

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/029651

発行日 平成29年3月2日 (2017.3.2)

(43) 国際公開日 平成27年3月5日 (2015.3.5)

(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 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

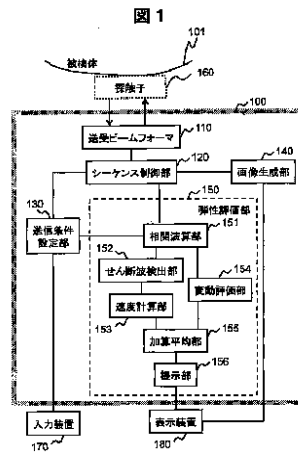
出願番号	特願2015-534086 (P2015-534086)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/069484	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
(22) 国際出願日	平成26年7月23日 (2014.7.23)	(72) 発明者	浅見 玲衣 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(31) 優先権主張番号	特願2013-174828 (P2013-174828)	(72) 発明者	吉川 秀樹 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(32) 優先日	平成25年8月26日 (2013.8.26)	(72) 発明者	田原 麻梨江 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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および弾性評価方法

(57) 【要約】

放射圧エラストグラフィのせん断波速度の計測において、計測時間が長引くことによる計測精度と再現性の劣化を低減し、高い診断能をもつ超音波画像を取得可能な技術を提供する。放射圧エラストグラフィにおいて、トラックパルスの照射によるエコー信号から、せん断波を検出しながら、計測領域の動き(変動)に関する情報を抽出し、計測結果の信頼度を示す信頼性情報としてユーザに提供する。また、抽出した情報から、変動の要因を特定し、ユーザに提示する。さらに、複数回の計測結果を加算平均する際、信頼性情報で重みづけを行う。



- 101 Subject
- 110 Transmission/reception beam former
- 120 Sequence control unit
- 130 Transmission condition-setting unit
- 140 Image-generating unit
- 150 Elasticity-evaluating unit
- 151 Correlation-computing section
- 152 Shear wave-detecting section
- 153 Velocity-calculating section
- 154 Fluctuation-evaluating section
- 155 Arithmetic averaging section
- 156 Display section
- 160 Probe
- 170 Input device
- 180 Display device

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に集束したパースト超音波を送信することにより当該パースト超音波の焦点位置に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルスを繰り返し送信することにより得たエコー信号群を用いて検出するせん断波検出部と、

前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する速度計算部と、

前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を、前記せん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得る変動評価部と、

前記信頼性情報をユーザに提示する提示部と、を備えること

を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記変動評価部は、前記計測領域内であって、前記せん断波の伝搬領域の深度とは異なる深度領域における前記変動に基づいて、前記信頼性情報を得ること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記信頼性情報は、前記変動の大きさを示す指標であること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

20

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記変動評価部は、さらに、前記変動の要因を特定し、

前記提示部は、前記特定された要因をさらにユーザに提示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記パースト超音波の送信と前記複数のせん断波検出用パルスの繰り返しの送信と当該送信によるエコー信号の受信とからなる計測を、予め定めたパルスシーケンスに従って実行するシーケンス制御部と、

複数の前記せん断波速度の加算平均を計算する加算平均部と、をさらに備え、

30

前記シーケンス制御部は、前記計測を繰り返し、

前記せん断波検出部は、前記計測毎に前記せん断波を検出し、

前記速度計算部は、前記せん断波を検出する毎に前記せん断波速度を計算し、

前記加算平均部は、前記せん断波を検出する毎に計算される複数の前記せん断波速度の加算平均を計算し、

前記提示部は、前記加算平均結果を前記信頼性情報とともにユーザに提示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、

前記加算平均部は、前記加算平均時に前記信頼性情報を用いて重みづけを行うこと

を特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、

前記提示部は、前記計測毎の前記信頼性情報および前記せん断波速度を散布図にし、さらに提示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の超音波診断装置であって、

ユーザから前記散布図上のプロット結果を介して指示を受け付ける受付部をさらに備え

50

前記加算平均部は、前記指示に応じて、前記加算平均を再計算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波診断装置であって、
前記受付部は、除外する前記せん断波速度の選択を受け付け、
前記加算平均部は、前記選択されたせん断波速度以外のせん断波速度を用いて、前記加算平均を再計算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 8 記載の超音波診断装置であって、
前記受付部は、前記せん断波速度を前記信頼性情報に応じて複数のグループに分割する指示を受け付け、
前記加算平均部は、グループごとに前記せん断波速度の加算平均を再計算することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 11】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、
ユーザから再計測の指示を受け付ける受付部をさらに備え、
前記シーケンス制御部は、前記指示に応じて、前記計測を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、
前記変動評価部は、前記せん断波が伝搬する深度領域を、当該せん断波の発生位置と前記せん断波の振幅とにより特定することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 13】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、
前記変動評価部は、前記せん断波が伝搬する深度領域を、前記エコー信号群から得たデータに対して時間方向に相関演算を行って得た相関係数を用いて特定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって
前記変動評価部は、前記エコー信号群から得たデータに対し、時間方向に相関演算を行って得た相関係数の変化のパターンにより前記要因を特定することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 15】

被検体に集束したパースト超音波を送信することにより当該パースト超音波の焦点に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルスを繰り返し照射することにより得たエコー信号群を用いて検出し、
前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算し、
前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を前記せん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得、
前記信頼性情報をユーザに提示することを特徴とする弾性評価方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて被験体内部の情報を非侵襲に取得する超音波イメージング技術に関し、特に、組織の硬さをイメージングするエラストグラフィ技術に関する。

【背景技術】

【0002】

50

超音波診断装置は、超音波を体外から照射し、体内で反射され返ってきた信号を、経過時間と信号強度とによって画像化する医用画像装置である。超音波は、音響インピーダンスの異なる界面でスネルの法則に従って反射される性質を有するため、生体内の組織によって微妙に異なる音響インピーダンスの違いを可視化することで、組織の構造を描写する。

【0003】

超音波診断装置を用い、組織の構造ではなく、組織の硬さを画像化する、エラストグラフィ技術がある。組織の硬さは病変と密接な関係にあり、診断に重要な情報を齎す。このエラストグラフィの手法のひとつに、せん断波を生じさせ、せん断波の伝播によって生じる変位からせん断速度を測定し、組織の硬さを得る放射圧エラストグラフィがある。組織のポアソン比を0.5として換算し、縦波速度は横波速度に比べて十分に大きいとすると、硬さの指標となるヤング率Eは、簡易的に以下の式(1)で表される。

10

【数1】

$$E = 3\rho V_s^2 \dots (1)$$

ここで、 ρ は密度、 V_s は、せん断波速度である。この式(1)を用い、せん断波速度から硬さの絶対値を得る。

【0004】

せん断波は、集束超音波を一点に照射し、組織に放射圧を印加することで生じさせる。このとき、印加するパルス、放射圧生成用パルス(プッシュパルス)と呼ぶ。プッシュパルスにより生成されたせん断波の変位は、せん断波検出用パルス(トラックパルス)で検出する。

20

【0005】

放射圧エラストグラフィでは、硬さの絶対値を算出するため、精度よくせん断波による変位を計測し、再現性の高いせん断速度を算出する必要がある。再現性を向上させるため、1回の測定で、計測領域内の複数個所で、複数回せん断波速度を計測し、得られた計測値の平均を測定値として提示する手法がある(例えば、特許文献1参照)。特許文献1に開示の手法では、測定値を、測定値からはずれた値の大きさによって評価し、評価結果とともに提示する。本手法によれば、加算平均時のはずれ値の影響が少なく抑えられるため測定精度も向上すると考えられる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許出願公開2010/0016718号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、上述のように、放射圧エラストグラフィでは、プッシュパルスおよびトラックパルスという2種類の超音波パルスを照射する。特許文献1に記載の手法では、これらを複数回繰り返し照射することとなるため、計測に時間を要する。そのため、被検体の呼吸・心拍などに由来する体動や、ユーザの手ぶれなどによる撮像面のずれが生じ、計測の精度および再現性の劣化を引き起こす。

40

【0008】

具体的には、まず上述の動きによって、計測範囲にずれが生じ、測定したい部位とは異なる部位を測定することが考えられる。また、軽微なずれであっても、検出されたせん断波の本来の時相と測定した時相とがずれ、検出したせん断波速度が、本来の伝搬速度とずれることが考えられる。さらに、特に体動などによって面ずれが生じない場合においても、例えば、心拍による肝臓の“圧迫度合い(歪)”が、時相によって異なると考えられ、この圧迫度合いはせん断波速度に影響するため、計測精度劣化につながり得る。

