

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5160227号  
(P5160227)

(45) 発行日 平成25年3月13日 (2013. 3. 13)

(24) 登録日 平成24年12月21日 (2012. 12. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-528278 (P2007-528278)  
 (86) (22) 出願日 平成18年5月9日 (2006. 5. 9)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/309290  
 (87) 国際公開番号 W02006/121031  
 (87) 国際公開日 平成18年11月16日 (2006. 11. 16)  
 審査請求日 平成21年4月27日 (2009. 4. 27)  
 (31) 優先権主張番号 特願2005-136233 (P2005-136233)  
 (32) 優先日 平成17年5月9日 (2005. 5. 9)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

前置審査

(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  
 (72) 発明者 松村 剛  
 千葉県我孫子市我孫子580-404  
 (72) 発明者 河野 敏彦  
 千葉県流山市東深井174-31  
 審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と、被検体の組織の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段と、前記超音波断層データから断層像を生成する断層像生成手段と、前記超音波断層データに基づいて各計測点における歪みを求め、該歪みに基づいて前記組織の弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、を備えた超音波診断装置において、

前記断層像又は前記弾性画像において基準領域を選択する基準領域選択手段と、前記基準領域の歪みを基準として、各計測点における歪みと前記基準領域の歪みの相対比に基づいて階調化した指標化弾性画像を生成する指標化弾性画像生成手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記基準領域選択手段は、弾性部材である参照変形体の画像領域に前記基準領域を選択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記載の超音波診断装置において、

前記基準領域選択手段は、前記断層像又は前記弾性画像上で選択された基準点に基づいて前記基準領域を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項3記載の超音波診断装置において、

10

20

前記基準領域選択手段は、前記基準領域として、前記弾性画像上の各点の前記歪みに基づいて、前記基準点が設定された組織と同一組織を有する領域を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記基準領域選択手段は、前記被検体に加えられる圧力に応じて変位する前記組織の画像上の移動先に合わせて前記基準領域を移動させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記相対比と階調との関係を規定する階調化関数に基づいて、前記指標化弾性画像を階調化する階調化手段と、前記階調化された指標化弾性画像を表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 7】

請求項6記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、白黒の前記断層像と前記階調化された指標化弾性画像とを重ね合わせて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項6記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記指標化弾性画像に設定された関心領域の前記歪みの平均値と、前記基準領域の前記歪みとの比を数値により前記関心領域に対応付けて表示することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 9】

被検体の組織の超音波断層データを計測するステップと、前記超音波断層データに基づいて複数の計測点における組織の歪みを求めるステップと、前記歪みに基づいて前記組織の弾性画像を生成するステップと、前記弾性画像において基準領域を選択するステップと、前記基準領域の歪みを基準として、各計測点における歪みと前記基準領域の歪みの相対比を算出するステップと、前記歪みの相対比に基づいて階調化した指標化弾性画像を生成するステップと、を有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 10】

請求項9記載の超音波画像表示方法において、

前記基準領域設定ステップでは、前記基準領域として脂肪組織が選択されることを特徴とする超音波画像表示方法。

30

【請求項 11】

請求項9記載の超音波画像表示方法において、

前記基準領域設定ステップでは、前記基準領域として筋組織が選択されることを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 12】

請求項9記載の超音波画像表示方法において、

前記基準領域設定ステップでは、前記被検体の外に配置された参照変形体に対応する画像上の領域内に前記基準領域が選択されることを特徴とする超音波画像表示方法。

40

【請求項 13】

請求項12記載の超音波画像表示方法において、

前記参照変形体は、超音波探触子と前記被検体との間に挿入されて用いられる弾性部材であることを特徴とする超音波画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像表示方法及び超音波診断装置に係り、具体的には、被検体に加えられる圧迫量に対する生体各部の組織の歪みに相関する物理量を指標化した画像をユーザに提供して、診断における組織の鑑別性を向上させることができる超音波画像表示方法及

50

び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に用手法又は機械的な方法により被検体に圧力を加えて生体各部の変位を求め、求めた変位に基づいて組織の硬さに関する情報を画像化することにより、ガン腫瘍等の病変組織を適切に鑑別可能にする装置である。

【0003】

例えば、組織の硬さ情報の一つである歪み画像は、変位分布を空間微分して生体各部の歪みを求め、歪みの大きさに応じて色相や輝度により階調を付けた画像である。しかし、歪みは、圧迫量に依存した定性的な物理量であり、圧迫力の加え方によって歪みの大きさが変わってしまう。そのため、同一の組織であっても、圧迫量が大きいだけで、歪みが大きな値の色相や輝度として表示されることがあり、検者の経験や熟練度によって鑑別に誤認が生ずるおそれがある。

【0004】

一方、特許文献1には、歪み画像に基づいて圧迫量に相関しない組織の硬さ特性を取得する試みが提案されている。すなわち、歪み画像内に病変組織とその周辺組織とにそれぞれ関心領域ROI - 1、ROI - 2を設定し、各ROI内の歪み  $\epsilon_1$ 、 $\epsilon_2$  の比  $\epsilon_1 / \epsilon_2$  を硬さ指標とすることが示唆されている。これにより、2つの関心領域内の歪みの相対比は圧迫量に依存しないから、病変組織と周辺組織の歪みの違いを半ば定量的に識別できるという利点がある。

【特許文献1】米国特許公開 WO 2006/013916号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、ガン腫瘍等の病変部の超音波画像を観察して病変組織の良性や悪性を適切に鑑別する場合、硬さの違いによって病変組織と正常組織の境界を識別したり、病変組織の周辺組織の硬さ、あるいは病変組織と周辺組織との境界組織の硬さの変化が判れば、病変部位の組織を適切に鑑別できることが期待できる。

