

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4685633号  
(P4685633)

(45) 発行日 平成23年5月18日(2011.5.18)

(24) 登録日 平成23年2月18日(2011.2.18)

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

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2005-513893 (P2005-513893)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成16年9月9日(2004.9.9)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2004/013140		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02005/025425	(72) 発明者	松村 剛
(87) 国際公開日	平成17年3月24日(2005.3.24)		千葉県柏市布施903-1-B202
審査請求日	平成19年9月7日(2007.9.7)	(72) 発明者	篠村 隆一
(31) 優先権主張番号	特願2003-322070 (P2003-322070)		埼玉県東松山市沢口町9-12
(32) 優先日	平成15年9月12日(2003.9.12)	(72) 発明者	三竹 毅
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		千葉県野田市山崎2361-1-N506
(31) 優先権主張番号	特願2004-67983 (P2004-67983)	(72) 発明者	押木 光博
(32) 優先日	平成16年3月10日(2004.3.10)		東京都練馬区旭丘1-68-8-301
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
		審査官	後藤 順也

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】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信し、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の部位の変位を計測する変位計測部と、前記変位から歪み量或いは弾性率を求め弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の断層像を構成する断層像構成部と、前記弾性画像と前記断層像を表示する表示部と、前記断層像の低エコー領域に対する前記弾性画像の硬い領域の分布状態に応じて、歪み状態或いは弾性状態を示すスコアを選択するスコアリング手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信し、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の部位の変位を計測する変位計測部と、前記変位から歪み量或いは弾性率を求め弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の断層像を構成する断層像構成部と、前記弾性画像と前記断層像を表示する表示部と、前記弾性画像の面積或いは形状に基づいて前記弾性画像に対応するスコアを選択するスコアリング手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信し、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の部位の変位を計測する変位

計測部と、前記変位から歪み量或いは弾性率を求め弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記反射エコー信号に基いて前記被検体の生体組織の断層像を構成する断層像構成部と、前記弾性画像と前記断層像を表示する表示部と、前記断層像と前記弾性画像とを関連づけた関心領域の位置情報に基づいて前記弾性画像に対応するスコアを選択するスコアリング手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記断層像或いは前記弾性画像に前記関心領域を設定する領域設定手段を備え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】

前記領域設定手段は前記断層像上の低エコー領域を第 1 の領域とし、前記弾性画像上の硬い部位の領域を第 2 の領域として設定して設定し、前記スコアリング手段は前記第 1 の領域と第 2 の領域の比に基づいて前記弾性画像に対応するスコアを選択することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記領域設定手段は、前記断層像、或いは前記弾性画像の輝度によって領域を抽出するリージョンローイング手段又はエッジ検出手段によって領域を求めることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記リージョンローイング手段は、前記領域内の任意の位置を起点として設定し、該設定された起点に隣接する領域で輝度差が予め設定された閾値内に収まる領域を抽出することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記スコアリング手段は、前記低エコー領域に複数の関心領域を設定し、前記複数の関心領域における硬い領域の占有度合いに基づいて、前記弾性画像に対応するスコアを選択することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記スコアリング手段は、前記低エコー領域の中央部に関心領域を設け、前記弾性画像における硬い領域の占有度合いに基づいて、前記弾性画像に対応するスコアを選択することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記スコアリング手段は、前記スコアが前記被検体の生体組織の疾患部位の悪性度を示すことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 11】

前記被検体を圧迫する圧力値を設定する圧力設定手段を備え、

前記スコアリング手段は、該設定した圧力値に圧迫した際の弾性画像に基づいて前記弾性画像に対応するスコアを選択することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示部にスコアリング入力欄を設け、前記スコアリング入力欄にスコアを入力する入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について、生体組織の硬さまたは柔らかさを表す弾性画像として表示することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の一般的な超音波診断装置は、超音波送受信を制御する超音波送受信制御手段と、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段からの反

50

射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列断層像データを表示する画像表示手段とを有して構成されていた。そして、被検体内部の生体組織の構造を例えばBモード断層像として表示していた。

【0003】

これに対して、最近、被検体の体表面から加圧装置もしくは探触子で人為的に外力を与え、生体内部組織を圧迫し、時系列的に隣接する2フレーム（連続2フレーム）の超音波受信信号の相関演算を利用して、各点における変位を求め、さらにその変位を空間微分することによって歪みを計測し、この歪みデータを画像化する手法、更には、外力による応力分布と歪みデータから、生体組織のヤング率等に代表される弾性率データを画像化する手法が提案されている。このような歪み及び弾性率データ（以下、弾性フレームデータ）を基にした弾性画像によれば、生体組織の硬さや柔らかさを計測して弾性画像として表示することができる。

10

超音波診断装置として、特許文献1又は特許文献2に記載されたものなどがある。

【特許文献1】特開平5-317313号公報

【特許文献2】特開2000-060853号公報

【0004】

しかし、このような従来の超音波診断装置による生体組織の弾性率データの画像化においては、実際の疾患に対し、その硬さの程度を認識させる程度にすぎず、疾患に対応した診断の指標を与えるものではない。

20

【0005】

この発明は、上述の点に鑑みなされたものであり、疾患部位に対して診断の一助となる指標を与えることのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【0006】

上記目的を達成するために、本願発明の超音波診断装置は、探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信し、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測する変位計測部と、前記変位から歪み量或いは弾性率を求め弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記弾性画像を表示させる表示部とを備えた超音波診断装置において、前記弾性画像構成部から出力される前記弾性画像の情報に基づいて、歪み状態或いは弾性状態を特定するスコアリング手段を備えた。この前記スコアリング手段は、前記弾性画像の面積或いは形状に基づいて、歪み状態或いは弾性状態を特定する。また、前記反射エコー信号から断層像を構成する断層像構成部を備え、前記スコアリング手段は前記断層像上の特定領域に対する前記弾性画像の硬い部位の領域の関係に基づいて、歪み状態或いは弾性状態を特定する。

30

【0007】

よって、弾性画像、断層像及び弾性画像を用いて診断の指標であるスコアを与えて表示させることにより、診断の一助として認識させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

