

(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2015-58193

(P2015-58193A)

(43) 公開日 平成27年3月30日(2015.3.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2013-194041 (P2013-194041)
(22) 出願日 平成25年9月19日 (2013.9.19)(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 100106541
弁理士 伊藤 信和
(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

最終頁に続く

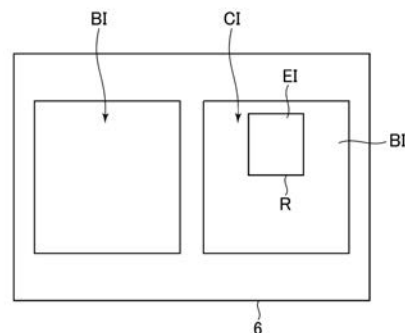
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブによる圧迫強度が適切な状態で、プッシュパルスを用いた弾性計測を行なう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、被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつプッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の歪みを算出する変形計測部と、前記プッシュパルスが送信される前に、前記歪み量に基づいて作成された弾性画像EIを表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつ該プッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、

前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形を計測する変形計測部と、

前記プッシュパルスが送信される前に、前記変形計測部の計測結果を報知する報知部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記報知部は、前記変形計測部によって得られた生体組織の変形量を示す画像を表示部に表示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】

被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつ該プッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、

前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形を計測する変形計測部と、

該変形計測部の計測結果に対して、前記超音波プローブによる圧迫状態が適切か否かに関する基準に基づく評価を行なう評価部と、

前記プッシュパルスが送信される前に、前記評価部による評価を報知する報知部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記報知部は、前記評価部による評価に応じた画像を表示させることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記報知部は、前記評価部による評価に応じた音を出力させることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記報知部の報知に基づいて、操作者が前記弾性の計測を指示する入力を行なう入力部と、

該入力部において前記入力があると、前記超音波のプッシュパルスを送信するよう前記超音波プローブを制御する制御部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつ該プッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、

前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形を計測する変形計測部と、

該変形計測部の計測結果に対して、前記超音波プローブによる圧迫状態が適切か否かに関する基準に基づく評価を行なう評価部と、

該評価部により、圧迫状態が適切な計測結果であると評価された場合に、前記超音波のプッシュパルスを送信するよう前記超音波プローブを制御する制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記報知部は、前記変形計測部によって得られた計測値を表示することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

50

前記変形計測部は、前記生体組織に対する超音波の送受信によって得られた時間的に異なるエコー信号に基づいて、前記生体組織の歪み量を算出することを特徴とする請求項１～８のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記変形計測部は、前記生体組織における二箇所の歪み量の比を算出することを特徴とする請求項９に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記計測用超音波パルスの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弾性計測値算出部を備えることを特徴とする請求項１～１０のいずれか一項に記載の弾性計測装置。

10

【請求項１２】

前記弾性計測値算出部は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断波の伝播速度を前記計測値として算出する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】

前記弾性計測値算出部は、前記せん断波の伝播速度に基づいて、生体組織の弾性値を前記計測値として算出することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記弾性計測値算出部は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じた変位を前記計測値として算出することを特徴とする請求項１１に記載の超音波診断装置。

20

【請求項１５】

前記変形計測部の計測結果を記憶する記憶部と、
該記憶部に記憶された計測結果と、現在の前記変形計測部の計測結果とが表示される表示部と、
を備え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。

【請求項１６】

前記変形計測部の計測結果を記憶する記憶部と、
該記憶部に記憶された計測結果と、現在の前記変形計測部の計測結果との比較結果に基づいて、前記超音波のプッシュパルスを送信するよう前記超音波プローブを制御する制御部と、
を備え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。

30

【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】

【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）。プッシュパルスを用いた弾性計測手法としては、例えば以下の二つの手法がある。一つは、プッシュパルスによって生体組織が振動して生じたせん断波の伝播速度を算出し、この伝播速度に基づいて生体組織の弾性値を算出する手法である。もう一つは、超音波のエコー信号に基づいて生体組織の位置情報を算出し、この位置情報に基づいて、プッシュパルスを送信することによって生じた生体組織の変位を算出する手法である。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】特開２０１２－１００９９７号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、生体組織に対して超音波を送信するためには、操作者は、超音波プローブを、被検体の体表面に対して密着するように、体表面に対してある程度の力で圧迫した状態で体表面に当接する必要がある。しかし、圧迫強度が強すぎると、生体組織が圧縮されすぎて硬くなり、正確に弾性を計測することができない場合もある。そこで、計測の時には、操作者は、適度な圧迫強度で前記超音波プローブを体表面に対して当接する必要がある。

【0005】

また、同一箇所について複数回の計測を行なう場合、圧迫強度が異なると計測結果が異なるおそれがある。

【0006】

以上のようなことから、超音波プローブによる圧迫強度が適切な状態で、プッシュパルスを用いた弾性計測を行なうことができる超音波診断装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつプッシュパルスが送信された生体組織に対し、生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形を計測する変形計測部と、前記プッシュパルスが送信される前に、前記変形計測部の計測結果を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

他の観点の発明は、被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつプッシュパルスが送信された生体組織に対し、生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形を計測する変形計測部と、この変形計測部の計測結果に対して、前記超音波プローブによる圧迫状態が適切か否かに関する基準に基づく評価を行なう評価部と、前記プッシュパルスが送信される前に、前記評価部による評価を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

他の観点の発明は、被検体の体表面に圧迫状態で当接して、前記被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつプッシュパルスが送信された生体組織に対し、生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記体表面に当接した前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形を計測する変形計測部と、この変形計測部の計測結果に対して、前記超音波プローブによる圧迫状態が適切か否かに関する基準に基づく評価を行なう評価部と、この評価部により、圧迫状態が適切な計測結果であると評価された場合に、前記超音波のプッシュパルスを送信するよう前記超音波プローブを制御する制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0010】

上記一の観点の発明によれば、前記変形計測部によって、前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の変形が計測され、その計測結果が報知されるので、操作者は、前記超音波プローブによる圧迫強度が適切か否かを知ることができる。従って、前記超音波プローブによる圧迫強度が適切な状態で、弾性の計測を行なうことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

上記他の観点の発明によれば、前記変形計測部の計測結果に対して、前記超音波プローブによる圧迫状態が適切か否かに関する基準に基づく評価が行われ、その評価が報知されるので、操作者は、前記超音波プローブによる圧迫強度が適切か否かを知ることができる。従って、前記超音波プローブによる圧迫強度が適切な状態で、弾性の計測を行なうことができる。

【 0 0 1 2 】

上記他の観点の発明によれば、圧迫状態が適切な計測結果であると評価された場合に、前記超音波のプッシュパルスを送信するよう前記超音波プローブが制御されるので、前記超音波プローブによる圧迫強度が適切な状態で、弾性の計測を行なうことができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【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。

【図 3】表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 4】実施形態の超音波診断装置における処理フローを示すフローチャートである。

【図 5】表示部に表示された B モード画像及び合成画像を示す図である。

【図 6】超音波の送受信のシーケンスの一例を示す図である。

【図 7】超音波の送受信のシーケンスの一例を示す図である。

20

【図 8】記憶部に記憶された歪み量の平均値及び現在の歪み量の平均値が表示された表示部を示す図である。

【図 9】第一実施形態の第一変形例において、歪み量の平均値が表示された表示部を示す図である。

【図 10】第一実施形態の第二変形例において、歪み量の平均値の比が表示された表示部を示す図である。

【図 11】第二実施形態における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 12】第二実施形態において、カラーバーが表示された表示部を示す図である。

【図 13】第二実施形態の第二変形例の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について、図 1 ~ 図 7 に基づいて説明する。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、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。

【 0 0 1 5 】

前記超音波プローブ 2 は、被検体の生体組織に対して超音波を送信する。この超音波プローブ 2 により、生体組織にせん断波 (shear wave) を生じさせるための超音波 (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、せん断波の伝播速度を計測するための超音波が送信され、そのエコー信号が受信される。また、前記超音波プローブ 2 により、超音波画像を作成するための超音波が送信され、そのエコー信号が受信される。前記超音波画像は、後述するように B モード画像及び弾性画像である。前記超音波プローブ 2 は、例えば一方向 (アジマス (azimuth) 方向) に配列された複数の超音波振動子を有する 1D アレイプローブである。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

