

(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2016-67399

(P2016-67399A)

(43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)

(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 20 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-197077 (P2014-197077)
(22) 出願日 平成26年9月26日 (2014.9.26)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
(72) 発明者 谷川 俊一郎
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE30 JC20 KK31 KK33 KK47

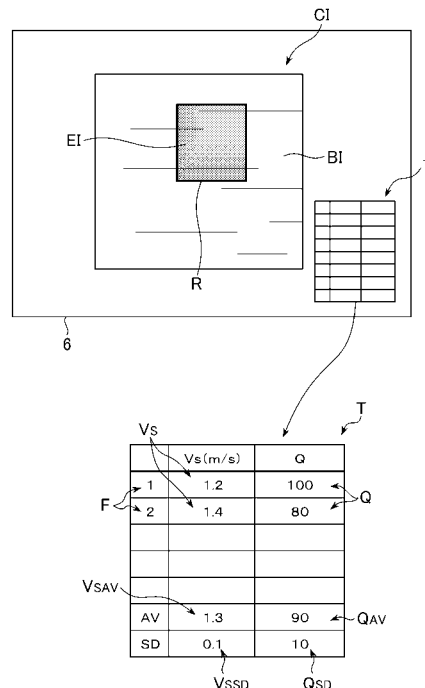
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】計測値の数やばらつき度合いなどを知ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスの送信とを制御する送信制御部と、検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて、せん断弾性波の伝搬速度 V_s を算出する計測値算出部と、被検体の同一の部分における複数の伝搬速度 V_s の一覧表 T を表示部 6 に表示させる画像表示制御部であって、計測値算出部によって新たに伝搬速度 V_s が算出される度に、この伝搬速度 V_s を一覧表 T に追加して表示させてこの一覧表 T を更新することを特徴とする。

【選択図】 図 1 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスの送信とを制御する送信制御部と、

前記検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出部と、

前記被検体の同一部分における複数の前記計測値の一覧を表示部に表示させる表示制御部であって、前記検出用超音波パルスによるエコー信号が取得されて前記計測値算出部によって新たに前記計測値が算出される度に、前記一覧を更新する表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記送信制御部は、所定数の前記計測値が表示されると、前記プッシュパルスの送信と前記検出用超音波パルスの送信とを停止することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記計測値が前記生体組織の弾性を正確に反映している度合を示す評価値を算出する評価値算出部を備え、

前記表示制御部は、前記一覧において前記評価値に応じて異なる表示形態で前記計測値を表示させる

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記表示制御部は、前記生体組織の弾性を正確に反映している度合が高い順序になるように、前記一覧において前記計測値を表示させるものであって、新たに得られた前記計測値について算出された前記評価値を、前記一覧において表示されている前記計測値について算出された前記評価値と比較して、新たに得られた前記計測値を前記一覧に追加して表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示部に表示された前記計測値を前記一覧において指示する入力を、装置の使用者が行なう入力部を備え、

前記表示制御部は、前記入力部によって指示された計測値を前記一覧において消去することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記表示部に表示された前記計測値を前記一覧において指示する入力を、装置の使用者が行なう入力部を備え、

前記表示制御部は、前記入力部によって指示された計測値を前記一覧において他の計測値とは異なる表示形態で表示させる

ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示部に表示された前記計測値を前記一覧において指示する入力を、装置の使用者が行なう入力部を備え、

前記表示制御部は、前記入力部によって指示された計測値の前記一覧における表示位置を変更する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記計測値が前記生体組織の弾性を正確に反映している度合を示す評価値を算出する評価値算出部を備え、

前記表示制御部は、前記評価値が所定の基準を満たす前記計測値の一覧を表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

50

前記送信制御部は、前記評価値が所定の基準を満たす所定数の前記計測値が表示されると、前記プッシュパルスの送信と前記検出用超音波パルスの送信とを停止することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示制御部は、前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いが高い順序になるように、前記一覧において前記評価値が所定の基準を満たす前記計測値を表示させるものであって、新たに得られた前記計測値について算出された前記評価値を、前記一覧において表示されている前記計測値について算出された前記評価値と比較して、新たに得られた前記計測値を前記一覧に追加して表示させることを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記表示制御部は、前記一覧における計測値として、前記計測値算出部によって前記被検体における同一の部分において得られた複数の前記計測値のうち、前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いが高い方から数えて所定数の計測値を表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記計測値が前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いを示す評価値を算出する評価値算出部を備え、

前記表示制御部は、前記計測値算出部によって新たに得られた第一の計測値の前記評価値と、前記一覧に表示された前記計測値のうち前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いが最も低い第二の計測値の前記評価値とを比較し、前記第二の計測値の前記評価値よりも前記第一の計測値の前記評価値の方が前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いが高い場合、前記第二の計測値に代えて、前記第一の計測値を表示させる

20

ことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記表示制御部は、前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いが高い順序になるように、前記一覧において前記計測値を表示させるものであって、新たに得られた前記計測値について算出された前記評価値を、前記一覧において表示されている前記計測値について算出された前記評価値と比較して、新たに得られた前記計測値を前記一覧に追加して表示させる

30

ことを特徴とする請求項 11 又は 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記被検体の同一部分において得られた複数の前記計測値の統計値を算出する統計値算出部を備え、

前記表示制御部は、前記統計値を前記一覧に表示させる

ことを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記表示制御部は、前記計測値が前記生体組織の弾性を正確に反映している度合いを示す評価値を前記一覧に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 16】

前記表示制御部は、前記評価値の統計値を表示させることを特徴とする請求項 15 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記評価値は、前記生体組織における前記せん断弾性波による前記生体組織の変位の時間変化の波形に基づいて算出されることを特徴とする請求項 15 又は 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記表示制御部は、前記一覧とともに、前記計測値に応じた弾性画像を表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 17 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 19】

前記計測値は、前記せん断弾性波の伝搬速度又は該伝搬速度に基づいて算出される弾性値であることを特徴とする請求項 1 ~ 18 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスの送信とを制御する送信制御機能と、

前記検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記被検体の同一部分における複数の前記計測値の一覧を表示部に表示させる表示制御部であって、前記検出用超音波パルスによるエコー信号が取得されて前記計測値算出部によって新たに前記計測値が算出される度に、前記一覧を更新する表示制御機能と、

をプログラムによって実行するプロセッサを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のプッシュパルスを送信して生体組織の弾性を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

生体組織に対して、超音波プローブから音圧の高い超音波パルス（プッシュパルス）を送信して、生体組織の弾性を計測する弾性計測手法が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。より詳細には、プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波（shear wave）が検出用超音波パルスによって検出され、前記生体組織の弾性に関する計測値として、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値が算出される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2012 - 100997 号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、前記生体組織の弾性に関する計測値が、生体組織の弾性を正確に反映していない場合もある。このため、より信頼性が高い計測値を得るため、複数回の計測が行なわれ、その中央値などが表示される場合がある。