40

【図1】本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。

【図2】超音波探触子に圧力計測部（圧力センサ）を取りつけ、探触子のヘッドと被検体の間の圧力を計測する方法の一例を示す図である。

【図3】図1のスコア入力手段の実行するスコアリング処理の一例を示す図である。

【図4】スコア入力手段を用いてスコアリング処理を行う場合の画像表示器の表示例を示す図である。

【図5】ストレス信号によるスコアリングを示す図である。

【図6】圧迫による弾性画像の領域の変化によるスコアリングを示す図である。

【図7】弾性画像の色相パターンによるスコアリングを示す図である。

【図8】図1のスコア入力手段の実行するスコアリング処理の別の実施例を示す図である

50

。【図 9】図 1 のスコア入力手段の実行するスコアリング処理のさらに別の実施例を示す図である。

【図 10】領域抽出アプリケーションを用いた自動スコアリング処理の一例を示すフローチャート図である。

【図 11】この自動スコアリング処理の動作の一例を模式的に示す図である。

【図 12】スコアリングするための弾性画像を取得するタイミングを示す図である。

【図 13】図 1 の R F 信号フレームデータ選択部の一実施例を示す図である。

【図 14】図 1 の R F 信号フレームデータ選択部の別の実施例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0009】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体 100 の診断部位について断層像を得ると共に生体組織の硬さ又は柔らかさを表わす弾性画像を表示するものである。

【0010】

この超音波診断装置は、図 1 に示すように、超音波探触子 101 と、送波回路 102 と、受信回路 103 と、整相加算回路 104 と、信号処理部 105 とを用いて断層像を構成する断層像構成部 118 として備え、変位計測部 109 と、圧力計測部 110 と、歪み及び弾性率演算部 111 と、弾性データ処理部 112 と、カラスキャンコンバータ 113 とを用いて弾性画像を構成する弾性画像構成部 119 として備え、さらに断層像構成部の出力信号を画像変換する白黒スキャンコンバータ 106 と、画像表示器 107 と、R F 信号フレームデータ選択部 108 と、切替加算器 114 と、スコアを入力するスコア入力手段 115 と、弾性画像若しくは弾性画像及び断層像から歪み状態或いは弾性状態を特定するスコアリング部 116 とを備えて構成されている。

20

【0011】

超音波探触子 101、送波回路 102、受信回路 103、整相加算回路 104 及び信号処理部 105 によって、超音波送受信手段が構成される。この超音波送受信手段は、超音波探触子 101 を用いて超音波ビームを被検体 100 の体内で一定方向に走査させることにより、一枚の断層像を得るものである。超音波探触子 101 は、多数の振動子を短冊状に配列して形成されたものであり、機械式または電子的にビーム走査を行って被検体 100 に超音波を送信及び受信するもので、図示は省略したがその中には超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子が内蔵されている。各振動子は、一般に、入力されるパルス波、または連続波の送波信号を超音波に変換して発射する機能と、被検体 100 の内部から反射する超音波を受けて電気信号の受波信号に変換して出力する機能を有して形成される。

30

【0012】

送波回路 102 は、超音波探触子 101 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成すると共に、内蔵された送波整相加算回路によって送信される超音波の収束点がある深さに設定するものである。受信回路 103 は、超音波探触子 101 で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅するものである。増幅された各振動子の数に対応した数の受波信号がそれぞれ独立した受波信号として整相加算回路 104 に入力される。整相加算回路 104 は、受信回路 103 で増幅された受波信号を入力し、それらの位相を制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成するものである。信号処理部 105 は、整相加算回路 104 からの受波信号を入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の各種信号処理を行うものである。

40

【0013】

白黒スキャンコンバータ 106 は、前述の超音波送受信手段の信号処理部 105 から出力される反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体 100 内の R F 信号フレームデータを超音波周期で取得し、この R F 信号フレームデータを切替加算器 114 を介して画像

50

表示器 107 に表示するものである。従って、白黒スキャンコンバータ 106 は、テレビジョン方式の周期で RF 信号フレームデータを順次読み出すための断層走査手段及びシステムの制御を行うための手段、例えば、信号処理部 105 からの反射エコー信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器と、この A/D 変換器でデジタル化された断層像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどを含んで構成される。

#### 【0014】

画像表示器 107 は、白黒スキャンコンバータ 106 によって得られた時系列の断層像データすなわち B モード断層像を表示するものであり、切替加算器 114 を介して白黒スキャンコンバータ 106 から出力される画像データをアナログ信号に変換する D/A 変換器と、この D/A 変換器からのアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとから構成される。

10

#### 【0015】

この実施形態においては、整相加算回路 104 の出力側から分岐して RF 信号フレームデータ選択部 108 と変位計測部 109 とが設けられると共に、組織弾性率を求める場合は、これと並列に圧力計測部 110 が設けられている。変位計測部 109 及び圧力計測部 110 の後段には、歪み及び弾性率演算部 111 と弾性データ処理部 112 とカラースキャンコンバータ 113 とが設けられ、このカラースキャンコンバータ 113 と白黒スキャンコンバータ 106 の出力側には切替加算器 114 が設けられている。そして、白黒スキャンコンバータ 106 とカラースキャンコンバータ 113 の出力は、スコアリング部 116 に導入され、そこでスコアリング処理が実行される。このスコアリング処理の詳細については後述する。

20

#### 【0016】

変位計測部 109 は、RF 信号フレームデータ選択部 108 によって選択された 1 組の RF 信号フレームデータに基づいて 1 次元もしくは 2 次元相関処理を実行し、断層像上の各点の変位もしくは移動ベクトル（変位の方向と大きさ）を計測するものである。この移動ベクトルの検出法としては、例えば、特許文献 1 に記載されたようなブロックマッチング法とグラジエント法とがある。ブロックマッチング法は、画像を例えば  $N \times N$  画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックに最も近似しているブロックを前フレームから探し、これを参照して予測符号化を行うものである。