【0006】

しかし、特許文献1に開示された技術では、関心領域ROIが設定された領域のみの圧迫量に相関しない組織の硬さ特性を取得することが可能であって、関心領域ROIが設定されない領域についても圧迫量に相関しない組織の硬さ特性を取得することは考慮されていない。また、関心領域ROI同士の比では、歪みの2次元分布情報を十分に抽出しているわけではないので、さらに改善すべき余地が残されている。

【0007】

本発明は、圧迫量の影響を排除した組織の硬さの空間分布を画像として表示することを課題とする。

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は以下の様に構成される。即ち、超音波探触子と、被検体の組織に圧力を加えて断層部位の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段と、超音波断層データから断層像を生成する断層像生成手段と、超音波断層データに基づいて断層部位の複数の計測点における組織の歪みに相関する物理量を求め、この物理量に基づいて断層部位における弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、を備え、さらに、断層像又は弾性画像において基準領域を選択する手段と、基準領域の物理量を基準として各計測点の物理量を指標値化し、指標値の分布を表す指標化弾性画像を生成する手段と、を備える。

【0008】

また、本発明の超音波画像表示方法は以下の様に構成される。即ち、被検体の組織に圧力を加えて超音波断層データを計測するステップと、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組織の歪みに相関する物理量を求めるステップと、物理量に基づいて断層部位の弾性画像を生成するステップと、弾性画像において基準領域を

選択するステップと、基準領域の前記物理量を基準として、各計測点の前記物理量を指標値化するステップと、指標値の分布を表す指標化弾性画像を生成するステップと、を有することを特徴とする。

上記本発明の超音波診断装置及び超音波画像表示方法によれば、圧迫量の影響を排除した組織の硬さの空間分布を画像として表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の超音波画像表示方法を適用可能な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】本発明の超音波画像表示方法の一実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

10

【図3】超音波の探触子の一例を示す外観図である。

【図4】本発明の実施例の効果の説明するための従来例の歪み画像の問題点を説明する図である。

【図5】本発明の一実施例の指標化弾性画像を示す図である。

【図6】本発明の他の実施例の指標化弾性画像を示す図である。

【図7】本発明の指標値に係る基準領域の自動設定法の一例を説明する図である。

【図8】本発明の指標値に係る基準領域の自動設定法の他の例を説明する図である。

【図9】本発明の他の実施例の指標化弾性画像を示す図である。

【図10A】本発明の指標値に係る基準領域を、圧迫に伴う組織の変異に追従させて移動する方法を説明する図である。

20

【図10B】本発明の指標値に係る基準領域 $R_0$ の構成する点の追従処理の具体的な実施例を示す図である。

【図10C】本発明の指標値に係る基準領域 $R_0$ の追従処理の具体的な実施例を示す図である。

【図11】本発明の指標化弾性画像の階調化の例を説明する図である。

【図12】本発明の指標化弾性画像の階調化の他の例を説明する図である。

【図13】本発明の指標化弾性画像の階調化のさらに他の例を説明する図である。

【図14】本発明の指標化弾性画像をBモード像に重ねて表示する例を説明する図である。

30

【図15】本発明の指標化弾性画像に関心領域を設定し、その関心領域の硬さの指標値の平均値を数値表示する実施例を説明する図である。

【図16】ラテラル方向に弾性画像を細分化して、細分化された画像毎に指標化を行うことによって全体として指標化弾性画像を生成する実施例を説明する図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明を実施形態に基づいて説明する。図1に、本発明の超音波画像表示方法を実施するのに好適な一実施形態の超音波診断装置のブロック構成図を示す。図2に、本発明の特徴部に係る超音波画像表示方法の一実施形態のフローチャートを示す。

【0011】

40

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3(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。

【0012】

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

50

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合わせて加算することにより増幅される。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高周波(RF)信号は、複合復調したI、Q信号であっても良い。

#### 【0013】

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。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。

10

#### 【0014】

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取得部11に導かれる。RF信号フレームデータ取得部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取得してメモリなどに格納する。変位計測部12は、RF信号フレームデータ取得部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に出力するようになっている。

20

#### 【0015】

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、弾性フレームデータとして弾性データ処理部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、弾性データ処理部14に出力するようになっている。

#### 【0016】

弾性データ処理部14は、歪み/弾性率演算部13から入力される歪み又は弾性率の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や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施して、カラースキャンコンバータ15に送出するようになっている。

30

#### 【0017】

カラースキャンコンバータ15は、弾性データ処理部14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、カラースキャンコンバータ15は、予め設定された弾性(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歪みが大きく計測された領域は赤色コードに変換し、逆に歪みが小さく計測された領域は青色コードに変換する。なお、カラースキャンコンバータ15に代えて、白黒スキャンコンバータを用いることができる。この場合は、歪みが大きく計測された領域は輝度を明るく、逆に歪みが小さく計測された領域は輝度を暗くするなどにより、歪みの分布を表すことができる。

40

#### 【0018】

また、切替加算部9は、白黒スキャンコンバータ8から出力される白黒の断層像データと、カラースキャンコンバータ15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

50

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、装置制御インターフェイス部17からの指令に従って、過去の画像データを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。

#### 【0019】

次に、本発明の特徴部の実施形態である指標値演算部16について説明する。指標値演算部16は、装置制御インターフェイス部17から出力される制御指令に従って処理を開始し、歪み/弾性率演算部13により演算された弾性フレームデータを取り込み、本発明に係る指標化弾性画像フレームデータを生成して、カラスキャンコンバータ15に出力する。カラスキャンコンバータ15は、前述したと同様に、指標化弾性画像フレームデータに基づいて階調化した指標化弾性画像を生成し、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。指標値演算部16の詳細については後述する。