【0005】

しかし、装置の使用者は、計測が行われている時に、現時点で何回計測が行われたのかわからない。また、装置の使用者が、複数の計測値の各々のばらつき度合いなどを知りたい場合もある。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスの送信とを制御する送信制御部と、前記検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出部と、前記被検体の同一部分における複数の前記計測値の一覧を表示部に表示させる表示制御部であって、前記検出用超音波パルスによるエコー信号が取得されて前記計測値算出部によって新たに前記計測値が算出される度に、前記一覧を更新する表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

50

【発明の効果】

【0007】

上記一の観点の発明によれば、前記検出用超音波パルスによるエコー信号が取得され前記計測値が新たに算出される度に、前記一覧が更新されるので、計測値の数やばらつき度合いなどを知ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施の形態の一例である超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

10

【図3】表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図4】弾性画像を有する合成画像と一覧表とが表示された表示部を示す図である。

【図5】第一実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図6】Bモード画像に関心領域が設定された表示部を示す図である。

【図7】生体組織における二点の一例を示す説明図である。

【図8】図7に示す二点のうち的一方の点における生体組織の変位の時間変化の波形を示す図である。

【図9】図7に示す二点のうち他方の点における生体組織の変位の時間変化の波形を示す図である。

【図10】図7に示す二点のうち他方の点における生体組織の変位の時間変化の波形の他例を示す図である。

20

【図11】弾性画像を有する合成画像と一覧表とが表示された表示部を示す図である。

【図12】一覧表の表示が更新された状態の表示部を示す図である。

【図13】一覧表に5個の伝搬速度及び評価値が表示された状態の表示部を示す図である。

【図14】第一実施形態の第一変形例において、評価値に応じて表示形態が異なる一覧表が表示された表示部を示す図である。

【図15】第一実施形態の第二変形例において、評価値が高い順に、伝搬速度、評価値及びフレーム番号が並んだ一覧表が表示された表示部を示す図である。

【図16】第一実施形態の第三変形例において、カーソルによる指示を説明する図である。

30

【図17】第一実施形態の第三変形例において、カーソルによって指示された伝搬速度、評価値及びフレーム番号の表示が消去された状態を示す図である。

【図18】第二実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図19】第二実施形態において合成画像と一覧表とが表示された表示部を示す図である。

【図20】第三実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図21】関心領域内における一部の領域内の計測点についての弾性に関する計測値が算出される場合の表示部を示す図である。

【図22】関心部分についての弾性に関する計測値が算出される場合の表示部を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示処理部5、表示部6、操作部7、制御部8、記憶部9を備える。

【0010】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)を有

50

して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。この超音波プローブ2により、生体組織にせん断弾性波を生じさせるための超音波パルス（プッシュパルス）が送信される。また、前記超音波プローブ2により、せん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。

【0011】

また、前記超音波プローブ2により、Bモード画像を作成するための画像用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。

【0012】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記制御部8からの制御信号に基づいて、前記超音波プローブ2を駆動させて所定の送信パラメータ（parameter）を有する前記各種の超音波パルスを送信させる（送信制御機能）。また、送受信ビームフォーマ3は、超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信ビームフォーマ3及び前記制御部8は、本発明における送信制御部の実施の形態の一例である。また、前記送信制御機能は、本発明における送信制御機能の実施の形態の一例である。

10

【0013】

前記エコーデータ処理部4は、図2に示すように、Bモード処理部41、計測値算出部42、評価値算出部43及び統計値算出部44を有する。前記Bモード処理部41は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。

20

【0014】

前記計測値算出部42は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに基づいて、前記プッシュパルスが送信された前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する。具体的には、前記計測値算出部42は、前記計測値として、前記せん断弾性波の伝搬速度を算出する。より詳細には、前記計測値算出部42は、前記検出用超音波パルスによるエコー信号において検出される前記せん断弾性波の伝搬速度を算出する。

【0015】

また、前記計測値算出部42は、前記計測値として、前記生体組織の弾性値（ヤング率（Pa：パスカル））を、前記伝搬速度に基づいて算出してもよい。

【0016】

前記計測値算出部42は、本発明における計測値算出部の実施の形態の一例である。また、前記計測値算出機能による計測値の算出機能は、本発明における計測値算出機能の実施の形態の一例である。

30

【0017】

ちなみに、前記伝搬速度のみが算出され、前記弾性値は必ずしも算出されなくてもよい。前記伝搬速度のデータ又は前記弾性値のデータを、弾性データと云うものとする。

【0018】

前記評価値算出部43は、前記伝搬速度及び前記弾性値の少なくとも一方が、前記生体組織の弾性を正確に反映している度合を示す評価値を算出する。詳細は後述する。前記評価値算出部43は、本発明における評価値算出部の実施の形態の一例である。

40

【0019】

前記統計値算出部44は、前記伝搬速度及び前記弾性値の少なくとも一方の統計値を算出する。統計値には、平均値、中央値、散布度などが含まれる。散布度は、標準偏差、分散又は変動係数である。

【0020】

前記表示処理部5は、図3に示すように、画像表示制御部51、領域設定部52を有する。前記画像表示制御部51は、前記Bモードデータをスキャンコンバータ（scan converter）によって走査変換してBモード画像データを作成し、このBモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。また、前記画像表示制御部51は、前記弾性データをスキャンコンバータによって走査変換して弾性画像データを

50

作成し、この弾性画像データに基づく弾性画像を前記表示部 6 に表示させる。

【0021】

本例では、図 4 に示すように、前記弾性画像 E I は、前記 B モード画像 B I に設定された関心領域 R 内に表示される二次元の画像である。前記弾性画像 E I は、前記伝搬速度又は前記弾性値に応じた色を有するカラー (c o l o r) 画像である。前記画像表示制御部 5 1 は、前記 B モード画像データ及び前記弾性画像データを合成して合成画像データを作成し、この合成画像データに基づく合成画像 C I を前記表示部 6 に表示させる。この合成画像 C I は、B モード画像 B I に設定された関心領域 R 内に弾性画像 E I が表示された画像である。前記弾性画像 E I は、背景の B モード画像 B I が透過する半透明の画像である。

10

【0022】

前記画像表示制御部 5 1 は、前記合成画像 C I とともに、一覧表 T を前記表示部に表示させる。本例では、この一覧表 T は、前記伝搬速度及びこの伝搬速度の評価値を含む。詳細は後述する。前記一覧表 T は、本発明における一覧の実施の形態の一例である。また、前記画像表示制御部 5 1 は、本発明における表示制御部の実施の形態の一例である。また、前記画像表示制御部 5 1 の機能は、本発明における表示制御機能の実施の形態の一例である。

