

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5663640号
(P5663640)

(45) 発行日 平成27年2月4日(2015.2.4)

(24) 登録日 平成26年12月12日(2014.12.12)

(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 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-183199 (P2013-183199)
 (22) 出願日 平成25年9月4日(2013.9.4)
 (62) 分割の表示 特願2006-258655 (P2006-258655)
 の分割
 原出願日 平成18年9月25日(2006.9.25)
 (65) 公開番号 特開2014-454 (P2014-454A)
 (43) 公開日 平成26年1月9日(2014.1.9)
 審査請求日 平成25年9月11日(2013.9.11)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (74) 代理人 100120053
 弁理士 小田 哲明
 (72) 発明者 松村 剛
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディ
 コ内
 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】

被検体の組織に加わる圧力が変化する過程で取得された超音波断層データに基づいて、前記被検体の断層部位の複数の計測点における弾性情報を順次求める弾性情報演算手段と、順次求められる前記弾性情報を取得時刻の異なる過去の連続する複数の前記弾性情報を用いて平滑化する平滑化処理手段と、平滑化処理された前記弾性情報に基づいて弾性画像を生成して表示する手段と、前記被検体の体表面に加わる圧力を計測する圧力計測手段とを備え、

前記平滑化の対象となった前記弾性情報のそれぞれの取得時刻において前記圧力計測手段により計測された圧力に相関する圧縮情報を平滑化処理してなる圧縮情報を前記弾性画像と共に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記弾性画像に関心領域を設定する手段を有し、設定された前記関心領域内の前記計測点を前記圧力の変化に応じて変位する前記被検体の組織に追従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3】

前記弾性情報の平滑化処理と前記圧縮情報の平滑化処理は、それぞれ加算平均処理、中央値を求める処理、又はパーシスタンス処理のいずれか一つであ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4】

前記圧縮情報は、前記被検体の体表面に加わる圧力、前記被検体の組織に加わる圧力、前記被検体の組織の変位、又は前記被検体の組織の歪みのいずれか一つであ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 5】

前記圧縮情報は、E C G 波形における位相もしくは振幅値、又は血流ドプラによる血流速度のいずれか一つであ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 6】

前記弾性情報は、前記被検体の組織の変位、歪み又は弾性率のいずれか一つであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、具体的には、被検体の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像及びこれに対応する圧縮情報を精度良くユーザに提供し、診断における鑑別性を向上させることができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置では、図 2 (A) ~ (C) に示すように、被検体の対象組織に探触子 2 を当てて一定の応力を加え、5% ~ 20% 程度の歪みが生じた状態で 0.2% ~ 1% 程度の微小な歪み変化を生じさせながら、組織の硬さ又は軟らかさを表す歪みや弾性率などの弾性情報を演算している。そして、その弾性情報に応じて、例えば色相や輝度により階調を付けた弾性画像を生成して表示している。検査者は、この弾性画像により組織の弾性情報を認識して、組織の良悪性を鑑別することとなる。

20

【0003】

ここで、非特許文献 1 に記載されているように、組織の弾性は一般に非線形性の特性を有しており、図 3 のような応力 - 歪みの関係を持っている。弾性率はこの特性曲線の傾きで与えられるため、絶対的な圧縮状態（歪み、圧力（応力））に依存して弾性率は変化する。また、同文献に示されるように、この非線形性の程度が組織毎に異なるため、歪みの条件が 5% か 20% かによって、乳管がんと繊維組織の弾性率の大小関係が入れ替わるなど、良悪性鑑別を高精度に行うためには、図 4 に示すように、絶対的な圧縮状態を基準にして評価することが必要となる。

30

【0004】

ところで、弾性画像を生成する際に、例えば特許文献 1 などに記載されているように、過去に演算された、つまり取得時刻の異なる弾性情報間でパーシスタンス処理などの平滑化をおこない、ノイズ成分を除去した高い S / N 比の弾性画像を生成することが知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 6 5 5 8 3 2 4 号公報

40

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】Krouskop T, et al : Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression. Ultrasonic Imaging 20 : 260-274, 1998.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 に記載されている平滑化処理を用いて生成された弾性画像では、組織の鑑別を精度良くおこなえない場合がある。

【0008】

50

すなわち、上述のように生体組織は圧縮に対して非線形の応答を示し、圧縮の程度に応じて硬さが変化するので、組織を鑑別する際には、弾性画像に表れる組織の硬さを、この弾性画像が得られた時の圧縮状態と対応付けて評価する必要がある。しかし、特許文献1の技術では、このような事実は考慮されていないため、例えば、現時刻での圧縮状態とは異なる圧縮状態下において得られた過去の弾性情報との間で平滑化処理がおこなわれ、現時刻での圧縮状態とは厳密には相関しない弾性画像が生成される。

【0009】

さらに、この弾性画像は、現時刻の圧縮状態に至るまでの圧縮状態の変動状況に依存した画像となるため、確定的な診断が妨げられる場合がある。

【0010】

本発明は、弾性画像及び弾性画像に精度良く対応する圧縮情報を提供して、組織鑑別の精度ないし信頼性を一層向上させることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体の組織に加わる圧力が変化する過程で取得された超音波断層データに基づいて、被検体の断層部位の複数の計測点における弾性情報を順次求める弾性情報演算手段と、現時刻における弾性情報を取得時刻の異なる過去の連続する複数の弾性情報を用いて平滑化する平滑化処理手段と、平滑化処理された弾性情報に基づいて弾性画像を生成して表示する手段とを備え、平滑化の対象となった前記弾性情報のそれぞれの取得時刻における被検体の組織に加わる圧力に相関する圧縮情報を平滑化してなる圧縮情報を弾性画像と共に表示することを特徴とする。

【0012】

すなわち、本発明は、平滑化された弾性情報に基づいた弾性画像を表示すると共に、この平滑化の対象となった弾性情報のそれぞれの取得時刻における圧縮情報も平滑化して表示している。したがって、ノイズ成分を除去した高いS/N比の弾性画像を提供しつつ、この弾性画像と精度良く相関する圧縮情報を提供することができる。その結果、表示された圧縮情報を参照することにより、組織鑑別の精度ないし信頼性を一層向上させることができる。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、弾性画像及び弾性画像に精度良く対応する圧縮情報を提供して、組織鑑別の精度ないし信頼性を一層向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施形態のブロック構成図である。

【図2】超音波探触子により対象組織に圧迫を加える圧縮操作の一例を説明する図である。

【図3】乳腺、脂肪組織の応力 - 歪み線図の一例を示す図である。

【図4】基準圧縮状態を設定して、組織の鑑別をおこなう一例を説明する図である。

【図5(A)】超音波探触子の一例を示す外観図である。

【図5(B)】圧迫板及び圧力センサを備えた超音波探触子の一例を示す外観図である。

【図5(C)】圧迫板に参照変形体を備えた超音波探触子の一例を示す外観図である。

【図6】被検体に加える圧力を変化させる過程で得られた弾性フレームデータを計測した時刻と、その時の圧縮状態との関係をプロットしたグラフの一例を示す図である。

【図7】弾性画像と、平滑化処理後の圧縮情報及び平滑化処理後の弾性情報代表値の大きさの関係をプロットしたグラフとを示す図である。

【図8】圧縮状態の変化の過程で変位する被検体の組織に追従させて自動的に計測点を変更することを説明する図である。

【図9】同一の圧縮状態で得られた弾性情報間で加算平均化処理を施して、関心部の境界部が滲み込まず弾性画像の空間分解能を劣化を防ぐ一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図10】ROIにおける応力の情報を圧縮情報として適用し、弾性情報との関係性を評価する一例を示す図である。