10

#### 【0020】

ここで、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におけ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から出力される超音波断層データに基づいて、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て画像表示器10に表示される。

#### 【0021】

一方、RF信号フレームデータ取得部11は、被検体1に加えられる圧迫力が変化する過程で、超音波断層データ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計測部12に出力する。変位計測部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、例えば特開平5-317313号公報等に記載されているブロックマッチング法又はグラジェント法が知られている。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索し、これに基づいて計測点の変位を求める。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

30

#### 【0022】

変位計測部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、各計測点の歪み又は弾性率を演算して弾性フレームデータとして弾性データ処理部14に出力される。歪みの演算は、公知のように変位分布を空間微分することによって計算される。また、求めた歪みに基づいて各計測点の弾性率を演算する。弾性率を求める場合は、圧力計測部19により計測された圧力の計測値を取り込み、これに基づいて各計測点における応力を演算する。圧力計測部19は、例えば、図3の(B)に示すように、圧迫板31の表面に参照変形体33を設けて構成される。歪み/弾性率演算部13は、参照変形体33の変形を基準にして被検体1内部の計測点における応力を演算する。このようにして、歪み/弾性率演算部13は、各計測点における応力と、歪み/弾性率演算部13で求めた歪みフレームデータから断層面上の各計測点の弾性率(例えば、ヤング率 $Y_m$ )を演算し、弾性データ処理部14に出力する。弾性データ処理部14は、歪み又は弾性率に基づいて弾性画像データを生成し、カラスキャンコンバータ15と切替加算部9を介して画像表示器10に弾性画像を表示する。

40

#### 【0023】

次に、図2を参照して、本実施形態の特徴部である指標値演算部16に係る詳細構成を、実施例に分けて動作とともに説明する。

#### 【実施例1】

#### 【0024】

図2に、実施例1の指標化弾性画像の生成手順をフローチャートを示す。本実施例は、図

50

4に示すように、弾性画像の一つである歪み画像41に基準領域 $R_0$ を設定し、これに基づいて図5に示す指標化弾性画像51を生成して表示する例である。

【0025】

まず、図2のステップS1において、歪み/弾性率演算部13に指令を送り、歪み画像41を画像表示器10に表示させる。次いで、装置制御インターフェイス部17を介してマウス等を用いて手動あるいは自動で設定された基準領域 $R_0$ の座標データを取り込む(S2)。そして、歪み/弾性率演算部13から歪み画像フレームデータを取り込み、基準領域 $R_0$ に対応する領域の歪みの平均値を基準歪み $\epsilon_0$ として演算する(S3)。次いで、各歪み計測点 $(i, j)$ における歪み $\epsilon_{i,j}$ と基準歪み $\epsilon_0$ との相対比である指標値 $R_{i,j}$ を次式により求める(S4)。求めた $R_{i,j}$ からなる指標化弾性画像データは、カラスキャンコンバータ15に出力される(S5)。これにより、画像表示器10には、各計測点の歪みが基準歪み $\epsilon_0$ により正規化された指標化弾性画像が表示される。

【0026】

$$R_{i,j} = \epsilon_{i,j} / \epsilon_0 \quad (1)$$

なお、比に限らず、 $\epsilon_0$ と $\epsilon_{i,j}$ の違いが反映された指標であれば良い。例えば、

$$R_{i,j} = \log(\epsilon_0) - \log(\epsilon_{i,j})$$

でも良い。或いは、

$$R_{i,j} = (\epsilon_0 - \epsilon_{i,j}) / (\epsilon_0 + \epsilon_{i,j})$$

又は

$$R_{i,j} = (\epsilon_0 - \epsilon_{i,j}) / \epsilon_0$$

とすると、硬い領域の計測点では $\epsilon_{i,j} \sim 0$ となり、軟らかい領域の計測点では $\epsilon_{i,j} \sim \epsilon_0$ となるので、

$$\text{硬い計測点: } R_{i,j} \sim 1, \text{ 軟らかい計測点: } R_{i,j} \sim 0$$

のように0~1の間の値を取るように規格化された指標とすることができる。

【0027】

本実施例の効果について、図4及び図5を参照して具体的に説明する。まず、生体組織を自由に圧迫してその歪みを計測する場合、歪みの大きさはそのときの圧迫量に依存する。例えば、図4(A)に示すように、あるときの圧迫量では生体内の計測点1と計測点2の歪みが0.8%、計測点3の歪みが0.1%として計測されたとする。これに対し、別なときの圧迫量では、図4(B)に示すように、計測点1と計測点2における歪みが1.6%となり、計測点3における歪みが0.2%として計測されることがある。このような歪み画像を、歪みの大きさ(%)に基づいて階調化すると、図4(B)のように、計測点1、2の歪みが1.6%のときの圧迫量では、関心部位の腫瘍部42に縁取りが生じるような画像パターンが得られる。しかし、図4(A)のように、計測点1、2の歪みが0.8%のときの圧迫量では、階調レベルの範囲が感度の悪い範囲に変わるので、関心部位の腫瘍部42の縁取りの画像パターンを鮮明に表示することができなくなる。つまり、歪み画像に基づいた画像診断では、同一組織であっても、その時の圧迫量に応じて、色相や輝度の強度及び病変部位のパターンが変化してしまうから、病変部位の境界を適切に認識できなくなる。なお、図4において、(A)、(B)の右側に示した図は、それぞれ計測点1、2を結んだ解析ライン上における歪み分布を表している。