30

#### 【0017】

圧力計測部 110 は、被検体 100 の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定するものである。この超音波診断装置は、探触子ヘッド 1011 に設けられた超音波探触子 101 を用いて制御部 200 の制御の下で超音波送受信を行いつつ、探触子ヘッド 1011 に設けられた加圧器（図示せず）によって加圧もしくは減圧し、被検体 100 の診断部位の体腔内に応力分布を与える方法を採用している。この方法では、探触子ヘッド 1011 と被検体 100 との間どの程度の圧力が印加されているかを計測するために、例えば、図 2 に示すように、棒状部材に架かる圧力を検出する圧力センサ 1012 を探触子ヘッド 1011 の側面に取り付け、探触子ヘッド 1011 と被検体 100 の間の圧力を任意の時相で測定し、測定された圧力値を歪み及び弾性率演算部 111 に送出するようになっている。なお、図 2 では、探触子ヘッド 1011 を加圧・減圧する加圧器については省略してある。

40

#### 【0018】

歪み及び弾性率演算部 111 は、変位計測部 109 及び圧力計測部 110 からそれぞれ出力される移動量（変位）及び圧力に基づいて断層像上の各点の歪み或いは弾性率を演算して、歪みもしくは弾性率の数値データ（弾性フレームデータ）を生成し、それを弾性データ処理部 112 に出力するものである。歪み及び弾性率演算部 111 が行う歪みの演算については、例えば、圧力のデータを必要とせず、その変位を空間微分することによって計算上求める。また、弾性率の内の一つであるヤング率の演算については、圧力の変化を移動量の変化で除することによって計算上求める。

#### 【0019】

50

カラーสキャンコンバータ 1 1 3 は、弾性データ処理部 1 1 2 から出力される弾性フレームデータと、超音波診断装置の制御部 2 0 0 から出力される命令又は弾性データ処理部 1 1 2 から出力される弾性フレームデータの中の階調化選択範囲とする上限値及び下限値とを入力し、その弾性フレームデータから弾性画像データとして赤、緑、青などの色相情報を付与する色相情報変換手段を備えている。この色相情報変換手段は、例えば、弾性データ処理部 1 1 2 から出力される弾性フレームデータにおいて、歪みが大きく計測された領域を、弾性画像データ内で赤色コードに変換し、逆に歪みが小さく計測された領域を、弾性画像データ内で青色コードに変換するように動作する。また、カラースキャンコンバータ 1 1 3 は、上述の白黒スキャンコンバータ 1 0 6 で構成してもよい。この場合には、歪みが大きく計測された領域は、弾性画像データ内で輝度を明るくし、逆に歪みが小さく計測された領域は、弾性画像データ内で輝度を暗くすればよい。

10

#### 【 0 0 2 0 】

切替加算器 1 1 4 は、白黒スキャンコンバータ 1 0 6 からの白黒の断層像データとカラースキャンコンバータ 1 1 3 からのカラーの弾性画像データとを入力し、両画像を加算又は切替る手段となるもので、白黒の断層像データだけ又はカラーの弾性画像データだけを出したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したりするように切替るようになっている。また、例えば、特許文献 2 に記載してあるように、2 画面表示において白黒断層像とカラーもしくは白黒スキャンコンバータによる白黒弾性画像を同時に表示しても良い。切替加算器 1 1 4 から出力された画像データは画像表示器 1 0 7 に出力されるようになっている。

20

#### 【 0 0 2 1 】

次に、本実施形態に係るスコアリングについて説明する。

#### 【 0 0 2 2 】

図 3 は図 1 のスコアリング部 1 1 6 の実行するスコアリング処理の第 1 の実施形態を示す図であり、図 3 ( A ) は、白黒スキャンコンバータ 1 0 6 から出力される白黒の断層像データ ( B モード断層像 ) の一例を示す図である。図 3 ( B ) ~ ( F ) は、カラースキャンコンバータ 1 1 3 から出力されるカラーの弾性画像データの一例を示す図であり、それぞれの症状が異なる場合を模式的に表したものである。これらの弾性画像データは、実際は、その硬さに応じたカラー表示を行うものである。例えば、柔らかい部分 ( 歪みの大きな部分 ) は赤色、硬い部分 ( 歪みの小さな部分 ) は青色、両者の中間は緑色として、連続的な色の变化として表示される。なお、図 3 では、このような色で表示することができないので、網掛けにてその様子を示すこととし、軟らかい領域を荒い網掛けで、硬い領域を細かい網掛けで表示することにする。図 3 ( A ) の B モード断層像の場合、中央の楕円形の部分 6 1 は、乳腺腫瘍等の疾患部位であり、低エコー領域と呼ばれるものである。また、弾性画像において低エコー領域 6 1 の同一座標領域に対応する領域を図 3 ( B ) ~ ( F ) において、点線の楕円形で表示することにする。この低エコー領域 6 1 に対して、弾性画像データがどのように表示されているのかその状態に応じて、弾性画像データのスコア入力手段 1 1 5 を操作して、スコアリング処理を行い、それぞれの弾性画像をスコア 1 ~ 5 に分類する。各スコア 1 ~ 5 は次のような基準になっており、この基準を満たすかどうかの判断を観察者が行いスコアリング処理を行う。以下、各スコア 1 ~ 5 の基準について説明する。

30

40

#### 【 0 0 2 3 】

スコア 1 : 図 3 ( B ) に示すように、弾性画像による硬い領域 6 2 が、低エコー領域 6 1 の内部に、明確には認識されないような症例

スコア 2 : 図 3 ( C ) に示すように、弾性画像による硬い領域 6 3 , 6 4 が、低エコー領域 6 1 の中央部を避けて、1 部分的に認識されるような症例

スコア 3 : 図 3 ( D ) に示すように、弾性画像による硬い領域 6 5 が、低エコー領域 6 1 の境界部 ( 輪郭 ) にまでは到達しないが、低エコー領域 6 1 の中央部を含んで認識されるような症例