【図11】頸動脈及び頸動脈内のプラークの弾性情報を診断する場合の診断画像の一例を示す図である。

【図12】ECG波形の一例を示す図である。

【図13】超音波ドプラによる血流速度の時間変化の一例を示す図である。

【図14】診断基準となる圧縮状態を予め設定しておいて、その条件下での弾性情報によって鑑別をおこなう一例を示す図である。

【図15】弾性画像を2画面で表示する一例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0015】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【0016】

図1は、本発明の超音波診断装置の一実施形態のブロック構成図である。図1に示すように被検体1に当接して用いられる超音波の探触子2は、図5(A)に示すように、被検体1との間で超音波を送信及び受信する複数の振動子が整列された超音波送受信面21を有して形成されている。探触子2は、送信回路3から供給される超音波パルスにより駆動され、機械式又は電子的にビーム走査を行うようになっている。送受信制御回路4は、探触子2の複数の振動子を駆動する超音波パルスの送信タイミングを制御して、被検体1内に設定される焦点に向けて超音波ビームを形成するようになっている。また、送受信制御回路4は、探触子2の振動子の配列方向に電子的に超音波ビームを走査するようになっている。

20

【0017】

一方、探触子2は、被検体1内から発生する反射エコー信号を受信して受信回路5に出力する。受信回路5は、送受信制御回路4から入力されるタイミング信号に従って、反射エコー信号を取り込んで増幅などの受信処理を行う。受信回路5により受信処理された反射エコー信号は、整相加算回路6において複数の振動子により受信された反射エコー信号の位相を制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波受波ビームを形成する。整相加算回路6において整相加算された反射エコー信号(以下、超音波断層データという。)は、信号処理部7に入力され、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がなされる。なお、整相加算回路6において生成される超音波断層データのRF信号は、複合復調したI、Q信号であっても良い。このようにして、探触子2で超音波ビームを被検体1の体内で一定方向に走査し、一枚の断層像に対応した超音波断層データを得るようになっている。

30

【0018】

信号処理部7により処理された超音波断層データは白黒スキャンコンバータ8に導かれ、ここにおいてデジタル信号に変換されるとともに、超音波ビームの走査面に対応した2次元の断層像データに変換される。すなわち、白黒スキャンコンバータ8は、運動組織を含む被検体1内のRF信号フレームデータを超音波周期で取得し、そのフレームデータを画像に変換して表示するために、テレビ同期で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となるもので、信号処理部7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から構成されている。これらの信号処理部7と白黒スキャンコンバータ8によって断層像の画像再構成手段が構成される。白黒スキャンコンバータ8から出力される断層像データは、切替加算部9を介して画像表示器10に供給されて断層像が表示されるようになっている。

40

【0019】

画像表示器10は、白黒スキャンコンバータ8によって得た時系列の断層像データを表

50

示するもので、切替加算部 9 を介して入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なる。

【 0 0 2 0 】

一方、整相加算回路 6 から出力される超音波断層データは、RF 信号フレームデータ選択部 11 に導かれる。RF 信号フレームデータ選択部 11 は、超音波ビームの走査面（断層面）に対応する RF 信号群を、フレームデータとして複数フレーム分を選択してメモリなどに格納する。変位演算部 12 は、RF 信号フレームデータ選択部 11 に格納されている取得時刻が異なる複数対のフレームデータを順次取り込み、取り込んだ一対のフレームデータに基づいて断層面における複数の計測点の変位ベクトルを求め、変位フレームデータとして歪み/弾性率演算部 13 及び平滑化処理部 14 に出力するようになっている。

10

【 0 0 2 1 】

歪み/弾性率演算部 13 は、入力される変位フレームデータに基づいて断層面における複数の計測点の歪みを求め、歪みフレームデータとして平滑化処理部 14 に出力するようになっている。また、歪み/弾性率演算部 13 は、圧力計測部 19 から被検体に加えられた圧力計測データを取り込み、被検体各部の応力分布を求め、先に求めた歪みフレームデータと応力分布とから弾性率を求め、弾性フレームデータとして、平滑化処理部 14 に出力するようになっている。圧力計測部 19 は、図 5 (B) に示すように、超音波送受信面 21 に合わせて装着された圧迫板 22 上に備えられた圧力センサ 23 の出力信号を取り込み、被検体 1 の体表面に加えられた圧力を計測し、計測した圧力データを歪み/弾性率演算部 13 及び平滑化処理部 14 に送出する。なお、圧力計測は、図 5 (C) に示すように、圧迫板 22 の前面に装着された参照変形体 24 を装着した探触子 2 を用い、参照変形体 24 の変位フレームデータに基づいて体表面に加えられた圧力を計測するようにすることもできる。これらの圧力計測法は、特開 2005 - 13283 号公報又は特開 2005 - 66041 号公報に記載されている。

20

【 0 0 2 2 】

そして、本実施例の特徴部である平滑化処理部 14 は、詳しくは後述するが、変位演算部 12 から入力される変位フレームデータ、歪み/弾性率演算部 13 から入力される歪みフレームデータ、弾性フレームデータのうちのいずれかと、圧力計測部 19 から入力される圧力計測データとに基づいて平滑化処理をおこない、弾性データ処理部 15 へ出力する。

30

【 0 0 2 3 】

弾性データ処理部 15 は、平滑化処理部 14 から入力される弾性フレームデータに座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理などの様々な画像処理を施して、カラーキャンコンバータ 16 に送出するようになっている。

【 0 0 2 4 】

カラーキャンコンバータ 16 は、弾性データ処理部 15 から出力される弾性フレームデータを変換してカラーの弾性画像を生成し、切替加算部 9 を介して画像表示器 10 に表示させるようになっている。つまり、カラーキャンコンバータ 16 は、予め設定された弾性（変位、歪み又は弾性率）の上限値及び下限値の範囲に基づいて、弾性画像に階調化（例えば、256 階調）された赤、緑、青などの色相コードを付与する。例えば、弾性フレームデータの弾性率が大きく計測された硬い領域は青色コードに変換し、逆に弾性率が小さく計測された柔らかい領域は赤色コードに変換する。なお、カラーキャンコンバータ 16 に代えて、白黒キャンコンバータを用いることができる。この場合は、弾性率が大きく計測された硬い領域は輝度を明るく、逆に弾性率が小さく計測された柔らかい領域は輝度を暗くするなどにより、弾性率の分布を表すことができる。

40

【 0 0 2 5 】

また、切替加算部 9 は、白黒キャンコンバータ 8 から出力される白黒の断層像データと、カラーキャンコンバータ 16 から出力されるカラーの弾性画像データとを入力し、両画像を切り替えていずれか一方を表示させる機能と、両画像の一方を半透明にして加算

50

合成して画像表示器 10 に重ねて表示させる機能と、両画像を並べて表示させる機能を有して形成されている。また、シネメモリ部 18 は、切替加算部 9 から出力される画像データをメモリに格納し、制御インターフェイス部 17 からの指令に従って、過去の画像データ呼び出して画像表示器 10 に表示するようになっている。さらに、選択された画像データを MO などの記録メディアへ転送することが可能になっている。

【0026】

次に、このように構成される本実施形態の基本的な動作について説明する。まず、探触子 2 により被検体 1 に加える圧力を変化させながら、被検体 1 に超音波ビームを走査するとともに、走査面からの反射エコー信号を連続的に受信する。そして、整相加算回路 6 から出力される RF 信号に基づいて、信号処理部 7 及び白黒スキャンコンバータ 8 により断層像が再構成され、切替加算部 9 を介して画像表示器 10 に表示される。