【0028】

これに対し、本実施例によれば、図5(A)又は図5(B)に示すように、基準領域 $R_0$ を設定し、その領域の歪みの平均値を基準歪み $\epsilon_0$ として、各計測点 $i, j$ の歪みを正規化した歪みの指標値 $R_{i,j}$ に基づいて階調化して指標化弾性画像51を生成していることから、圧迫量に依存しない組織固有の硬さの情報を取得することができる。その結果、圧迫量が異なることにより、同一の組織1に設定された基準領域 $R_0$ の基準歪み $\epsilon_0$ が、8%又は16%のように異なっても、図5(A)、(B)を対比して明らかなように、輝度分布などの階調分布が変わらない指標化弾性画像51が得られる。したがって、関心部位の腫瘍部42の縁取りの画像パターンを感度良く認識できる。特に、腫瘍部42の周辺組織2との境界組織44の硬さの違いを識別することができる。また、図5(A)、(B)の右側に示した図は、計測点1、2を結んだ解析ライン上における指標値の分布を表している。

## 【0029】

例えば、乳癌検診における計測断面内においては、脂肪が最も柔らかい組織であり、この領域に基準領域 $R_0$ を設定すれば、それ以外の領域は脂肪より硬いため、歪みの指標値 $R_{i,j}$ である相対比は1以上の値をもち、硬い組織ほどその相対比の値は大きく計測されることとなる。或いは、大胸筋に基準領域 $R_0$ を設定しても良い。大胸筋は肋骨に支えられて固定されているために、感度良く基準歪みを検出することができる。また脂肪の厚さは個人差が大きく十分な広さの領域を基準領域として確保できないことがあるが、大胸筋は個人差が少なく必ず計測面に入れることができる。

また、腹部においては、例えば腎臓に基準領域を設定し、数式(1)に基づいて肝臓の各計測点 $(i, j)$ の歪みとの比 $R_{i,j}$ を求めて、肝臓の指標化弾性画像を生成しても良い。

10

また、前立腺部位を撮影する際には、前立腺皮膜部の脂肪組織を基準領域としても良い。

## 【0030】

本実施例においては、歪み画像に基づいて指標化弾性画像を生成する例を説明したが、本発明はこれに限らず、組織の硬さの特性に関係した情報である弾性率、粘性などの組織の特性データを用いて指標化弾性画像を生成することができ、本実施例と同様の効果を得ることができる。

## 【0031】

また、本実施例では、基準領域 $R_0$ における歪みの平均値を基準歪み $R_0$ として指標値 $R_{i,j}$ を求めたが、本発明はこれに限らず、基準領域 $R_0$ における歪みの中央値や、ヒストグラム処理などで最も頻度が高く計上された歪みの値などを基準歪み $R_0$ として、各計測点の歪み $R_{i,j}$ を正規化することができる。

20

また、基準領域 $R_0$ を、複数の計測点を含む一定範囲の領域とするのに代えて、基準部位として1点の計測点の歪みの値を基準歪み $R_0$ として設定してもよい。

## 【0032】

以上のように、本発明の指標化弾性画像は、設定された基準部位の歪みに相関する物理量を基準として、断層部位の複数の計測点における歪みに相関する物理量が正規化した指標値の画像として表される。その指標値は、同一の圧迫量を受けた各部位の相対値であるから、圧迫量が変化しても指標値は殆ど変わらない。したがって、本発明の指標化弾性画像は、圧迫量の影響を排除して、病変組織から周辺組織に至る硬さの変化、あるいは境界領域の硬さの違いを、基準部位の硬さを基準に半ば定量的に表示できる。その結果、病変組織の良性や悪性を客観的かつ普遍的に適切に鑑別することが容易になる。

30

## 【実施例2】

## 【0033】

実施例1においては、指標化の基準部位である基準領域 $R_0$ を生体組織内に設定する例を示した。しかし、本発明はこれに限らず、図3(B)に示した弾性部材である参照変形体33を有する探触子2を用いて超音波断層データを取得すると、図6に示すように、歪み画像では最も探触子2に近い組織領域に、参照変形体33の画像53が表示される。この参照変形体33の画像領域に基準領域 $R_0$ を設定して、実施例1と同様に指標化弾性画像52を生成して表示することができる。

40

## 【0034】

特に、参照変形体33の弾性率を予め計測しておくことにより、各計測点における組織のおおまかな弾性率を推定することができる。つまり、参照変形体33の弾性率を $E_{ref}(kPa)$ とすると、次式(2)により、各計測点の大まかな弾性率 $E_{i,j}$ を求めることができる。これを画像化することにより、より精細な硬さの画像情報を取得することができる。

$$E_{i,j} = E_{ref} \times R_{i,j} (kPa) \quad (2)$$

## 【0035】

上記説明においては、体外の参照変形体を利用する例を示したが、本発明はこれに限らず、被検体内に参照変形体を配置してもよい。例えば、前立腺部位を撮影する場合、足の付け根から挿入するカテーテルを参照変形体とする。このカテーテルは、中空ではなくゴ

50



ム等で満たされて構成されている。カテーテルの外径は、1～2mmである。

前立腺部位を撮影する際、前立腺用探触子を用いて撮影を行う。前立腺の近傍にカテーテルを挿入した血管があり、得られる画像にはカテーテルの断面が表示される。このカテーテル部位を参照変形体とする。

【0036】

また、中空のカテーテルの先端に伸縮するバルーンを設け、体内に挿入されたバルーンを参照変形体としてもよい。このバルーンは中空であり、中に液体ゴムやゼリー等の液体を挿入することにより、伸縮可能となっている。膨張するときの外径は、0.5～5mmであり、液体の挿入量の調整により、任意に外径を設定することができる。