スコア 4 : 図 3 ( E ) に示すように、弾性画像による硬い領域 6 6 が、低エコー領域 6

50

1の境界部(輪郭)まで一様に分布して認識されるような症例

スコア5:図3(F)に示すように、弾性画像による硬い領域67が、低エコー領域61の全面を覆うと同時に、低エコー領域61の境界部(輪郭)を超えて外部の領域にまで広がって認識されるような症例

ここで、前記硬い領域は、弾性画像としての歪み画像においては、ある歪みの閾値 $T_s$ より小さい歪みを計測した領域として識別すればよく、例えば、歪み0パーセントを閾値 $T_s$ として設定すれば、前記硬い領域としては、体表からの圧迫によっても全く圧縮が成されなかった領域(計測点群)として選別される。なお、診断部位の走査時にその押圧力を取り込み、弾性画像として弾性率画像を用いる場合においては、ある弾性率の閾値 $T_y$ より大きい弾性率を計測した領域を硬い領域として識別するようにすればよい。

10

#### 【0024】

このようにスコアリング(分類)することで、疾患の判断の指標とすることができ、診断支援を行うことができる。図4は、スコア入力手段115を用いてスコアリング処理を行う場合の画像表示器107の表示例を示す図である。画像表示器107の表示画面1071には、図3(B)~(F)のようなBモード断層像上に組織の硬さの分布を示した弾性画像データの半透明カラー像を重ねたものを表示し、その右横にスコアリング指標を入力する欄1072と、各スコアの指標を表示しておく表示領域1073を設けてある。この表示領域1073には、前述のような各スコアの内容を簡単に明記したものを表示したり、図3(B)~(F)のような図を併せて表示したりする。検査者は、スコアリング指標1073と対比しながら、スコアリング指標入力欄1072に、表示画面1071を見て適当と思われるスコアを入力する。これらの動作は、スコア入力手段115によって実行される。なお、表示画面1071に表示される画像は、図3(A)のようにBモード断層像を別の窓に並列に表示してもよい。これによってスコアリング処理時の視認性を向上することが可能となる。スコアリング指標入力欄1072に入力されたスコアは、超音波診断装置に備えられた患者個々のレポート機能にもリンクし、レポート機能に備えられたスコアリング指標入力欄にも同時に入力されるようになっていても良い。また、図3(B)~(F)のようなスコアリングの指標となるモデル図を表示領域1073に併記するようにしてもよい。

20

#### 【0025】

上述の実施形態では、検査者が表示画面1071に表示された画像を見てスコアリング処理を行う場合について説明したが、スコアリング部116によって画像処理を使って自動的にスコアリング(分類)する。以下、このスコアリング部116による自動スコアリング処理について説明する。スコアリング部116は、カラーキャンコンバータ113から出力されるカラーの弾性画像データ(歪み像)において公知のエッジ検出ソフトウェアで検出するエッジ検出を行い、硬い部分の領域62~67の面積 $B$ を画素数等で求める。

30

#### 【0026】

第2の実施形態では、弾性画像データのみでスコアリングを行うことを示す。例えば、基準情報としてリファレンス画像となる弾性画像を予め取得しておき、弾性画像の領域のピクセル数を面積 $B$ として、弾性画像の面積によるスコアを下記のとおり設定しておく。

40

#### 【0027】

$X_1 < B$             ならば    スコア 1  
 $X_2 < B$      $X_1$     ならば    スコア 2  
 $X_3 < B$      $X_2$     ならば    スコア 3  
 $X_4 < B$      $X_3$     ならば    スコア 4  
 $B < X_4$     ならば    スコア 5

そして、新たに取得した弾性画像データの面積を上記の通り設定した面積 $B$ に当てはめてスコアリングを行う。また、この弾性画像が一連で繋がっている画像であれば、最低スコア2以上と設定したり、滑らかな円系で繋がっている画像であれば、最低スコア3以上と設定したりし、弾性画像の形状でスコアを定めてもよい。

50

## 【 0 0 2 8 】

また、被検体を圧迫することで、弾性画像上にストレス信号が出るという特性を利用したスコアリング処理を図5に示す。図5(a)(b)は、被検体100を探触子101で圧迫した状態を示した図である。悪性の腫瘍を圧迫すると、図5(b)に示されるようにストレス信号122が表示される。なお図5(a)は良性の腫瘍を示す。

## 【 0 0 2 9 】

スコアリング部116において、予めストレス信号122の幅123に対応するスコアを設定する。例えば、この幅が大きいほど弾性画像は悪性であるというようにスコアを図4に示されるように設定する。そして、スコアに対応して設定された幅と、得られた弾性画像121のストレス信号122の幅123と比較を行うことにより、弾性画像121スコアリングを行う。ここではストレス信号122の幅を用いてスコアリングを行う例を示したが、ストレス信号122の面積を用いてスコアリングを行ってもよい。このように弾性画像のストレス信号によってスコアリングを行うことができる。

10

## 【 0 0 3 0 】

また、被検体を圧迫することで変化する弾性画像を用いてスコアリング処理を行う例を図6に示す。悪性の腫瘍の場合、被検体を徐々に圧迫すると例えば青色表示される領域が徐々に小さくなるという特性がある。逆に良性の腫瘍の場合、被検体を徐々に圧迫すると青色表示される領域が徐々に大きくなるという特性がある。そこで、この特性を用いてスコアリング部116において圧迫により生じる領域の色変化に対応する特性に対するスコアを図4に示されるように設定する。そして、弾性画像が圧迫に従って変化する色にしたがってスコアリングを行う。このように圧迫による前記弾性画像の前記領域の変化に基づいてスコアリングを行うことができる。

20

## 【 0 0 3 1 】

シストパターンを利用してスコアリング処理を行う例を図7に示す。シストパターンとは、表示される弾性画像のある特定領域の深度が浅い部分141が青色、深度が深い領域142が赤色で対に表示されるパターンである。なお、このシストパターンで表示される領域は経験的に良性の腫瘍であることが分かっている。そこで、スコアリング部116においてシストパターンは良性のスコアと別途設定しておき、弾性画像上でシストパターンを認識したら良性であるというスコアリングを行う。このように弾性画像の色相パターンに基づいてスコアリングを行うこともできる。