40

【 0 0 1 6 】

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

50

の超音波を送信させる。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。

【0017】

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、変形計測部42及び弾性値算出部43を有する。前記Bモード処理部41は、前記送受信部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。

【0018】

前記変形計測部42は、前記超音波プローブ2による被検体の体表面に対する圧迫とその弛緩によって生体組織に生じる歪みを算出する。前記変形計測部42は、前記送受信部3から出力されたエコーデータに基づいて、生体組織における各部の歪みを算出して歪み量のデータ（歪み量データ）を作成する。

【0019】

前記変形計測部42は、被検体の同一の場所における時間的に異なるエコー信号に基づいて、この時間内に生じた生体組織の歪みを算出する。前記変形計測部42は、例えば特開2008-126079号公報に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコーデータに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記歪み量の算出を行なう。前記変形計測部42は、本発明における変形計測部の実施の形態の一例である。

【0020】

また、前記弾性値算出部43は、プッシュパルスが送信された生体組織の弾性値を算出する。詳細は後述する。前記弾性値算出部43は、本発明における弾性計測値算出部の実施の形態の一例である。

【0021】

前記表示制御部5は、図3に示すように、Bモード画像データ作成部51、弾性画像データ作成部52及び表示画像制御部53を有する。前記Bモード画像データ作成部51は、前記Bモードデータを、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有するBモード画像データに変換する。また、前記弾性画像データ作成部52は、前記歪み量データを、歪み量に応じた色情報を有するカラー弾性画像データに変換する。ちなみに、前記Bモード画像データにおける輝度情報及び前記カラー弾性画像データにおける色情報は所定の階調（例えば256階調）からなる。

【0022】

前記表示画像制御部53は、前記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、前記表示画像制御部53は、前記Bモード画像データ及び前記カラー弾性画像データに基づいて、Bモード画像と弾性画像とが合成された合成画像を前記表示部6に表示させる。具体的には、前記表示画像制御部53は、前記Bモード画像データ及び前記カラー弾性画像データを加算処理することによって合成して合成画像データを作成する。この合成画像データは、白黒のBモード画像とカラーの弾性画像とが合成された合成画像として前記表示部6に表示される。前記弾性画像は、半透明で（背景のBモード画像が透けた状態で）表示される。前記Bモード画像及び前記合成画像は、並べて表示される。

【0023】

前記弾性画像は、本発明において生体組織の変形量を示す画像の実施の形態の一例である。前記表示画像制御部53は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【0024】

また、前記表示画像制御部53は、その他の画像を前記表示部6に表示させる。

【0025】

前記表示部6は、LCD（Liquid Crystal Display）や有機EL（Electro-Luminescence）ディスプレイなどである。

【0026】

10

20

30

40

50

前記操作部 7 は、特に図示しないが、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード (key board) や、トラックボール (track ball) 等のポインティングデバイス (pointing device) などを含んで構成されている。前記操作部 7 は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

【0027】

前記制御部 8 は、特に図示しないが CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。前記制御部 8 は、本発明における制御部の実施の形態の一例である。

【0028】

前記記憶部 9 は、HDD (Hard Disk Drive: ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) である。

【0029】

次に、本例の超音波診断装置 1 によって、プッシュパルスを用いた生体組織の弾性を計測する場合の処理フローについて図 4 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 では、操作者は、被検体の体表面に当接した前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行ない、前記表示部 6 にリアルタイムの B モード画像を表示させる。操作者は、B モード画像を観察しながら、被検体における弾性の計測箇所を特定する。

【0030】

次に、ステップ S 2 では、操作者は、体表面に当接した前記超音波プローブ 2 によって生体組織に対する圧迫とその弛緩を開始する。また、前記超音波プローブ 2 により、B モード画像用の超音波の送受信と、弾性画像用の超音波の送受信とが開始される。操作者が、前記超音波プローブ 2 による生体組織に対する圧迫とその弛緩を行ないつつ、超音波の送受信が行われる。

【0031】

次に、ステップ S 3 では、図 5 に示すように、B モード画像 B I と弾性画像 E I とが合成された合成画像 C I と、B モード画像 B I とが、前記表示部 6 に並べて表示される。前記弾性画像 E I は、関心領域 R 内に表示されている。前記 B モード画像 B I は、B モード画像用の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて作成される。また、前記弾性画像 E I は、弾性画像用の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて作成される。前記弾性画像 E I は、二フレーム分のエコー信号に基づいて作成される。

【0032】

ただし、前記弾性画像 E I は、B モード画像用の送受信によって得られたエコー信号に基づいて作成されてもよい。この場合、時間的に異なる二つのフレームの B モード画像の間で歪み量が算出され、前記弾性画像 E I が作成される。また、弾性画像用の超音波の送受信は行われず、B モード画像用の超音波の送受信のみが行われる。

【0033】

前記弾性画像 E I が表示される関心領域 R は、体表面に近く、歪みを検出することができる領域、すなわち前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩によって生体組織が伸縮する領域に設定される。前記関心領域 R は、後述するようにプッシュパルスを用いた弾性の計測領域とは異なっている場合もある。

【0034】

次に、ステップ S 4 では、操作者は、前記弾性画像 E I に基づいて、前記超音波プローブ 2 による生体組織に対する圧迫状態が適切であるか否かを判定する。圧迫状態が、弾性の計測を正確に行なうことができるものである場合、操作者は、圧迫状態が適切であると判定する。

【0035】

このステップ S 4 において、圧迫状態が適切ではないと判定された場合 (ステップ S 4 において「NO」)、ステップ S 5 の処理へ移行する。一方、このステップ S 4 において

10

20

30

40

50

、圧迫状態が適切であると判定された場合（ステップ S 4 において「YES」）、ステップ S 6 の処理へ移行する。

【0036】

ステップ S 5 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩を行ないながら、生体組織に対する圧迫状態を調節する。その後、再び前記ステップ S 4 における判定が行われる。

【0037】

一方、ステップ S 6 においては、操作者は前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩の動作を停止し、前記ステップ S 4 において適切であると判定された圧迫状態で、超音波プローブ 2 を固定する。また、このステップ S 6 において、操作者は、前記ステップ S 4 において適切であると判定された圧迫状態を前記記憶部 9 に記憶させる入力を前記操作部 7 において行なう。圧迫状態の記憶としては、例えば前記入力があった時における前記関心領域 R 内の歪み量の値の平均値の記憶が行われてもよい。また、前記圧迫状態の記憶として、前記関心領域 R 内の注目部位に設定された領域（不図示）内における前記入力があった時の歪み量の値の平均値の記憶が行われてもよい。

【0038】

次に、ステップ S 7 では、プッシュパルスを用いた弾性計測が行われる。この弾性計測の前に、弾性計測の対象となる部分を、前記 B モード画像 B I 等において、操作者が指定してもよい。計測の対象となる部分は、点であってもよいし、二次元の領域であってもよい。

【0039】

このステップ S 7 における弾性計測について詳細に説明する。操作者は、超音波プローブ 2 による圧迫状態を、前記ステップ S 4 において適切であると判定された状態で維持したまま、弾性計測を行なう。操作者が、プッシュパルスを用いた弾性計測を指示する入力を前記操作部 7 において行なうと、前記制御部 8 から前記送受信ビームフォーマ 3 へ信号が出力され、先ず、前記超音波プローブ 2 から生体組織に対してプッシュパルスが送信される。次に、前記超音波プローブ 2 から、前記プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断波の伝播速度を検出するための計測用の超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。このエコー信号に基づいて、前記弾性値算出部 4 3 がせん断波の伝播速度を算出する。また、前記弾性値算出部 4 3 は、前記伝播速度に基づいて弾性値（ヤング率（Pa：パスカル））を算出する。ただし、前記弾性値算出部 4 3 は、弾性値を算出せず、伝播速度のみを算出してもよい。本発明において、弾性の計測には、弾性値を算出せず、伝播速度のみを算出する場合が含まれる。

