

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6290336号
(P6290336)

(45) 発行日 平成30年3月7日(2018.3.7)

(24) 登録日 平成30年2月16日(2018.2.16)

(51) Int.Cl.		F 1	
A 6 1 B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B	8/14	(2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-164306 (P2016-164306)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成28年8月25日(2016.8.25)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2018-29788 (P2018-29788A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成30年3月1日(2018.3.1)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成29年8月2日(2017.8.2)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	園山 輝幸
			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
		審査官	永田 浩司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の組織に対して静的エラスト測定を実行した後、直ちに当該組織に対して動的エラスト測定を実行する融合エラストの機能を備えた超音波診断装置であって、

超音波の送受により得られたデータに基づいて静的エラスト測定と動的エラスト測定を実行する弾性測定部と、

前記静的エラスト測定に対応した第1関心領域と前記動的エラスト測定に対応した第2関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記静的エラスト測定に対応した静的エラスト画像と前記動的エラスト測定に対応した動的エラスト画像を形成する表示画像形成部と、

を有し、

前記弾性測定部は、融合エラストの前記静的エラスト測定において、前記第1関心領域内のデータに基づいて前記静的エラスト測定を実行し、

前記表示画像形成部は、融合エラストの前記静的エラスト測定において、前記静的エラスト画像と、前記静的エラスト測定後に実行される前記動的エラスト測定に利用される前記動的エラスト画像を含む表示画像を形成し、前記静的エラスト画像内に前記第1関心領域に対応した第1マーカを形成し、且つ、前記動的エラスト画像内に前記第2関心領域に対応した第2マーカを形成し、

前記弾性測定部は、融合エラストの前記静的エラスト測定後に実行される前記動的エラスト測定において、前記第2関心領域内のデータに基づいて前記動的エラスト測定を実行

10

20

する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記表示画像形成部は、融合エラストの前記静的エラスト測定において、前記静的エラスト測定後に実行される前記動のエラスト測定に利用される前記動のエラスト画像内に前記第 2 マーカと共に前記第 1 関心領域に対応した参照マーカを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記関心領域設定部は、前記第 1 関心領域と前記第 2 関心領域のうちの一方の設定位置の変更に連動して他方の設定位置を変更する連動設定機能を備える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記弾性測定部は、融合エラストにおいて、生体内組織の変位分布に基づいて前記静的エラスト測定を実行し、生体内組織を伝搬するせん断波に基づいて前記動のエラスト測定を実行する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記静的エラスト測定により生体内組織から得られる測定結果と前記動のエラスト測定により当該生体内組織から得られる測定結果とに基づいて、融合エラストの診断結果として、当該生体内組織の総合的な診断結果を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置において、

前記静的エラスト測定により生体内組織から得られる測定結果と前記動のエラスト測定により当該生体内組織から得られる測定結果と当該生体内組織を有する被検者の血液データとに基づいて、融合エラストの診断結果として、当該生体内組織の総合的な診断結果を得る、

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、超音波を利用した弾性測定を実行する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、組織の弾性に係る診断情報を得る技術が知られている。例えば、被検体の体表から被検体内の組織を圧迫し、その圧迫により生じる組織のひずみを超音波で計測することにより、組織の弾性に係る診断情報を得るストレインエラスト（静的エラスト）が知られている。

【0003】

また、超音波のプッシュパルスにより被検体内にせん断波（シアウェイブ）を発生させ、組織内を伝搬するせん断波の速度から組織の弾性に係る診断情報を得るシアウェイブエラスト（動のエラスト）が知られている。

【0004】

例えば、特許文献 1、2 には、ストレインエラストとシアウェイブエラストの両機能を備えた超音波診断装置が開示されている。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第5559788号公報

【特許文献2】特許第5848793号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ストレインエラストとシアウェーブエラストの両方式には、それぞれ長所と短所がある。したがって、両方式の機能を備えた超音波診断装置により、例えば両方式の長所を併用した測定が可能になる。

10

【0007】

ところが、ストレインエラストとシアウェーブエラストの両方式は、互いに測定方式に相違があるため、例えば測定に必要とされる機能設定等にも相違がある。したがって、例えば、ストレインエラストとシアウェーブエラストの両方式により同一部位の弾性測定を行う場合に、両方式において同等な測定が行われるように両方式の測定条件を適正化することは容易ではない。

【0008】

本発明は、超音波を利用した弾性測定において複数方式の測定条件を適正化する技術を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波の送受により得られたデータに基づいて第1方式の弾性測定と第2方式の弾性測定を実行する弾性測定部と、前記第1方式の弾性測定に対応した第1関心領域と前記第2方式の弾性測定に対応した第2関心領域を設定する関心領域設定部と、前記第1方式の弾性測定に対応した第1表示画像と前記第2方式の弾性測定に対応した第2表示画像を形成する表示画像形成部と、を有し、前記弾性測定部は、前記第1方式の弾性測定において、前記第1関心領域内のデータに基づいて前記第1方式の弾性測定を実行し、前記表示画像形成部は、前記第1方式の弾性測定において、前記第1表示画像と前記第2表示画像を含む表示画像を形成し、前記第1表示画像内に前記第1関心領域に対応した第1マーカを形成し、且つ、前記第2表示画像内に前記第2関心領域に対応した第2マーカを形成し、前記弾性測定部は、前記第1方式の弾性測定後の前記第2方式の弾性測定において、前記第2関心領域内のデータに基づいて前記第2方式の弾性測定を実行することを特徴とする。