10

【0027】

一方、RF 信号フレームデータ選択部 11 は、被検体 1 に加えられる圧力が変化する過程で、RF 信号を取り込んでフレームレートに同期させてフレームデータを繰り返し取得し、内蔵されたフレームメモリ内に時系列順に保存する。そして、取得時刻が異なる一対の反射エコー信号からなるフレームデータを単位として、連続的に複数対のフレームデータを選択して変位演算部 12 に出力する。変位演算部 12 は、選択された一対のフレームデータを 1 次元もしくは 2 次元相関処理し、走査面における各計測点の変位を計測して変位フレームデータを生成する。この変位ベクトルの検出法としては、例えば、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索し、これに基づいて計測点の変位を求める周知のブロックマッチング法を適用できる。また、一対の RF 信号フレームデータの同一領域における自己相関を計算して変位を算出することができる。

20

【0028】

変位演算部 12 で求められた変位フレームデータは、歪み/弾性率演算部 13 に入力され、各計測点の歪みや弾性率などの、予め設定された弾性情報を演算して、必要な弾性情報フレームデータを平滑化処理部 14 に出力する。歪みの演算は、周知のように変位を空間微分することによって計算される。

【0029】

また、変位演算部 12 で求められた変位フレームデータも、平滑化処理部 14 に入力される。そして、平滑化処理部 14 は、後述する各実施例で説明するように、圧力計測部 19 から出力される圧力情報などの被検体 1 に対する圧縮情報と、被検体 1 の組織の弾性情報とを用いて、複数の弾性情報間で平滑化処理をおこなう。平滑化処理された弾性情報は、弾性データ処理部 15 を介してカラースキャンコンバータ 16 に入力されて弾性画像が生成され、画像表示器 10 に表示される。

30

【0030】

以下に、本実施形態の超音波診断装置の特徴部である平滑化処理部 14 について、具体的な実施例に基づいて説明する。

【実施例 1】

【0031】

図 6 は、探触子 2 により被検体 1 に加える圧力を変化させる過程で得られた弾性フレームデータを計測した時刻と、その時の圧縮状態との関係を黒丸印のプロットで示した一例である。

40

【0032】

図 6 に示すようにして弾性フレームデータが取得された場合に、従来の平滑化技術では、例えば、過去の 4 フレームとの間で平滑化処理をすると、現時刻 t においては、図の白抜き三角で示す過去の圧縮状態で計測された弾性フレームデータが、現時刻 t で得られた弾性フレームデータと平滑化処理され、弾性画像が生成される。すると、現時刻での圧縮状態よりも強い圧縮状態で得られた弾性フレームデータの寄与を受けるため、この弾性画像に表れる組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報と、現時刻での圧縮状態とは厳密には

50

関連しないものとなる。

【 0 0 3 3 】

また、例えば時刻 t と同様の圧縮状態である時刻 $(t - 9)$ では、図の白抜き四角で示す過去の圧縮状態で計測された弾性フレームデータとの間で平滑化処理がなされ、弾性画像が生成される。すると、時刻 $(t - 9)$ での弾性情報は、時刻 t の場合と異なり、時刻 $(t - 9)$ よりも弱い圧縮状態で得られた弾性フレームデータの寄与を受けることとなる。すなわち、任意の時刻に計測された弾性情報は、計測時刻に至るまでの圧縮状態の変化の経緯に依存して変化することになる。したがって、任意の時刻における絶対的な圧縮状態の情報と弾性情報の関係は高精度ではなく、確定的に診断を下せない場合が生じる。

10

【 0 0 3 4 】

これに対して本実施例は、絶対的な圧縮状態の情報と弾性情報の関係を高精度に求めることを試みるものであり、例えば、平滑化処理として過去 4 フレームの弾性フレームデータとの間で平滑化処理をおこなうと同時に、この平滑化の対象となった弾性フレームデータのそれぞれの取得時刻における圧縮情報も平滑化するものである。

【 0 0 3 5 】

つまり、本実施例の平滑化処理部 14 は、まず、現時刻 t における弾性情報としての弾性フレームデータ及び圧縮情報としての圧力情報に加え、例えば過去 4 回分の弾性フレームデータ及び圧力情報を平滑化処理部 14 に備えられたメモリに確保する。メモリに確保された圧力情報及び弾性フレームデータのそれぞれは以下のように定義される。

20

【 0 0 3 6 】

圧力情報： $P(t), P(t - 1), P(t - 2), P(t - 3), P(t - 4)$

弾性フレームデータ： $E_{i,j}(t), E_{i,j}(t - 1), E_{i,j}(t - 2), E_{i,j}(t - 3), E_{i,j}(t - 4)$ (i, j は計測点の座標)

次に、圧力情報及び弾性フレームデータのそれぞれについて平滑化処理として加算平均処理をおこなう。平滑化処理後の圧力情報を $P'(t)$ 、平滑化処理後の弾性情報を $E'_{i,j}(t)$ (i, j は計測点の座標) と定義すると、 $P'(t)$ 及び $E'_{i,j}(t)$ は以下のように演算される。

(数式 1)

$$P'(t) = \{P(t) + P(t - 1) + P(t - 2) + P(t - 3) + P(t - 4)\} / 5$$

30

(数式 2)

$$E'_{i,j}(t) = \{E_{i,j}(t) + E_{i,j}(t - 1) + E_{i,j}(t - 2) + E_{i,j}(t - 3) + E_{i,j}(t - 4)\} / 5$$

そして、平滑化処理後の圧力情報 $P'(t)$ 及び平滑化処理後の弾性情報 $E'_{i,j}(t)$ は弾性データ処理部 15 に入力され、上述したように座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理などの様々な画像処理が施される。さらにカラースキャンコンバータ 16 など処理が施されて弾性画像が生成され、画像表示器 10 に表示される。

【 0 0 3 7 】

このとき、弾性画像上に関心領域(以下、ROI という)を設定すると、ROI 内の計測点における平滑化処理後の弾性情報 $E'_{i,j}(t)$ の値の平均値などの代表値 $\langle E'_{i,j}(t) \rangle$ が演算される。そして、図 7 に示すように、弾性画像に加えて平滑化処理後の圧力情報 $P'(t)$ と平滑化処理後の弾性情報代表値 $\langle E'_{i,j}(t) \rangle$ の大きさの関係である $P'(t) - \langle E'_{i,j}(t) \rangle$ がグラフとしてプロットされるようになっている。

40

【 0 0 3 8 】

ここで、このグラフ上では、現時刻における圧力情報と弾性情報の状態が一見して把握可能になるように、例えば、現時刻のプロットの色相を変えたり、形を変えたりすることが可能である。

【 0 0 3 9 】

50

また、弾性画像に設定されたROI内の計測点を、圧縮状態の変化に応じて変位する被検体の組織に追従させて自動的に変更することも可能である。つまり、変位演算部12で演算されたROI内の計測点の変位の情報を利用することにより、鑑別対象となる組織の変位をトラッキングすることが可能である。これにより、図8に示すように弾性画像の座標系に対して、圧縮過程でROIの占める座標領域は移動することになるが、上記変位情報を利用すれば、図8下部に示すように、同一の組織領域の移動先の座標、つまり、 $P_{i-4, j-4}$, $P_{i-3, j-3}$, $P_{i-2, j-2}$, $P_{i-1, j-1}$, $P_{i, j}$ をトラッキングして追従することが可能である。この方法を利用することにより、平滑化処理後の弾性情報 $E'_{i, j}(t)$ は、以下のように求められる。