【0009】

50

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、放射圧エラストグラフィのせん断波速度の計測において、計測時間が長引くことによる計測精度と再現性の劣化を低減し、高い診断能をもつ超音波画像を取得可能な技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、放射圧エラストグラフィにおいて、トラックパルスの照射によるエコー信号から、せん断波を検出しながら、計測領域の動き(変動)に関する情報を抽出し、計測結果の信頼度を示す信頼性情報としてユーザに提供する。また、抽出した情報から、変動の要因を特定し、ユーザに提示する。さらに、複数回の計測結果を加算平均する際、信頼性情報で重みづけを行う。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明により、放射圧エラストグラフィにおいて、計測時間が長引くことによる計測精度と再現性の劣化が低減され、高い診断能を持つ超音波画像を取得できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図2】(a)は、本発明の実施形態のBモード画像例を説明するための説明図であり、(b)は、本発明の実施形態の計測領域(図2(a)の領域220)の拡大図である。

【図3】本発明の実施形態の計測領域内における、相関係数の深さ方向の変化を説明するための説明図である。

20

【図4】(a)は、本発明の実施形態の撮像領域のBモード画像例を説明するための説明図である。(b)~(d)は、非せん断波変動による相関係数の変化を説明するための説明図である。

【図5】本発明の実施形態の表示画面例を説明するための説明図である。

【図6】(a)~(d)は、本発明の実施形態の表示画面例を説明するための説明図である。

【図7】本発明の実施形態の撮像処理のフローチャートである。

【図8】本発明の実施形態の変形例の超音波診断装置のブロック図である。

【図9】(a)~(c)は、本発明の実施形態の変形例のユーザから受け付ける指示を説明するための説明図である。

30

【図10】本発明の実施形態の変形例の表示後の処理のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態の一例を、図面を用いて説明する。なお、各実施形態を説明するための全図において、特に断らない限り、同一機能を有するものは、同一名称および同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。また、本明細書に記載した、せん断波速度とは、せん断波の伝搬速度を指す。本発明を適用する各実施形態では、せん断波速度に基づいて、例えば歪、ヤング率、粘性率、体積弾性率などの組織性状に関する情報が可能となる。

【0014】

まず、本実施形態の超音波診断装置100を説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置100のブロック図である。

40

【0015】

本実施形態の超音波診断装置100では、被検体の計測領域に放射圧を照射(送信)し、せん断波を発生させるための集束パースト超音波(以後、プッシュパルスと称す)と、プッシュパルスの送信により生じたせん断波の伝播を検出するパルス超音波(以後、トラックパルスと称す)を送信する計測を行い、計測領域の組織の性質として、せん断波の伝搬速度を得る放射圧エラストグラフィ法を行う。また、信頼度および再現性を高めるため、上記計測を繰り返し、得られた結果を加算平均する。

【0016】

50

このとき、本実施形態の超音波診断装置 100 では、トラックパルスのエコー信号から、計測領域の動き(変動)に関する情報を抽出し、放射圧エラストグラフィで得た情報の信頼性に関する指針としてユーザに提供する。また、抽出した変動に関する情報から、変動の要因を特定し、ユーザに提示する。さらに、変動に関する情報を、上記加算平均時の重みづけにも用いる。

【0017】

このため、本実施形態の超音波診断装置 100 は、本図に示すように、送受ビームフォーマ 110 と、シーケンス制御部 120 と、送信条件設定部 130 と、画像生成部 140 と、弾性評価部 150 と、を備える。また、超音波診断装置 100 には、探触子 160、入力装置 170、表示装置 180 が接続される。

10

【0018】

<送信ビームフォーマ>

送受ビームフォーマ 110 は、シーケンス制御部 120 からの指示に従って、送信ビームを探触子 160 に送信するとともに、探触子 160 によって受信されたエコー信号を受信する。

【0019】

具体的には、探触子 160 の各素子から送信する超音波パルスの電気信号を生成する。生成された電気信号は、送信ビームフォーマが備える D/A 変換機によりアナログ信号に変換後、探触子 160 に送られ被検体に照射される。被検体中を伝搬する過程で音響インピーダンスが異なる界面から反射されてきた信号は、受信エコー信号として探触子 160 で受信され、送信時とは逆の過程を経てデジタル信号に変換され、整相加算などの加算処理が行われ、減衰補正等の処理がなされた後、複素の RF データに変換される。

20

【0020】

<シーケンス制御部>

シーケンス制御部 120 は、送信条件設定部 130 を介して設定された撮像条件に従って、超音波パルスを送信するタイミングおよびエコー信号を受信するタイミング、送信する超音波パルスの特性などをパルスシーケンスとして決定する。そして、決定したパルスシーケンスに従って、送受ビームフォーマ 110 を制御し、計測を実行する。本実施形態では、放射圧エラストグラフィを実行する。このため、本実施形態のシーケンス制御部 120 は、プッシュパルスの送信と、複数のトラックパルスの繰り返しの送信と、トラックパルスによるエコー信号の受信と、を行う計測を実行するようパルスシーケンスを生成する。

30

【0021】

<送信条件設定部>

送信条件設定部 130 は、ユーザから受け付けたせん断波を発生させる位置(以後、計測領域と呼ぶ)に応じて、当該計測領域にプッシュパルスの送信条件、および、当該領域で発生するせん断波を検出するためのトラックパルスの送信条件を設定する。設定する送信条件は、集束位置、送信角度、パースト長、電圧、周波数、および、送信開口などの音圧パラメータを含む。

【0022】

図 2(a) および 図 2(b) は、プッシュパルスおよびトラックパルス送信の概念を説明するための図である。図 2(a) は、B モード画像 210 の例であり、図 2(b) は、B モード画像 210 内の計測領域 220 の拡大図である。矢印 234 は、深度方向である。

40

【0023】

計測領域 220 内のプッシュパルスの焦点 222 で生成された、放射圧によるせん断波 221 は、組織中を伝播していく。トラックパルスは、このせん断波を検出するために送信される。このため、プッシュパルス一回に対し、トラックパルスは最短でもせん断波の伝播時間の間送信され続ける。

【0024】

プッシュパルスの送信条件は、指定された計測領域 220 内の、所望の位置 222 にプ

50

ッシュパルスを送信するよう設定され、トラックパルスの送信条件は、プッシュパルスにより発生するせん断波 2 2 1 を、そのエコー信号により計測可能なよう、設定される。また、トラックパルスについては、1 回の計測における送信数、繰り返し回数、繰り返し毎の複数のトラックパルスの送信位置なども送信条件として設定される。

【 0 0 2 5 】

< 画像生成部 >

画像生成部 1 4 0 は、送受ビームフォーマ 1 1 0 で得た複素の R F データを、シーケンス制御部 1 2 0 の制御に従って受信し、断層像を生成する。画像生成部 1 4 0 は、1 つのエコー信号(ビーム)から得た R F データの輝度値を、受信した時間に応じて深さ方向にプロットする。これを、探触子 1 6 0 の長軸方向に複数ビーム分並べることで 2 次元の情報

10

【 0 0 2 6 】

例えば、エコー信号の強度を輝度として画像化する B モード撮像では、探触子 1 6 0 長軸方向のビーム本数は撮像フレームレートに影響する。リアルタイム性を保持するため、通常、1 枚の B モード画像を取得するには、数十 数百ビームが用いられる。

【 0 0 2 7 】

< 探触子 >

探触子 1 6 0 は、上述のせん断波計測用のシーケンスが送受できる探触子 1 6 0 であれば良く、好適には、リニア、コンベックス、もしくは、セクタ形状の 1 D アレイ探触子、

20

【 0 0 2 8 】

< 弾性評価部 >

弾性評価部 1 5 0 は、計測領域 2 2 0 の組織の硬さの情報を得る。本実施形態では、プッシュパルスの送信により生じたせん断波を検出し、その速度(せん断波速度)を得ることにより、組織の硬さを示す情報を得る。せん断波速度は、せん断波の伝搬によって生じる変位から算出する。さらに、本実施形態の弾性評価部 1 5 0 は、得られたせん断波速度の信頼度を示す情報(信頼性情報)を算出し、ユーザに提示する。