30

## 【 0 0 3 2 】

上述の実施形態では、弾性画像データのみでスコアリング処理を行う場合について説明したが、第3の実施形態では、基準情報として断層像データを用いた弾性画像データによる自動スコアリング処理について、図3等を用いて説明する。まず、スコアリング部116は、白黒スキャンコンバータ106から出力される白黒の断層像データ(Bモード断層像)の疾患部位の低エコー領域61を公知のエッジ検出ソフトウェアで検出する。検出された領域61の面積Aを画素数等で求める。次に、スコアリング部116は、カラースキャンコンバータ113から出力されるカラーの弾性画像データ(歪み像)においても同様のエッジ検出を行い、疾患部位の低エコー領域61の内部に計測される硬い部分の領域62~67の面積Bを画素数等で求める。ここで、硬い領域が、領域63, 64のように、複数に散在する場合は、それらの面積和を面積Bとする。

40

## 【 0 0 3 3 】

スコアリング部116は、求められたそれぞれの面積A, Bの関係に基づいて、次のようなスコアリング処理を行う。

## 【 0 0 3 4 】

まず、前記面積A, Bの比として、 $B/A$ がZとして演算される。また、あらかじめ超音波診断装置において、面積比の閾値として

スコア1の閾値Th1(例えば0.1)

スコア2の閾値Th2(例えば0.3)

スコア3の閾値Th3(例えば0.7)

50

スコア 4 の閾値  $T h 4$  (例えば 1.0) が設定されている。そこで、

$Z < T h 1$  ならば スコア 1  
 $T h 1 < Z < T h 2$  ならば スコア 2  
 $T h 2 < Z < T h 3$  ならば スコア 3  
 $T h 3 < Z < T h 4$  ならば スコア 4  
 $T h 4 < Z$  ならば スコア 5

の判定を行うようになっている。

【0035】

また、上述の実施例に加えて、例えば、図 8 に示されるように、低エコー領域 61 内の中央部に、低エコー領域の面積より小さな、一定の比率を有した (例えば面積  $A \times 0.6$ ) 関心領域 61a を設け、その関心領域 61a に対して、上述と同様に、弾性画像における硬い領域がどの程度占有するかといった評価を上述のスコアリング方法に加えて行ってもよく、これにより、低エコー領域に対する硬い領域の占有面積比率だけでなく、低エコー領域内部及び外部において、硬い領域がどのような空間的な分布として配置されているかをスコアリングの評価に加えることになり、評価の精度を高める結果を期待することができる。

【0036】

更にまた、例えば、図 9 に示されるように、前記中央関心領域のみならず、低エコー領域の境界を基準として、複数の関心領域 62b を境界の内部、もしくは、内外に設け、これらの複数の関心領域に対して、上述と同様に、弾性画像における硬い領域がどの程度占有するかといった評価を行ってもよく、また、複数の関心領域 62b のそれぞれについて、それぞれが占める面積の内、弾性画像における硬い領域が占める割合がある一定の比率を超えているかどうかをまず評価し、その比率を超えていた関心領域が、いくつ計上されたかをスコアリングの評価に利用してもよい。また、エッジ検出は、公知のスネークやリョングローイング法などを用いることで達成できる。シャドウなどでエッジが隠れている場合は、ROI を設定したり、あるいは、周囲のエッジ情報から補間するなどの方法で対応することができる。

【0037】

また、上述の実施形態では、低エコー領域内に分布する硬い領域の占有率を用いて、スコアリングする例を示したが、別の実施例として、低エコー領域内に含まれる弾性の計測点群を母集団とした統計処理を施し、その統計的特徴量に基づいてスコアリングしてもよく、例えば、その平均値を用いる方法を以下のように説明する。

低エコー領域内に内在する計測点群の総要素数を  $N$  とし、各計測点の歪みもしくは弾性率を、 $E_i$  ( $i = 1, 2, 3 \dots N$ ) とする。そこで、低エコー領域内に内在する計測点の歪みもしくは弾性率の平均値  $E_m$  を以下のように演算する。

(平均値  $E_m$ ) =  $E_i$  ( $i = 1, 2, 3 \dots N$ )

【0038】

また、あらかじめ超音波診断装置において、平均値の閾値として

スコア 1 の閾値  $T m 1$   
 スコア 2 の閾値  $T m 2$   
 スコア 3 の閾値  $T m 3$   
 スコア 4 の閾値  $T m 4$

が設定されており、弾性を反映した値として弾性率を演算している場合は、

$T m 1 < T m 2 < T m 3 < T m 4$

の大小関係を保持して設定されており、

$Z < T m 1$  ならば スコア 1  
 $T h 1 < Z < T m 2$  ならば スコア 2  
 $T h 2 < Z < T m 3$  ならば スコア 3  
 $T h 3 < Z < T m 4$  ならば スコア 4

10

20

30

40

50

$T h 4 < Z$                     ならば    スコア 5  
の判定を行うようになっている。

【 0 0 3 9 】

また、弾性を反映した値として歪みを用いている場合は、  
 $T m 1 > T m 2 > T m 3 > T m 4$   
の大小関係を保持して設定されており、

$T m 1 < Z$                     ならば    スコア 1  
 $T m 2 < Z$      $T m 1$     ならば    スコア 2  
 $T m 3 < Z$      $T m 2$     ならば    スコア 3  
 $T m 4 < Z$      $T m 3$     ならば    スコア 4  
                   $Z < T m 4$     ならば    スコア 5

10

の判定を行うようになっている。

【 0 0 4 0 】

以上の説明では、例として平均値を用いたが、本発明はこれに限らず、低エコー領域内に含まれる弾性の計測点群を母集団とした統計処理を施し、その統計的特徴量に基づいてスコアリングすることが重要である。