(数式3)

$$E'_{i, j}(t) = \{E_{i, j}(t) + E_{i-1, j-1}(t-1) + E_{i-2, j-2}(t-2) + E_{i-3, j-3}(t-3) + E_{i-4, j-4}(t-4)\} / 5$$

とすると、同一組織の弾性情報同士で平滑化処理を行うことができ、鑑別対象組織とその周囲組織の弾性情報が混合されることがなくなり、弾性画像の空間分解能の劣化を抑制することができる。

【0040】

すなわち、弾性画像に関心領域を設定する手段を有し、設定された関心領域内の計測点を、圧力の変化に応じて変位する被検体の組織に追従させる。つまり、被検体の組織は加えられる圧力の変化に応じて変位するので、関心部である鑑別対象の組織に関心領域を設定した場合に、例えば、圧縮状態の変化によって関心領域内に鑑別対象とは異なる周囲組織が遷移してきて、鑑別対象組織と周囲組織の弾性情報を混合して平滑化処理した結果、弾性画像の空間分解能の劣化を招く恐れがある。しかし、関心領域内の計測点を被検体の組織の変化に追従させれば、常に同一の鑑別対象組織の弾性情報を計測し、この弾性情報同士で平滑化処理をおこなうので、弾性画像の空間分解能の劣化を抑制することができる。

【0041】

また、本実施例では、弾性情報として弾性率の弾性フレームデータを平滑化処理する例を説明したが、弾性率以外に変位フレームデータ、歪みフレームデータを用いることも可能であり、さらに、公知の手段を用いて粘性率、応力、ポアソン比、関心組織間の歪みの比などの弾性に関する情報を用いることも可能である。以下の実施例においても、弾性率の弾性フレームデータを代表に用いて説明するが、それには限られない。

【0042】

また、以上の処理は、任意の時刻tにおいてリアルタイムに処理可能であり、圧縮状態と弾性情報の関係のグラフや弾性画像を表示することにより、圧縮の操作に対する弾性の応答をリアルタイムに検査者に提供することができる。さらに、本発明は乳腺領域や、前立腺、甲状腺など、様々な生体組織に対して適用することが可能である。

【0043】

本実施例によれば、弾性フレームデータ間で平滑化処理をおこなうと同時に、この平滑化の対象となった弾性フレームデータのそれぞれの取得時刻における圧縮情報も平滑化して過去の圧縮状態の寄与を反映させることにより、圧縮状態の情報と弾性情報の関係の確定度を向上させることができる。

【0044】

また、鑑別対象組織の計測点をトラッキングして座標を変換した後に、弾性情報の加算平均をとるように処理することにより、鑑別対象組織とその周囲組織の弾性情報が混合されてしまうことによる弾性画像の空間分解能の劣化を回避することができる。

【実施例2】

【0045】

本実施例では、同等の圧縮状態で計測された弾性情報を用いて現時刻の弾性情報を高精度に計測することを試みるものである。実施例1と同様に図6に示すようにして弾性フレームデータが取得された場合に、平滑化処理部14は、まず、例えば過去73回分の圧力

10

20

30

40

50

情報及び弾性フレームデータの計測結果をメモリに確保する。メモリ確保されたデータは、以下のように定義される。

【0046】

圧力情報： $P(t-1), P(t-2), P(t-3), \dots, P(t-73)$

弾性フレームデータ： $E_{i,j}(t-1), E_{i,j}(t-2), E_{i,j}(t-3), \dots, E_{i,j}(t-73)$

次に、平滑化処理部14は、現時刻 t における圧力情報 $P(t)$ と同等の圧縮状態を実現した過去の圧力情報を検索する。図6の場合は、時刻 $t-9, t-22, t-54, t-63$ がそれに該当するものとして選出される。

【0047】

そして、当該時刻における弾性フレームデータを用いて、平滑化処理をおこなう。平滑化処理後の弾性情報： $E'_{i,j}(t)$ は、以下のように演算される。

(数式4)

$$E'_{i,j}(t) = \{E_{i,j}(t) + E_{i,j}(t-9) + E_{i,j}(t-22) + E_{i,j}(t-54) + E_{i,j}(t-63)\} / 5$$

(i, j は計測点の座標)

次に、上述の圧力情報 $P(t)$ と平滑化処理後の弾性情報 $E'_{i,j}(t)$ が弾性データ処理部15に入力されて、座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理などの様々な画像処理が施される。さらにカラースキャンコンバータ16などで処理が施されて弾性画像が生成され、画像表示器10に表示される。

【0048】

このとき、実施例1と同様に、弾性画像に加えて、圧力情報 $P(t)$ と平滑化処理後の弾性情報代表値 $\langle E'_{i,j}(t) \rangle$ の大きさの関係： $P(t) - \langle E'_{i,j}(t) \rangle$ がグラフとしてプロットされるようになっている。

【0049】

以上の処理は、任意の時刻 t においてリアルタイムに処理可能であり、圧縮状態と弾性情報の関係のグラフ、弾性画像を表示することにより、圧縮の操作に対する弾性の応答をリアルタイムに検査者に提供することができる。

【0050】

本実施例では、圧縮情報として現時刻において取得された圧力情報 $P(t)$ をそのまま適用することを示したが、実施例1の方法に従い、平滑化処理後の圧力情報 $P'(t)$ を以下のようにして演算して適用してもよい。

(数式5)

$$P'(t) = \{P(t) + P(t-9) + P(t-22) + P(t-54) + P(t-63)\} / 5$$

また、本実施例では、同一の圧縮状態を過去の圧力情報から検索することを示したが、実際には、圧縮状態が完全に一致することはまれであり、圧縮状態が同等であると判定する所定の許容範囲(圧縮状態範囲)を設定することが必要になる。つまり、この範囲を P と表記するならば、現時刻における圧力状態 $P(t)$ に対して、 $P(t) \pm P$ の範囲に入る過去の圧縮状態を検索し、その条件を満たす弾性フレームデータの間で平滑化処理を行うようになっている。

【0051】

さらに、この幅を一定の値に設定するのではなく、例えば、現時刻の $P(t)$ の値に対して10%以内、つまり、 $P(t) \pm 0.1 \times P(t)$ を同一圧縮状態と判定する圧縮状態範囲に設定してもよい。

【0052】

また、過去の圧力情報から、現時刻の $P(t)$ の大きさに最も近い状態から例えば4つの圧縮状態を検索し、平滑処理のために適用するようになっていてもよい。

【0053】

本実施例によれば、同一の圧縮状態で得られた弾性情報のみの間で平滑化処理を施すので、従来の方法のように、異なる圧縮状態の間で計測された弾性情報が混合されてしまい

10

20

30

40

50

、現在の圧縮状態と弾性画像との相関関係の精度が低下することを防ぐことができる。

【0054】

また、図9に示すように、同一の圧縮状態で得られた弾性情報で加算平均化処理を施すので、鑑別対象組織である関心部が占める座標領域が同等であり、関心部の境界部が滲み込まず弾性画像の空間分解能を劣化させることを防ぐことができる。

【0055】

上記実施例1、2においては、複数のフレームの弾性情報を利用することにより高いS/Nを実現することを目的として、特に過去の弾性フレームデータから4フレーム分を検索して、平滑化処理を行う例を示したが、平滑化処理に加える過去のフレーム数は、4フレームに限らないことは言うまでもない。

10

【実施例3】

【0056】

上記実施例1、2では、平滑化処理として加算平均を演算することを例に示したが、本実施例のように、例えば、過去の弾性フレームデータと現在の弾性フレームデータの間で、中央値を求めて、現時刻の平滑化処理後の弾性フレームデータを求めるようになっていてもよい。つまり、例えば、実施例2の場合の平滑化処理後の弾性情報