30

【0010】

上記構成によれば、第1方式の弾性測定において、第1関心領域に対応した第1マーカと第2関心領域に対応した第2マーカが表示画像内に形成されるため、第2方式の弾性測定の前に、第1関心領域と第2関心領域の位置関係などを調整して最適化することができる。その調整は、第1方式の弾性測定の測定結果の確定前に行われることが望ましい。第1方式の弾性測定の測定結果の確定前であれば、後の第2方式で利用される第2関心領域までをも考慮して、第1方式で利用される第1関心領域の位置などを最適化することができる。

40

【0011】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、前記第1方式の弾性測定において、前記第2表示画像内に前記第2マーカと共に前記第1関心領域に対応した参照マーカを形成することを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記関心領域設定部は、前記第1関心領域と前記第2関心領域のうちの一方の設定位置の変更に連動して他方の設定位置を変更する連動設定機能を備えることを特徴とする。

50

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記弾性測定部は、前記第1方式の弾性測定として、生体内組織の変位分布に基づく静的エラスト測定を実行し、前記第2方式の弾性測定として、生体内組織を伝搬するせん断波に基づく動のエラスト測定を実行することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記静的エラスト測定により生体内組織から得られる測定結果と前記動のエラスト測定により当該生体内組織から得られる測定結果とに基づいて、当該生体内組織の総合的な診断結果を得ることを特徴とする。さらに望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記静的エラスト測定により生体内組織から得られる測定結果と前記動のエラスト測定により当該生体内組織から得られる測定結果と当該生体内組織を有する被検者の血液データとに基づいて、当該生体内組織の総合的な診断結果を得ることを特徴とする。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明により、超音波を利用した弾性測定において複数方式の測定条件を適正化する技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、第2方式の弾性測定の前に、望ましくは第1方式の弾性測定の測定結果の確定前に、第1関心領域と第2関心領域の位置関係などを最適化することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 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 】 静的エラスト測定的具体例を説明するための図である。

【 図 3 】 動のエラスト測定的具体例を説明するための図である。

【 図 4 】 伝搬速度 V_s の測定結果的具体例を示す図である。

【 図 5 】 融合エラストにおける表示画像的具体例を示す図である。

【 図 6 】 血液データ的具体例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、被検体(生体)内の組織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10は、各々が超音波を送受または送波する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送信部12により送信制御されて送信ビームが形成される。

30

【 0 0 1 8 】

また、プローブ10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14へ出力され、受信部14が受信ビームを形成して受信ビームに沿って受信信号(エコーデータ)が収集される。なお、プローブ10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。

【 0 0 1 9 】

プローブ10は、被検体内の断面からフレームデータを得るための超音波(通常パルス)を送受する機能と、被検体内においてせん断波を発生させる超音波(プッシュパルス)を送波する機能と、せん断波を計測する超音波(トラッキングパルス)を送受する機能を備えている。

40

【 0 0 2 0 】

断層画像形成部20は、受信部14から得られる複数時相のフレームデータに基づいて超音波の断層画像データを形成する。断層画像形成部20は、受信データで構成されるフレームデータに対し、必要に応じて、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うことにより、断層画像データとして、例えば被検体内の断面におけるBモード画像の画像データを形成する。なお、断層画像形成部20は、複数時相(複数フレーム)の断層画像データを記憶するフレームメモリを備えていることが望ましい。

50

【 0 0 2 1 】

静的エラスト測定部 3 0 は、被検体内（生体内）の組織の変位分布に基づいて、公知の静的エラスト（ストレインエラスト）を実行する。動のエラスト測定部 4 0 は、被検体内（生体内）を伝搬するせん断波に基づいて、公知の動のエラスト（シアウェイブエラスト）を実行する。また、関心領域設定部 5 0 は、静的エラスト測定に利用される第 1 関心領域と動のエラスト測定に利用される第 2 関心領域を設定する。

【 0 0 2 2 】

診断処理部 6 0 は、静的エラスト測定により被検体から得られる測定結果と動のエラスト測定によりその被検体から得られる測定結果とに基づいて、その被検体内における組織の総合的な診断結果を得る。診断結果を得るにあたり、診断処理部 6 0 は、血液データ取得部 7 0 から得られる血液データを利用する。

10

【 0 0 2 3 】

表示画像形成部 8 0 は、断層画像形成部 2 0 から得られる断層画像データ等に基づいて表示画像を形成する。表示画像形成部 8 0 において形成された表示画像は表示部 8 2 に表示される。

【 0 0 2 4 】

制御部 1 0 0 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 1 0 0 による全体的な制御には、操作部 9 0 を介して医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

【 0 0 2 5 】

図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、送信部 1 2 ，受信部 1 4 ，断層画像形成部 2 0 ，静的エラスト測定部 3 0 ，動のエラスト測定部 4 0 ，関心領域設定部 5 0 ，診断処理部 6 0 ，血液データ取得部 7 0 ，表示画像形成部 8 0 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。また上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、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。

