(ROI)が表示されてもよい。例えば、図13に示す具体例のように、関心領域(ROI)を示す矩形のマークが表示される。関心領域(ROI)は、せん断波の測定が行われた領域、つまり、時空間マップ(図3)が得られた領域である。

【0100】

さらに、関心領域(ROI)内には、ゆらぎ検出部40において検出されたゆらぎ部分に対応した領域が明示されてもよい。例えば、関心領域(ROI)内において、ゆらぎ部分が模様や輝度や色等の表示態様により強調表示される。これにより、例えば、関心領域(ROI)内においてゆらぎ部分が大きい(広い)場合に、ユーザが関心領域(ROI)の位置を再設定するようにしてもよい。

【0101】

なお、関心領域(ROI)は、基本的にはユーザの操作によって設定される。しかし、上記のように、せん断波の伝搬速度の閾値範囲に応じてPT間距離Dを設定する場合、関心領域(ROI)の位置を閾値範囲に応じて変化させる必要が生じる。すなわち、閾値範囲の上限値が大きい程、PT間距離Dが大きく設定され、プッシュ波が送信された位置から関心領域を離す必要が生じる。したがって、ユーザの操作によって設定された関心領域(ROI)の位置がPT間距離Dを確保するのに十分でない場合には、制御部80は、PT間距離Dに応じて関心領域(ROI)位置を変更してもよい。すなわち、制御部80は、閾値範囲の上限値が大きい程、関心領域(ROI)の位置をトラッキング波の位置から離す処理を実行してもよい。

【0102】

図13の具体例では、Bモード画像上に、伝搬速度 V_s のヒストグラム(図12)が表示されている。ヒストグラムは、Bモード画像に重ならないように表示されてもよいし、例えばユーザからの指示に応じて表示と非表示が切り替えられてもよい。もちろん、ヒストグラムのみが大きく表示されてもよい。

【0103】

また、速度評価部60において算出された伝搬速度 V_s に関する統計値(有効な伝搬速

10

20

30

40

50

度 V_s に関する平均値、中央値、IQR、標準偏差、 $V_s N$ 等)の数値が、Bモード画像上に、またはBモード画像の近傍に表示されてもよい。

【0104】

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。

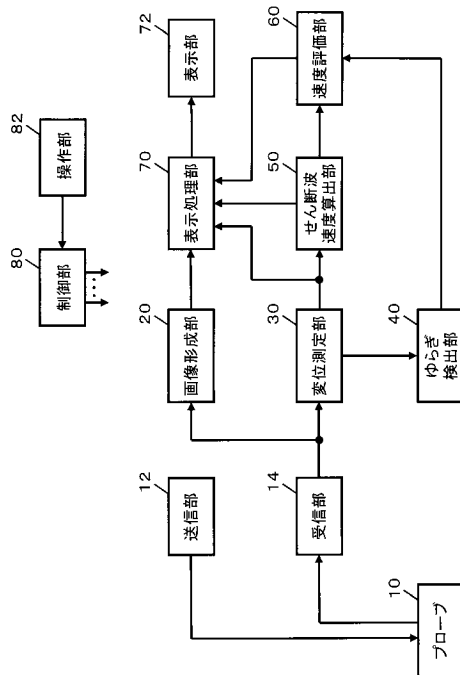
【符号の説明】

【0105】

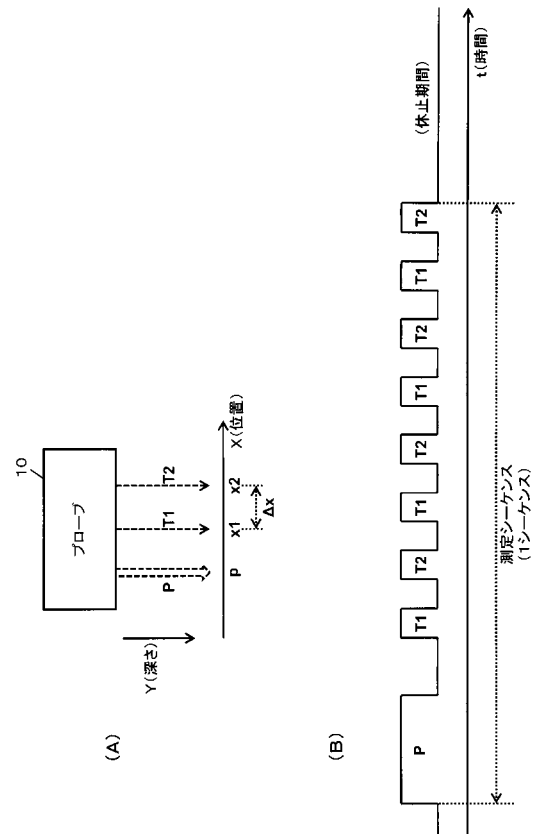
10 プローブ、12 送信部、14 受信部、20 画像形成部、30 変位測定部、40 ゆらぎ検出部、50 せん断波速度算出部、60 速度評価部、70 表示処理部、72 表示部、74 臓器選択ボタン、76 ユーザ設定ボタン、78 臓器名称表示、80 制御部、82 操作部、84 下限値入力領域、86 上限値入力領域。