【0040】

次に、ステップ S 8 では、前記表示画像制御部 5 3 は、プッシュパルスを用いた弾性計測を再度行うかを確認するメッセージを前記表示部 6 に表示させる。ここで、本例では、弾性計測が n 回行われ、後述するように、その平均値が算出される。従って、操作者は、計測回数が n 回に達していない場合、再計測を指示する入力を前記操作部 7 において行なう。

【0041】

ただし、弾性計測が n 回行われたか否かは、操作者ではなく、前記超音波診断装置 1 によって判定されてもよい。この場合、例えば、計測回数 n が記憶され、前記弾性値算出部 4 3 による算出が n 回目であるか否かを、前記制御部 8 が判定してもよい。

【0042】

計測回数が n 回に達していない場合（ステップ S 8 において「YES」）、ステップ S 9 の処理へ移行する。一方、計測回数が n 回に達している場合（ステップ S 8 において「NO」）、ステップ S 10 の処理へ移行する。

【0043】

ステップ S 10 では、n 回の計測で得られた計測値の平均値が算出される。この平均値は、前記表示部 6 に表示されてもよい。ステップ S 10 において、平均値の算出が行われ

10

20

30

40

50

た後、処理が終了する。

【 0 0 4 4 】

一方、ステップ S 9 では、前記超音波プローブ 2 による圧迫状態に変化があるか否かが判定される。例えば、変形計測部 4 2 によって算出される歪み量が零であると前記弾性画像 E I が表示されないようになっている場合、圧迫状態に変化がないと、歪み量が零であるため、前記弾性画像 E I が表示されない。そこで、操作者は、前記弾性画像 E I が表示されていない場合、圧迫状態に変化がないと判定し、プッシュパルスを用いた弾性計測を指示する入力を前記操作部 7 において行なう。これにより、前記操作部 7 から前記制御部 8 へ信号が入力される。一方、圧迫状態に変化があった場合、歪み量が算出されるので、前記弾性画像 E I が表示される。そこで、操作者は、前記弾性画像 E I が表示されると、圧迫状態に変化があったと判定し、圧迫状態の判定を指示する入力を前記操作部 7 において行なう。これにより、前記操作部 7 から前記制御部 8 へ信号が入力される。

10

【 0 0 4 5 】

ここで、このステップ S 9 においても、B モード画像用の超音波の送受信及び弾性画像用の超音波の送受信が行われているものとする。これらの超音波の送受信は、前記ステップ S 2 から継続して行われていてもよい。この場合、前記ステップ S 7 においては、例えば図 6 に示すシーケンス (s e q u e n c e) で、超音波の送受信が行われる。具体的には、プッシュパルスの超音波の送信 P、計測用の超音波の送受信 D、B モード画像用の超音波の送受信 B、弾性画像用の超音波の送受信 E 1、E 2 の順に、超音波の送受信が行われる。ただし、ステップ S 8 以降においては、B モード画像用の超音波の送受信及び弾性画像用の超音波の送受信が行われる。

20

【 0 0 4 6 】

ちなみに、B モード画像用の超音波の送受信で得られたエコー信号に基づいて弾性画像を作成する場合、ステップ S 7 においては、例えば図 7 に示すように、プッシュパルスの超音波の送信 P、計測用の超音波の送受信 D、B モード画像用の超音波の送受信 B 1、B 2 の順に、超音波の送受信が行われる。

【 0 0 4 7 】

なお、図 6 及び図 7 において、プッシュパルスの超音波の送信 P によるせん断波の伝播は、計測用の超音波の送受信 D の間においても行われている。

【 0 0 4 8 】

30

前記ステップ S 9 における圧迫状態の変化の判定は、操作者ではなく、前記超音波診断装置 1 によって行なわれてもよい。例えば、前記変形計測部 4 2 は、歪み量が零である場合、圧迫状態に変化がないと判定し、その旨を示す信号の入力を前記制御部 8 へ行なう。一方、前記変形計測部 4 2 は、歪み量が零ではない場合、圧迫状態に変化があると判定し、その旨を示す信号の入力を前記制御部 8 へ行なう。この場合、制御部 8 は、前記表示画像制御部 5 3 へ信号を出力して、圧迫状態に変化があることを示すメッセージを、前記表示部 6 に表示させてもよい。

【 0 0 4 9 】

前記ステップ S 9 において、圧迫状態に変化がないと判定された場合における前記制御部 8 への信号の入力があった場合 (ステップ S 9 において「 N O 」)、前記ステップ S 7 の処理へ移行し、プッシュパルスを用いた弾性の計測が行われる。一方、前記ステップ S 9 において、圧迫状態に変化があると判定された場合における前記制御部 8 への信号の入力があった場合 (ステップ S 9 において「 Y E S 」)、前記ステップ S 4 の処理へ移行し、圧迫状態が適切であるか否かが判定される。

40

【 0 0 5 0 】

図 4 に示すフローの処理が終了した後、再び図 4 のフローに従って弾性の計測を行なう場合、例えばステップ S 3 において、B モード画像 B I と合成画像 C I とが表示されている時に、前記表示画像制御部 5 3 は、前回の計測の時に前記ステップ S 6 で記憶された歪み量の値の平均値を、図 8 に示すように、前記表示部 6 の表示欄 C 1 に表示させてもよい。この場合、前記表示画像制御部 5 3 は、リアルタイムの弾性画像 E I における歪み量の

50

値の平均値を、前記表示部 6 の表示欄 C 2 に表示させる。この表示欄 C 2 に表示される平均値も、前記関心領域 R 内の歪み量の平均値か、前記関心領域 R 内の注目部位に設定された領域（不図示）内における歪み量の平均値である。

【0051】

操作者は、前記表示欄 C 1 に表示された値と、前記表示欄 C 2 に表示された値とが同じ値であるか、両者の差が所定範囲内である場合に、前記ステップ S 4 において、適切な圧迫状態であると判定する。前記表示欄 C 1 , C 2 に歪み量の平均値が表示されることにより、前回の弾性計測時における圧迫状態と同じ圧迫状態で計測を行なうことができる。

【0052】

以上説明した本例によれば、操作者は、プッシュパルスを送信して弾性計測を行なう前に、前記弾性画像 E I や前記表示欄 C 1 , C 2 を確認することによって、前記超音波プローブ 2 による圧迫状態が適切か否かを知ることができる。従って、適切な圧迫状態で前記超音波プローブ 2 を固定すれば、圧迫強度が適切な状態で、計測を行なうことができる。

【0053】

また、生体組織において体表面に近い部分における超音波プローブによる圧迫状態が、プッシュパルスによる弾性の計測結果に影響を与える一因となりえるので、超音波プローブによる圧迫とその弛緩の動作によって生じた生体組織の歪み量を計測することが、圧迫状態が適切であるか否かを知るために適している。

【0054】

ちなみに、プッシュパルスは、歪み量を算出するための超音波パルスなど通常の超音波パルスよりも、一般的に波長が長く、しかも弾性を計測するためには、プッシュパルスによって生じたせん断波を検出するための超音波パルスの送受信を行なう必要があるため、プッシュパルスを用いた弾性計測においては、歪み量の計測を行なう場合と比較して一般的にはフレームレートが劣る。また、プッシュパルスは音響出力が大きいので、被検体への影響や、装置及び超音波プローブへの負荷などを考慮すると、プッシュパルスを送信できる時間間隔を短くすることには限界がある。

【0055】

ここで、圧迫状態が適切であるか否かを知るためには、圧迫状態をある程度の頻度でモニタリングする必要がある。そこで、本例では、プッシュパルスを用いた弾性計測ではなく、前記歪み量の計測によって、圧迫状態をモニタリングしている。

【0056】

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。前記ステップ S 3 において、図 9 に示すように、前記関心領域 R 内に設定された領域 R r 内の歪み量の平均値 S a v を、前記変形計測部 4 2 が算出する。前記表示画像制御部 5 3 は、前記変形計測部 4 2 によって算出された平均値 S a v を、図 9 に示すように、前記表示部 6 の表示欄 C に表示させる。これにより、操作者は、前記弾性画像 E I のほか、前記表示欄 C に表示された歪み量の平均値 S a v を確認して、前記ステップ S 4 の判定を行なうことができる。