20

【 0 0 2 6 】

表示部 8 2 の好適な具体例は、液晶ディスプレイや有機 E L（エレクトロルミネッセンス）ディスプレイ等であり、操作部 9 0 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のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして制御部 1 0 0 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することができる。

30

【 0 0 2 7 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置に実現される弾性測定に係る機能等について詳述する。なお、図 1 に示した構成（部分）については以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、静的エラスト測定の具体例を説明するための図である。静的エラスト測定部 3 0 は、被検体内（生体内）の組織の変位分布に基づいて、公知の静的エラスト（ストレインエラスト）を実行する。被検体内（生体内）の組織の変位分布は、フレームデータに基づいて導出される。フレームデータは、超音波ビーム B を被検体の断面内において走査することにより形成される。

40

【 0 0 2 9 】

図 2（A）には、プローブ 1 0 を利用して被検体内で走査される超音波ビーム B の具体例が図示されている。フレームデータを得る場合、送信部 1 2 は、通常パルス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、通常パルスの送信ビームを形成して送信ビームを走査するようにプローブ 1 0 を送信制御する。また、受信部 1 4 は、プローブ

50

10が通常パルス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対して、整相加算処理等を施すことにより、通常パルスの送信ビームに対応した受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信データ（例えばRF信号データ）を得る。

【0030】

通常パルスの超音波ビームB（送信ビームと受信ビーム）は、被検体の断面内において走査され、その断面内から収集される受信データによりフレームデータが形成される。例えば、図2（A）に示すように、X軸上における位置をずらしつつ深さY方向に沿って超音波ビームBが徐々に形成され、1フレームのフレームデータが得られる。フレームデータは、複数時相に亘って各時相ごとに、つまり複数フレームに亘って各フレームごとに形成される。

10

【0031】

図2（B）は、静的エラスト測定において、複数時相に亘って徐々に得られるフレームデータの具体例を示している。図2（B）の横軸は時間軸tである。静的エラスト測定においては、例えば、図2（B）に示す具体例のように、Bモード画像用のフレームデータ（Bモードフレーム）と静的エラスト測定用のフレームデータ（ストレインフレーム）が交互に形成される。

【0032】

断層画像形成部20は、複数時相に亘って各時相ごとに徐々に得られるBモードフレームのフレームデータに基づいて、例えば、被検体内の組織を動的に映し出す超音波の断層画像データを形成する。

20

【0033】

静的エラスト測定部30は、複数時相に亘って各時相ごとに徐々に得られるストレインフレームのフレームデータに基づいて、公知のストレインエラスト測定を実行する。ストレインエラストでは、例えば、プローブ10が被検体の体表に当てられ、被検体の体表から被検体内の組織が圧迫され、その圧迫による組織の変位が計測される。

【0034】

静的エラスト測定部30は、複数時相に亘って各時相ごとに選択される一組のストレインフレーム、例えば互いに隣接する時相に対応した2つのストレインフレームのフレームデータに基づいて、被検体内における組織の変位を計測する。

【0035】

静的エラスト測定部30は、一組のストレインフレームに対して、例えば、1次元または2次元の相関演算処理を行うことにより、フレームデータ内つまり断層画像内の各計測点ごとに、その計測点における組織の変位を示す変位ベクトル、すなわち変位の方向と大きさに関する1次元または2次元の変位ベクトルを導出し、これにより、断層画像内の複数の計測点における変位ベクトルの分布（変位分布）を得る。変位ベクトルを導出するにあたっては、例えば、公知のブロックマッチング法や位相勾配法などが利用される。

30

【0036】

また、静的エラスト測定部30は、被検体内における組織の変位分布に基づいて、被検体内における組織の弾性情報を得る。静的エラスト測定部30は、例えば、一組のストレインフレーム間で計測された各計測点における変位ベクトルに基づいて、複数の計測点について各計測点ごとに組織の歪みや弾性率を算出する。さらに、静的エラスト測定部30は、複数時相に亘って各時相（各ストレインフレーム）ごとに、そのフレーム内の複数の計測点における組織の歪みや弾性率を算出する。

40

【0037】

そして、静的エラスト測定部30は、各時相（各ストレインフレーム）内における各計測点の弾性情報（組織の歪みや弾性率）を示した弾性フレームデータに基づいて、被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示すための弾性画像を形成する。その弾性画像の形成にも公知の手法が利用される。静的エラスト測定部30は、例えば、弾性フレームデータの各計測点に対して、その計測点における弾性情報に応じた色相情報を付与する機能を有しており、弾性フレームデータに基づいて、各計測点に対して光の3原色である赤（R

50

)、緑(G)、青(B)を付した弾性画像データを形成する。例えば、歪みが大きい弾性データに対して赤色を基調とした色相情報が付与され、歪みが小さい弾性データに対して青色を基調とした色相情報が付与される。こうして、複数時相に亘って各時相(各フレーム)ごとに弾性画像データが形成される。