【0023】

前記関心領域 R は、前記領域設定部 5 2 によって設定される。より詳細には、前記領域設定部 5 2 は、装置の使用者による前記操作部 7 における入力に基づいて、前記関心領域 R を設定する。前記関心領域 R は、せん断弾性波が検出される領域であり、この領域において前記検出用超音波パルスの送受信が行われる。

20

【0024】

前記表示部 6 は、LCD (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) や有機 EL (E l e c t r o - L u m i n e s c e n c e) ディスプレイなどである。前記表示部 6 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【0025】

前記操作部 7 は、特に図示しないが、装置の使用者が指示や情報を入力するためのキーボード (k e y b o a r d) や、トラックボール (t r a c k b a l l) 等のポインティングデバイス (p o i n t i n g d e v i c e) などを含んで構成されている。

30

【0026】

前記制御部 8 は、CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) 等のプロセッサである。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶されたプログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部を制御する。例えば、前記制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4 及び前記表示処理部 5 の機能を実行させる。

【0027】

前記制御部 8 は、前記送受信ビームフォーマ 3 の機能のうちの全て、前記エコーデータ処理部 4 の機能のうちの全て及び前記表示処理部 5 の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。前記制御部 8 が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

40

【0028】

なお、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4 及び前記表示処理部 5 の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

【0029】

前記記憶部 9 は、HDD (H a r d D i s k D r i v e : ハードディスクドライブ) や、RAM (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) や ROM (R e a d O n l y M e m o r y) 等の半導体メモリ (M e m o r y) などである。

【0030】

50

前記超音波診断装置 1 は、前記記憶部 9 として、前記 H D D、前記 R A M 及び前記 R O M の全てを有していてもよい。また、前記記憶部 9 は、C D (C o m p a c t D i s k) や D V D (D i g i t a l V e r s a t i l e D i s k) などの可搬性の記憶媒体であってよい。

【 0 0 3 1 】

前記制御部 8 によって実行されるプログラムは、H D D や R O M などの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、前記プログラムは、C D (C o m p a c t D i s k) や D V D (D i g i t a l V e r s a t i l e D i s k) などの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【 0 0 3 2 】

10

次に、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。本例では、N (N : 2 以上の自然数) 回の伝搬速度の計測が行われ、その計測値が表示されるとともに、表示されている計測値の統計値が表示される。ちなみに、一フレームにつき、一回の伝搬速度の計測が行われる。具体的に、図 5 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 3 3 】

まず、ステップ S 1 において、装置の使用者は被検体の生体組織に対して前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信を行ない、エコー信号に基づく B モード画像 B I を表示させる。そして、装置の使用者は、前記操作部 7 において、図 6 に示すように、前記 B モード画像 B I に関心領域 R を設定する入力を行なう。これにより、前記 B モード画像 B I に関心領域 R が設定される。この関心領域 R は、弾性画像を表示させたい領域に設定される。

20

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 2 では、前記超音波プローブ 2 からプッシュパルスが送信される。このプッシュパルスは、例えば、装置の使用者が前記操作部 7 において弾性画像を表示させる入力を行なうと送信される。前記プッシュパルスは、例えば前記関心領域 R の外側であって、ラテラル (l a t e r a l) 方向における前記関心領域 R の一端部の近傍に送信される。

【 0 0 3 5 】

前記プッシュパルスにより、前記生体組織にせん断弾性波が発生する。前記せん断弾性波は、前記プッシュパルスから遠ざかる方向へ伝播する。

30

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 3 では、少なくとも前記関心領域 R の中及び前記関心領域 R の輪郭線上において、前記せん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。前記検出用超音波パルスの送受信は、複数音線について行われる。

【 0 0 3 7 】

次に、ステップ S 4 では、前記計測値算出部 4 2 は、前記検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて、弾性データを作成する。ここでは、この弾性データは、前記せん断弾性波の伝搬速度のデータである。一フレームにつき、一つの伝搬速度のデータが得られる。

40

【 0 0 3 8 】

前記弾性データは、前記関心領域 R 内において、前記検出用超音波パルスが送受信される複数の音線の各々において、複数の計測点について作成される。これら計測点は、例えば画素に対応する部分である。

【 0 0 3 9 】

前記計測値算出部 4 2 は、前記関心領域 R 内における前記複数の計測点について伝搬速度を算出すると、その平均値、すなわち前記関心領域 R 内における伝搬速度の平均値を算出する。前記関心領域 R 内における伝搬速度の平均値を、前記関心領域 R 内の伝搬速度 V_s と云うものとする。

【 0 0 4 0 】

50

ちなみに、関心領域 R 内における複数の計測点についての伝搬速度が算出され二次元の弾性画像が表示される場合、一フレーム分のプッシュパルスの送信と検出用超音波パルスの送信によって前記伝搬速度を算出することを、一回の弾性計測と云うものとする。

【0041】

また、このステップ S 4 では、前記評価値算出部 4 3 は、評価値 Q を算出する。具体的に説明する。前記計測値算出部 4 2 により、前記計測点の各々において前記せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化が得られる。この変位の時間変化は、前記検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて得られる。前記評価値算出部 4 3 は、せん断弾性波の伝播方向における二つの計測点における前記変位の時間変化の波形を比較することにより、前記評価値 Q を算出する。

10

【0042】

より詳細に説明する。せん断弾性波は、生体組織内における反射や回折などによってノイズが重畳する場合がある。また、生体組織自体が動く場合もある。このような場合、前記プッシュパルスによって発生したせん断弾性波が、その発生時の波形を維持したまま伝搬しない場合がある。このようなせん断弾性波が前記検出用超音波パルスによって検出されて前記伝搬速度が算出されると、生体組織の弾性を正確に反映した伝搬速度にならない。そこで、前記評価値算出部 4 3 は、生体組織を伝播する前記せん断弾性波の発生時の波形が維持されている程度に基づいて、前記評価値 Q を算出する。

【0043】

ここで、前記プッシュパルスによって発生したせん断弾性波が、その発生時の波形を維持したまま伝搬しない場合、前記せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化の波形を、二つの計測点において比較すると、一致度が低下する。そこで、上述のように、前記評価値算出部 4 3 は、せん断弾性波の伝播方向における二つの計測点における前記変位の時間変化の波形を比較することにより、前記評価値 Q を算出する。

20

【0044】

具体的に説明する。図 7 には、被検体における二つの計測点 A , B が示されている。前記計測点 A は、前記関心領域 R の輪郭線上に位置し、前記計測点 B は、前記関心領域 R 内に位置する。前記計測点 A , B は、プッシュパルス P P によって生じたせん断弾性波 S W の伝播方向 d (矢印の方向) に位置する。また、前記計測点 A , B は、前記検出用超音波パルスが送受信される音線上に位置する。