【 0 0 4 1 】

スコアリング部 1 1 6 が画像処理を用いて自動的にスコアリング（分類）する場合の具体例について説明する。まず、スコアリング部 1 1 6 は、図 3 に示されるように、白黒スキャンコンバータ 1 0 6 から出力される白黒の断層像データ（Bモード断層像）の疾患部位の低エコー領域 6 1 の面積 A を公知の領域抽出ソフトである、例えばリージョンローイング法によって検出する。検出された領域の面積 A を画素数等で求める。次に、スコアリング部 1 1 6 は、カラースキャンコンバータ 1 1 3 から出力されるカラーの弾性画像データ（歪み像）において、面積 A の領域内における硬い領域 6 2 ~ 6 7 として示される、装置使用者が任意に定めることが可能な、所定の輝度値以上をもつピクセル数を数える。このピクセル数を面積 B とする。この面積 A と面積 B（所定の輝度値以上をもつピクセル数）とに基づき、次のようなスコアリング処理を行う。

20

【 0 0 4 2 】

まず、面積（ピクセル数）A，B の比として、 $B / A$  が Z として演算される。また、予め超音波診断装置において、面積比の閾値として

30

スコア 1 の閾値  $T h 1$ （例えば 0 . 1）  
スコア 2 の閾値  $T h 2$ （例えば 0 . 3）  
スコア 3 の閾値  $T h 3$ （例えば 0 . 7）  
スコア 4 の閾値  $T h 4$ （例えば 1 . 0）

が設定されている。

【 0 0 4 3 】

そこで、今、 $Z < 0 . 7$  の時は、次に示す規則に則りスコアを返す。

【 0 0 4 4 】

$Z < T h 1$     ならば    スコア 1  
 $T h 1 < Z$      $T h 2$     ならば    スコア 2  
 $T h 2 < Z$      $T h 3$     ならば    スコア 3

40

さらに、 $T h 3 < Z$ （ $0 . 7 < Z$ ）ならば、得られた弾性画像データ（歪弾性画像）において、前述と同様、公知の領域抽出アプリケーション（例えば、リージョンローイング法）にて、硬い領域 6 5 ~ 6 7 として示される、所定の輝度以上をもつ領域を抽出する。この際、抽出領域は前述の低エコー領域 6 1 内に留まることなく、その辺縁を含む領域をも抽出対象となる。

【 0 0 4 5 】

ここで得られた抽出面積を C とする。面積 A と面積 C の比として  $C / A$  が Z ' として演算される。この Z ' の値が、

$T h 3 < Z$                      $T h 4$     ならば    スコア 4

50



## 【 0 0 5 5 】

また、上述の実施形態では、Bモード断層像における疾患部位の低エコー領域の輪郭情報を公知のエッジ検出ソフトウェアで検出する例を示したが、別の実施例として、超音波装置のインターフェイス（マウス、トラックボールなど）を用いて、検査者が表示されたBモード断層像上に疾患部位の輪郭を入力し、その輪郭情報を元にして領域61の面積Aを求め、上述の方法による面積Bと比較して自動的にスコアリングを判断するようにしてもよい。なお、上述のスコアリングは、一例であり、ひずみ像を含む弾性画像を用いてスコアリングすることが重要であり、上述のスコアリングで用いた数値などは一例に過ぎず、実際の臨床例に従って種々最適な値を用いることが望ましいことは言うまでもない。また、上述の説明においては、特に乳腺領域を対象としたスコアリング方法を例としたが、それ以外の領域では、その領域の症例にあわせたスコアリング方法を定義するものであることは言うまでもない。また、以上の実施例によるスコアリング方法はそれぞれを単独としてスコアリングに利用するのみならず、複数の方法を組み合わせて利用し、ひとつのスコアリングを行ってもよいのは言うまでもない。

10

## 【 0 0 5 6 】

上述の実施形態では、スコアリング部116が白黒スキャンコンバータ106から出力される白黒の断層像データ（Bモード断層像）とカラースキャンコンバータ113から出力されるカラーの弾性画像データ（歪み像）を用いてスコアリング処理を行う場合について説明したが、信号処理部105からの出力、弾性データ処理部112又は歪み及び弾性率演算部111からの出力を用いて同様のスコアリング処理を行うようにしてもよい。また、上述の実施例において、図1に圧力計測部を記したが、歪を求めて、歪像を表示する場合には、圧力計測部は、なくてもよい。

20

## 【 0 0 5 7 】

図12は、上述した実施形態の歪み及び弾性率演算部111で歪み又は弾性率を演算するタイミングを示す図である。探触子101で被検体100を圧迫していない状態を0、圧迫の限界をMAXで示している。弾性画像を取得するタイミングは軽い圧迫状態のタイミングであり、圧迫の限界の3～20%程度の圧迫した状態の弾性画像を取得し、取得した弾性画像に対してスコアリングを行う。

## 【 0 0 5 8 】

具体的には、圧力センサ1012によって、予め圧迫の限界の圧力値を検出して、その圧力値を圧力MAX値としてスコアリング部116に記憶しておく。記憶された圧力MAX値を参考にして、スコア入力手段115を用いて、圧迫して取得する弾性画像の圧力値を設定する。なお、設定する圧力値は、例えば圧力MAX値の10%の圧力値と任意に決めておいてもしてもよい。そして、被検体100を圧迫して、設定した圧力値に到達した時点の弾性画像を取得し、その取得した弾性画像についてのスコアリングを行う。

30

## 【 0 0 5 9 】

被検体100を強く圧迫した状態の弾性画像は、硬い部位と軟らかい部位の見極めが難しくなる場合があるため、上述したように軽く圧迫したタイミングで取得した弾性画像においてスコアリングすることにより、スコアリング精度を向上させることができる。

## 【 0 0 6 0 】

上述の実施形態に係るRF信号フレームデータ選択部108の動作について、図13を用いて説明する。図13は、図1のRF信号フレームデータ選択部の一実施例を示す図である。RF信号フレームデータ選択部108は、変位計測の基準となる一つのRF信号フレームデータとして過去に遡るフレーム数（現フレームデータとのフレーム間隔数）を任意に選択するものである。すなわち、RF信号フレームデータ選択部108は、超音波診断装置のフレームレートで整相加算回路104から経時的に次々と出力されるRF信号フレームデータを、RF信号フレームデータ選択部108に備えられたフレームメモリ1081内に順次確保する。RF信号フレームデータ選択部108は、フレームメモリ1081内に現時点で確保されているものをRF信号フレームデータNとする。RF信号フレームデータ選択部108は、超音波診断装置の制御部200からの制御命令に従って時間的