【0057】

ただし、前記表示欄 C に表示される歪み量の平均値 S a v は、前記関心領域 R 内の平均値であってもよい。また、特に図示しないが、前記関心領域 R 内に複数の領域が設定され、これらの領域の各々の歪み量の平均値 S a v が、前記表示部 6 に表示されてもよい。

【0058】

また、この第一変形例では、前記弾性画像 E I は必ずしも表示されなくてもよい。前記弾性画像 E I が表示されない場合であっても、操作者は、前記表示欄 C に表示される歪み量の平均値 S a v を参照することにより、前記ステップ S 4 における判定を行なうことができる。

【0059】

次に、第二変形例について説明する。図 10 に示すように、前記関心領域 R 内に、複数の領域が設定されてもよい。図 10 では、第一領域 R r 1 及び第二領域 R r 2 が設定され

10

20

30

40

50

ている。この場合、前記変形計測部 42 は、前記第一領域 R_r1 における歪み量の平均値及び前記第二領域 R_r2 における歪み量の平均値の比 r_a を算出する。この比 r_a も、本発明における変形計測部の計測結果の一例である。前記表示画像制御部 53 は、前記比 r_a を、前記表示部 6 の表示欄 C に表示させる。

【0060】

前記第一領域 R_r1 及び前記第二領域 R_r2 は、生体組織において互いに弾性（硬さ）が異なる部分に設定される。例えば、乳房においては、前記第一領域 R_r1 及び前記第二領域 R_r2 は、腫瘍と脂肪に設定される。

【0061】

仮に、前記超音波プローブ 2 による圧迫強度が強すぎると、生体組織において、軟らかい部分の歪み量と硬い部分の歪み量とで、差が小さくなる。従って、圧迫強度が強すぎると、前記第一領域 R_r1 の歪み量の平均値と前記第二領域 R_r2 の歪み量の平均値とで、差が小さくなる。そこで、操作者は、前記表示欄 C に表示された前記比 r_a を参照することにより、前記ステップ S4 における判定を行なうことができる。

【0062】

前記比 r_a は、前記ステップ S6 において、前記記憶部 9 に記憶されてもよい。この場合、図 4 に示すフローの処理が終了した後、再び図 4 のフローに従って弾性の計測を行なう場合、前記記憶部 9 に記憶された比 r_a が、前記表示部 6 に表示されることにより、リアルタイムの比 r_a と比較することができる。これにより、適切な圧迫状態であるか否かが判定することができる。例えば、前記二つの比 r_a が同じ値であるか、所定の差の範囲内であれば、適切な圧迫状態であると判定することができる。

【0063】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【0064】

本例の超音波診断装置の構成も、第一実施形態と基本的には同一であるが、図 11 に示すように、前記表示制御部 5 は、前記 B モード画像データ作成部 51、前記弾性画像データ作成部 52 及び前記表示画像制御部 53 のほか、評価部 54 を有している。詳細は後述する。前記評価部 54 は、本発明における評価部の実施の形態の一例である。

【0065】

作用について説明する。本例の作用も、図 4 のフローチャートと基本的には同一である。ただし、第一実施形態の第一変形例と同様に、前記ステップ S3 において、前記変形計測部 42 は、前記領域 R_r や前記関心領域 R における歪み量の平均値 S_{av} を算出する。

【0066】

前記評価部 54 は、前記ステップ S4 において、前記平均値 S_{av} について、第一閾値 S_{th1} 及び第二閾値 S_{th2} ($S_{th1} < S_{th2}$) との大小関係の評価する。具体的には、前記評価部 54 は、 $S_{av} < S_{th1}$ であるか、 $S_{th1} < S_{av} < S_{th2}$ であるか、 $S_{av} > S_{th2}$ であるかを評価する。

【0067】

前記第一閾値 S_{th1} 及び前記第二閾値 S_{th2} は、前記超音波プローブ 2 による圧迫状態が適切か否かと関係する値である。具体的に説明する。前記第一閾値 S_{th1} は、この第一閾値 S_{th1} よりも歪み量の値が小さいと、前記超音波プローブ 2 による圧迫が強すぎて、弾性の計測を正確に行なうことができないおそれがある値に設定される。一方、前記第二閾値 S_{th2} は、この第二閾値 S_{th2} よりも歪み量の値が大きいと、前記超音波プローブ 2 による圧迫が足りず密着が不十分であったり、超音波プローブ 2 が横方向に動いていたりする可能性がある値に設定される。従って、 $S_{th1} < S_{av} < S_{th2}$ であれば、圧迫状態が適切で正確な弾性の計測を行なえる歪み量であることを示す。

【0068】

前記表示画像制御部 53 は、前記評価部 54 の評価結果に応じた画像を前記表示部 6 に

表示させる。この評価結果に応じた画像の表示は、本発明における評価部による評価の報知の一例である。

【0069】

例えば、前記表示画像制御部53は、図12に示すように、前記評価部54の評価結果に応じた色を有するカラーバー(color bar)CBを前記表示部6に表示させる。前記カラーバーCBは、 $S_{av} < S_{th1}$ である場合と、 $S_{th1} < S_{av} < S_{th2}$ である場合と、 $S_{av} > S_{th2}$ である場合とで、異なる色を有する。

【0070】

前記ステップS4において、操作者は、前記カラーバーCBの色を見て、圧迫状態が適切であるか否かを判定する。具体的には、前記カラーバーCBの色が、 $S_{th1} < S_{av} < S_{th2}$ である時の色である場合、操作者は、圧迫状態が適切であると判定する。一方、前記カラーバーCBの色が、 $S_{av} < S_{th1}$ である時の色であるか、 $S_{av} > S_{th2}$ である時の色である場合、操作者は、圧迫状態は適切ではないと判定する。

【0071】

本例においても、前記カラーバーCBとともに、前記平均値 S_{av} が前記表示部6に表示されてもよい。

【0072】

また、本例においても、前記平均値 S_{av} は前記記憶部9に記憶される。図4に示すフローの処理が終了した後、再び図4のフローに従って弾性の計測を行なう場合、前記評価部54は、前記ステップS4において、前記記憶部9に記憶された前記平均値 S_{av} と、リアルタイムの平均値 S_{av} とを比較して、これら二つの平均値が同じ値であるか否かを評価する。あるいは、前記評価部54は、前記二つの平均値が、所定の差の範囲内であるか否かを評価してもよい。この場合、前記表示画像制御部53は、前記二つの平均値が同じ値であるか所定の差の範囲内である場合と、前記二つの平均値が同じ値ではないか所定の差の範囲内ではない場合とで、異なる色のカラーバーCBを表示させる。前記二つの平均値が同じ値であるか、所定の差の範囲内であれば、圧迫状態は適切である。

【0073】

本例によっても、操作者は、前記カラーバーCBを確認することによって、第一実施形態と同様に、前記超音波プローブ2による圧迫状態が適切か否かを知ることができる。

【0074】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。前記表示画像制御部53は、前記評価部54の評価結果に基づいて、前記カラーバーCBの代わりに、前記表示部6にメッセージを表示させてもよい。具体的には、前記表示画像制御部53は、圧迫状態が適切であれば、その旨のメッセージを前記表示部6に表示させる。一方、前記表示画像制御部53は、圧迫状態が適切でなければ、その旨のメッセージを前記表示部6に表示させる。このメッセージの表示も、本発明における評価部による評価の報知の実施の形態の一例である。

【0075】

次に、第二変形例について説明する。前記歪み量の平均値 S_{av} の代わりに、第一実施形態の変形例で説明した前記歪み量の平均値の比 r_a が用いられてもよい。この場合、前記評価部54は、比 r_a について、第一閾値 r_{ath1} 及び第二閾値 r_{ath2} ($r_{ath1} < r_{ath2}$)との大小関係の評価する。具体的には、前記評価部54は、 $r_a < r_{ath1}$ であるか、 $r_{ath1} < r_a < r_{ath2}$ であるか、 $r_a > r_{ath2}$ であるかを評価する。そして、この評価結果に応じた色のカラーバーCBが表示される。