【 0 0 2 9 】

これを実現するため、本実施形態の弾性評価部 1 5 0 は、図 1 に示すように、相関演算部 1 5 1 と、せん断波検出部 1 5 2 と、速度計算部 1 5 3 と、変動評価部 1 5 4 と、加算平均部 1 5 5 と、提示部 1 5 6 と、を備える。

30

【 0 0 3 0 】

< 相関演算部 >

相関演算部 1 5 1 は、受信したエコー信号から得た R F データに対し、時間方向に相関演算を行う。本実施形態では、R F データが複素 R F データであるため、複素相互相関演算が実施される。複素相互相関演算は、時間的に隣接する R F データ間で行ってもよいし、基準とする R F データを決め、基準とする R F データとの間で行ってもよい。

【 0 0 3 1 】

< せん断波検出部 >

せん断波検出部 1 5 2 は、被検体 1 0 1 に集束したバースト超音波(プッシュパルス)を送信することによりプッシュパルスの焦点に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルス(トラックパルス)を繰り返し送信することにより得た受信エコー信号を用いて検出する。本実施形態では、相関演算部 1 5 1 における複素相互相関結果から、せん断波のピークを検出し、検出位置と検出時間とを得る。なお、本実施形態では、ピークの検出の前に、複素相互相関結果に対し、最適なフィルタ処理を行う。

40

【 0 0 3 2 】

< 速度計算部 >

速度計算部 1 5 3 は、せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する。本実施形態では、せん断波速度は、せん断波のピークが検出された時間、位置、および、せん断波生

50

成位置により計算される。具体的には、プッシュパルスの焦点と、せん断波のピークを観測したトラックパルスの送信位置とから計算される。

【 0 0 3 3 】

< 変動評価部 >

変動評価部 1 5 4 は、せん断波の伝搬領域を含む計測領域 2 2 0 の変動を評価し、評価結果をせん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得る。評価する対象の変動は、放射圧エラストグラフィの計測精度や再現性に影響を与える変動である。本実施形態では、まず、計測領域 2 2 0 内で、この変動を検出する領域を特定し、当該領域の所定の位置（評価位置）の組織の変動を評価する。

【 0 0 3 4 】

まず、変動を検出する領域の特定手法について説明する。

【 0 0 3 5 】

放射圧エラストグラフィの計測精度や再現性に影響を与える変動は、2 種類考えられる。一方は、ユーザの保持する探触子 1 6 0 が動くことに由来する撮像面全体の面ずれで、他方は、心拍、呼吸など、被検体の周期的体動に由来する計測部位のずれである。以後、前者を術者由来の変動、後者を体動由来の変動と呼ぶ。

【 0 0 3 6 】

ここで注意すべきことは、放射圧エラストグラフィにおける計測対象のせん断波そのものも、組織の微弱な動きを計測することにより得ていることである。従って、計測対象のせん断波による動きと、計測精度や再現性に影響を与える変動とを区別し、後者のみ検出する必要がある。以後、前者の動きをせん断波変動と呼び、後者の変動を、非せん断波変動と呼ぶ。本実施形態の変動評価部 1 5 4 は、せん断波変動の影響を受けない領域を特定し、当該領域内の所定の位置を評価位置とし、当該評価位置の非せん断波変動を評価する。

【 0 0 3 7 】

ここで、せん断波変動の影響を受けない位置について説明する。前述のように、図 2 (a) は、超音波画像 (B モード画像) 2 1 0 の概念図であり、図 2 (b) は、図 2 (a) 内の計測領域 2 2 0 の拡大図である。

【 0 0 3 8 】

図 2 (a) に示すように、超音波視野内では、組織が層構造で表示される。ここでは、層 2 1 1、層 2 1 2、層 2 1 3 の三層構造を例示する。また、図 2 (b) に示すように、せん断波 2 2 1 は、放射圧が生成された部位 (せん断波生成位置) 2 2 2 から横方向に伝搬する。すなわち、深さ方向 (図中下向き) については、一定範囲 (図中、領域 b 2 3 2 ; 以下、せん断波伝搬領域と呼ぶ。) 内でのみ伝搬する。従って、せん断波伝搬領域 2 3 2 以外、例えば、図中、領域 a 2 3 1 または領域 c 2 3 3 などが、せん断波の動きの影響を受けない位置といえる。これらの領域を、非伝搬領域 2 3 1、2 3 3 と呼ぶ。

【 0 0 3 9 】

本実施形態の変動評価部 1 5 4 は、計測領域 2 2 0 内であって、せん断波が伝搬する深度領域 (せん断波伝搬領域 2 3 2) の深度とは異なる深度領域 (非伝搬領域 2 3 1、2 3 3) 内の所定の位置 (評価位置) における変動に基づいて、信頼性情報を算出する。評価位置は、非伝搬領域 2 3 1、2 3 3 内で、できる限りせん断波生成位置に近い位置とする。

【 0 0 4 0 】

なお、変動評価部 1 5 4 は、せん断波検出部 1 5 2 の検出結果を用いて、せん断波伝搬領域 2 3 2 を決定し、非伝搬領域 2 3 1、2 3 3 を特定する。せん断波伝搬領域 2 3 2 は、当該せん断波の発生位置と前記せん断波の振幅とにより特定される。せん断波 2 2 1 の発生位置は、プッシュパルスにより放射圧が生成される位置である。この位置は、プッシュパルス生成に用いた素子数から求められる送信開口幅およびフォーカスの深度により決定される、焦点深度である。また、せん断波 2 2 1 の振幅は、せん断波検出部 1 5 2 が検出したせん断波のピークの位置と焦点深度との距離で特定される。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

また、せん断波伝搬領域 2 3 2 は、せん断波検出部 1 5 2 の検出結果を用いず、独立して特定してもよい。例えば、相関演算部 1 5 1 による複素相互相関演算結果を用いる。すなわち、相関係数を用いて特定してもよい。

【 0 0 4 2 】

一般に、動き(変動)のある位置は、せん断波変動や非せん断波変動など、動きの種類にかかわらず相関係数が低下する。この中で、上述のように、せん断波 2 2 1 は、深さ方向に限定された位置、例えば、図 2 (b) では、せん断波伝搬領域 2 3 2 にのみ生成される。このため、相関係数の深さ方向の変化をみると、図 3 に模式的に示すように、せん断波による相関係数の変化 2 4 1 において、低下は局所的である。一方、非せん断波変動、即ち探触子 1 6 0 の面ずれや体動による相関係数の変化 2 4 2、2 4 3 は、図 2 (b) の領域によらず、一定である。なお、実際に得られる複素相互相関演算結果は、これらの相関係数の変化 2 4 1、2 4 2、2 4 3 の合成である。

10

【 0 0 4 3 】

これを利用し、相関係数が局所的に低下する領域を検出し、検出した領域をせん断波伝搬領域 2 3 2 とする。局所的に低下する領域は、例えば、微分演算などで検出する。せん断波伝搬領域 2 3 2 決定後、非伝搬領域 2 3 1、2 3 3 の特定手法、評価位置の決定手法は、上記と同様とする。

【 0 0 4 4 】

本実施形態の変動評価部 1 5 4 は、上述の手法で特定した位置(評価位置)の変動の激しさ(変動の大きさ)を指標化した変動インデックス k_m を、信頼性情報として算出する。一般に、相互相関演算の相関係数は、動きが激しいほど低下する。これを利用し、本実施形態では、当該評価位置の、例えば、正規化した相互相関係数の平均値を変動インデックス k_m とする。この場合、変動インデックス k_m の値は、変動が激しいほど小さくなる。なお、ここで用いる相関演算は、せん断波検出時と共通した相関演算であってもよいし、異なる相関演算であってもよい。

20

【 0 0 4 5 】

なお、上述のように、本実施形態では、計測領域 2 2 0 内の複数個所で、複数回計測し、複数のせん断波速度を得る。また、各々の計測において、変動インデックス k_m を算出する。このとき、変動評価部 1 5 4 は、複数回の計測において得られた各変動インデックス k_m の、平均値に対するばらつき、例えば、標準偏差、をさらに算出し、信頼性情報としてもよい。また、各計測で得たせん断波速度の標準偏差を算出し、信頼性情報としてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

次に、変動評価部 1 5 4 が、せん断波検出部 1 5 2 が検出した変動の要因を特定する手法について説明する。ここでは、要因として、体動由来であるか、探触子 1 6 0 保持の術者由来であるかを特定する。特定は、相関係数の変化のパターンを識別することにより行う。この特定手法を、図 4 (a) から図 4 (d) を用いて説明する。図 4 (a) は、撮像領域の B モード画像 3 1 0 である。図 4 (b) から図 4 (d) は、撮像領域内の、非せん断波変動によるトラックパルスの複素相関係数の変化のパターンを模式的に示したものである。