【実施例3】

【0037】

実施例1においては、基準領域 $R_0$ を装置制御インターフェイス17から入力設定する例を説明したが、次に説明するように、基準領域 $R_0$ を自動設定することができる。例えば、歪み画像などにおいて最も軟らかい領域を検出し、その領域に基準領域 $R_0$ を設定することができる。

【0038】

また、例えば、図7(A)に示す図は、乳腺部位のBモード断層像54であり、探触子2に最も近い位置に脂肪組織が表れ、その脂肪組織が計測部位における最も軟らかい組織でもある。ここで、Bモード画像54でも脂肪61と乳腺62の境界を検出することができるから、体表近傍から乳腺との境界までの領域を抽出し、基準領域 $R_0$ として自動設定することが可能である。

この場合は、図7(B)に示すように、脂肪61の組織1の全体を基準領域 $R_0$ とする指標化弾性画像55が得られる。

【0039】

また、例えば、図8(A)に示すように、マウスなどの入力デバイスを利用して表示画面上のカーソル63を所望の基準領域に移動してクリックして指定することにより、図8(B)に示すように、歪み値などの弾性情報や、Bモード断層像の輝度情報やパターン情報に基づいてその領域を含む同一組織領域を同定して、自動で基準領域 $R_0$ を設定することができる。

このように基準領域 $R_0$ を自動設定することにより、基準領域 $R_0$ の設定にあたっての任意性を排除できるから、客観的な硬さの指標化弾性画像による診断が可能となる。

【0040】

なお、上記の説明では、乳腺を例に示したが、本発明はこれに限らず、図9に示す指標化弾性画像56のように、頸動脈部位57におけるブランク58の弾性評価などにおいても同様に適用できる。この場合は、例えば、筋59の領域を基準領域 $R_0$ に設定し、血管壁60やブランク58の歪みの指標値を画像化して診断することができる。

【実施例4】

【0041】

上記の各実施例において設定した基準領域 $R_0$ は、圧迫過程において組織が移動すると、設定した同一組織の領域から基準領域 $R_0$ が外れる場合がある。つまり、図10A(a)～(c)に示すように、基準領域 $R_0$ を常に一定の座標領域として固定して設定している場合、圧迫過程において、別の組織が基準領域 $R_0$ の領域に入ってくることがある。

この場合は、同図(d)～(f)に示すように、常に同一の組織領域を追従して、基準領域 $R_0$ を変更設定することが好ましい。このようにした場合、圧迫過程において別の組織が基準領域 $R_0$ に入ってくることがなく、常に同一組織内において計測された歪みの値を基準歪み $\epsilon_0$ とすることができ、外乱を排除して指標値を精度良く求めることができるから、診断の信頼性が向上する。

【0042】

上記基準領域 $R_0$ の追従処理の具体的な実施例を以下に示す。

[図1]における変位計測部12において、変位分布(変位フレームデータ)を求める処理を具体的に[図10B]を用いて示す。

10

20

30

40

50

例えば、Bモード画像上の横方向にy座標、深度方向にx座標を設定した座標系を設け、ラインy1に沿った方向にある計測点

$(x1, y1)$ 、 $(x2, y1)$

の2点に注目する。図示したように、時刻t-1(過去)から時刻t(現在)の時間変化の間に、対象組織が圧迫されたものとする。

時刻t-1において、座標 $(x1(t-1), y1(t-1))$ にあった組織は、時刻tにおいて座標 $(x1(t), y1(t))$ に移動し、同様に、時刻t-1において、座標 $(x2(t-1), y1(t-1))$ にあった組織は、時刻tにおいて座標 $(x2(t), y1(t))$ に移動する。

このとき、変位計測部12において、全計測点 $(x, y)$ における変位 $d(x, y)$ を演算しており、例えば、上記時刻t-1からtにおけるラインy1に沿った変位の分布 $d(x(t-1))$ は、図に示すように求められ、現時刻tにおける上記移動後のx座標、 $x1(t)$ 、 $x2(t)$ は、それぞれ

$$x1(t) = x1(t-1) + d(x1(t-1))$$

$$x2(t) = x2(t-1) + d(x2(t-1))$$

として求めることができる。

同様にして、y座標方向の移動後の座標 $y1(t)$ 、 $y2(t)$ も求められる。

【0043】

以上の方法を基づけば、例えば[図10C]に示すように、時刻t-1において

$(x1(t-1), y1(t-1))$ 、 $(x2(t-1), y1(t-1))$ 、 $(x1(t-1), y2(t-1))$ 、 $(x2(t-1), y2(t-1))$ の4点からなる長方形の基準領域 $R_0$ を設定したとき、上記4点における組織が時刻tにおいてどこに移動したかを求めることができ、これにより、 $R_0$ の内部における組織は同一の組織領域が指定されていることになる。

上記の処理をリアルタイムに行うことができ、[図10A]に示すように、基準領域 $R_0$ として、同一組織領域をトラッキングして追従するようにすることができる。

上記の説明では、基準領域 $R_0$ を指定する角に配置された4点の座標における変位の情報を用いて追従する処理を示したが、その方法に限らず、基準領域 $R_0$ の境界を示す線上に沿って配置された座標における変位の情報を用いて、より多くの情報に基づくことにより高精度に追従処理を行うようにしてもよい。