【0038】

図3は、動的エラスト測定の実例を説明するための図である。図3を利用して、動的エラスト(シアウェイブエラスト)におけるせん断波の発生と変位の測定に係る具体例を説明する。

【0039】

せん断波を発生させる場合、送信部12は、プッシュパルス(プッシュ波)の送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、プッシュパルスの送信ビームを形成するようにプローブ10を送信制御する。また、せん断波を計測する場合、送信部12は、トラッキングパルス(トラッキング波)の送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、トラッキングパルスの送信ビームを形成するようにプローブ10を送信制御する。そして、受信部14は、プローブ10がトラッキングパルスを受信することにより複数の振動素子から得られる受信信号に対して、整相加算処理等を施すことにより、トラッキングパルスの受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信データ(例えばRF信号データ)を得る。

【0040】

図3(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。図3(A)に示す具体例において、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3(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82に表示される生体内の診断対象に関する超音波画像(断層画像形成部20において形成される断層画像)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。

【0041】

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比較的強いせん断波が発生する。図3(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。

【0042】

図3(A)の具体例では、トラッキング波の2本の超音波ビームT1, T2が形成される。超音波ビーム(送信ビームと受信ビーム)T1は、例えば図3(A)に示すX軸上の位置x1を通るように形成され、超音波ビーム(送信ビームと受信ビーム)T2は、例えば図3(A)に示すX軸上の位置x2を通るように形成される。位置x1と位置x2は、例えば、表示部82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てもよいし、図1の超音波診断装置が、位置pからX方向に沿って所定の距離だけ離れた個所に位置x1と位置x2を設定してもよい。

【0043】

なお、図3(A)に示す具体例では、プッシュ波の送信ビームPに対して、X軸の正方向側に、トラッキング波の超音波ビームT1, T2を形成しているが、プッシュ波の送信ビームPに対して、X軸の負方向側にトラッキング波の超音波ビームT1, T2を形成して、X軸の負方向側に伝搬するせん断波を測定するようにしてもよい。もちろん、プッシュ波の送信ビームPの位置pや、トラッキング波の超音波ビームT1, T2の位置x1, x2は、診断対象や診断状況等に応じて適切に設定されることが望ましい。

【0044】

図3(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T1, T2の生成タイミングの具体例を示している。図3(B)の横軸は時間軸tである。

【0045】

図3(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、

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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。

10

【 0 0 4 8 】

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。例えば、図 3 (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。

【 0 0 4 9 】

動的エラスト測定部 40 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 x_1 と位置 x_2 における変位に基づいて、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 x_1 における変位が最大となる時刻 t_1 と、位置 x_2 における変位が最大となる時刻 t_2 と、位置 x_1 と位置 x_2 の距離 x と、に基づいて、せん断波の X 軸方向の伝搬速度 $V_s = x / (t_2 - t_1)$ 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

【 0 0 5 0 】

また動的エラスト測定部 40 は、例えば、超音波ビーム T_1 と超音波ビーム T_2 から得られる受信信号に基づいて、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など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、周波数特性などが導出されてもよい。

【 0 0 5 1 】

図 3 (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 1 シーケンスの期間である。測定シーケンスの終了後には、プローブ 10 をクーリングするための休止期間を設けることが望ましい。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、複数の測定シーケンスが繰り返し実行される。

30

【 0 0 5 2 】

動的エラスト測定部 40 は、図 3 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 を測定する。動的エラスト測定部 40 は、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 3 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。

40

【 0 0 5 3 】

図 4 は、伝搬速度 V_s の測定結果の具体例を示す図である。図 4 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 4 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。

50

【 0 0 5 4 】

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、測定セットを構成する複数の測定値（複数の伝播速度 V_s ）が算出されると、動的エラスト測定部 40 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。棄却条件としては、例えば、測定値（伝播速度 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などが好適である。

【 0 0 5 5 】

動的エラスト測定部 40 は、算出された伝播速度 V_s 、例えば図 4 に示した測定セット内の複数の伝播速度 V_s のうち、棄却条件を満たす伝播速度 V_s を棄却の対象とする。なお、棄却の対象とされた伝播速度 V_s は、例えば図 4 に示す測定セット内から削除されてもよいし、伝播速度 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。

10

【 0 0 5 6 】

そして、動的エラスト測定部 40 は、測定セット内の複数の伝播速度 V_s のうち、棄却条件を満たす伝播速度 V_s を棄却し、棄却されずに残された複数の伝播速度 V_s 、つまり有効な測定値とみなされた複数の伝播速度 V_s の割合である $V_s N$ （有効 V_s 割合）を算出する。

【 0 0 5 7 】

動的エラスト測定部 40 は、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 4 に示す測定セット内において、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播速度 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播速度 V_s を棄却するようにしてもよい。例えば、図 4 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）の全ての伝播速度 $V_s(3, 1)$ 、 $V_s(3, 2)$ 、・・・が棄却される。

20

【 0 0 5 8 】

さらに、動的エラスト測定部 40 は、測定セット内の複数の伝播速度 V_s のうち、棄却されずに残された複数の伝播速度 V_s つまり有効な測定値とみなされた複数の伝播速度 V_s に基づいて、伝播速度 V_s に関する統計値を算出する。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播速度 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）などが好適であるものの、他の統計値が算出されてもよい。