$E'_{i,j}(t)$ は、以下のように演算される。

(数式6)

$$E'_{i,j}(t) = \text{median}\{E_{i,j}(t) + E_{i,j}(t-9) + E_{i,j}(t-22) + E_{i,j}(t-54) + E_{i,j}(t-63)\}$$

20

ここで、 $\text{median}\{\}$ は、 $\{\}$ 内の数値の母集団の中央値を求める処理を表すものとする。

【0057】

この方法によれば、瞬時的な手ぶれなどの不適当な圧縮が加えられた時刻の弾性フレームデータのノイズを効果的に除去することができる。

【0058】

また、平滑化処理として、例えば、1フレーム過去の平滑化処理後の情報と現在の情報が所定の割合C(C<1.0)で合成される、いわゆるパーシスタンス処理を圧力情報、及び、弾性情報の両方に施しても良い。パーシスタンス処理後の圧力情報及び弾性情報は以下のように演算される。

30

(数式7)

$$P'(t) = (1-C) \times P(t) + C \times P'(t-1)$$

(数式8)

$$E'_{i,j}(t) = (1-C) \times E_{i,j}(t) + C \times E'_{i,j}(t-1)$$

その他、過去の複数の弾性情報と圧力情報の両者に、それぞれ同等の統計的な処理を施すことにより、高いS/Nを実現する方法を採用することができる。

【実施例4】

【0059】

実施例1~3では、圧縮状態の指標として、探触子と生体表皮の接触面に加えられた圧力情報を用いることを説明したが、本実施例は、圧力情報以外の圧縮情報を用いて課題を解決する例を示すものである。

40

【0060】

例えば、図10に示すように、ROIにおける応力の情報を圧縮情報として適用し、弾性情報との関係性を評価するようになっていてもよい。上記応力の評価には様々な方法があるが、表面に加えられた圧力情報と、生体内部に生成された歪みの情報を基にして、生体内部に伝播する応力分布を推定する方法などが提案されており、このような公知の方法に従って応力の情報を取得すればよい。

【0061】

また、圧力センサーレスの方法で応力を計測する公知の方法を採用してもよい。また、応力の情報は、必ずしも応力の次元(kPa)として得る必要はなく、応力に関連したイ

50

ンデックスとして絶対的な圧縮状態を評価するようになっていてもよい。

【0062】

また、圧縮情報として、歪みや変位の情報を利用することも可能である。すなわち、断層像である B - m o d e 画像もしくは弾性画像など、装置上の画像を利用して、関心部に R O I を設定し、圧縮ゼロの状態において、装置上で歪みをリセットする処理を装置インターフェイスから入力する。リセットした状態から圧縮を開始し、R O I 内の微小歪み変化を積算する。つまり、微小歪み変化の積算値は、 $(t) = (t)$ で表され、演算された積算値を上述の実施例と同様に、弾性画像と、弾性情報と歪みの関係としてプロットして表示すればよい。また、関心領域を複数設定し、それらの特性曲線を同時にプロットして表示してもよい。

10

【0063】

ここでは、歪みの積算値を求めてプロットする例を示したが、同様の処理を変位の情報を用いて行うことができる。つまり、図1における変位演算部12から出力される変位情報に対して、上述の歪みの場合と同様に、圧縮ゼロの状態から変位の積算を求めることにより、圧縮情報として利用することができる。

【0064】

さらに、上記変位情報は、探触子に装着された磁気センサなどから取得するようになっていてもよく、例えば、R V S (リアルタイムバーチャルソノグラフィ)の方法により実際に実現されている。また、レーザー変位計などを用いて構成するようになっていてもよい。

20

【0065】

本実施例のように、圧力情報以外の情報に基づいて絶対的な圧縮状態を評価することでも、上述の圧力情報を代表に説明した実施例と同様の方法に従って、本発明の課題を解決することができる。

【実施例5】

【0066】

最近では、動脈硬化の程度や血管内のプラークの硬さ、深部静脈血栓の硬さなど、血管周辺部の組織の弾性の評価も可能になってきており、特に拍動による対象組織の圧縮を利用して、上記組織の弾性情報を計測する試みが主流となってきている。しかし、例えば血管壁などは1mm前後の薄い組織であるため、弾性情報の評価を行う際に、弾性画像の空間分解能は非常に重要となるが、例えば、図11に示すような頸動脈の評価などでは、拍動により血管が拡張、収縮するために、弾性画像内において、血管壁の座標が大きく変化することになる。

30

【0067】

したがって、従来の方法により過去の弾性情報と加算平均処理などの平滑化処理を行った場合、上記説明と同様、血管壁の弾性情報に、血流や筋の弾性情報などの異なる組織の弾性情報が混合してしまうために、弾性情報の評価精度が極度に劣化してしまう。

【0068】

そこで本実施例は、上述の実施例における圧縮情報の代替になる情報として、E C G の情報を利用することを試みるものである。

40

【0069】

図12は、代表的なE C G 波形を示す図である。血管壁の移動量と方向は、拍動に同期しており、E C G 波形の同一位相では、血管は同一の位置にあると同時に、同一の圧縮状態にあると言える。そこで、本実施例は、E C G 波形の同一の位相で得られた弾性情報の間で、平滑化処理を施すものである。

【0070】

つまり、E C G 波形のT波の立ち上がりにおいて、現時刻 t の弾性情報 $E_{i,j}(t)$ が計測されたとする。このとき、過去の弾性フレームデータの中から、E C G の同一位相で計測された弾性情報を検索する。同図では、時刻 t_a, t_b がE C G の同一位相として認識され、その時刻において得られた弾性情報、E

50

$i, j (t a), E_{i, j} (t b)$ が求められる。

【0071】

次に、例えば、平滑化処理として過去2フレームとの間での加算平均化処理が設定されていれば、現時刻の平滑化処理後の弾性情報 $E'_{i, j} (t)$ を以下のように演算する。
(数式9)

$$E'_{i, j} (t) = \{E_{i, j} (t) + E_{i, j} (t a) + E_{i, j} (t b)\} / 3$$

そして、弾性情報 $E'_{i, j} (t)$ が得られた後の処理は上述の実施例と同様に処理され、弾性画像などが画像表示器10に表示される。

【0072】

本実施例では、ECGの同一位相で計測された弾性情報を検索して、この弾性情報間で平滑化処理をおこなう例を示したが、位相まで厳密に一致した弾性情報を選出するのではなく、ECGの振幅が一致した弾性情報の間で安定化処理を行うようになっていてもよい。また、ECG波形を利用する場合、ECGトリガーでデータ取得のタイミングにトリガーを掛けることが可能であり、これにより同一位相での弾性情報を積極的に取得するよう制御することができる。

【0073】

また、圧縮情報の同定にECG波形を利用することに代えて、ドブラによる血流速度の経時変化の情報を利用することも可能である。

【0074】

つまり、弾性の評価と同時にドブラ計測をおこない、図11に示すように、血管内部にドブラのROIを設定すれば、図13に示すような血流速度の時間変化を求めることができる。そして、この血流速度の時間変化の情報をECG波形の代わりに適用すれば、同様に同一の圧縮状態で計測された弾性情報を選出することができる。

【実施例6】

【0075】

上述の実施例では、圧縮状態に対して条件を課すことなく、任意の時刻 t において平滑化処理を施すことを示したが、本実施例は、診断基準となる圧縮状態を予め設定しておいて、その条件下での弾性情報によって鑑別を行うものである。以下、この方法を詳細に説明する。