また、基準領域 $R_0$ の内部の座標における変位の情報を用いて、更に高精度に追従処理を行うようにしてもよい。

【実施例5】

【0044】

上記各実施例においては、各計測点の指標値に基づいて指標化弾性画像を階調化する際の指標値と階調レベルとの対応については特に説明しなかったが、指標値と階調レベルとの関係を規定する階調化関数は、比例関数、対数関数、及び組織の良性又は悪性を判断する閾値近傍の分解能を高くした設定関数等、種々のものを適用することができる。

具体的には、図11(A)のバー表示71に示すように、階調化関数を比例関数とし、指標値と色相や輝度で表現された例えば8ビットの256段階の階調マップとをリニアの関係に割り当てることができる。

【0045】

また、図11(B)のバー表示72に示すように、階調化関数を対数関数で規定することができる。特に、色相、輝度が敏感に変化する範囲73に、閾値 $R_{th}$ が設定される特定の関数を定義することも可能である。例えば、良性と悪性を効果的に識別する指標値の閾値 $R_{th}$ が得られている場合、この閾値 $R_{th}$ の近傍において色相や輝度が敏感に変化する階調化関数を定義することにより、高感度に良悪性を画像識別できるようにすることができる。

【0046】

また、図11(C)のバー表示80に示すように、弾性率の指標としてある特定部位を表示させてもよい。例えば、正常部位である脂肪は20kPaであり、それを指標として表示させる。他の部位も弾性率に換算して表示させる。したがって、正常部位に対して高感度に良悪性を画像で認識できるようにすることができる。

## 【 0 0 4 7 】

さらに、図12(A)のバー表示74の範囲75に示すように、閾値Rthより大きい場合と小さい場合とで色相や輝度が大きく変化する特別な階調マップの階調化関数を準備し、それによりマッピングするようにすることができる。また、同図(B)に示すように、バー表示76の指標値が小さい範囲77に、階調マップの色相や輝度が段階的に不連続的に変化するようにすることができる。

## 【 0 0 4 8 】

また、図13に示すように、バー表示78の例えば閾値Rthの近傍を、ある一定の色づけ範囲79を設定し、その色づけ範囲79をポイントングデバイス等のより検者が上下させて閾値Rthを変えることにより、関心領域の指標値の大きさがどの範囲に入っているのかが簡単に解析できるようにすることができる。また、同様に、検者が閾値Rthをリアルタイムに上下して、その閾値Rthを超える領域にだけ色をつけるなどの処理を行うようにすることができる。

10

その結果、指標化弾性画像について関心のある病変部位に、特に関心領域を設定し、その関心領域の指標値を求めて表示させることなく、階調マップの閾値Rthの位置を自由に移動させることにより、関心領域の組織の硬さの指標値を正確かつ容易に把握することができる。

## 【実施例 6】

## 【 0 0 4 9 】

上記の各実施例で形成される指標化弾性画像は、Bモード画像、歪み画像などの弾性画像に並べて、あるいは独立に表示することができる。さらに、例えば、図14に示すように、白黒Bモード画像に指標化弾性画像をカラーの半透明画像として重畳して表示するようにしてもよい。

20

また、例えば、Bモード画像と指標化弾性画像を2画面で独立に表示する場合は、Bモード画像をガイドとして、指標化弾性画像の基準領域 $R_0$ のサイズや位置などを設定可能にすることができる。また、Bモード画像に限らず、指標化弾性画像とペアになって表示される画像をガイドとして、基準領域 $R_0$ を設定するようにしてもよい。

## 【実施例 7】

## 【 0 0 5 0 】

さらに、本発明は、表示された指標化弾性画像において、関心領域ROIを設定して、基準領域 $R_0$ との組織の硬さの解析を行わせることができる。例えば、図15に示すように、指標化弾性画像上に関心領域ROIを設定することにより、ROI内の歪みの平均値などを求めて、例えば、その関心領域ROIの近傍に対応付けて表示する。また、このような関心領域ROIは、複数設定できる。

30

## 【実施例 8】

## 【 0 0 5 1 】

上記の各実施例は、Bモード像あるいは歪み画像とリアルタイムで指標化弾性画像を生成して表示することを説明したが、本発明はこれに限らず、フリーズ後にオフラインで諸設定を行い、シネメモリに確保された弾性フレームデータを利用して、指標化弾性画像を生成して表示するようにしてもよい。

40

## 【実施例 9】

## 【 0 0 5 2 】

上記の各実施例は、探触子2により被検体1の生体組織が均一に圧迫されることを想定しているが、被検体1の体表面に対して探触子2が傾いた状態で圧迫される等の圧迫操作が不適切である場合には、生体組織が不均一に圧迫されることになる。特に送受信方向(つまり音線方向)に垂直な方向(以下、ラテラル方向という)に圧迫が不均一となってしまう。その結果、基準領域の歪みがラテラル方向に不均一となり指標値が不正確となってしまう可能性がある。そこで本実施例では、基準領域の歪みが不均一となる場合でも、その影響を排除して精度良く指標値を求める。そのために、画像領域全体をラテラル方向に細分化して、細分化された各領域内では均一に圧迫されているとみなすことができるようにする