30

【 0 0 5 9 】

図 1 の超音波診断装置は、同一の診断対象に対して静的エラスト測定と動的エラスト測定の両測定を実行する融合エラストの機能を備えている。融合エラストでは、被検体内の組織に対して、一方の測定が実行された後、直ちにその組織に対して他方の測定が実行される。例えば、被検体内の組織に対して、図 2（B）を利用して説明した静的エラストの測定シーケンスが実行された後に、その同じ組織に対して、図 3（B）を利用して説明した動的エラストの測定シーケンスが実行される。例えば、静的エラストの測定後にユーザからの切り替え操作に応じて動的エラストの測定が実行される。

40

【 0 0 6 0 】

融合エラストにおいて、静的エラスト測定部 30 は、第 1 関心領域内のデータに基づいて静的エラストの測定を実行し、動的エラスト測定部 40 は、第 2 関心領域内のデータに基づいて動的エラストの測定を実行する。第 1 関心領域と第 2 関心領域は、操作部 90 を利用して得られるユーザ操作に応じて関心領域設定部 50 により設定される。ユーザは、例えば、表示部 82 に表示される表示画像を見ながら、第 1 関心領域と第 2 関心領域の位置関係などを調整する。

【 0 0 6 1 】

図 5 は、融合エラストにおける表示画像の具体例を示す図である。図 5 には、表示画像

50

形成部 80 において形成されて表示部 82 に表示される表示画像 84 の具体例が図示されている。図 5 に示す具体例において、表示画像 84 は、静的エラスト画像 84 A と動的エラスト画像 84 B を含んでいる。

【 0 0 6 2 】

静的エラスト画像 84 A は、断層画像形成部 20 において形成される断層画像（Bモード画像）上に、静的エラスト測定部 30 の静的エラスト測定により得られる弾性情報を示す画像である。静的エラスト画像 84 A 内には、第 1 関心領域に対応した第 1 マーカ R 1 が形成される。つまり、第 1 関心領域の位置と形状と大きさを示す第 1 マーカ R 1 が静的エラスト画像 84 A 内に形成される。図 5 に示す具体例において、第 1 関心領域（第 1 マーカ R 1）は台形であるが矩形その他の形状であってもよい。

10

【 0 0 6 3 】

静的エラスト測定部 30 は、第 1 関心領域内のフレームデータに基づいて静的エラスト（ストレインエラスト）を実行する。これにより、第 1 関心領域内において複数の計測点の弾性情報を色で表現した弾性画像が形成される。つまり、図 5 において、第 1 マーカ R 1 内には、各計測点の弾性情報に応じた色が付される。

【 0 0 6 4 】

動的エラスト画像 84 B は、断層画像形成部 20 において形成される断層画像（Bモード画像）上に、動的エラスト測定部 40 の動的エラスト測定に利用される第 2 関心領域に対応した第 2 マーカ R 2 を示した画像である。つまり、第 2 関心領域の位置と形状と大きさを示す第 2 マーカ R 2 が動的エラスト画像 84 B 内に形成される。図 5 に示す具体例において、第 2 関心領域（第 2 マーカ R 2）は矩形であるがその他の形状であってもよい。

20

【 0 0 6 5 】

また、図 5 に示す具体例において、動的エラスト画像 84 B 内には、第 1 関心領域に対応した参照マーカ R M が形成される。つまり、第 1 関心領域の位置と形状と大きさを示す参照マーカ R M が動的エラスト画像 84 B 内に形成される。

【 0 0 6 6 】

融合エラストでは、例えば、被検体内の組織に対して静的エラストの測定シーケンス（図 2）が実行された後に、その同じ組織に対して動的エラストの測定シーケンス（図 3）が実行される。なお、融合エラストの前に、医師や検査技師等のユーザは、表示部 82 に表示される断層画像（Bモード画像）内に診断対象となる組織が映し出されるように、プローブ 10 の位置や姿勢を適宜に調整する。

30

【 0 0 6 7 】

融合エラストにおいて、表示画像形成部 80 は、動的エラスト画像 84 B と静的エラスト画像 84 A を左右に配置した表示画像 84 を形成し、表示画像 84 が表示部 82 に表示される。表示画像形成部 80 は、先に実行される静的エラストの測定において、静的エラスト画像 84 A 内に第 1 関心領域に対応した第 1 マーカ R 1 を形成し、さらに、動的エラスト画像 84 B 内に第 2 関心領域に対応した第 2 マーカ R 2 と第 1 関心領域に対応した参照マーカ R M を形成する。

【 0 0 6 8 】

第 1 関心領域と第 2 関心領域は、操作部 90 を利用して得られるユーザ操作に応じて関心領域設定部 50 により設定される。ユーザは、例えば、表示部 82 に表示される表示画像 84 を見ながら、第 1 マーカ R 1 と第 2 マーカ R 2 の位置関係等を調整する。これにより、第 1 関心領域と第 2 関心領域の位置関係が調整される。