40

50

に過去のRF信号フレームデータN-1, N-2, N-3, ..., N-Mの中から1つのRF信号フレームデータを選択し、それをRF信号フレームデータXとして、RF信号フレームデータ選択回路1082に一時的に格納する。RF信号フレームデータ選択部108は、フレームメモリ1081に格納されている最新のRF信号フレームデータNとRF信号フレームデータ選択回路1082に格納されているRF信号フレームデータXとを、並列的に変位計測部109に出力する。

【0061】

すなわち、RF信号フレームデータ選択部108は、まず、変位計測部109に送出する1組のRF信号フレームデータを構成する過去のRF信号フレームデータXとして、現在のRF信号フレームデータNに時間的に隣接するRF信号フレームデータN-1のみならず、過去のRF信号フレームデータXとしてMフレーム(M=1, 2, 3, ...)を間引いたRF信号フレームデータN-Mを任意に選択することができるものである。なお、間引いたフレーム間隔数M(M=1, 2, 3, ...)は、超音波診断装置のユーザーインターフェイスによって任意に設定・変更できるようになっている。

10

【0062】

図14は、図1のRF信号フレームデータ選択部の別の実施例を示す図である。図14のRF信号フレームデータ選択部108は、超音波診断装置の制御部200からの制御命令に従って、過去のある時相Pにおいて取得されたRF信号フレームデータPをフレームメモリ1081内に確保する。RF信号フレームデータ選択回路1082は、フレームメモリ1081内に確保されているRF信号フレームデータPを、アップデートすることなく、任意の時相における過去のRF信号フレームデータとして常に参照する。従って、変位計測部109には、現在確保されたRF信号フレームデータNとRF信号フレームデータPから構成される1組のRF信号フレームデータが取り込まれる。図14のような機能を採用するかどうか、また採用した場合にRF信号フレームデータPを取得するタイミングはどうするかなどの設定は、超音波診断装置のユーザーインターフェイスによって任意に切替・設定・変更できるようになっている。

20

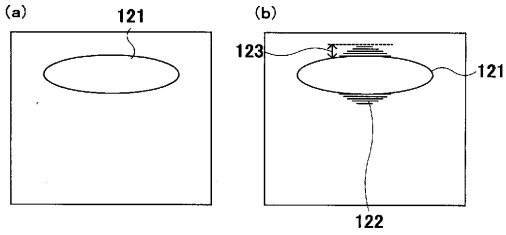
【0063】

1組のRF信号フレームデータを構成する過去と現在のRF信号フレームデータN, Pの間隔を隣接フレームに限定した場合、一連の加圧もしくは減圧操作過程の間に取得された複数のRF信号フレームデータの組を構成するRF信号フレームデータの間隔において与えられた加圧量もしくは減圧量は、弾性画像データの描出に適した加圧量もしくは減圧量(一般に1%程度)に十分に達することができない場合がある。これに対して、図13及び図14に示すようにRF信号フレームデータ選択部を構成することによって、過去と現在のRF信号フレームデータの間隔を十分に大きくすることができ、弾性フレームデータによる弾性画像を適切に描出することが可能となる。これは特に、超音波検査において、被検者の体格の物理的な制約により、一連の加圧もしくは減圧操作過程における加圧もしくは減圧の速度を十分に大きくできないような状況において非常に有用である。