30

【0045】

例えば、図 7 に示す計測点 A における前記せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化をプロットすることにより、図 8 に示すように、変位の時間変化の波形 W a が得られたとする。また、前記図 7 に示す計測点 B における前記せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化をプロットすることにより、図 9 に示すように、変位の時間変化の波形 W b が得られたとする。

【0046】

前記評価値算出部 4 3 は、前記波形 W a 及び前記波形 W b に対して相互相関演算を行ない、波形の一致度を算出する。前記評価値算出部 4 3 は、一致度が最も高い部分の相関係数に応じた評価値 Q を算出する。得られた評価値 Q は、前記計測点 B において得られた伝搬速度の評価値とされる。

40

【0047】

前記評価値 Q は、例えば 0 ~ 100 の範囲の数値である。前記評価値 Q は、数値が大きいほど、生体組織の弾性を正確に反映している度合いが高い。相関係数が大きいほど、前記評価値 Q は大きくなる。一方、相関係数が小さいほど、前記評価値 Q は小さくなる。例えば、前記波形 W b が、図 10 に示すようにばらついていると、前記波形 W a 及び前記波形 W b に対する相互相関演算の相関係数は小さくなり、前記評価値 Q は小さくなる。

【0048】

前記評価値算出部 4 3 は、このように異なる二つの計測点において、前記せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化の波形に対する相互相関演算を行ない、一方の計測点に

50

ついて、相関係数に応じた評価値 Q を算出する。そして、前記評価値算出部 43 は、前記関心領域 R 内の全ての計測点について、前記評価値 Q を算出する。前記二つの計測点のうち、少なくともいずれか一方は、前記関心領域 R 内にあるものとする。

【0049】

さらに、このステップ $S4$ では、前記統計値算出部 44 が、前記関心領域 R 内の伝搬速度 V_s の統計値と前記評価値 Q_s の統計値を算出する。ここで、図 5 のフローチャートにおいて、ステップ $S1 \sim S6$ のループ (loop) は、 N 回繰り返される。前記統計値算出部 44 は、このループにおける M ($M < N$) ループ目までに前記ステップ $S4$ で得られた前記関心領域 R 内の伝搬速度 V_s の統計値及び前記評価値 Q の統計値を算出する。統計値は、本例では平均値及び標準偏差である。前記関心領域 R 内の伝搬速度 V_s の平均値を平均値 V_{sAV} とし、前記評価値 Q の平均値を平均値 Q_{AV} とする。また、前記関心領域 R 内の伝搬速度 V_s の標準偏差を標準偏差 V_{sSD} とし、前記評価値 Q の標準偏差を標準偏差 Q_{SD} とする。

10

【0050】

次に、ステップ $S5$ では、前記画像表示制御部 51 は、図 11 に示すように、前記関心領域 R に弾性画像 EI が表示された合成画像 CI を前記表示部 6 に表示させる。また、前記画像表示制御部 51 は、前記合成画像 CI とともに、前記表示部 6 に表示された一覧表 T に、前記ステップ $S4$ で得られた前記関心領域 R 内の伝搬速度 V_s 、前記評価値 Q 、前記平均値 V_{sAV} 、 Q_{AV} 、前記標準偏差 V_{sSD} 、 Q_{SD} を表示させる。この一覧表 T の最も左の欄には、フレーム番号 F も表示される。

20

【0051】

次に、ステップ $S6$ では、前記制御部 8 は、前記一覧表 T に N 個 (N フレーム分) の前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q が表示されたか否かを判定する。前記一覧表 T に N 個の前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q が表示されていないと判定された場合 (ステップ $S6$ において「NO」)、前記ステップ $S1$ の処理へ戻り、再度このステップ $S1$ からの処理が行われる。この場合、再度前記ステップ $S4$ において前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q が得られると、ステップ $S5$ において、前記画像表示制御部 51 は、図 12 に示すように、新たに得られた前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q を前記一覧表 T に追加して表示させ、この一覧表 T を更新する。また、前記画像表示制御部 51 は、前記一覧表 T における前記平均値 V_{sAV} 、 Q_{AV} 、前記標準偏差 V_{sSD} 、 Q_{SD} の表示を更新する。

30

【0052】

一方、ステップ $S6$ において、図 13 に示すように、前記一覧表 T に N 個の前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q が表示されたと判定された場合 (ステップ $S6$ において「NO」)、処理を終了する。ここでは、 $N = 5$ である。従って、前記一覧表 T において、前記被検体の生体組織の同一の部分における 5 個の伝搬速度が表示される。また、前記一覧表 T に N 個の前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q が表示されたと判定されると、前記ブッシュパルスの送信と前記検出用超音波パルスの送信とが停止される。

【0053】

以上説明した本例によれば、前記一覧表 T において前記伝搬速度 V_s が算出される度に、その伝搬速度 V_s が前記一覧表 T に追加されることによってこの一覧表 T の表示が更新されるので、装置の使用者は現時点で、生体組織の同一部分における伝搬速度 V_s がいくつ得られたかを知ることができるとともに、数値のばらつき度合いを知ることができる。また、数値のばらつき度合いは、前記標準偏差 V_{sSD} によっても知ることができる。さらに、複数の前記伝搬速度 V_s の平均値 V_{sAV} が表示されるので、より正確な生体組織の弾性を知ることができる。

40

【0054】

また、前記評価値 Q が表示されるので、表示されている伝搬速度 V_s が、生体組織の弾性をどれだけ正確に反映したものであるかを知ることができる。また、前記平均値 Q_{AV} が表示されるので、複数の前記伝搬速度 V_s の全体の正確性を知ることができる。さらに、前記標準偏差 Q_{SD} が表示されることにより、前記評価値 Q のばらつき度合いを知ること

50

とができる。

【0055】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。前記画像表示制御部51は、前記評価値Qが閾値 Q_{th} 以上であるか否かによって、図14に示すように、前記一覧表Tにおいて、異なる表示形態で前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fを表示させる。これにより、装置の使用者は、生体組織の弾性を正確に反映していないおそれがある伝搬速度 V_s を容易に把握することができる。

【0056】

ここでは、前記閾値 Q_{th} が70未満であるものとする。伝搬速度 $V_s = 1.8$ であるフレーム番号 $F = 3$ においては、前記評価値 $Q = 40$ であるため、前記一覧表Tにおいて、これらの数値が表示された行には、ドットが表示されている。ただし、このような表示形態に限られるものではなく、例えば前記フレーム番号 $F = 3$ 、前記伝搬速度 $V_s = 1.8$ 、前記評価値 $Q = 40$ の数値の各々が、前記一覧表Tにおける他の数値とは異なる色で表示されてもよい。