40

【 0 0 4 7 】

たとえば肝臓の撮像を行った場合、図 4 (a) に示すように、B モード画像 3 1 0 上では、肝臓 3 1 2 の手前に皮膚・筋肉・脂肪などの表在組織 3 1 1 が、奥には横隔膜で隔てられた消化管など他組織 3 1 3 が観測される。矢印 3 1 4 は、深さ方向である。

【 0 0 4 8 】

術者由来の場合、その要因には、探触子 1 6 0 の横滑りと煽り方向のずれとの 2 種がある。探触子 1 6 0 の横滑りは、探触子 1 6 0 の設置位置自体がずれることにより発生する。また、煽り方向のずれは、探触子 1 6 0 の、設置位置はずれないが、角度がずれることにより発生する。

【 0 0 4 9 】

50

横滑り(探触子160の設置位置のずれ)の場合の相関係数の変化のパターン340を図4(b)に示す。本図に示すように、横滑りの場合、計測領域320外も含む、撮像面全ての領域で同時に相関係数の低下が生ずる。

【0050】

探触子160が煽り方向にずれた場合の相関係数の変化の350を図4(c)に示す。本図に示すように、この場合、計測領域320外も含む撮像面全ての領域で相関係数の低下が生ずる。ただし、このとき、相関係数が低下するタイミングは同時ではなく、より深い部位、即ち探触子160表面から遠い位置ほど、早く低下が始まる。

【0051】

対照的に、拍動や呼気などの周期的体動による変動は、組織によって異なる。具体的には、皮膚や脂肪層など表在組織311や、横隔膜を隔てて肝臓の奥にある他組織313は動かないのに対し、中間部に位置する肝臓312などの臓器が特徴的でかつ周期的な動きを示す。このため、この場合の相関係数の変化のパターン360は、図4(d)に示すように、計測領域320を含む、中間部の臓器(肝臓312)の位置でのみ、周期的に変化するものとなる。

【0052】

本実施形態の変動評価部154は、これらの相関係数の変化のパターンを検出し、変動が、術者由来か、あるいは、周期的体動由来かを判別する。なお、例えば、これらの変化の基準とする基準パターン、あるいは、基準パターンを特定可能な情報を、超音波診断装置100が備える記憶装置に、予め保持しておき、変動評価部154は、検出したパターンと基準パターンとを比較することにより、変動の要因の判別を行ってもよい。

【0053】

なお、判別結果は、提示部156によりユーザに提示される。また、このとき、要因として、術者由来と判別された場合、再計測を促すメッセージを表示するよう構成してもよい。また、上述の、変動インデックス k_m の標準偏差が、予め定めた閾値以上となる場合、計測が不適切と判別し、同じく再計測を促すメッセージを表示するよう構成してもよい。

【0054】

なお、変動評価部154が変動を評価する際に用いる信号は、前述のトラックパルスを送信して得た複素相互相関演算結果が望ましい。しかし、これに限定されない。例えば、Bモード撮像で得られたデータを用いてもよい。

【0055】

<加算平均部>

加算平均部155は、計測領域220内の複数個所で、複数回計測することにより得た、複数のせん断波速度の平均値を算出する。

【0056】

本実施形態では、このとき、変動インデックス k_m を、重みとして用いてもよい。すなわち、各計測で得たせん断波速度を、その信頼度(ここでは、変動インデックス k_m)に応じて、平均値算出への寄与率を変える。これにより、得られる加算平均速度の信頼度が高まる。

【0057】

重みづけ平均は、例えば、以下の式(2)により計算する。

【数2】

$$V_{s_{mean}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{V_{s_i} k_{m_i}}{k_{m_{mean}}} \dots (2)$$

n は、計測回数であり(n は2以上の整数)、 V_{s_i} は、 i 回目の計測により得たせん断波速度、 k_{m_i} は、 i 回目の計測により得た変動インデックス、 $k_{m_{mean}}$ は、 n 個の変動インデックス k_{m_i} の平均値、 $V_{s_{mean}}$ は、重みづけ加算平均により得た加算平均速度で

10

20

30

40

50

ある。

【 0 0 5 8 】

< 提示部 >

提示部 1 5 6 は、速度計算部 1 5 3 が計算した、計測毎のせん断波速度 V_s 、加算平均部 1 5 5 が算出した加算平均速度 V_{s_mean} 、および、信頼性情報などをユーザに提示する。本実施形態では、これらの計測結果、算出結果を用い、表示装置 1 8 0 に表示する表示情報を生成する。表示情報は、数値であってもよいし、定性的なグラフ、カラーマップ表示であってもよい。

【 0 0 5 9 】

図 5 に、提示部 1 5 6 が表示情報として作成する画面の例を示す。表示画面 6 0 0 には、計測毎のせん断波速度 V_s と変動インデックス k_m の逆数 ($1/k_m$) との散布図 6 1 0 と、参考情報 6 2 0 と、が表示される。

10

【 0 0 6 0 】

散布図 6 1 0 は、せん断波速度 V_s と変動インデックス k_m の逆数 ($1/k_m$) とを、それぞれ軸とするグラフに、計測結果をプロットしたものである。

【 0 0 6 1 】

参考情報 6 2 0 には、例えば、加算平均部 1 5 5 が算出した加算平均速度 V_{mean} 、変動評価部 1 5 4 が算出した、せん断波速度の標準偏差 SD 、変動インデックス k_m の標準偏差 $k_m(SD)$ などが表示される。このとき、変動インデックス k_m の表示形態は、 k_m の標準偏差を平均値に対する割合で表示することが望ましいが、他の統計量および絶対値を用いて表示してもよい。

20

【 0 0 6 2 】

なお、表示画面 6 0 0 は、再計測の指示を受け付ける受付ボタン 6 3 0 を表示するよう構成してもよい。

【 0 0 6 3 】

以下、具体的な表示例を説明する。

【 0 0 6 4 】

図 6 (a) は、撮像領域の変動が少ない場合の表示画面 6 1 1 例である。ほぼ動きがなく、良好な撮像の場合、変動インデックス k_m の逆数は、相対的に小さく、変動インデックス k_m の逆数が小さい範囲にプロット点がまとまって見られる。

30

【 0 0 6 5 】

図 6 (b) に、何らかの動きによって計測のはずれ値がある場合に得られると予想される表示画面 6 1 2 の例を示す。プロット点の集団が二つ見られる。数が少ないほうの集団は、変動インデックス k_m の逆数が大きいことから、動きが大きい場合に得られたせん断波速度であるとユーザに示唆することができる。

【 0 0 6 6 】

図 6 (c) に、周期的な体動がある場合に得られると予想される表示画面 6 1 3 の例を示す。動きの大小によって、プロット点が 2 つのグループに分かれ、表示される。

【 0 0 6 7 】

図 6 (d) に、変動インデックス k_m の逆数の値が大きく、計測が不適切な場合に得られる表示画面 6 1 4 の例を示す。提示部 1 5 6 は、このような場合、再計測を促すメッセージも併せて表示するよう構成してもよい。

40

【 0 0 6 8 】

本実施形態の超音波診断装置 1 0 0 は、CPU とメモリ と記憶装置とを備え、記憶装置に予め保持したプログラムを、CPU がメモリ にロードして実行することにより、シーケンス制御部 1 2 0、画像生成部 1 4 0、送信条件設定部 1 3 0、弾性評価部 1 5 0 の機能を実現する。各機能の処理に用いる各種のデータ、処理中に生成される各種のデータは、記憶装置に格納される。なお、弾性評価部 1 5 0 の各機能の少なくとも 1 つは、超音波診断装置 1 0 0 とデータの送受信が可能で、外部の情報処理装置などに備えられていてもよい。また、上記各部の全部または一部の機能は、ASIC (Application S

50

pecific Integrated Circuit)、FPGA (field-programmable gate array)などのハードウェアによって実現してもよい。

【0069】

< 撮像の流れ >

次に、本実施形態の超音波診断装置100による放射圧エラストグラフィ実行時の撮像処理の流れを、図7を用いて説明する。本処理は、ユーザからの指示を契機に開始する。ここでは、N回、プッシュパルスを送信するものとする。