【0076】

例えば、絶対的な圧縮状態に対して、図14に示すような基準圧縮状態を設定したとする。つまり、基準圧縮状態 ($A_{kPa} \sim B_{kPa}$) を設定する。このとき、上記基準圧縮状態を満たした時刻は、 $(t - 72)$, $(t - 69)$, $(t - 65)$, \dots , $(t - 20)$ であり、これらの時刻において計測された弾性情報のみに基づいて弾性情報の平滑化処理が適用されるようになっている。上記基準圧縮状態を満たさなかった時刻に計測された弾性情報は、同一圧縮状態の検索処理に基づいた平滑化処理を施さないようになっている。

【0077】

この場合において、図15のように、弾性画像を2画面で表示するようにし、例えば左の画面では上記基準圧縮状態を満たして構築された弾性画像を表示し、右の画面では、現時刻 t において得られた弾性画像をリアルタイム表示するようになっていてもよい。このようにしたとき、圧縮状態が基準圧縮状態を満たしたときのみ、左の弾性画像がアップデートされることになる。また、リアルタイム表示の右の画面で、計測断面を探したり、圧縮方向を調整したりするなどの計測条件の確認をすることができる。

【0078】

また、超音波診断をフリーズさせた後、診断に適用する基準圧縮状態を満たして構築された最終画像が静止画として一枚だけ自動保存されるようになっていてもよく、フリーズ後に、基準圧縮状態を変更しても、その変更後の基準圧縮状態で同様の平滑化処理が遂行できるようにすることも可能である。また、この最終画像に例えば「診断用画像」などの表示を付すなどして、検査者が診断に適した画像を容易に認識できるようにすることも可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

また、本実施例における上記基準圧縮状態は、キーボード、マウス、タッチパネルなどの種々の入力デバイスによって、グラフ上でカーソルを動かして任意に設定、変更することができる。

【 0 0 8 0 】

本実施例によれば、基準圧縮状態を満たしたときに計測された弾性フレームデータのみを確保しておけばよく、必要とするメモリ量を節約することができる。

【 0 0 8 1 】

また、実施例 1 ~ 6 において、図 1 4 の特定部位 3 0 内の弾性情報のように圧縮状態があまり変化していない過程で計測された弾性情報を、平滑化処理の対象から除外することにより、平滑化処理後の弾性情報の精度をさらに向上させることも可能である。

10

【 符号の説明 】

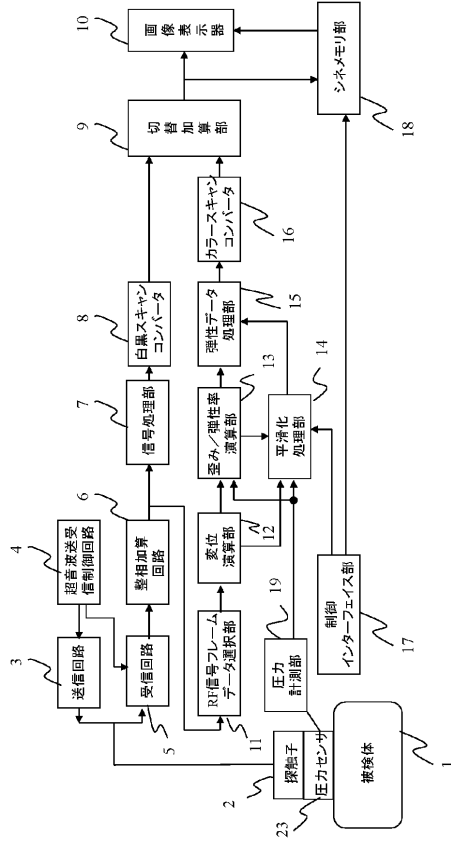
【 0 0 8 2 】

- 1 被検体
- 2 探触子
- 3 送信回路
- 4 送受信制御回路
- 5 受信回路
- 6 整相加算回路
- 7 信号処理部
- 8 白黒スキャンコンバータ
- 9 切替加算部
- 1 0 画像表示器
- 1 1 R F 信号フレームデータ選択部
- 1 2 変位演算部
- 1 3 歪み / 弾性率演算部
- 1 4 平滑化処理部
- 1 5 弾性データ処理部
- 1 6 カラースキャンコンバータ
- 1 7 制御インターフェイス部
- 1 8 シネメモリ部
- 1 9 圧力計測部
- 2 1 超音波送受信面
- 2 2 圧迫板
- 2 3 圧力センサ
- 2 4 参照変形体
- 3 0 特定部位