【0076】

前記第一閾値 r_{ath1} は、この第一閾値 r_{ath1} よりも比の値が小さいと、前記超音波プローブ2による圧迫が強すぎて、弾性の計測を正確に行なうことができないおそれがある値に設定される。一方、前記第二閾値 r_{ath2} は、この第二閾値 r_{ath2} よりも比の値が大きいと、前記超音波プローブ2による圧迫が足りず密着が不十分であったり、超音波プローブ2が横方向に動いていたりする可能性がある値に設定される。従って、

$r_{a_{th1}}$ r_a $r_{a_{th2}}$ であれば、圧迫状態が適切で正確な弾性の計測を行なえる歪み量であることを示す。

【0077】

前記カラーバーCBの色が、 $r_{a_{th1}}$ r_a $r_{a_{th2}}$ である時の色である場合、操作者は、圧迫状態が適切であると判定する。一方、前記カラーバーCBの色が、 $r_a < r_{a_{th1}}$ である時の色であるか、 $r_a > r_{a_{th2}}$ である時の色である場合、操作者は、圧迫状態が適切ではないと判定する。

【0078】

この第二変形例においても、前記カラーバーCBの代わりにメッセージが表示されてもよい。この場合、 $r_{a_{th1}}$ r_a $r_{a_{th2}}$ であれば、圧迫状態が適切である旨のメッセージが前記表示部6に表示される。一方、 $r_a < r_{a_{th1}}$ 又は $r_a > r_{a_{th2}}$ であれば、圧迫状態が適切ではない旨のメッセージが前記表示部6に表示される。

10

【0079】

また、比 r_a が前記記憶部9に記憶されてもよい。この場合、図4に示すフローの処理が終了した後、再び図4のフローに従って弾性の計測を行なう場合、前記評価部54は、前記記憶部9に記憶された比 r_a と、リアルタイムの比 r_a とを比較して、両者が同じ値であるか否かを評価してもよいし、両者が所定の差の範囲内であるか否かを評価してもよい。

【0080】

次に、第三変形例について説明する。前記評価部54による評価結果が、前記ステップS4において、音によって報知されてもよい。この場合、前記制御部8は、図13に示す超音波診断装置1のスピーカ（speaker）10から音を出力するように制御する。前記制御部8は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

20

【0081】

前記制御部8は、前記評価部54による評価結果が、適切な圧迫状態であることを示すものである場合に、そのことを示す音を前記スピーカ10から出力させる。一方、前記制御部8は、前記評価部54による評価結果が、適切な圧迫状態ではないことを示すものである場合に、そのことを示す音を前記スピーカ10から出力させてもよい。前記スピーカ10から出力される音は、例えば音声メッセージやチャイム（chime）などである。

30

【0082】

このように、前記評価部54による評価結果が音によって知らされることにより、操作者は圧迫状態が適切であるか否かを判定することができる。

【0083】

次に、第四変形例について説明する。前記制御部8は、前記評価部54による評価結果が、圧迫状態が適切ではないことを示すものである場合には、前記操作部7における弾性計測を指示する入力を受け付けなくてもよい。一方、前記評価部54による評価結果が、圧迫状態が適切であることを示すものである場合には、前記制御部8は、前記操作部7における弾性計測を指示する入力を受け付ける。これにより、圧迫状態が適切ではないと判定された場合、操作者が弾性計測を指示する入力を行なっても計測は開始されず、圧迫状態が適切であると判定された場合にのみ、前記操作部7における弾性計測を指示する入力

40

【0084】

弾性計測を指示する入力が受け付けられない状態である場合には、そのことを操作者が知れるようにしてもよい。また、弾性計測を指示する入力が受け付けられる状態である場合にも、そのことを操作者が知れるようにしてもよい。

【0085】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態と異なる事項について説明する。

50

【0086】

本例の超音波診断装置の構成も、第二実施形態と基本的には同一であり、作用も図4のフローチャートと基本的には同一である。ただし、前記評価部54により、 $S_{th1} < S_{av} < S_{th2}$ であると評価された場合、または $r_{at h 1} < r_a < r_{at h 2}$ であると評価された場合、前記制御部8は、弾性の計測を開始するよう、前記送受信ビームフォーマ3へ信号を出力する。

【0087】

また、前記評価部54により、 $S_{th1} < S_{av} < S_{th2}$ であると評価された場合、または $r_{at h 1} < r_a < r_{at h 2}$ であると評価された場合、前記制御部8は、圧迫状態が適切であることを示すメッセージを、前記表示部6に表示させるよう、前記表示画像制御部53に制御信号を出力してもよい。これにより、圧迫状態が適切であることを示すメッセージが前記表示部6に表示され、前記ステップS6において、操作者は前記超音波プローブ2による圧迫とその弛緩の動作を停止することができる。

10

【0088】

前記制御部8から前記送受信ビームフォーマ3への信号の出力があると、前記超音波プローブ2からプッシュパルスが送信され、前記ステップS7における弾性の計測が開始される。従って、操作者が計測を開始する入力を行なうことなく、自動的に弾性の計測が開始される。

【0089】

前記表示部6に、圧迫状態が適切であることを示すメッセージが表示されてから所定時間が経過した後に、前記ステップS7において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よう制御されてもよい。前記所定時間は、例えば前記メッセージを見た操作者が前記超音波プローブ2による圧迫とその弛緩を停止する時間を確保できる長さである。

20

【0090】

一方、前記制御部8は、前記評価部54により、 $S_{av} < S_{th1}$ 、 $S_{av} > S_{th2}$ 、 $r_a < r_{at h 1}$ 又は $r_a > r_{at h 2}$ であると評価された場合、圧迫状態が適切ではないことを示すメッセージを、前記表示部6に表示させるよう、前記表示画像制御部53に制御信号を出力してもよい。これにより、圧迫状態が適切ではないことを示すメッセージが前記表示部6に表示され、前記ステップS5において、操作者は前記超音波プローブ2による圧迫状態を調節することができる。

30

【0091】

図4に示すフローの処理が終了した後、再び図4のフローに従って弾性の計測を行なう場合、前記ステップS4において、前記評価部54は、前回の計測の時に前記ステップS6で記憶された歪み量の値の平均値 S_{av} と、リアルタイムの弾性画像EIにおける歪み量の値の平均値 S_{av} とを比較する。前記制御部8は、これら二つの平均値 S_{av} が同一であるか、所定の差の範囲内である場合、弾性の計測を開始するよう、前記送受信ビームフォーマ3へ信号を出力する。一方、前記制御部8は、前記二つの平均値 S_{av} が同一でないか、所定の差の範囲内ではない場合、圧迫状態が適切ではないことを示すメッセージを、前記表示部6に表示させるよう、前記表示画像制御部53に制御信号を出力してもよい。

40

【0092】

前記評価部54は、前記平均値 S_{av} の代わりに、第二実施形態の第二変形例と同様に、前回の計測の時に前記記憶部9に記憶された前記比 r_a とリアルタイムの前記比 r_a とを比較してもよい。

【0093】

本例によれば、圧迫状態が適切である場合に、前記制御部8は弾性の計測を開始するよう制御するので、適切な圧迫状態で計測を行なうことができる。

【0094】

以上、本発明を前記各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

50

囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記弾性値算出部 4 3 は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じた変位を、生体組織の弾性として算出してもよい。この場合、前記生体組織に対して送信された計測用の超音波のエコー信号に基づいて、前記変位が算出される。