50

。そして、細分化された領域毎に指標値を算出する。

【 0 0 5 3 】

図16に本実施例を具体的に示す。図16は、画像表示器10に表示された指標化弾性画像であって、基準領域とそれ以外の領域を含む指標化弾性画像を表示している例である。この指標化弾性画像をラテラル方向に短冊状に例えばM個に細分化して、音線方向に平行な細長い複数の細分領域 $R_1, R_2, \dots, R_k, \dots, R_M$ を得る。それぞれの細分領域内における基準領域を細分基準領域 $R_{01}, R_{02}, \dots, R_{0k}, \dots, R_{0M}$ として得る。各細分基準領域のラテラル方向の幅は、例えば数mm程度とすることができる。そして、各計測点の歪みの指標値を、その計測点の細分領域における細分基準領域の基準歪み $\varepsilon_{01}, \varepsilon_{02}, \dots, \varepsilon_{0k}, \dots, \varepsilon_{0M}$ を用いて求める。つまり、例えば、図16に示すように、計測点(i, j)において計測された歪み $\varepsilon_{ij}$ は、その細分領域内にある細分基準領域 $R_{0k}$ を介して与えられたと考えられる。従い、計測点(i, j)における指標値 $R_{ij}$ を次式(3)により求める。

$$R_{i,j} = 0 \quad k \neq i, j \quad (3)$$

【 0 0 5 4 】

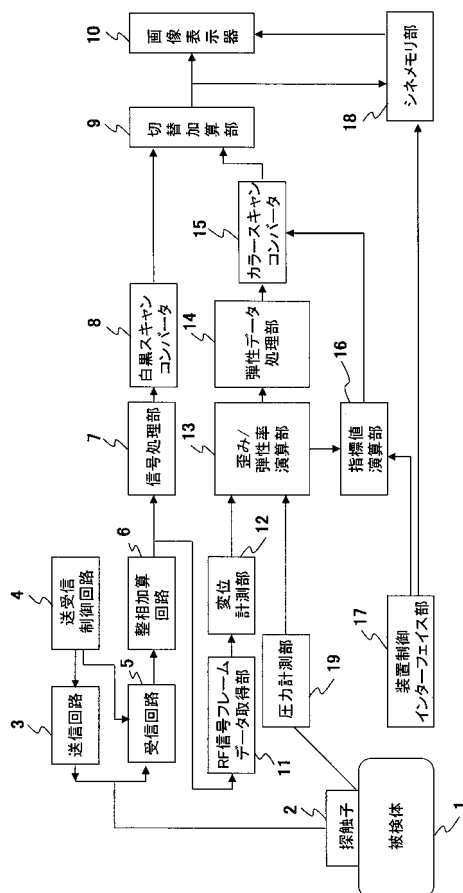
これにより、圧迫操作が不適切で基準領域の歪みがラテラル方向に不均一となっても、細分化された各領域内では均一に圧迫されているとみなすことができるので、精度良く指標値を細分化された領域毎に求めることができるようになる。その結果、指標化弾性画像全体として精度良く指標値を求める事が出来るようになる。

【 0 0 5 5 】

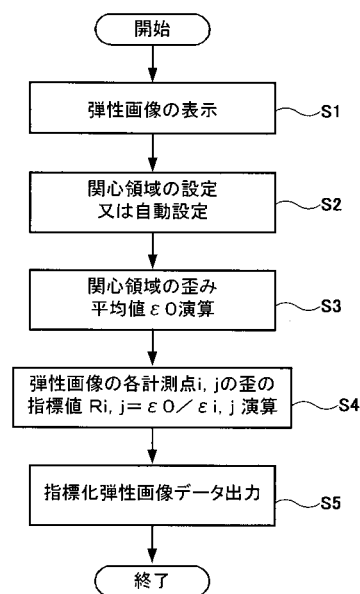
上記説明においては、細分領域をラテラル方向に比較的広くとるように説明したが、細分領域を各ライン毎に独立して設定し、計測点(i, j)における指標値 $R_{i,j}$ を次式(4)により求めるようになっていてもよい。