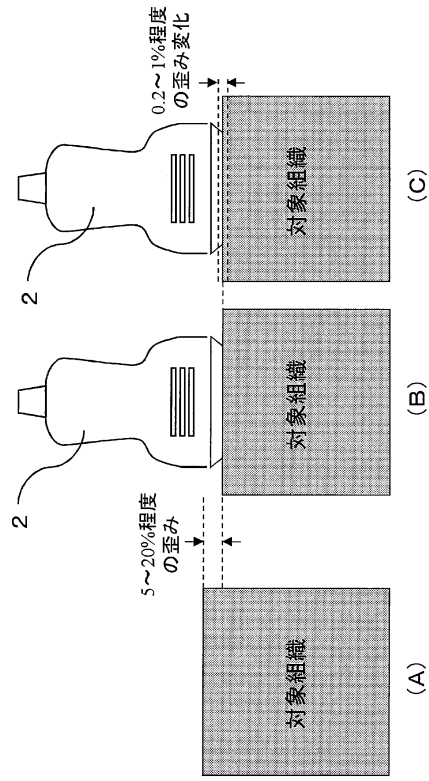
20

30

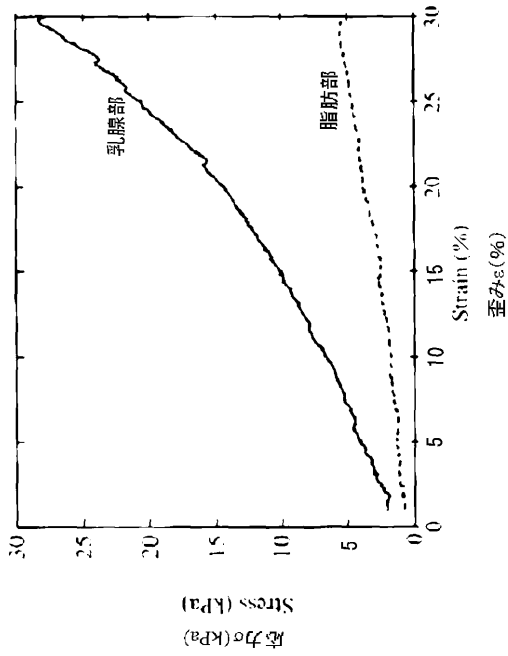
【図1】



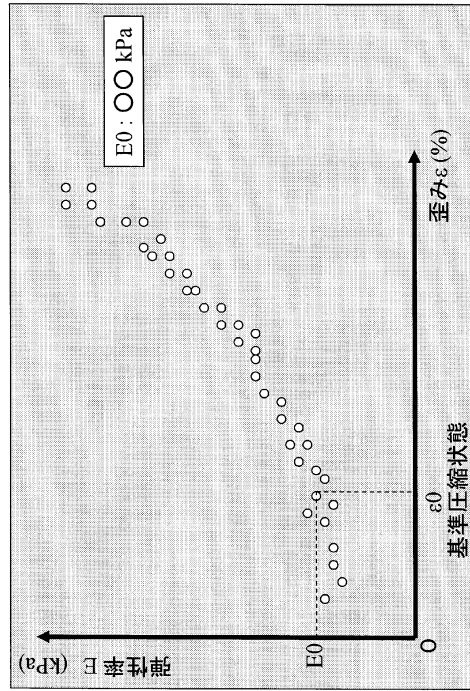
【図2】



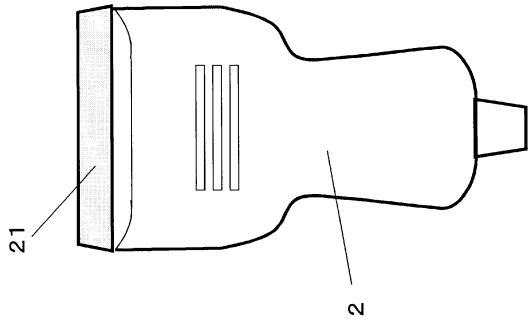
【図3】



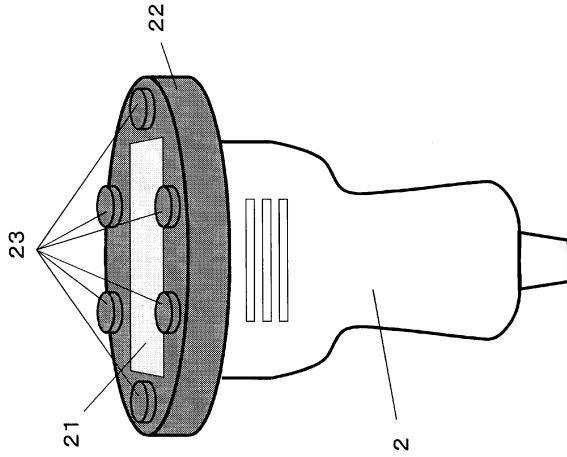
【図4】



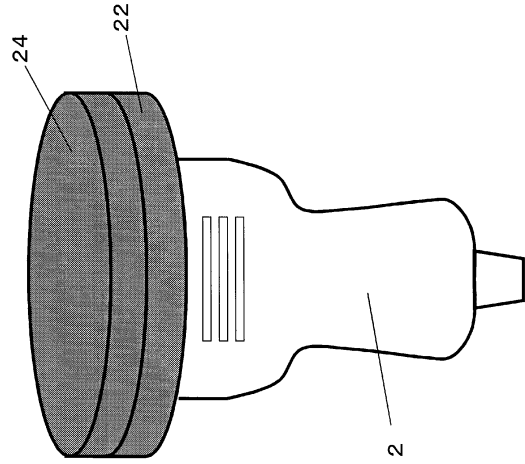
【図5(A)】



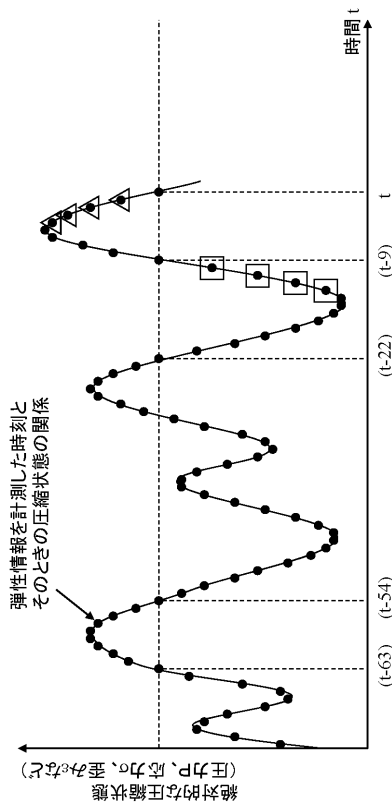
【図5(B)】



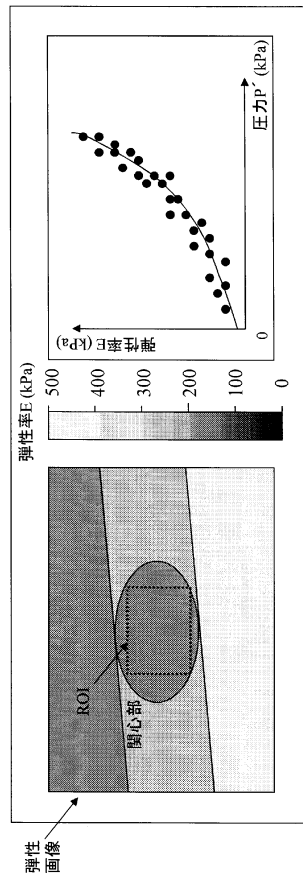
【図5(C)】



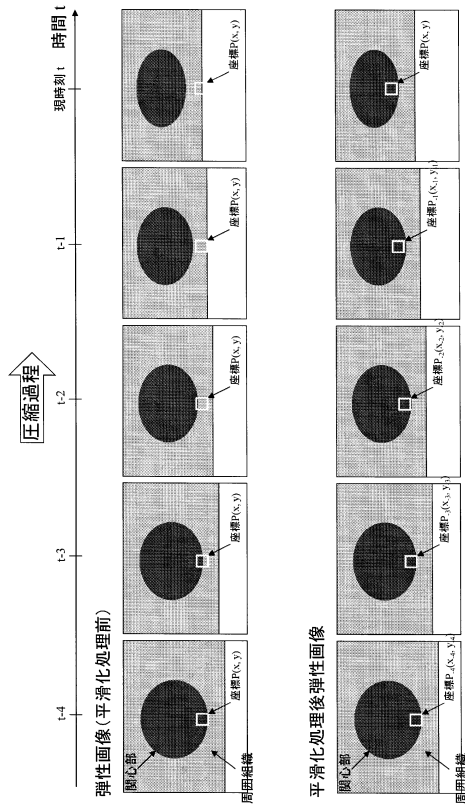
【図6】



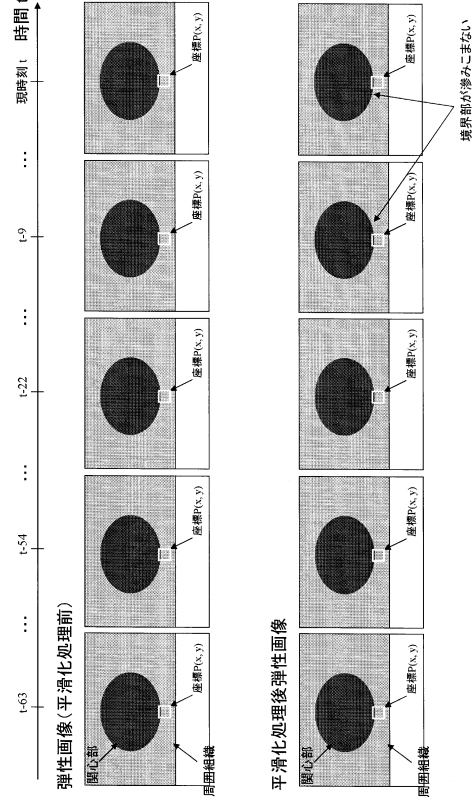
【図7】



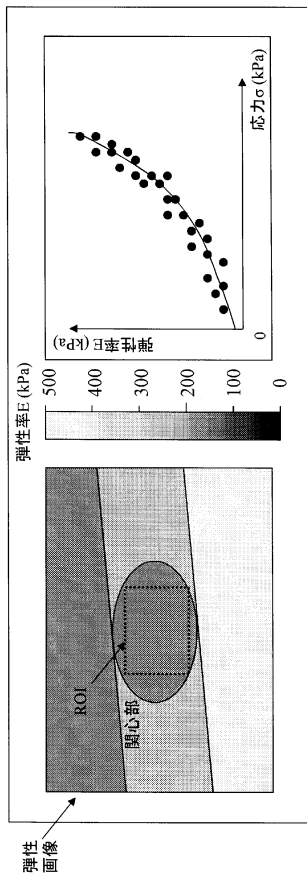
【図 8】



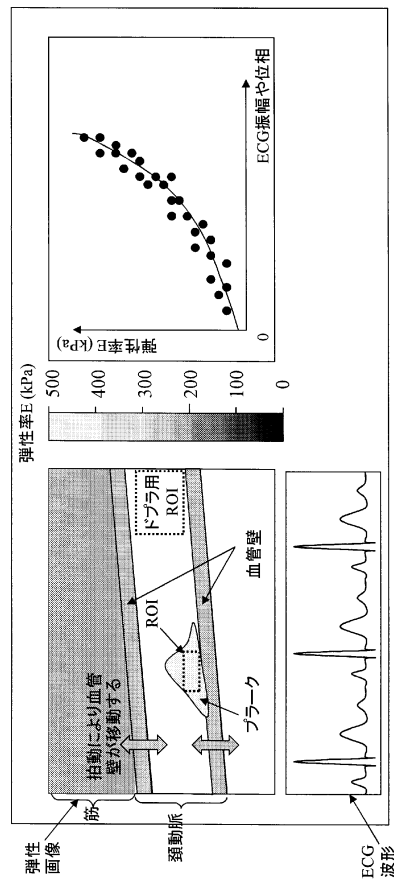
【図 9】



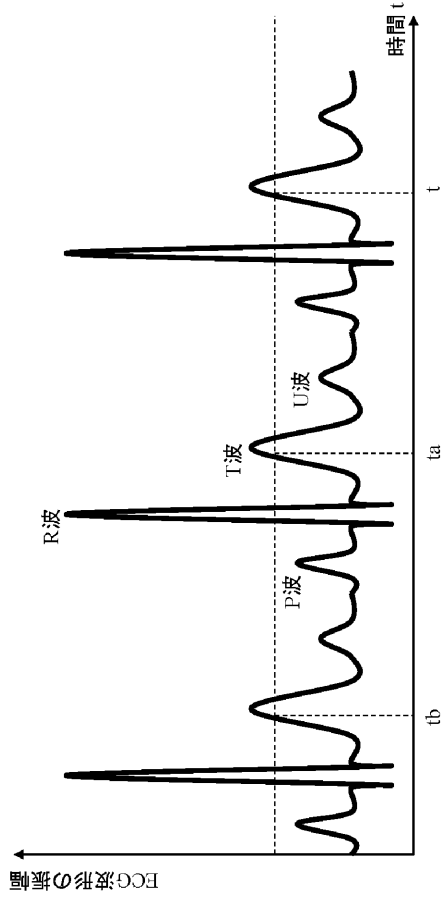
【図 10】



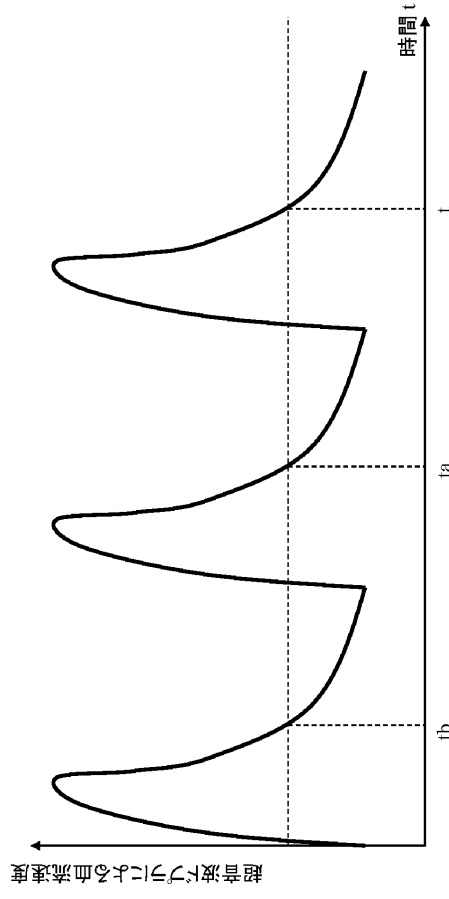
【図 11】



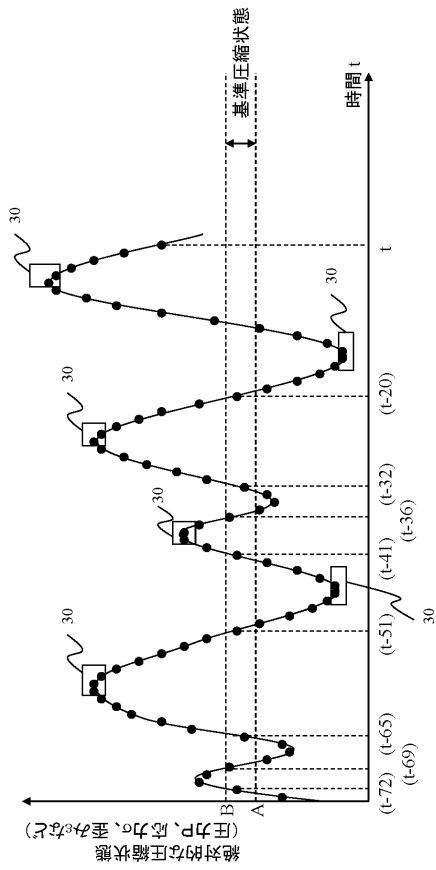
【図12】