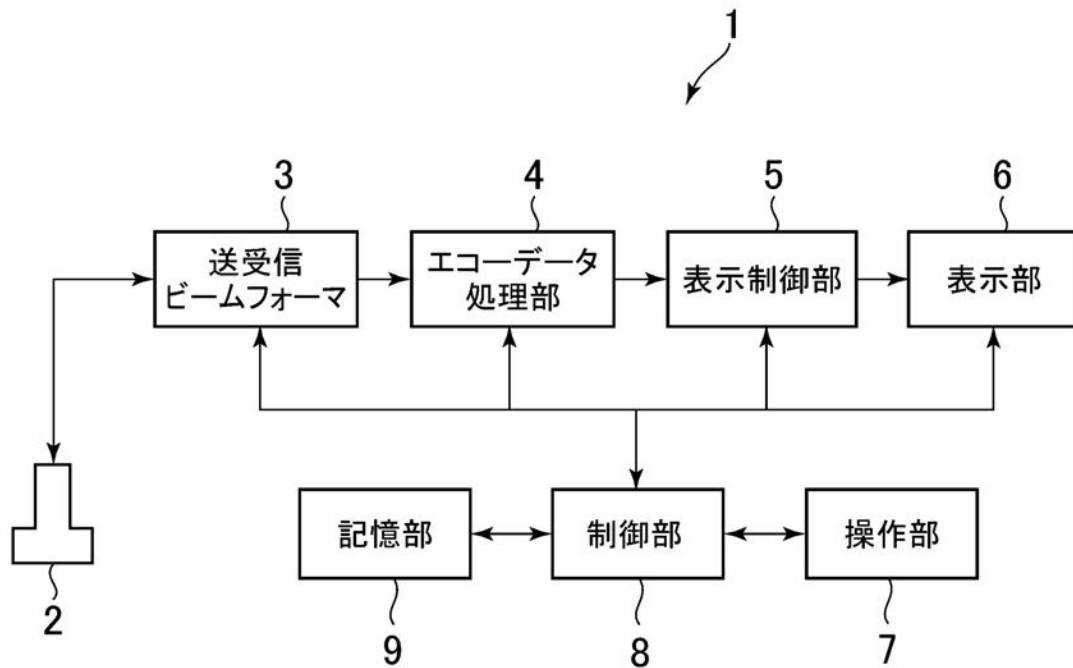
【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

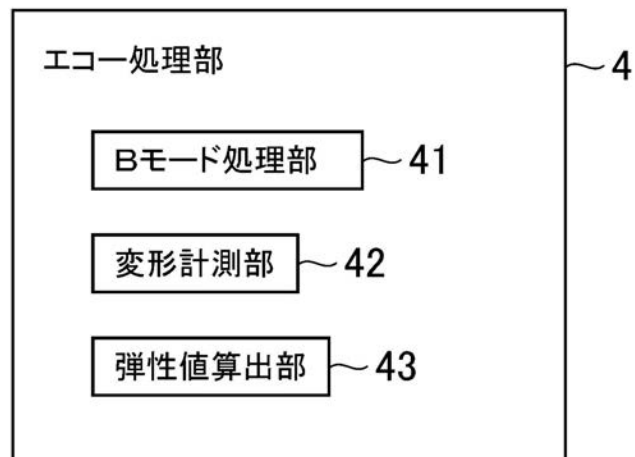
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 7 操作部
- 8 制御部
- 9 記憶部
- 4 2 変形計測部
- 4 3 弾性値算出部
- 5 3 表示画像制御部
- 5 4 評価部