10

【0057】

次に、第二変形例について説明する。前記画像表示制御部51は、図15に示すように、前記一覧表Tにおいて、前記評価値Qが高い順に、前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fを並べて表示させる。ここでは、前記一覧表Tにおいて、上から前記評価値Qが高い順序で、前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fが表示されている。前記画像表示制御部51は、新たに得られた前記伝搬速度 V_s の前記評価値Qを、すでに前記一覧表Tに表示されている前記伝搬速度 V_s の前記評価値Qと比較して、新たに得られた前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値Qが表示される位置を決定し、これらを追加して表示させて前記一覧表Tを更新する。

20

【0058】

第二変形例によれば、評価値Qの大きさの順序で前記一覧表Tが表示されるので、装置の使用者は、前記一覧表Tを見ることにより、どれくらいの数の前記伝搬速度 V_s が、どの程度の正確性で取得できているかを容易に把握することができる。

【0059】

第一実施形態において、前記一覧表TにN個の前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値Qが表示されても、処理が終了とならなくてもよい。例えば、第二変形例のような表示形態で前記一覧表Tが表示される場合、装置の使用者が、所要の評価値Q以上の前記伝搬速度 V_s が、所要の数だけ得られたと判断した場合に、装置の使用者が前記操作部7において処理を終了する入力を行なってもよい。

30

【0060】

次に、第三変形例について説明する。図16に示すように、前記一覧表Tにおいて、前記閾値 Q_{th} 未満の伝搬速度 V_s が表示された行を、前記表示部6に表示されたカーソルCによって、装置の使用者が前記操作部7を用いて指示する入力を行なってもよい。この入力があると、前記画像表示制御部51は、前記一覧表Tにおいて、前記カーソルCによって指示された行における前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fの表示を、図17に示すように削除する。また、前記画像表示制御部51は、削除された行よりも下の行を順次繰り上げて表示する。

40

【0061】

前記画像表示制御部51は、前記カーソルCによって指示する入力が行われると、前記一覧表Tにおいて、前記カーソルCによって指示された行における前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fを、他の行における前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fとは異なる色で表示するなど、異なる表示形態で表示させてもよい。

【0062】

また、前記画像表示制御部51は、前記カーソルCによって指示する入力が行われると、前記一覧表Tにおいて前記カーソルCによって指示された行に表示された前記伝搬速度

50

V_s 、前記評価値 Q 及び前記フレーム番号 F を、予め定められた異なる位置の行に表示させてもよい。例えば、前記画像表示制御部 51 は、前記カーソルによって指示された行に表示された前記伝搬速度 V_s 、前記評価値 Q 及び前記フレーム番号 F を、前記一覧表 T に表示された前記伝搬速度 V_s 、前記評価値 Q 及び前記フレーム番号 F の中で最も下の行に表示させてもよい。

【0063】

また、前記統計値算出部 44 は、表示が削除された前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q を除いて、新たな平均値 V_{sAV} 、 Q_{AV} 及び標準偏差 V_{sSD} 、 Q_{SD} を算出する。そして、前記画像表示制御部 51 は、これら新たな平均値 V_{sAV} 、 Q_{AV} 及び標準偏差 V_{sSD} 、 Q_{SD} を表示する。

10

【0064】

第三変形例によれば、装置の使用者によって、前記一覧表 T に表示された伝搬速度 V_s を削除することができるので、前記一覧表 T において、生体組織の弾性を正確に反映した伝搬速度 V_s のみを表示させることができる。また、前記一覧表 T において、削除された伝搬速度 V_s を除いた平均値 V_{sAV} が新たに表示されるので、装置の使用者は、より正確な数値を知ることができる。

【0065】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。以下、前記第一実施形態と異なる点について説明する。

20

【0066】

本例では、前記画像表示制御部 51 は、前記評価値 Q が前記閾値 Q_{th} 以上である伝搬速度 V_s を前記一覧表 T に表示させる。そして、前記一覧表 T に、 N 個の伝搬速度 V_s が表示されるまで、前記プッシュパルスと前記検出用超音波パルスが送信され、前記伝搬速度 V_s が算出される。

【0067】

図18のフローチャートに基づいて、第二実施形態の超音波診断装置1の作用について具体的に説明する。ステップ S_{11} ~ S_{14} については、前記第一実施形態における前記ステップ S_1 ~ S_4 と同一の処理である。次に、ステップ S_{15} では、前記画像表示制御部 51 は、前記ステップ S_{14} で得られた前記評価値 Q が前記閾値 Q_{th} 以上であるか否かを判定する。前記評価値 Q が前記閾値 Q_{th} 未満である場合(前記ステップ S_{15} において「NO」)、前記ステップ S_{11} の処理へ戻る。一方、前記評価値 Q が前記閾値 Q_{th} 以上である場合(前記ステップ S_{15} において「YES」)、ステップ S_{16} の処理へ移行する。

30

【0068】

ステップ S_{16} では、前記第一実施形態における前記ステップ S_5 と同様に、前記画像表示制御部 51 が、前記合成画像 CI を前記表示部 6 に表示させ、前記一覧表 T に、前記ステップ S_{14} で得られた前記伝搬速度 V_s 、前記評価値 Q 、前記平均値 V_{sAV} 、 Q_{AV} 、前記標準偏差 V_{sSD} 、 Q_{SD} 、フレーム番号 F を表示させる。

【0069】

次に、ステップ S_{17} では、前記第一実施形態における前記ステップ S_6 と同様に、前記制御部 8 は、前記一覧表 T に N 個 (N フレーム) の前記伝搬速度 V_s 及び前記評価値 Q が表示されたか否かを判定する。これにより、図19に示すように、前記評価値 Q が前記閾値 Q_{th} 以上である N 個 (ここでは、 $N = 5$) の前記伝搬速度 V_s が表示されると、前記プッシュパルスの送信と前記検出用超音波パルスの送信とが停止され、処理が終了する。

40

【0070】

本例によれば、前記評価値 Q が前記閾値 Q_{th} 以上である N 個の前記伝搬速度 V_s が表示されるまで、前記一覧表 T の表示が更新されるので、装置の使用者が煩雑な操作をすることなく、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した N 個の前記伝搬速度 V_s を表示さ

50

ることができる。これにより、装置の使用者は、より正確な弾性を容易に知ることができる。

【0071】

本例においても、前記画像表示制御部51は、前記第一実施形態の第二変形例と同様に、前記一覧表Tにおいて、前記評価値Qが高い順に、前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fを並べて表示させてもよい。

【0072】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。以下、前記第一、第二実施形態と異なる点について説明する。

10

【0073】

本例では、前記画像表示制御部51は、前記計測値算出部42によって得られた前記関心領域R内の前記伝搬速度 V_s のうち、前記評価値Qが高い方から数えてN個の前記伝搬速度 V_s を表示させる。