【0070】

まず、操作者がBモード画像上で、せん断波の計測領域を指定する。操作者は、入力装置170を介して、この計測領域を指定する。送信条件設定部130は、指定された計測領域を受け付け(ステップS1001)、プッシュパルスおよびトラックパルスの送信条件を設定する(ステップS1002)。

10

【0071】

プッシュパルスおよびトラックパルスの送信条件が設定されると、シーケンス制御部120は、放射圧エラストグラフィ計測を開始する。ここでは、まず、計測回数をカウントするカウンタnを初期化($n = 1$)する(ステップS1003)。そして、設定された条件に従って、プッシュパルスを送信する(ステップS1004)。また、プッシュパルス送信直後から、トラックパルスの送信を開始する(ステップS1005)。

【0072】

シーケンス制御部120は、トラックパルスの送信により得られたエコー信号を複素RFデータに変換し、相関演算部151は、当該データに対し、複素相互相関演算を行う(ステップS1006)。複素相互相関演算結果は、せん断波検出部152と変動評価部154とに入力される。

20

【0073】

せん断波検出部152は、複素相互相関演算結果から、せん断波のピーク位置とピーク検出時間とを算出し、せん断波を検出する(ステップS1007)。そして、速度計算部153は、ピーク位置とピーク検出時間とから、せん断波速度を算出する(ステップS1008)。なお、算出したせん断波速度は、計測回数nに対応づけて、記憶装置に保持する。

30

【0074】

一方、変動評価部154では、複素相互相関演算結果から、信頼性情報を算出する(ステップS1009)。なお、算出した信頼性情報は、計測回数nに対応づけて、記憶装置に保持する。

【0075】

シーケンス制御部120は、N回計測を行ったか否かを判別し(ステップS1010)、行っていない場合は、カウンタnを1インクリメントし(ステップS1011)、ステップS1004へ戻り、処理を繰り返す。

【0076】

一方、ステップS1012で、N回の計測を終えたと判別された場合、加算平均部155は、加算平均速度 V_{s_mean} を算出する(ステップS1012)。加算平均は、変動インデックスを用いて重みづけをしてもよい。このとき、併せて、標準偏差SDを算出してもよい。また、変動評価部154が、併せて、信頼性情報の標準偏差値 $k_m(SD)$ を算出してもよい。

40

【0077】

提示部156は、算出結果を用いて表示画面を生成し、表示装置180に表示し(ステップS1013)、処理を終了する。

【0078】

以上説明したように、本実施形態の超音波診断装置100は、被検体に集束したバースト超音波を送信することにより当該バースト超音波の焦点位置に生成されたせん断波を、

50

複数のせん断波検出用パルスを繰り返し送信することにより得たエコー信号群を用いて検出するせん断波検出部 152 と、前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する速度計算部 153 と、前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を前記せん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得る変動評価部 154 と、前記信頼性情報をユーザに提示する提示部 156 と、を備える。

このとき、前記変動評価部 154 は、前記エコー信号群を用いて前記変動の評価を行ってもよい。

また、前記変動評価部 154 は、さらに、前記変動の要因を特定し、前記提示部 156 は、前記特定された要因もさらにユーザに提示する。

【0079】

このように本実施形態によれば、放射圧エラストグラフィに用いるトラックパルスから動きに関する情報を抽出し、せん断波を検出しながら計測対象の組織における動きや面ずれを検出する。検出した動きに関する情報をユーザに提供することで、ユーザに計測の信頼性に関する指針を提供できる。また、加算平均時に、動き情報に応じて、せん断波速度計測値の重みづけを行うことで、より信頼性の高い計測値を提供できる。また、動きのパターンによって手ぶれがあるか否かを検出し、手ぶれである場合はその旨ユーザに通知する。

【0080】

これにより、ユーザは、提供された情報を見て、計測の信頼性を把握できる。そして、適宜、計測をやり直すことができる。このように、本実施形態によれば、より信頼性の高い計測手法を実現できる。このため、本実施形態によれば、放射圧エラストグラフィにおいて、計測精度と再現性の劣化を低減でき、高い診断能をもつ超音波画像(硬さの情報)をユーザに提供できる。

【0081】

放射圧エラストグラフィによれば、例えば、乳癌などは、周辺組織に比べ優位に硬いため、硬い部分を描写することにより感度良く乳がんを検出することが可能である。また、肝硬変に至る肝炎などは肝臓の硬さが病気の進行度と強く関連しており、肝臓の硬さを計測することで、生検の数を最小限に抑えながら的確な診断と治療経過モニタリングをすることができる。本実施形態は、このような放射圧エラストグラフィの良さをそのまま生かし、新たな計測を追加することなく、上述の効果を得ることができる。

【0082】

なお、上記実施形態では、提示部 156 が表示画面を生成し、ユーザにせん断波速度とその評価結果とを提示する構成としたが、これに限定されない。例えば、図 8 に示すように、上記実施形態の構成に加え、さらに、表示画面 600 を介して、ユーザからの指示を受け付ける受付部 157 を備えてもよい。この場合、提示部 156 が生成する表示画面 600 は、再計測の指示を受け付ける、受付ボタン 630 を備える。

【0083】

例えば、図 9(a) に示すように、表示画面 612 が表示された場合、ユーザは、当該表示画面 612 を介して、変動インデックス k_m の逆数が小さいプロット点を選択する。選択は、例えば、本図に示すように、枠 631 で囲うなどにより行う。受付部 157 は、この選択を受け付け、対応するせん断波速度を特定し、加算平均部 155 に選択されたせん断波速度のみを用いて、加算平均速度を再計算させる。計算結果は、提示部 156 により表示される。

【0084】

また、図 9(b) に示すように、表示画面 613 が表示された場合、ユーザは、例えば、任意に設定した変動インデックス k_m の逆数で、プロット点群を分割する。分割の指示は、例えば、本図に示すように所定の変動インデックス k_m の逆数 632 を表示画面 613 の散布図上で指定することにより行う。受付部 157 は、この分割する際に用いる変動インデックス k_m の逆数の指定を受け付け、当該値で分割されたプロット点群を、それぞれグループ化し、加算平均部 155 にグループごとの加算平均速度を計算させる。計算結果

10

20

30

40

50

は、提示部 1 5 6 により表示される。

【 0 0 8 5 】

また、図 9 (c) に示すように、表示画面 6 1 4 が表示された場合、ユーザは、例えば、受付ボタン 6 3 0 を介して、再計測を指示する。受付部 1 5 7 は、この指示を受け付けると、シーケンス制御部 1 2 0 に再度計測を行うよう指示する。なお、このとき、探触子 1 6 0 を持ち直すよう指示を行ってもよい。

【 0 0 8 6 】

この場合の、表示後の処理の流れを、図 1 0 を用いて説明する。

【 0 0 8 7 】

受付部 1 5 7 は、表示画面 6 0 0 を介して、所定のプロット点群の選択を受け付けると (ステップ S 1 1 0 1)、当該プロット点群に対応するせん断波速度データを除外する (ステップ S 1 1 0 2)。そして、加算平均部 1 5 5 に、残りのせん断波速度データにより加算平均を再計算させる (ステップ S 1 1 0 3)。このとき、変動評価部 1 5 4 が、残りのせん断波速度データの変動インデックス $k m$ の標準偏差を算出するよう構成してもよい。そして、提示部 1 5 6 は、算出結果から表示画面を生成し、表示装置 1 8 0 に表示し (ステップ S 1 1 0 4)、処理を終了する。

10

【 0 0 8 8 】

一方、受付部 1 5 7 は、表示画面 6 0 0 を介して、プロット点群を分割する、変動インデックス $k m$ の逆数の指定を受け付けると (ステップ S 1 1 0 5)、プロット点を、当該変動インデックス $k m$ の逆数以上とそれより小さいものとに分けて、それぞれグループ化し (ステップ S 1 1 0 5)、加算平均部 1 5 5 に、グループごとに、そのせん断波速度データを用いて、加算平均を再計算させる (ステップ S 1 1 0 6)。このとき、変動評価部 1 5 4 が、グループごとのせん断波速度データの変動インデックス $k m$ の標準偏差を算出するよう構成してもよい。そして、提示部 1 5 6 は、算出結果から、各々のグループの表示画面を生成し、表示装置 1 8 0 に表示し (ステップ S 1 1 0 7)、処理を終了する。

20

【 0 0 8 9 】

また、受付部 1 5 7 は、再計算の指示を行う指示ボタンの押下を受け付けた場合 (ステップ S 1 1 0 8)、シーケンス制御部 1 2 0 に再計測の指示を行う (ステップ S 1 1 0 9)。いずれの指示もない場合、処理を終了する。