40

【 0 0 6 9 】

先に実行される静的エラストの測定において、第 1 関心領域に対応した第 1 マーカ R 1 と第 2 関心領域に対応した第 2 マーカ R 2 が表示画像 84 内に形成されるため、ユーザは例えば後に実行される動的エラストの前に、第 1 関心領域と第 2 関心領域の位置関係などを調整して最適化することができる。その調整は、先に実行される静的エラストの測定結果の確定前に行われることが望ましい。静的エラストの測定結果の確定前であれば、後に実行される動的エラストの第 2 関心領域までも考慮して、静的エラストの第 1 関心領域

50

の位置などを最適化することができる。

【 0 0 7 0 】

特に、動的エラスト画像 8 4 B 内に第 2 マーカ R 2 と共に参照マーカ R M を形成することにより、第 1 関心領域と第 2 関心領域の相対的な位置関係が一層わかりやすくなる。なお、静的エラスト画像 8 4 A 内に第 1 マーカ R 1 と共に第 2 関心領域に対応した図示しない参照マーカを形成してもよい。但し、第 1 関心領域内において複数の計測点の弾性情報を色で表現した弾性画像の表示を妨げないように、静的エラスト画像 8 4 A 内における参照マーカはオフ（非表示）にできることが望ましい。

【 0 0 7 1 】

また、関心領域設定部 5 0 は、第 1 関心領域と第 2 関心領域のうちの一方の設定位置の変更に連動して他方の設定位置を変更する連動設定の機能を備えていることが望ましい。連動設定においては、例えば、第 1 関心領域と第 2 関心領域の相対的な位置関係を維持しつつ、一方の設定位置の変更に連動して他方の設定位置が変更される。また、関心領域設定部 5 0 は、第 1 関心領域と第 2 関心領域を個別的に設定する個別設定の機能も備えていることが望ましい。個別設定により、第 1 関心領域と第 2 関心領域の相対的な位置関係を調整することができる。

【 0 0 7 2 】

融合エラストにおいて、静的エラストの後に実行される動的エラストの測定は第 2 関心領域内で実行される。例えば、第 2 関心領域内の位置 p を通るようにプッシュ波の送信ビーム P（図 3）が形成され、さらに、トラッキング波の超音波ビーム T 1, T 2（図 3）が第 2 関心領域内を通るように形成される。これにより、第 2 関心領域内における複数深さの伝搬速度 V_s が測定される。

【 0 0 7 3 】

そして、融合エラストの測定後、つまり静的エラストと動的エラストの測定後には、測定結果画像 8 4 M が形成されてもよい。測定結果画像 8 4 M には、静的エラストにより得られる測定値と動的エラストにより得られる測定値が例えば数値などで表示される。

【 0 0 7 4 】

また、静的エラスト測定により得られた弾性情報に基づくヒストグラム H A が形成されてもよい。図 5 に示す具体例では、静的エラスト画像 8 4 A 上にヒストグラム H A が形成される。ヒストグラム H A 内において、横軸は弾性情報の値（組織の歪みや弾性率）であり縦軸は頻度を示している。なお、ヒストグラム H A は、第 1 関心領域内の弾性情報に基づいて形成されてもよいし、第 1 関心領域とは別に設定されるヒストグラム用の領域（ウィンドウ）内の弾性情報に基づいて形成されてもよい。

【 0 0 7 5 】

さらに、動的エラスト測定により得られた測定結果に基づくヒストグラム H B が形成されてもよい。図 5 に示す具体例では、動的エラスト画像 8 4 B 上にヒストグラム H B が形成される。ヒストグラム H B 内において、横軸は測定結果の値（伝搬速度 V_s ）であり縦軸は頻度を示している。

【 0 0 7 6 】

融合エラストによれば、静的エラスト測定の後に直ちに動的エラスト測定を実行することができるため、例えば、同一組織に関する実質的に同じ断面内において且つ同じ呼吸期間内で動的エラストと静的エラストの測定結果を得ることができる。なお、融合エラストにおいて動的エラスト測定を行ってから静的エラスト測定を行ってもよい。

【 0 0 7 7 】

こうして、融合エラストが実行されると、診断処理部 6 0 は、静的エラスト測定により被検体内の組織から得られる測定結果と、その同じ組織から動的エラスト測定により得られる測定結果に基づいて、その組織に関する総合的な診断結果を導出する。なお、総合的な診断結果の導出においては、血液データ取得部 7 0 において取得される血液データを参照することが望ましい。

【 0 0 7 8 】

10

20

30

40

50

図6は、血液データの具体例を示す図である。血液データには、ALT, AST, GTPなど、被検者の血液に関する情報が含まれており、例えば、図1の超音波診断装置による融合エラストの測定前に検査される。

【0079】

そして、例えば、図6に例示する血液データを入力するためのユーザインターフェース画面が表示部82に表示され、医師や検査技師等のユーザにより血液データが入力され、血液データ取得部70がその血液データを取得する。なお、血液データを入力するためのユーザインターフェース画面により、被検者の年齢、腹囲、BMIなどの被検者情報を入力できることが望ましい。

【0080】

診断処理部60は、総合的な診断結果として、例えば、肝線維化の進展を規定する因子であるFibrosis（線維症）とActivity（炎症の活動性）に相当する指標として線維化スコアF値と炎症スコアA値を算出する。線維化スコアF値と炎症スコアA値は、それぞれ、例えば数1式と数2式により算出される。