10

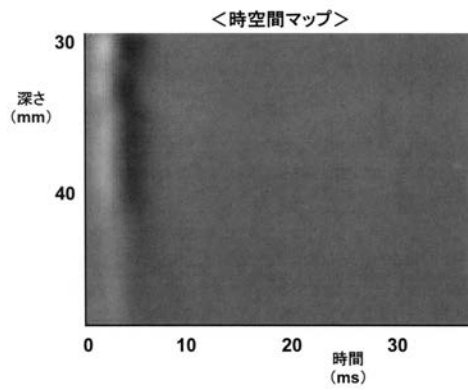
【図1】



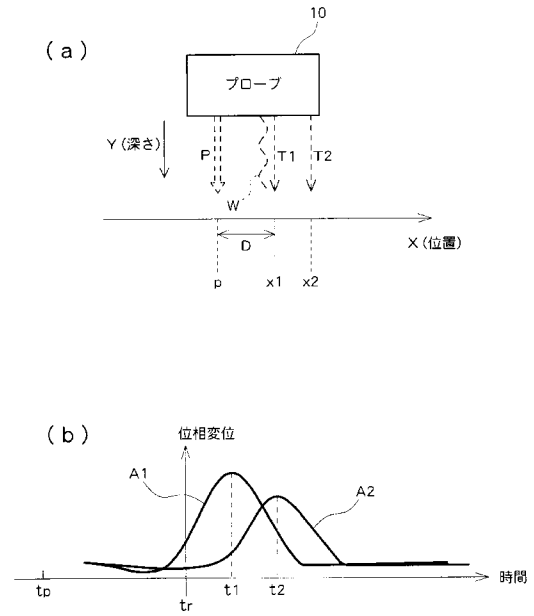
【図2】



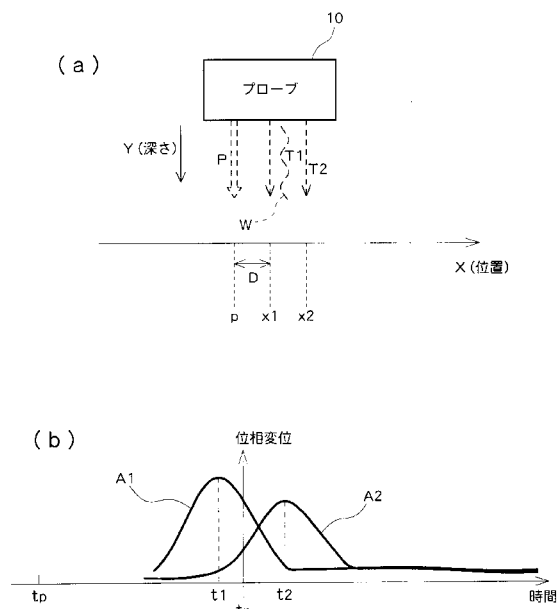
【図 3】



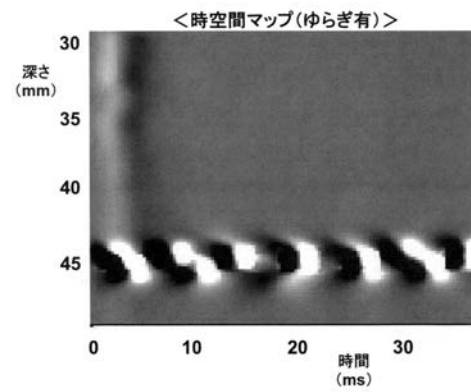
【図 4】



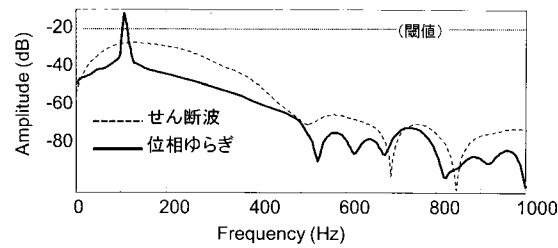
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】