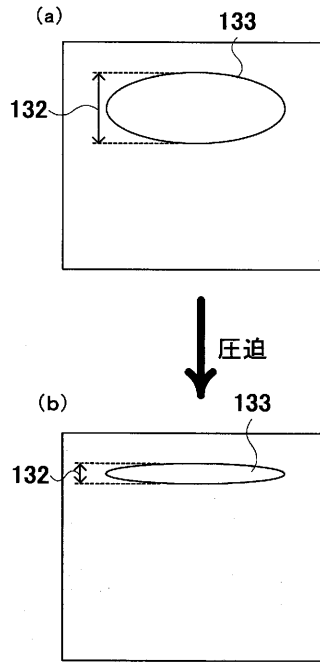
30



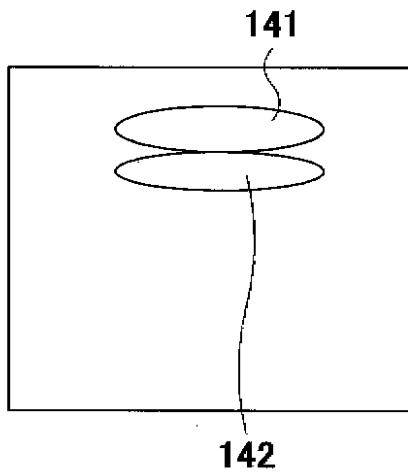
【図5】



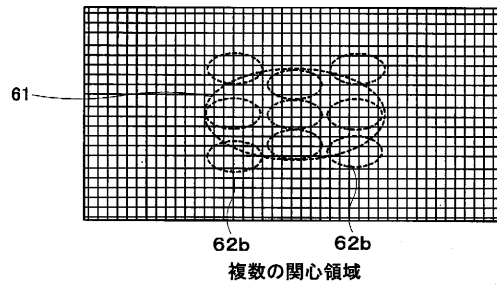
【図6】



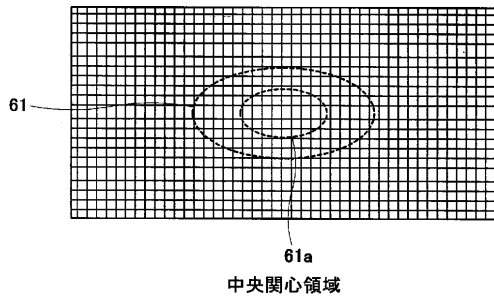
【図7】



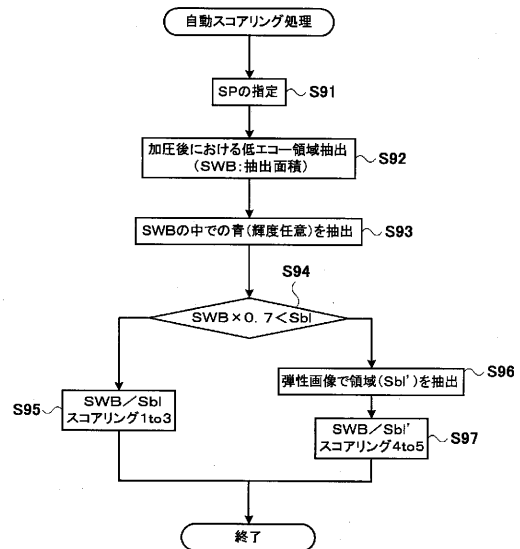
【図9】



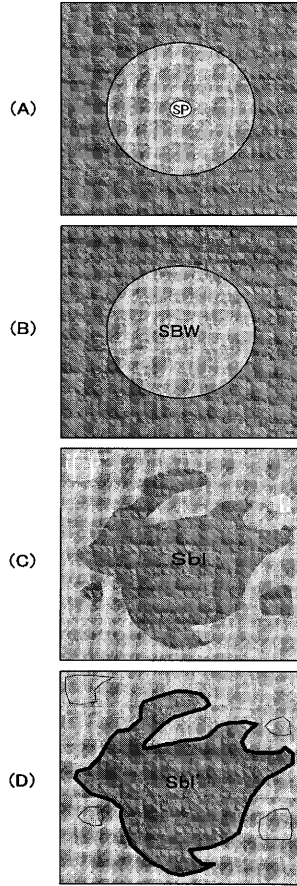
【図8】



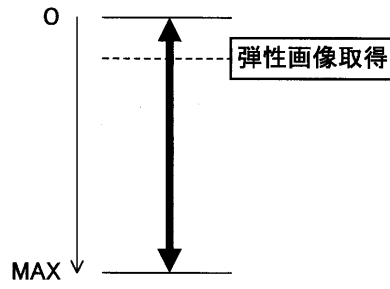
【図10】



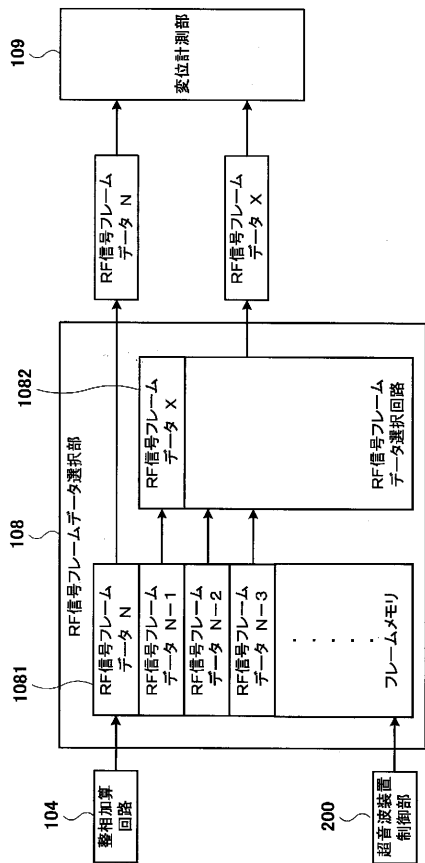
【図 1 1】



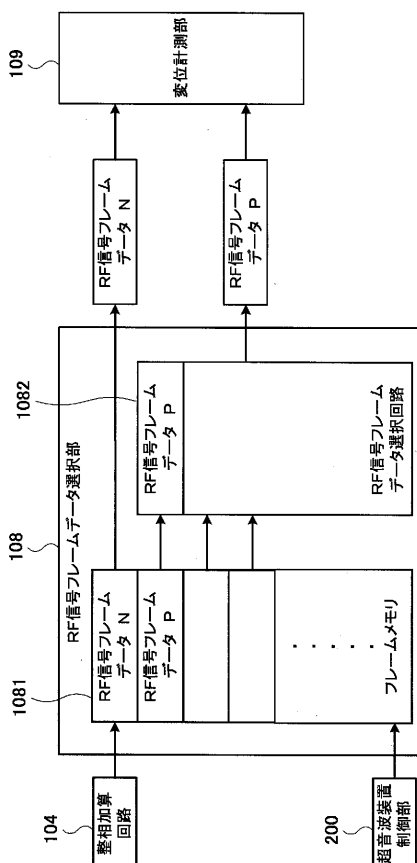
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-060853(JP,A)

金井浩他,血管壁硬さ分布の経皮的評価法と電子染色,臨床検査,2003年 8月25日,第51巻、第8号,第805-812頁

東野英利子他,乳腺疾患に対する超音波クラス分類,超音波医学,2003年 4月15日,第30巻増刊号,第125頁

伊藤吾子他,乳腺疾患におけるElastographyの臨床応用,第11回日本乳腺甲状腺超音波診断会議抄録集,2003年10月11日

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00-8/15

医学中央雑誌WEB

JSTPlus/JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4685633B2</a>	公开(公告)日	2011-05-18
申请号	JP2005513893	申请日	2004-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	松村剛 篠村隆一 三竹毅 押木光博		
发明人	松村 剛 篠村 隆一 三竹 毅 押木 光博		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8977 A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/52063 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2003322070 2003-09-12 JP 2004067983 2004-03-10 JP		
其他公开文献	JPWO2005025425A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于识别的超声诊断设备通过给出和显示用作诊断指标的分数来帮助诊断。超声波诊断装置包括位移测量部分(109)，用于根据当超声波从探头(101)传输到对象时相应地接收的反射回波信号来测量对象(100)的生物组织的位移(100)，弹性图像生成部分，用于在根据位移确定变形量或弹性模量之后创建弹性图像，以及用于显示弹性图像的图像显示器(107)。超声诊断设备还包括评分装置，用于根据从弹性图像创建部分输出的关于弹性图像的信息指定失真状态或弹性状态。