【 0 0 9 0 】

このように、受付部 1 5 7 を備え、信頼性情報に基づいて、ユーザからの指示を受け付けることにより、信頼性評価結果を計測にフィードバックでき、計測精度、再現性をさらに高めることができる。

30

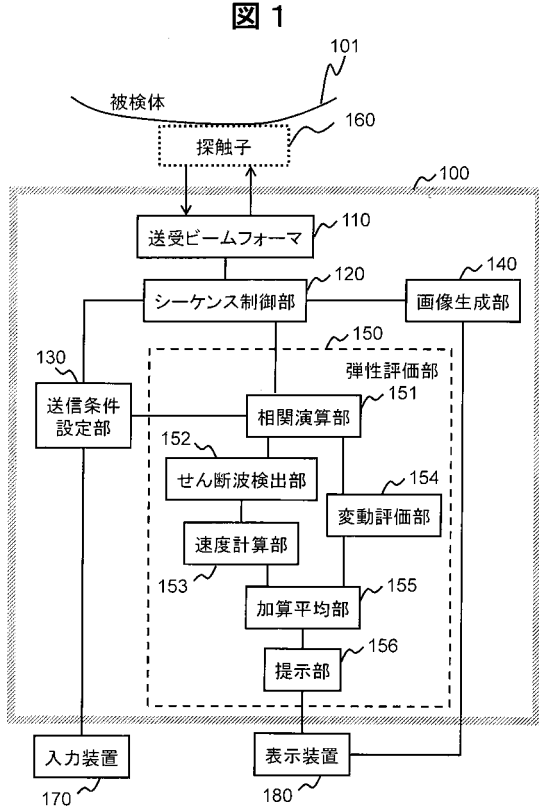
【 符号の説明 】

【 0 0 9 1 】

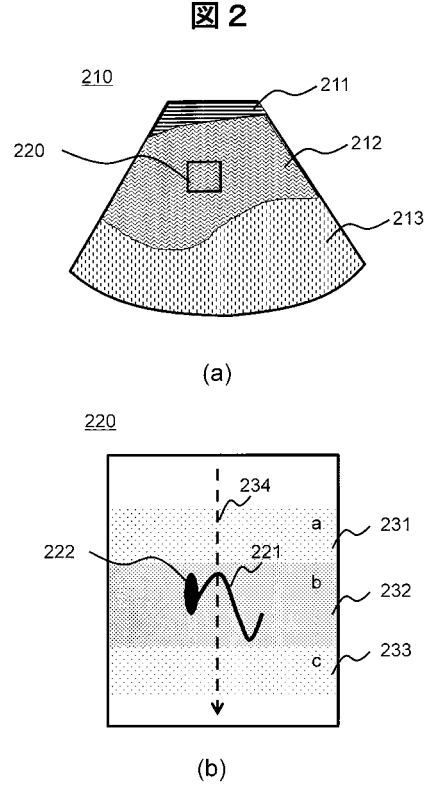
1 0 0 : 超音波診断装置、 1 1 0 : 送受ビームフォーマ、 1 2 0 : シーケンス制御部、 1 3 0 : 送信条件設定部、 1 4 0 : 画像生成部、 1 5 0 : 弾性評価部、 1 5 1 : 相関演算部、 1 5 2 : せん断波検出部、 1 5 3 : 速度計算部、 1 5 4 : 変動評価部、 1 5 5 : 加算平均部、 1 5 6 : 提示部、 1 5 7 : 受付部、 1 6 0 : 探触子、 1 7 0 : 入力装置、 1 8 0 : 表示装置、 2 0 1 : 計測領域、 2 1 0 : Bモード画像、 2 1 1 : 組織層、 2 1 2 : 組織層、 2 1 3 : 組織層、 2 2 0 : 計測領域、 2 2 1 : せん断波、 2 2 2 : せん断波発生位置、 2 3 1 : 非伝搬領域、 2 3 2 : せん断波伝搬領域、 2 3 3 : 非伝搬領域、 2 3 4 : 矢印、 2 4 1 : 相関係数の変化、 2 4 2 : 相関係数の変化、 2 4 3 : 相関係数の変化、 3 1 0 : Bモード画像、 3 1 1 : 表在組織、 3 1 2 : 肝臓、 3 1 3 : 他組織、 3 1 4 : 矢印、 3 2 0 : 計測領域、 3 4 0 : 相関係数の変化のパターン、 3 5 0 : 相関係数の変化のパターン、 3 6 0 : 相関係数の変化のパターン、 6 0 0 : 表示画面、 6 1 0 : 散布図、 6 1 1 : 表示画面、 6 1 2 : 表示画面、 6 1 3 : 表示画面、 6 1 4 : 表示画面、 6 2 0 : 参考情報、 6 3 0 : 受付ボタン、 6 3 1 : 枠、 6 3 2 : 指定位置