10

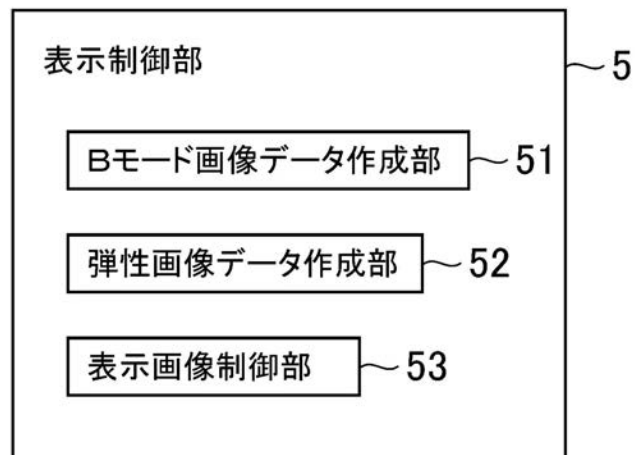
【 図 1 】



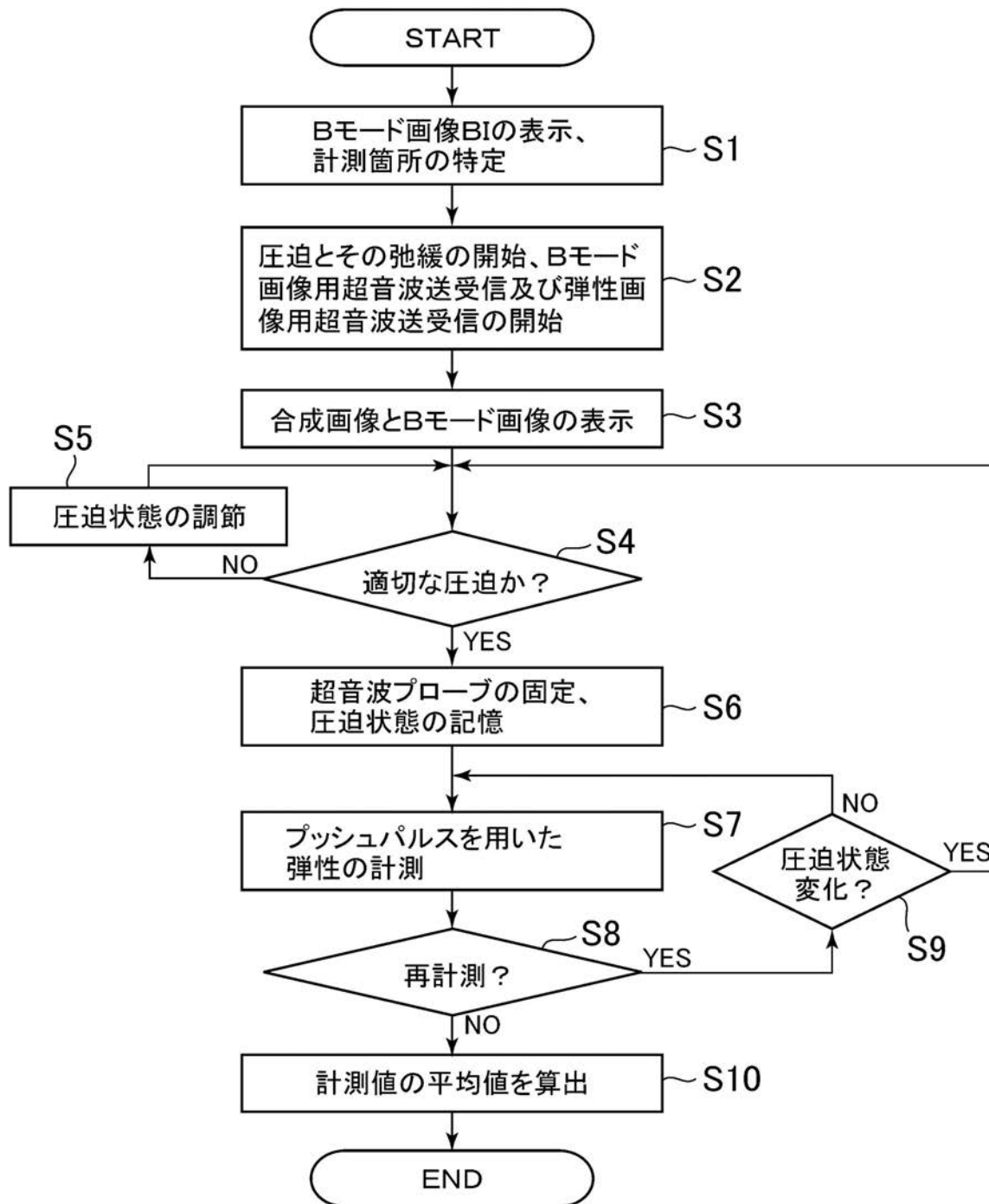
【図 2】



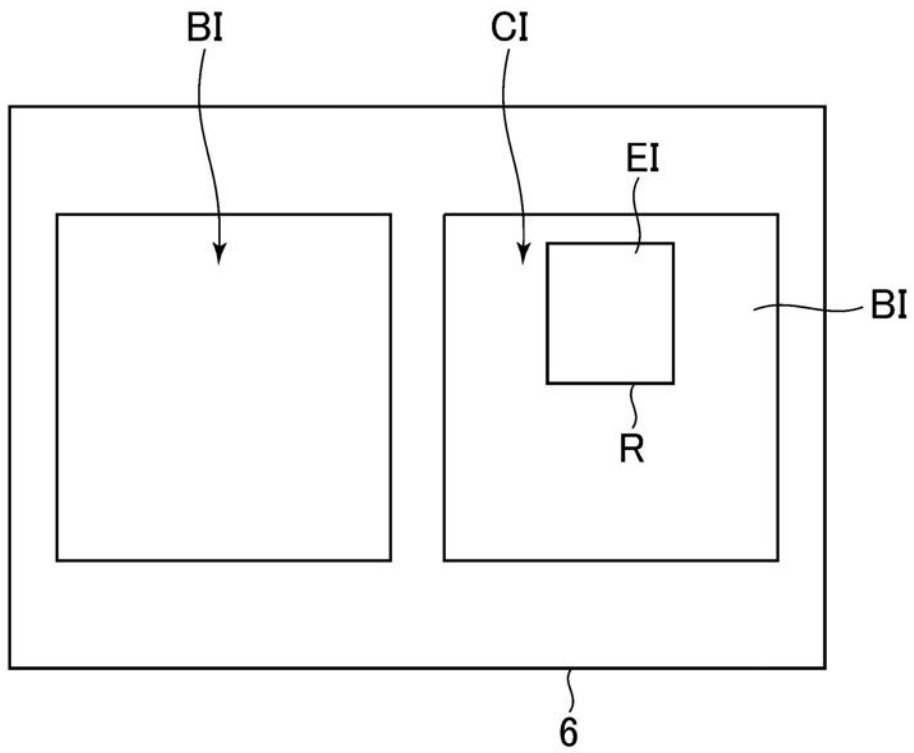
【図 3】



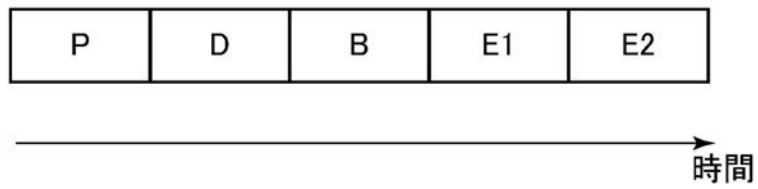
【図 4】



【 図 5 】



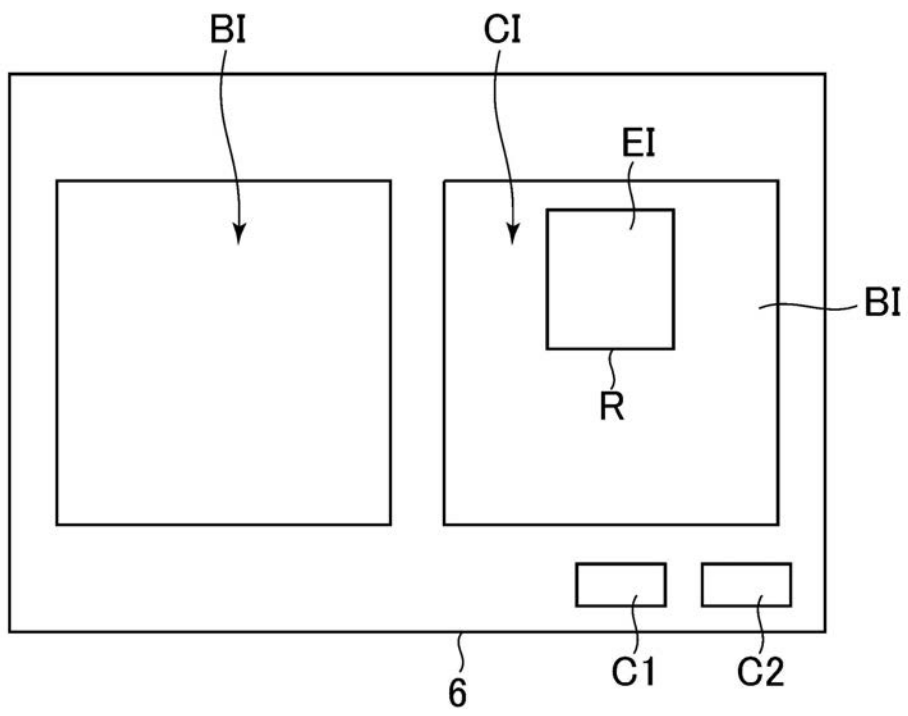
【 図 6 】



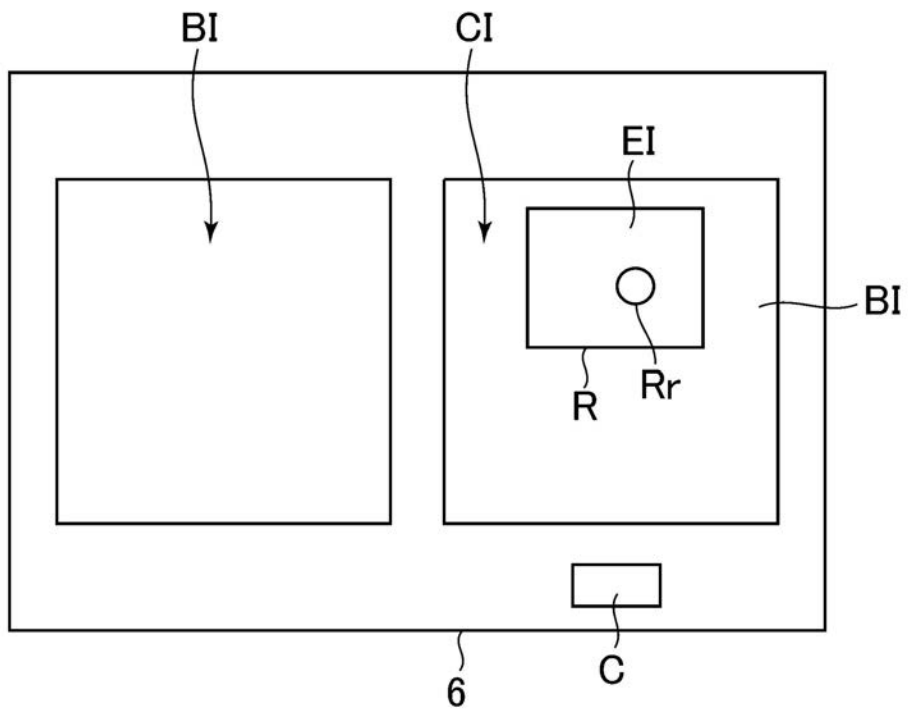
【 図 7 】



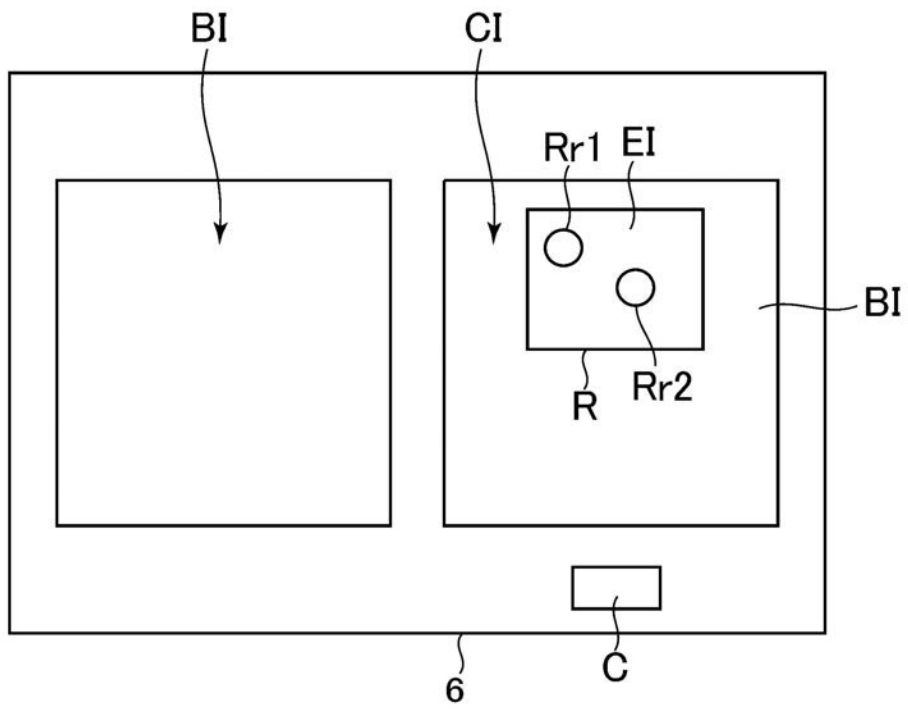
【 図 8 】



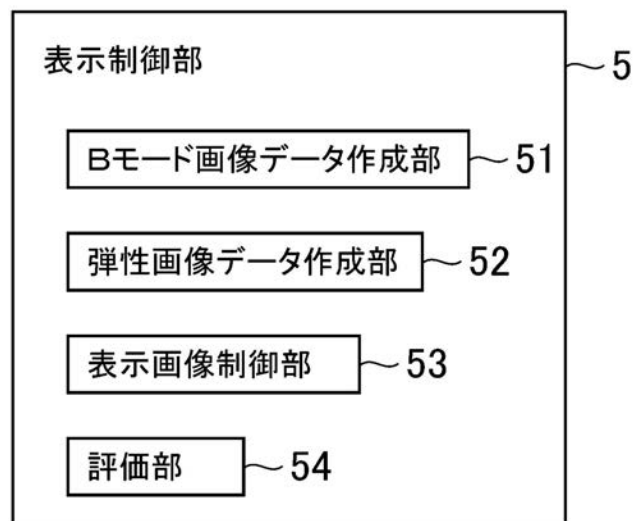
【 図 9 】



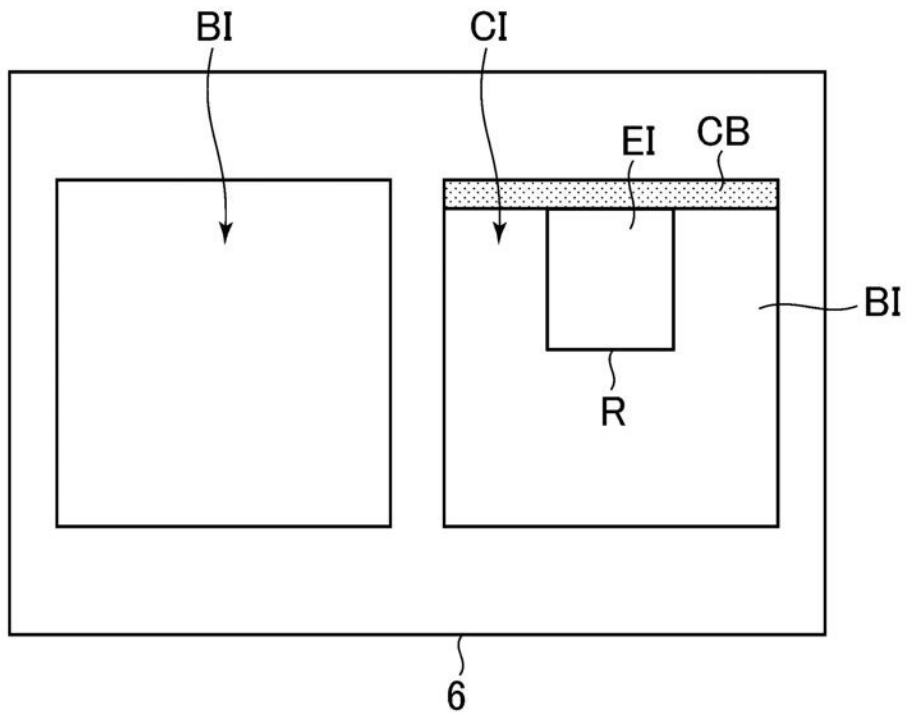
【図 1 0】



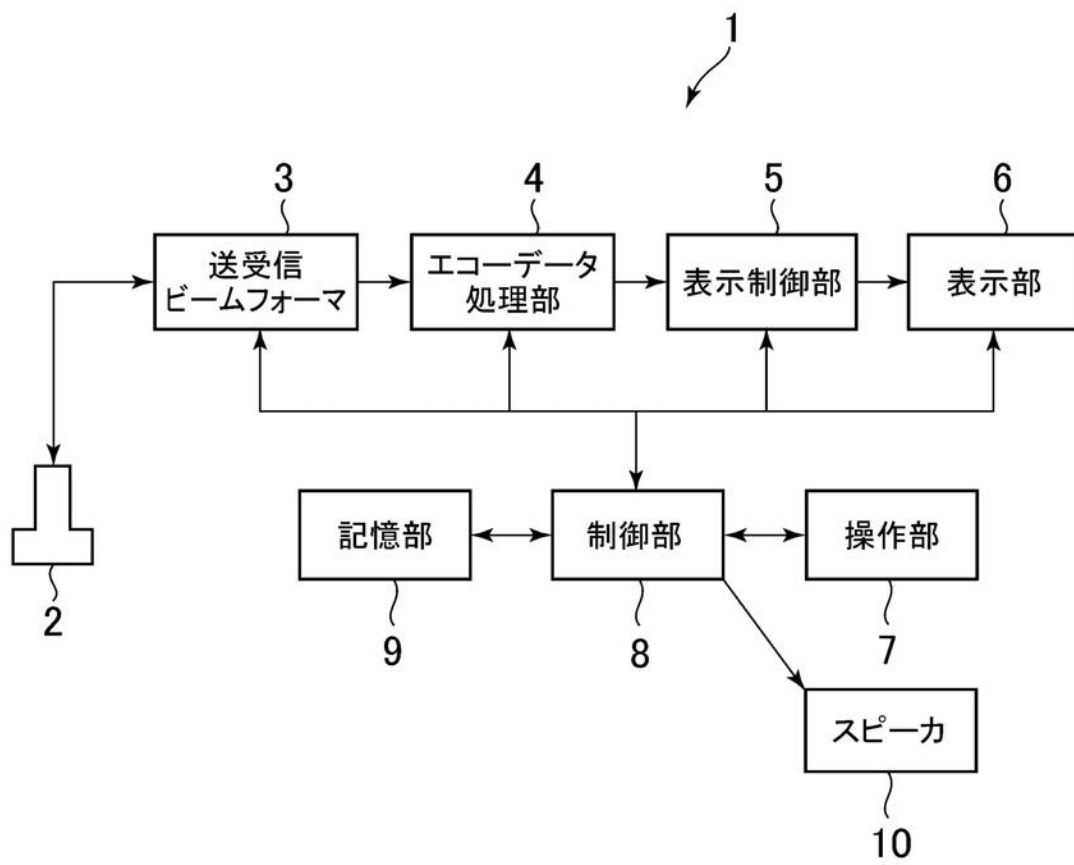
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(72)発明者 野口 幸代

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 DD23 EE09 EE10 EE11 EE22 HH02 JC20 JC37 KK02

KK24 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015058193A	公开(公告)日	2015-03-30
申请号	JP2013194041	申请日	2013-09-19
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 野口幸代		
发明人	谷川 俊一郎 野口 幸代		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/HH02 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP6307234B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够在适当的超声波探头的压缩强度的状态下利用推力脉冲进行弹性测定。 超声波诊断装置以被压缩的状态抵接在被检体的体表上，向被检体的生物体组织发送超声波推压脉冲，并向其发送推压脉冲的生物体组织。 另一方面，一种超声波探头，该超声波探头发送用于测量活体的弹性的测量超声波脉冲，以及通过与身体表面接触的超声探头的压缩和松弛操作而引起的活体组织的弹性。 其特征在于，包括：变形测量单元，其计算应变量；以及显示图像控制单元，其显示基于在发送推动脉冲之前的应变变量而创建的弹性图像EI。 [选择图]图5