【0074】

図20のフローチャートに基づいて、第三実施形態の超音波診断装置1の作用について具体的に説明する。ステップS21～S24については、前記ステップS1～S4及び前記ステップS11～S14と同一の処理である。次に、ステップS25では、前記画像表示制御部51は、前記一覧表Tに、N個の前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fが表示されているか否かを判定する。「N」は、前記一覧表Tに表示される前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fの各々の最大の数である。例えば、上記各実施形態と同様に、 $N=5$ である。

20

【0075】

N個の前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fが表示されていないと判定された場合(ステップS25において「NO」)、ステップS27の処理へ移行する。このステップS27では、前記ステップS5、S16と同様に、前記合成画像CI及び前記ステップS24で得られた前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q、前記平均値 $V_{s_{AV}}$ 、 Q_{AV} 、前記標準偏差 $V_{s_{SD}}$ 、 Q_{SD} 、フレーム番号Fが表示される。

【0076】

一方、前記ステップS25において、N個の前記伝搬速度 V_s 、前記評価値Q及び前記フレーム番号Fが表示されていると判定された場合(ステップS25において「YES」)、ステップS26の処理へ移行する。ステップS26では、前記画像表示制御部51は、前記ステップS24で得られた前記評価値Qと、前記一覧表Tに表示された最小の評価値 Q_{min} とを比較し、 $Q > Q_{min}$ であるか否かを判定する。

30

【0077】

ここで、前記ステップS24で得られた前記評価値Qは、本発明における第一の計測値の評価値の実施の形態の一例である。また、前記最小の評価値 Q_{min} は、本発明における第二の計測値の評価値の実施の形態の一例である。

【0078】

前記ステップS26において、 $Q > Q_{min}$ であると判定された場合(ステップS26において「YES」)、前記ステップS27の処理へ移行する。前記ステップS26から前記ステップS27へ移行した場合、前記画像表示制御部51は、前記一覧表Tに表示されている最小の評価値 Q_{min} 及びこれに対応する伝搬速度 V_s 及びフレーム番号Fに代えて、前記ステップS24で得られた前記評価値Q及びこれに対応する伝搬速度 V_s 及びフレーム番号Fを前記一覧表Tに表示させることにより、この一覧表Tを更新する。これにより、前記評価値Qが高い方から数えてN個(本例では5個)の前記伝搬速度 V_s が表示された状態となる。また、前記画像表示制御部51は、前記一覧表Tにおける前記平均値 $V_{s_{AV}}$ 、 Q_{AV} 及び前記標準偏差 $V_{s_{SD}}$ 、 Q_{SD} の表示を更新する。

40

【0079】

一方、前記ステップS26において、 $Q > Q_{min}$ ではないと判定された場合(ステッ

50

ブ S 2 6 において「NO」)、ステップ S 2 8 の処理へ移行する。また、前記ステップ S 2 7 において、前記伝搬速度 V_s 、前記評価値 Q 、前記平均値 $V_{s_{AV}}$ 、 Q_{AV} 、前記標準偏差 $V_{s_{SD}}$ 、 Q_{SD} 、フレーム番号 F が表示されると、前記ステップ S 2 8 の処理へ移行する。

【0080】

前記ステップ S 2 8 では、処理を終了するか否かが判定される。例えば、前記制御部 8 は、前記操作部 7 において処理を終了する入力があった場合、処理を終了すると判定する(ステップ S 2 8 において「YES」)。一方、前記制御部 8 は、前記操作部 7 において処理を終了する入力がない場合、処理を終了しないと判定する(ステップ S 2 8 において「NO」)。この場合、前記ステップ S 2 1 の処理へ戻る。

10

【0081】

本例によれば、前記評価値 Q が高い方から数えて N 番目までの伝搬速度 V_s を前記一覧表 T に表示させることができるので、装置の使用者は、より正確な生体組織の弾性を知ることができる。

【0082】

本例においても、前記画像表示制御部 5 1 は、前記第一実施形態の第二変形例と同様に、前記一覧表 T において、前記評価値 Q が高い順に、前記伝搬速度 V_s 、前記評価値 Q 及び前記フレーム番号 F を並べて表示させてもよい。

【0083】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記ステップ S 4、S 1 4、S 2 4 において、前記計測値算出部 4 2 は、前記弾性値を算出してもよい。この場合、前記画像表示制御部 5 1 は、前記伝搬速度に代えて又は前記伝搬速度とともに、前記弾性値を前記一覧表 T に表示させてもよい。

20

【0084】

また、図 2 1 に示すように、前記関心領域 R 内における一部の領域 r_p 内の計測点についての伝搬速度が算出され、その平均値を前記伝搬速度 V_s としてもよい。例えば、装置の使用者が、前記操作部 7 によって前記領域 r_p を設定する入力を行なうことにより、前記領域設定部 5 2 が前記領域 r_p を設定してもよい。

【0085】

さらに、二次元の弾性画像 EI が表示されずに、図 2 2 に示すように、関心部分 P についての弾性に関する計測値(伝搬速度、弾性値)が算出され、前記一覧表 T に表示されてもよい。

30

【0086】

また、上述した前記評価値 Q の算出手法は一例である。前記評価値算出部 4 3 は、生体組織を伝播する前記せん断弾性波の発生時の波形が維持されている程度を、他の手法によって算出し、前記評価値 Q を算出してもよい。例えば、前記評価値算出部 4 3 は、前記計測点における前記せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化の波形の S/N に基づいて、その計測点における前記評価値 Q を算出してもよい。この場合、例えば、 S/N が悪いほど、前記評価値 Q が低くなる。

40

【0087】

また、前記計測点における変位の時間変化の波形におけるピーク(peak)の数に基づいて前記評価値 Q を算出してもよい。この場合、前記図 1 0 に示すように前記計測点における変位の時間変化の波形におけるピークの数が多くなるほど、前記評価値 Q が低くなる。