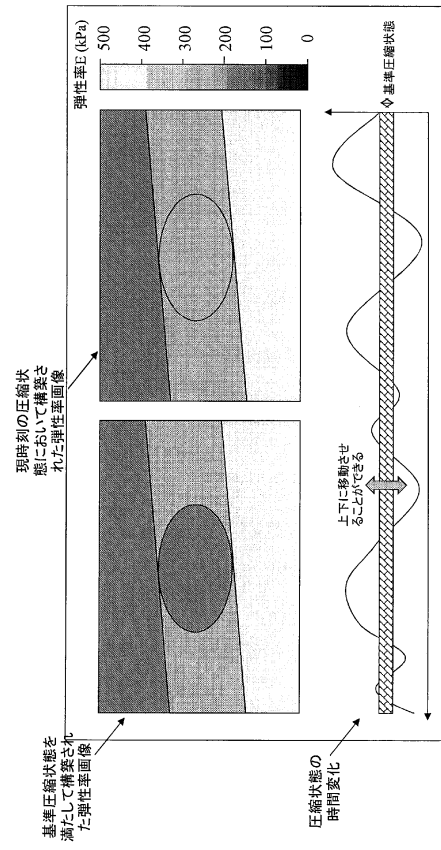
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-121835(JP,A)
特開2006-115937(JP,A)
国際公開第2005/120358(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	JP5663640B2	公开(公告)日	2015-02-04
申请号	JP2013183199	申请日	2013-09-04
[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		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/GA40 4C601/GC03 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2014000454A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过提供高精度的弹性图像和弹性图像对应的压缩信息，提供更准确或可靠的组织识别。弹性信息计算单元基于在施加于对象组织的压力改变的过程中获得的超声波断层图像数据，顺序地获得对象的断层图像部分的多个测量点处的弹性信息，平滑处理装置，用于通过使用具有不同获取时间的多个连续过去的弹性信息来平滑当前时间的弹性信息，以及弹性图像生成装置，用于基于平滑的弹性信息生成和显示弹性图像，并且显示通过平滑压缩信息而获得的压缩信息，该压缩信息与在弹性图像的每个弹性信息的获取时间施加到对象组织的压力相关联如图1所示。点域6