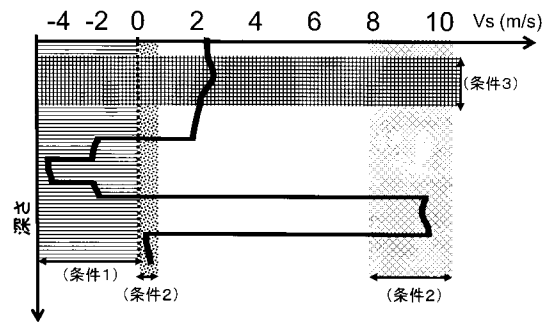


【 図 8 】

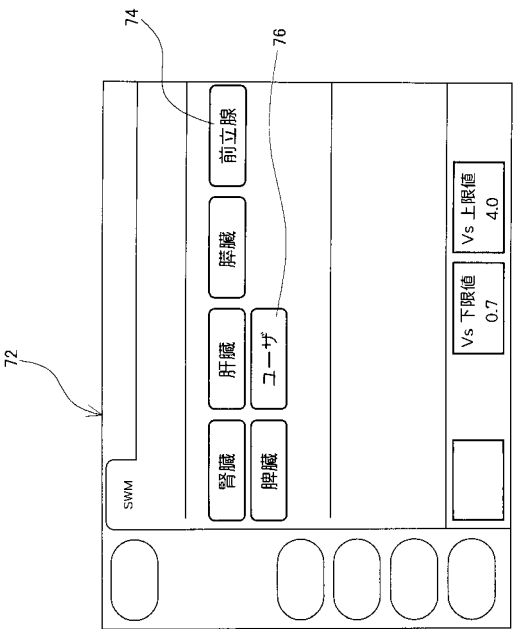
＜測定セット(4測定シーケンス)＞

深さ	測定シーケンス (1)	測定シーケンス (2)	測定シーケンス (3)	測定シーケンス (4)
r1	Vs(1,1)	Vs(2,1)	Vs(3,1)	Vs(4,1)
r2	Vs(1,2)	Vs(2,2)	Vs(3,2)	Vs(4,2)
r3	Vs(1,3)	Vs(2,3)	Vs(3,3)	Vs(4,3)
r4	Vs(1,4)	Vs(2,4)	Vs(3,4)	Vs(4,4)
r5	Vs(1,5)	Vs(2,5)	Vs(3,5)	Vs(4,5)
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

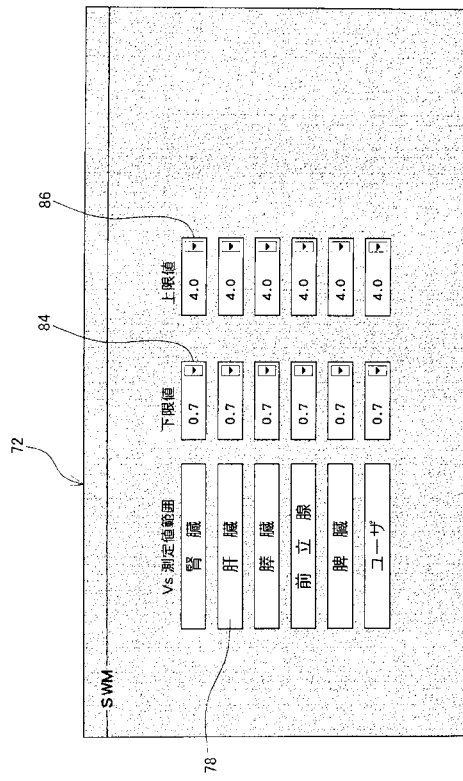
【 図 9 】



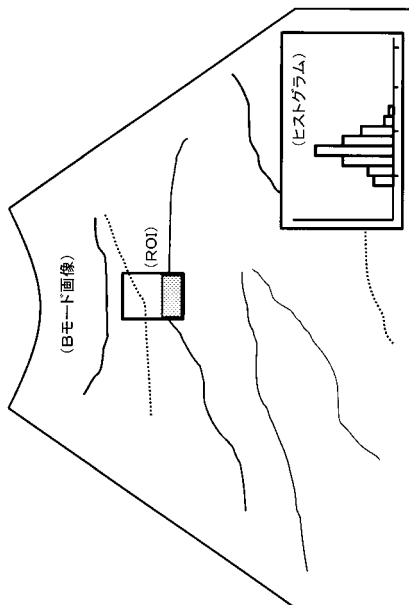
【 図 1 0 】



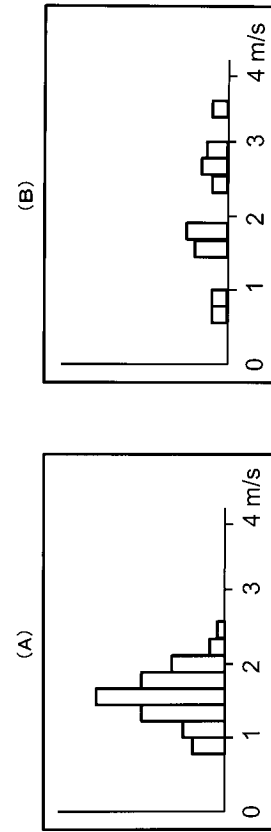
【図 1 1】



【図 1 3】



【図 1 2】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018038522A	公开(公告)日	2018-03-15
申请号	JP2016173710	申请日	2016-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	井上敬章		
发明人	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/DD23 4C601/EE10 4C601/JB37		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高使用超声波测量的剪切波的测量值的可靠性。 解决方案：当通过用户的操作对器官选择按钮74进行操作时，剪切波的传播速度Vs的下限值和上限值显示在对应于器官选择按钮的器官的器官选择屏幕的下方是的。另外，控制部取得用于确定被诊断的脏器的信息，设定脏器选择图像中显示的下限值和上限值。根据下限值和上限值确定传播速度Vs的测量值的阈值范围，并且将阈值范围之外的测量值视为具有低可靠性的测量值并且被拒绝。