【符号の説明】

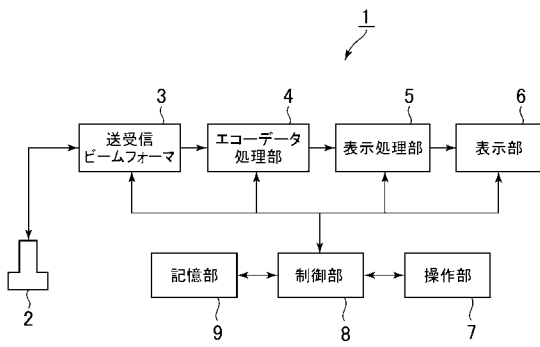
【0088】

- 1 超音波診断装置
- 3 送受信ビームフォーマ
- 6 表示部

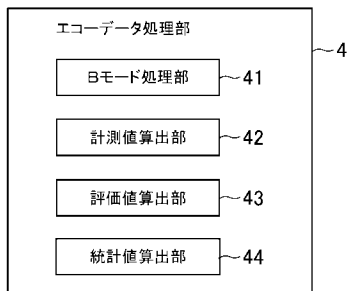
50

- 7 操作部
- 8 制御部
- 4 2 計測値算出部
- 4 3 評価値算出部
- 4 4 統計値算出部
- 5 1 画像表示制御部

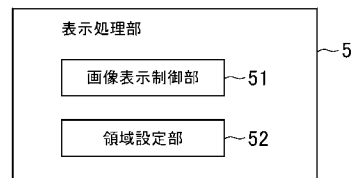
【 図 1 】



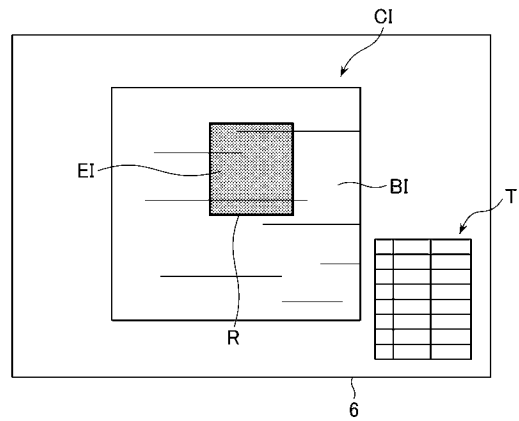
【 図 2 】



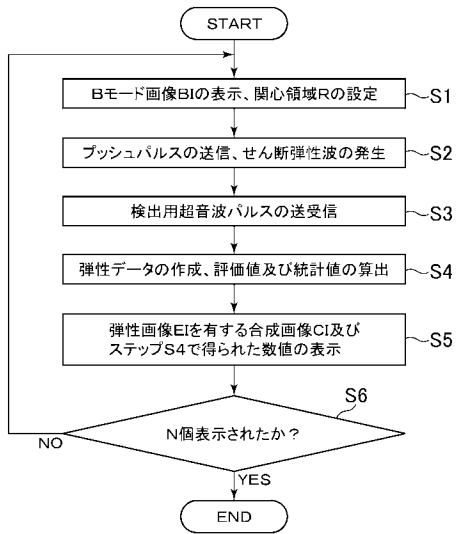
【 図 3 】



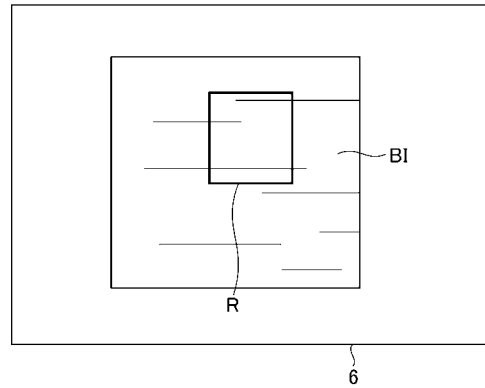
【 図 4 】



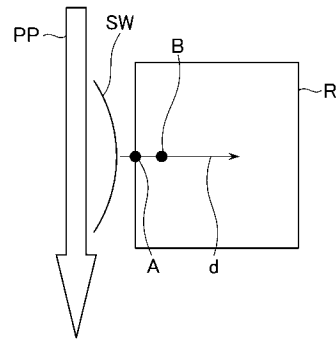
【 図 5 】



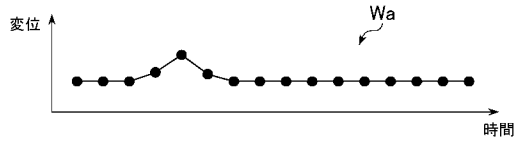
【 図 6 】



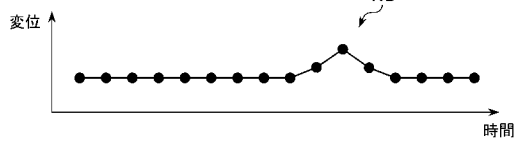
【 図 7 】



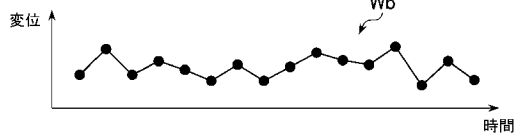
【 図 8 】



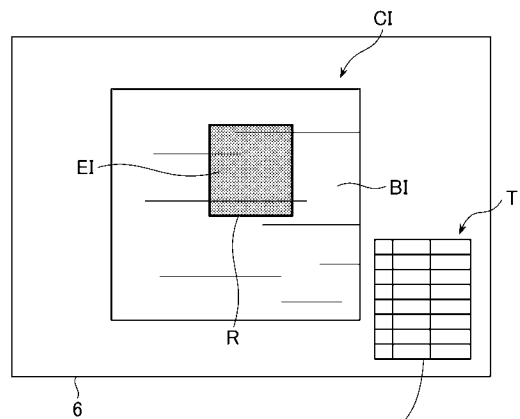
【 図 9 】



【 図 10 】

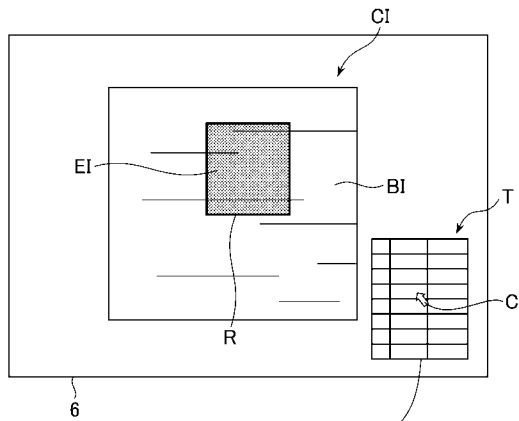


【 図 11 】



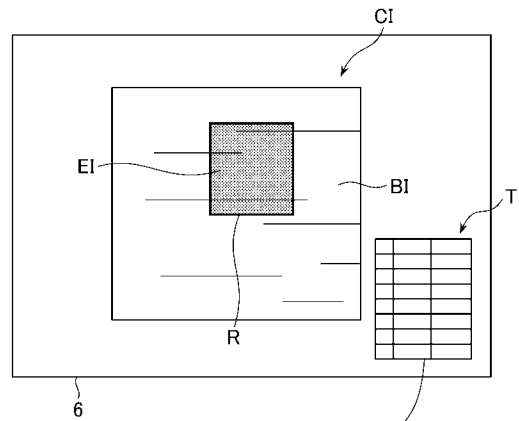
	Vs	Vs(m/s)	Q
F	1	1.2	100 ← Q
VSAV	AV	1.2	100 ← QAV
	SD	0	0 ← QSD
		VSSD	