【0081】

[数1]

$$F \text{ 値} = V s \times [F_1] + I Q R \times [F_2] + \dots \\ + \text{ストレイン平均値} \times [F_m] + \text{ストレイン標準偏差} \times [F_{m+1}] + \dots \\ + A L T \times [F_n] + A S T \times [F_{n+1}] + G T P \times [F_{n+2}] + \dots \\ + \text{年齢} \times [F_h] + \text{腹囲} \times [F_{h+1}] + B M I \times [F_{h+2}] + \dots$$

[数2]

$$A \text{ 値} = V s \times [A_1] + I Q R \times [A_2] + \dots \\ + \text{ストレイン平均値} \times [A_m] + \text{ストレイン標準偏差} \times [A_{m+1}] + \dots \\ + A L T \times [A_n] + A S T \times [A_{n+1}] + G T P \times [A_{n+2}] + \dots \\ + \text{年齢} \times [A_h] + \text{腹囲} \times [A_{h+1}] + B M I \times [A_{h+2}] + \dots$$

【0082】

数1式と数2式には、融合エラストの動的エラスト測定により得られる「Vs」「IQR」・・・などが含まれている。「Vs」は例えば有効な測定値とみなされた複数の伝搬速度Vsに関する平均値であり、「IQR」は例えば有効な測定値とみなされた複数の伝搬速度Vsに関するIQR（四分位範囲）である。

【0083】

また、数1式と数2式には、融合エラストの静的エラスト測定により得られる「ストレイン平均値」「ストレイン標準偏差」・・・などが含まれている。「ストレイン平均値」と「ストレイン標準偏差」は、それぞれ、例えば第1関心領域内における複数の計測点の弾性情報（組織の歪みや弾性率）に関する平均値と標準偏差である。

【0084】

また、数1式と数2式には、融合エラストの測定対象となる被検者の血液データである「ALT」「AST」「GTP」・・・などが含まれている。さらに、数1式と数2式には、融合エラストの測定対象となる被検者の年齢、腹囲、BMIなどの被検者情報が含まれている。

【0085】

なお、数1式の $[F_1][F_2][F_m][F_{m+1}][F_n][F_{n+1}][F_{n+2}][F_h][F_{h+1}][F_{h+2}]$ ・・・は、線維化スコアF値を得るための係数である。また、数2式の $[A_1][A_2][A_m][A_{m+1}][A_n][A_{n+1}][A_{n+2}][A_h][A_{h+1}][A_{h+2}]$ ・・・は、炎症スコアA値を得るための係数である。

【0086】

診断処理部60は、例えば、数1式と数2式を利用して線維化スコアF値と炎症スコアA値を算出する。数1式と数2式には、融合エラスト（動的エラスト測定と静的エラスト測定）により得られる測定結果に加えて、血液データに関する項と被検者情報に関する項

10

20

30

40

50

が含まれているため、血液データと被検者情報を利用しない場合に比べて、診断精度の向上が期待される。なお、例えば、数1式と数2式において、血液データに関する項と被検者情報に関する項を省略して、融合エラストの動的エラスト測定と静的エラスト測定により得られる測定結果のみを利用して線維化スコアF値と炎症スコアA値が算出されてもよい。また、数1式と数2式において、血液データに関する項と被検者情報に関する項のいずれか一方のみが省略されてもよい。

【0087】

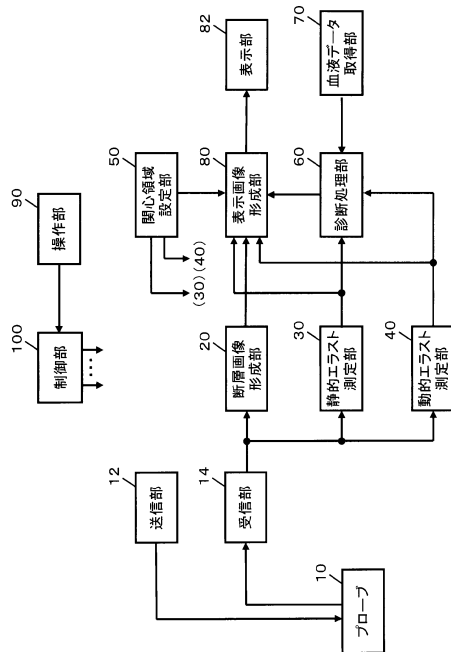
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

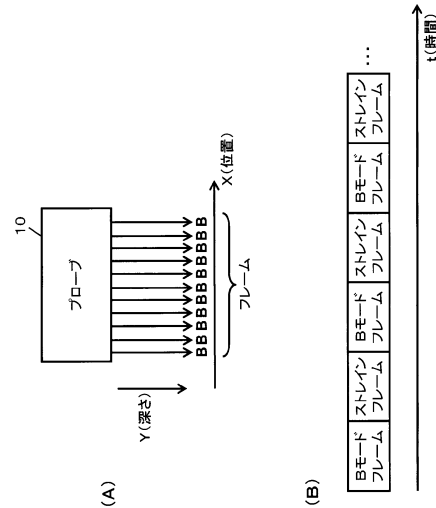
【0088】

10 プローブ、12 送信部、14 受信部、20 断層画像形成部、30 静的エラスト測定部、40 動的エラスト測定部、50 関心領域設定部、60 診断処理部、70 血液データ取得部、80 表示画像形成部、82 表示部、100 制御部。