40

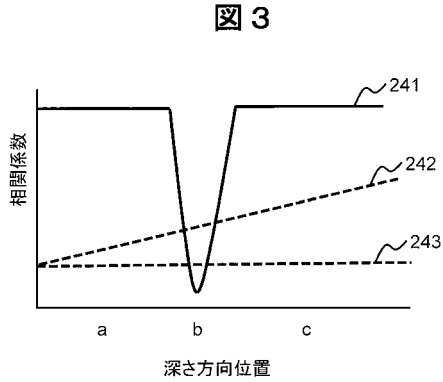
【 図 1 】



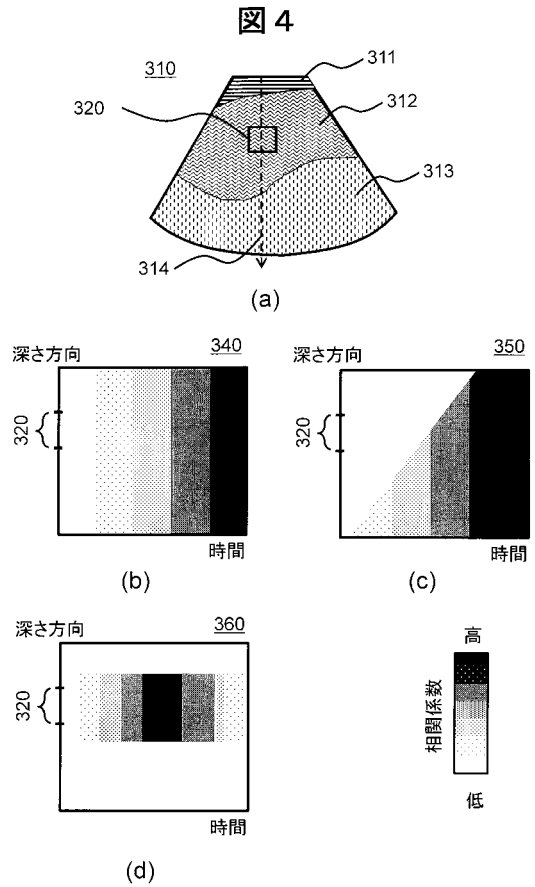
【 図 2 】



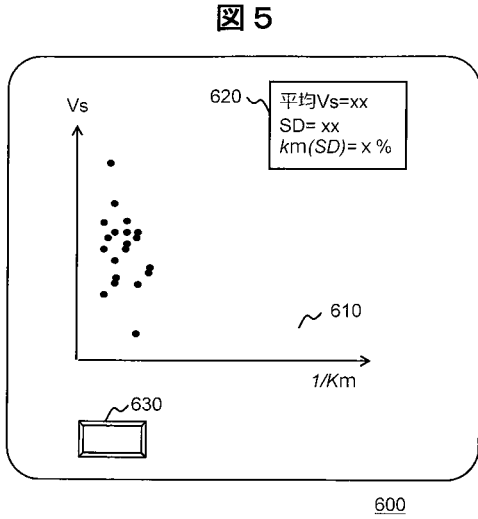
【 図 3 】



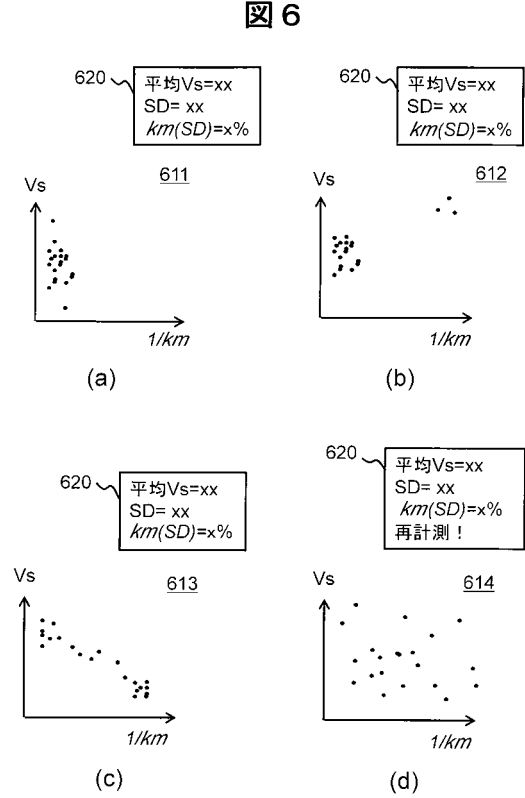
【 図 4 】



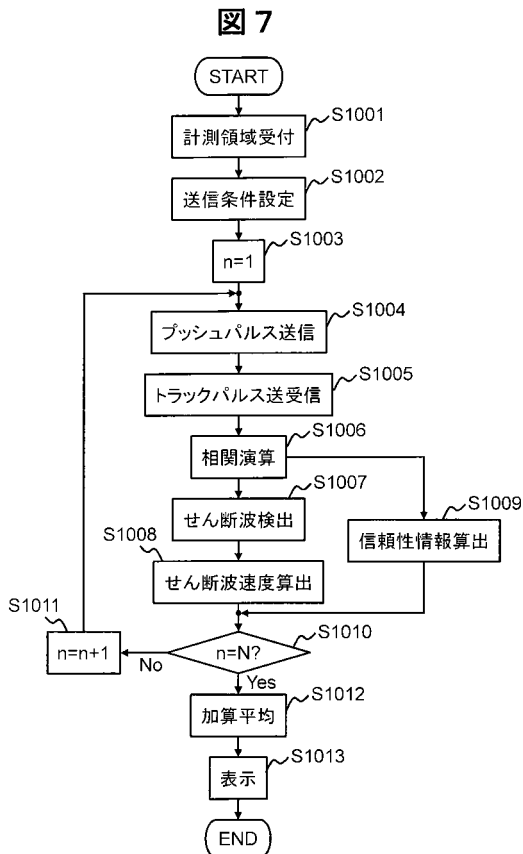
【 図 5 】



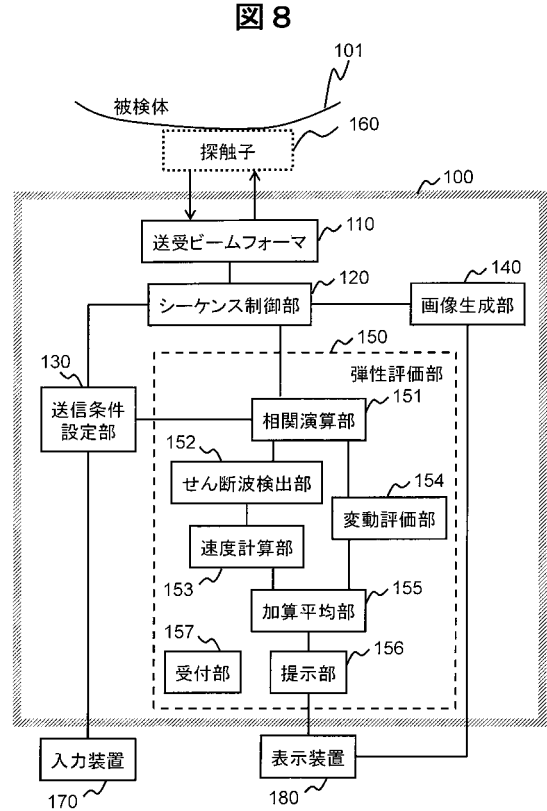
【 図 6 】



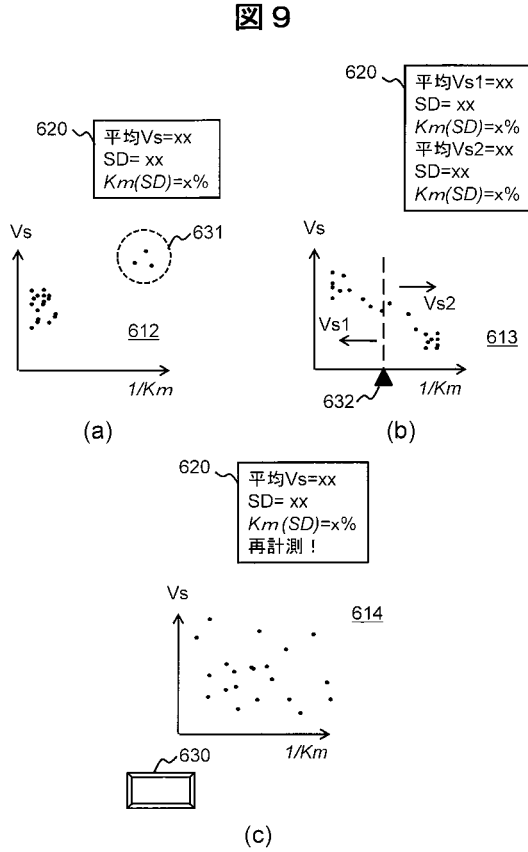
【 図 7 】



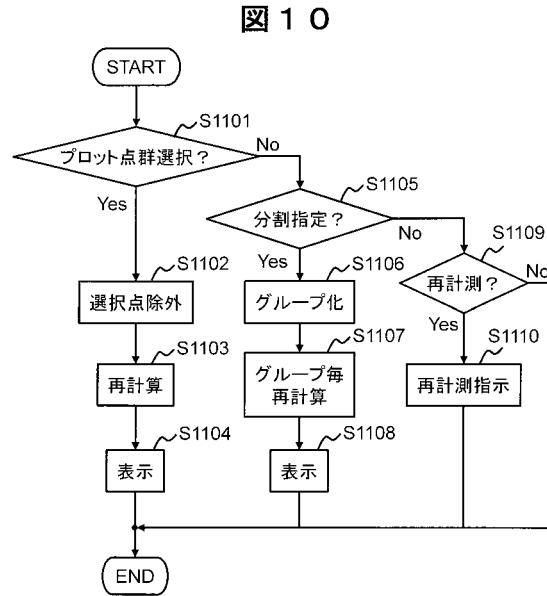
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成28年12月2日 (2016.12.2)

【 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 】

被検体の所定の焦点位置に集束したバースト超音波を送信した後、当該バースト超音波により生成されて、前記被検体を伝搬するせん断波を検出するための複数のせん断波検出用パルスを前記被検体に対して繰り返し送信し、そのエコーを受信することにより、エコー信号群を得る送受ビームフォーマット、

前記エコー信号群から、前記被検体の前記せん断波による変動を検出するせん断波検出部と、

前記せん断波の速度を計算する速度計算部と、

前記エコー信号群から、前記被検体の前記せん断波以外の変動を、前記せん断波による変動とは区別して検出する変動評価部と、

前記変動評価部の検出結果をユーザに提示する提示部と、を備えること
を特徴とする超音波診断装置。

【 請求項 2 】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記変動評価部は、前記計測領域内であって、前記せん断波の伝搬領域の深度とは異なる深度領域における前記被検体の変動を検出することにより、前記せん断波以外の変動を検出すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記変動評価部は、前記せん断波以外の変動の大きさを示す指標を算出すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体に集束したバースト超音波を送信することにより当該バースト超音波の焦点位置に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルスを繰り返し送信することにより得たエコー信号群を用いて検出するせん断波検出部と、

前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する速度計算部と、

前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を、前記せん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得る変動評価部と、

前記信頼性情報をユーザに提示する提示部と、を備え

前記変動評価部は、さらに、前記変動の要因を特定し、

前記提示部は、前記特定された要因をさらにユーザに提示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記バースト超音波の送信と、前記複数のせん断波検出用パルスの繰り返しの送信と、
前記エコー信号の受信とからなる計測を、予め定めたパルスシーケンスに従って実行する
シーケンス制御部と、