【図16】



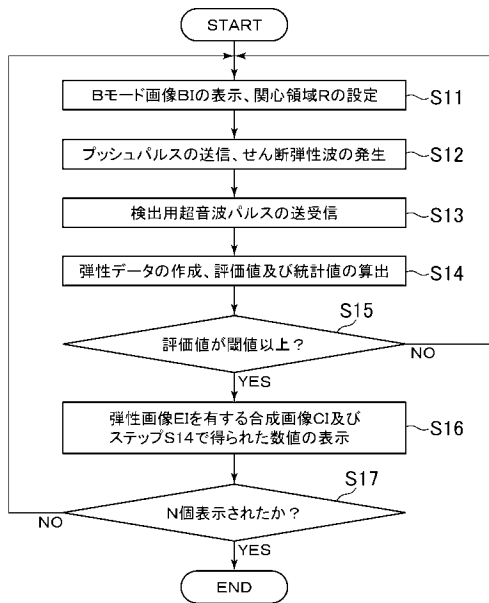
	Vs	Vs(m/s)	Q
F → 1	↙	1.2	100 ← Q
2		1.2	80 ← Q
3		1.8	40 ← Q
C → 4		1.2	100 ← Q
5		1.4	80 ← Q
AV		1.4	80 ← QAV
SD		0.2	24.5 ← QSD
	VSAV	VSSD	

【図17】

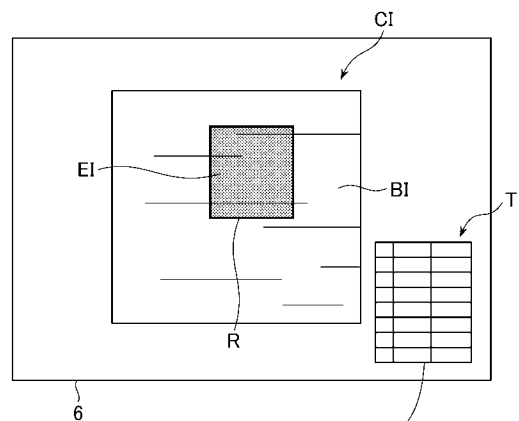


	Vs	Vs(m/s)	Q
F → 1	↙	1.2	100 ← Q
2		1.4	80 ← Q
4		1.2	100 ← Q
5		1.4	80 ← Q
AV		1.3	90 ← QAV
SD		0.1	10 ← QSD
	VSAV	VSSD	

【図18】

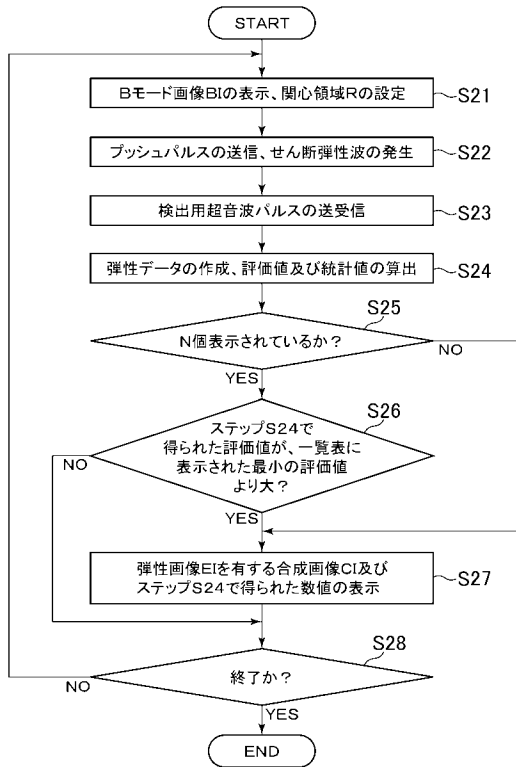


【図19】

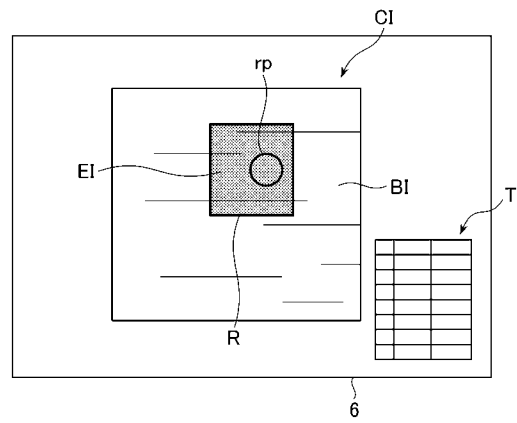


	Vs	Vs(m/s)	Q
F → 1	↙	1.2	100 ← Q
2		1.4	80 ← Q
3		1.2	100 ← Q
4		1.4	80 ← Q
5		1.2	100 ← Q
AV		1.28	92 ← QAV
SD		0.98	9.8 ← QSD
	VSAV	VSSD	

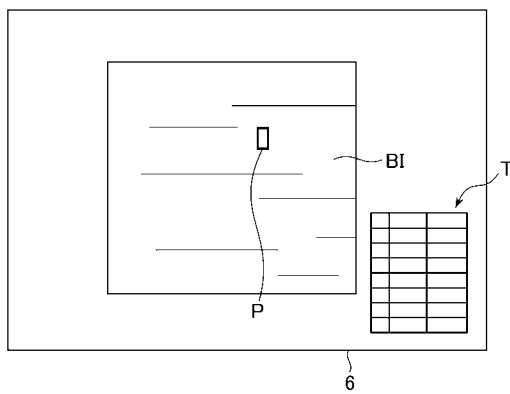
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016067399A	公开(公告)日	2016-05-09
申请号	JP2014197077	申请日	2014-09-26
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JC20 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK47		
其他公开文献	JP6475456B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-197077 (P2014-197077)	(71) 出願人	300019238
	(22) 出願日	平成26年9月26日 (2014.9.26)		
<p>解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够知道测量值的数量和变化程度。超声波诊断装置向被检体内的生物体组织发送超声波推压脉冲，并检测用于检测由推压脉冲在生物体组织中产生的剪切弹性波的检测超声波脉冲。传输控制单元控制测量值计算单元，该测量值计算单元基于由检测超声波脉冲产生的回波信号来计算剪切弹性波的传播速度Vs以及在被检体的相同部位中的多个传播速度Vs的列表。图像显示控制单元，用于在显示单元6上显示T，并且每当测量值计算单元重新计算传播速度Vs时，将传播速度Vs添加到列表T并显示。表T被更新。[选择图]图12</p>			ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴェュー・ブルバード・ダブルユー・710・3000 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 谷川 俊一郎 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 Fターム(参考) 4C601 DD19 EE30 JC20 KK31 KK33 KK47	