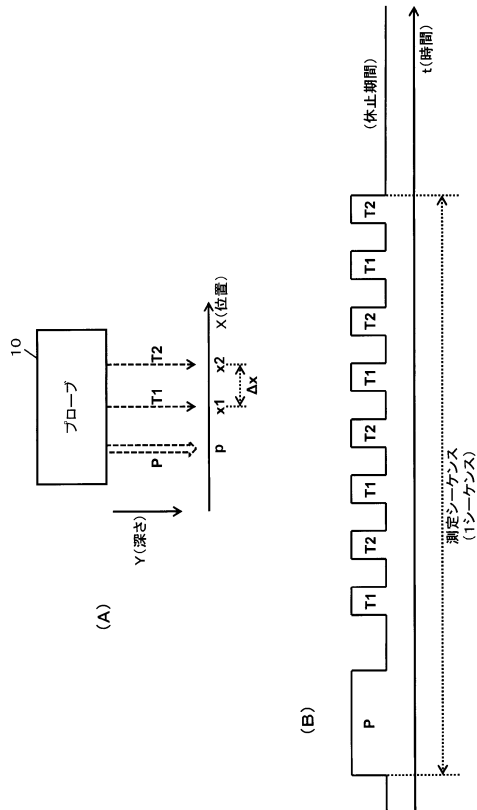
【図1】



【図2】



【 図 3 】

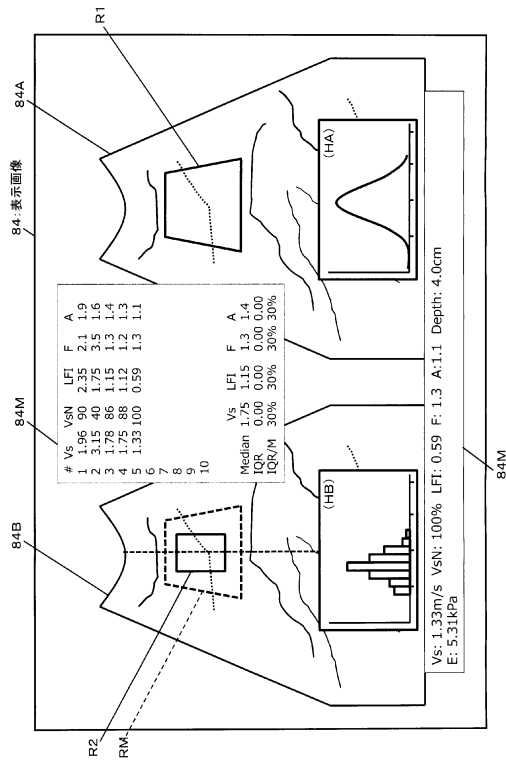


【 図 4 】

<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 5 】



【 図 6 】

年齢	<input type="text"/>	[歳]
腹囲	<input type="text"/>	[Cm]
BMI	<input type="text"/>	[kg/m ²]
ALT	20	[IU/L]
AST	<input type="text"/>	[IU/L]
γ-GTP	30	[IU/L]
PLT	2_	[10 ⁴ /μl]
ALB	4.1	[g/dL]

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-012129(JP,A)
特開2014-028029(JP,A)
特開2016-034452(JP,A)
特開2014-064912(JP,A)
国際公開第2015/018946(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6290336B2	公开(公告)日	2018-03-07
申请号	JP2016164306	申请日	2016-08-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	園山輝幸		
发明人	園山 輝幸		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK31		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2018029788A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个目的是提供一种用于优化使用超声波的弹性测量中的多种方法的测量条件的技术。基于第一感兴趣区域中的数据执行静态弹性的测量，并且紧接其后，基于第二感兴趣区域中的数据执行动态弹性的测量。第一感兴趣区域和第二感兴趣区域由感兴趣区域设置单元根据用户操作设置。显示图像形成单元在第一次执行的静态弹性体的测量中形成与静态弹性体图像84A中的第一关注区域对应的第一标记R1，并且进一步在动态弹性体图像84B中形成(2)形成对应于感兴趣区域的第二标记R2和对应于第一感兴趣区域的参考标记RM。[选中图]图5

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6290336号 (P6290336)
(45) 発行日 平成30年3月7日(2018.3.7)	(24) 登録日 平成30年2月16日(2018.2.16)	
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)	F I A61B 8/08 A61B 8/14	請求項の数 6 (全 15 頁)
(21) 出願番号 特願2016-164306(P2016-164306)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(22) 出願日 平成28年8月25日(2016.8.25)	東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(65) 公開番号 特開2018-29788(P2018-29788A)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所	
(43) 公開日 平成30年3月1日(2018.3.1)	(72) 発明者 園山 輝幸 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	
審査請求日 平成29年8月2日(2017.8.2)	審査官 永田 浩司	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		