複数の前記せん断波速度の加算平均を計算する加算平均部と、をさらに備え、

前記シーケンス制御部は、前記計測を繰り返し、

前記せん断波検出部は、前記計測毎に前記せん断波を検出し、

前記速度計算部は、前記せん断波を検出する毎に前記せん断波速度を計算し、

前記加算平均部は、前記せん断波を検出する毎に計算される複数の前記せん断波速度の
加算平均を計算し、

前記提示部は、前記加算平均結果を前記せん断波以外の変動の検出結果とともにユーザ
に提示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、

前記変動評価部は、前記せん断波以外の変動の大きさを示す指標を算出し、

前記加算平均部は、前記加算平均時に前記指標を用いて重みづけを行うこと

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、

前記変動評価部は、前記せん断波以外の変動の大きさを示す指標を算出し、

前記提示部は、前記計測毎の前記指標および前記せん断波速度を散布図にし、さらに提
示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の超音波診断装置であって、

ユーザから前記散布図上のプロット結果を介して指示を受け付ける受付部をさらに備え

、
前記加算平均部は、前記指示に応じて、前記加算平均を再計算すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体に集束したバースト超音波を送信することにより当該バースト超音波の焦点位置に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルスを繰り返し送信することにより得

たエコー信号群を用いて検出するせん断波検出部と、
前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する速度計算部と、
前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を、前記せん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得る変動評価部と、
前記信頼性情報をユーザに提示する提示部と、
前記バースト超音波の送信と前記複数のせん断波検出用パルスの繰り返しの送信と当該送信によるエコー信号の受信とからなる計測を、予め定めたパルスシーケンスに従って実行するシーケンス制御部と、
複数の前記せん断波速度の加算平均を計算する加算平均部と、
受付部と、を備え、
前記シーケンス制御部は、前記計測を繰り返し、
前記せん断波検出部は、前記計測毎に前記せん断波を検出し、
前記速度計算部は、前記せん断波を検出する毎に前記せん断波速度を計算し、
前記加算平均部は、前記せん断波を検出する毎に計算される複数の前記せん断波速度の加算平均を計算し、
前記提示部は、前記加算平均結果を前記信頼性情報とともにユーザに提示し、さらに、前記計測毎の前記信頼性情報および前記せん断波速度を散布図にして提示し、
前記受付部は、ユーザから前記散布図上のプロット結果を介して指示を受け付け、
前記加算平均部は、前記指示に応じて、前記加算平均を再計算し、
前記受付部は、除外する前記せん断波速度の選択をさらに受け付け、
前記加算平均部は、前記選択されたせん断波速度以外のせん断波速度を用いて、前記加算平均を再計算すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体に集束したバースト超音波を送信することにより当該バースト超音波の焦点位置に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルスを繰り返し送信することにより得たエコー信号群を用いて検出するせん断波検出部と、
前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する速度計算部と、
前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を、前記せん断波速度の信頼度を示す信頼性情報として得る変動評価部と、
前記信頼性情報をユーザに提示する提示部と、
前記バースト超音波の送信と前記複数のせん断波検出用パルスの繰り返しの送信と当該送信によるエコー信号の受信とからなる計測を、予め定めたパルスシーケンスに従って実行するシーケンス制御部と、
複数の前記せん断波速度の加算平均を計算する加算平均部と、
受付部と、を備え、
前記シーケンス制御部は、前記計測を繰り返し、
前記せん断波検出部は、前記計測毎に前記せん断波を検出し、
前記速度計算部は、前記せん断波を検出する毎に前記せん断波速度を計算し、
前記加算平均部は、前記せん断波を検出する毎に計算される複数の前記せん断波速度の加算平均を計算し、
前記提示部は、前記加算平均結果を前記信頼性情報とともにユーザに提示し、さらに、前記計測毎の前記信頼性情報および前記せん断波速度を散布図にして提示し、
前記受付部は、ユーザから前記散布図上のプロット結果を介して指示を受け付け、
前記加算平均部は、前記指示に応じて、前記加算平均を再計算し、
前記受付部は、前記せん断波速度を前記信頼性情報に応じて複数のグループに分割する指示をさらに受け付け、
前記加算平均部は、グループごとに前記せん断波速度の加算平均を再計算すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、
ユーザから再計測の指示を受け付ける受付部をさらに備え、
前記シーケンス制御部は、前記指示に応じて、前記計測を実行すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、
前記変動評価部は、前記せん断波が伝搬する深度領域を、当該せん断波の発生位置と前
記せん断波の振幅とにより特定すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、
前記変動評価部は、前記せん断波が伝搬する深度領域を、前記エコー信号群から得たデ
ータに対して時間方向に相関演算を行って得た相関係数を用いて特定すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 4】

被検体に集束したパースト超音波を送信することにより当該パースト超音波の焦点位置
に生成されたせん断波を、複数のせん断波検出用パルスを繰り返し送信することにより得
たエコー信号群を用いて検出するせん断波検出部と、
前記せん断波の伝搬速度であるせん断波速度を計算する速度計算部と、
前記せん断波の伝搬領域を含む計測領域の変動を評価し、評価結果を、前記せん断波速
度の信頼度を示す信頼性情報として得る変動評価部と、
前記信頼性情報をユーザに提示する提示部と、を備え
前記変動評価部は、さらに、前記変動の要因を特定し、
前記提示部は、前記特定された要因をさらにユーザに提示し、
前記変動評価部は、前記エコー信号群から得たデータに対し、時間方向に相関演算を行
って得た相関係数の変化のパターンにより前記要因を特定すること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

被検体の所定の焦点位置に集束したパースト超音波を送信し、生成されたせん断波を前
記被検体に伝搬させ、複数のせん断波検出用パルスを前記被検体に対して繰り返し送信し
、そのエコーを受信することにより、エコー信号群を得て、
前記エコー信号群から、前記被検体の前記せん断波による変動を検出して、前記せん断
波の速度を計算するとともに、前記被検体の前記せん断波以外の変動を、前記せん断波に
よる変動とは区別して検出し、
前記せん断波以外の変動の検出結果をユーザに提示すること
を特徴とする弾性評価方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/069484
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A Y A	WO 2011/004661 A1 (Hitachi Medical Corp.), 13 January 2011 (13.01.2011), paragraphs [0025] to [0075]; fig. 1 to 9 & JP 2010-20962 A WO 2012/135611 A2 (HITACHI ALOKA MEDICAL INC.), 04 October 2012 (04.10.2012), page 20, lines 7 to 12; fig. 12 & US 2012/0253194 A1 & EP 2691026 A & CN 103458800 A & JP 2014-512217 A	1-3, 12, 13, 15 5-8, 11 4, 9, 10, 14 5-8, 11 4, 9, 10, 14
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 September, 2014 (30.09.14)		Date of mailing of the international search report 07 October, 2014 (07.10.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 9 4 8 4									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y A	WO 2011/004661 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.01.13, 段落 25-75、図 1-9 & JP 2010-20962 A	1-3, 12, 13, 15 5-8, 11 4, 9, 10, 14									
Y A	WO 2012/135611 A2 (HITACHI ALOKA MEDICAL INC.) 2012.10.04, Page.20 Lines.7-12, Fig.12 & US 2012/0253194 A1 & EP 2691026 A & CN 103458800 A & JP 2014-512217 A	5-8, 11 4, 9, 10, 14									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 30.09.2014		国際調査報告の発送日 07.10.2014									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 富永 昌彦	2 Q 4 4 6 1								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD19 DD20 DD23 EE09 EE10 GB04 GB06 JB42 JB47
JB48 KK02 KK31

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备和弹性评估方法		
公开(公告)号	JPWO2015029651A1	公开(公告)日	2017-03-02
申请号	JP2015534086	申请日	2014-07-23
[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	浅見玲衣 吉川秀樹 田原麻梨江		
发明人	浅見 玲衣 吉川 秀樹 田原 麻梨江		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 G16H50/30 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB42 4C601/JB47 4C601/JB48 4C601/KK02 4C601/KK31		
优先权	2013174828 2013-08-26 JP		
其他公开文献	JP6169707B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种技术，该技术能够减少由于长的测量时间而导致的测量精度和再现性的劣化，并且能够在辐射压弹性成像的切波速度的测量中获得具有高诊断性能的超声图像。在放射线弹性成像中，在检测由于跟踪脉冲的照射而从回波信号中检测到剪切切波的同时，提取与测量区域中的运动（波动）有关的信息，并将其作为表示测量的可靠性的可靠性信息提供给用户。结果。此外，从提取的信息中指定波动的因素，并将其呈现给用户。此外，当对多次测量结果进行算术平均时，使用可靠性信息进行加权。