$$R_{i,j} = 0 \quad i \neq j \quad (4)$$

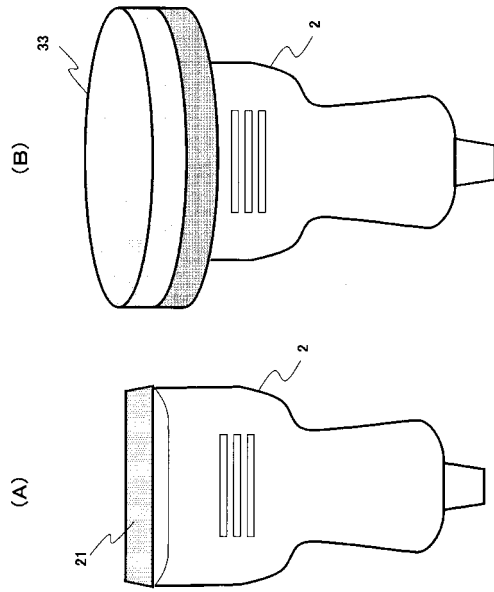
【圖 1】



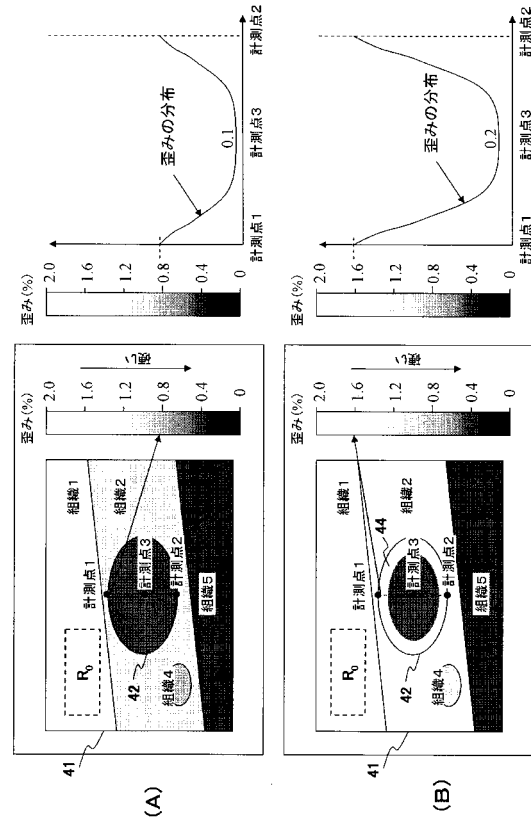
【圖 2】



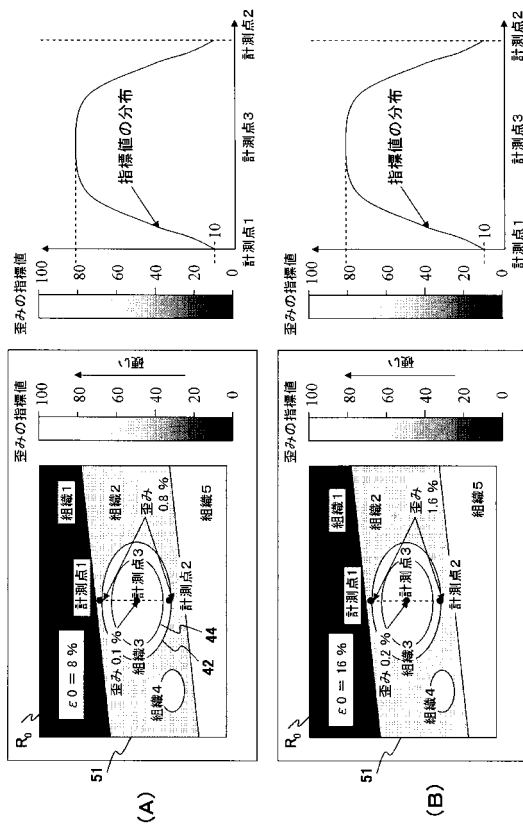
【図 3】



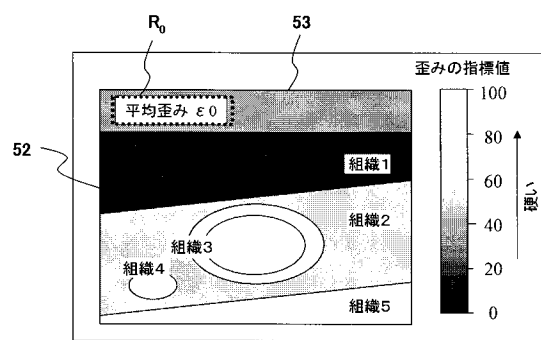
【図 4】



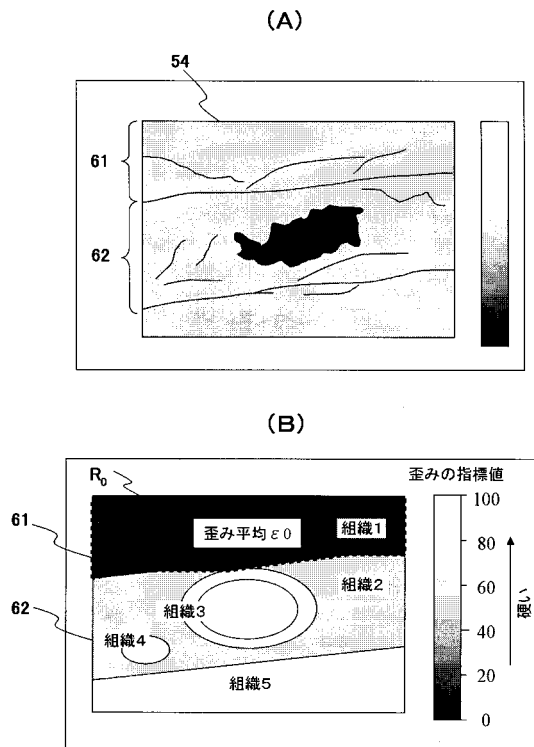
【図 5】



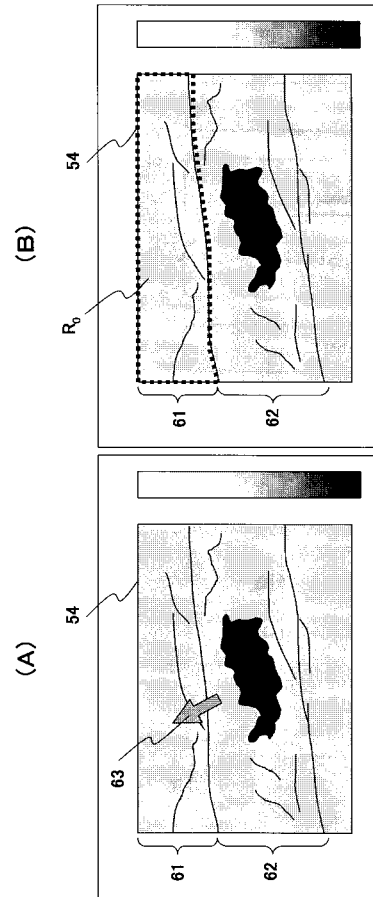
【図 6】



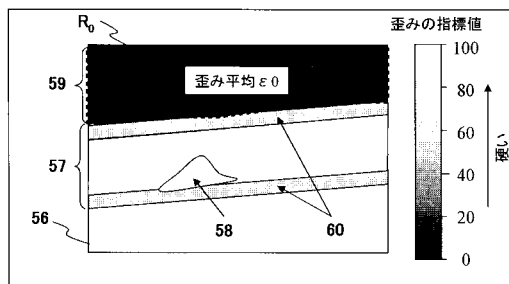
【図 7】



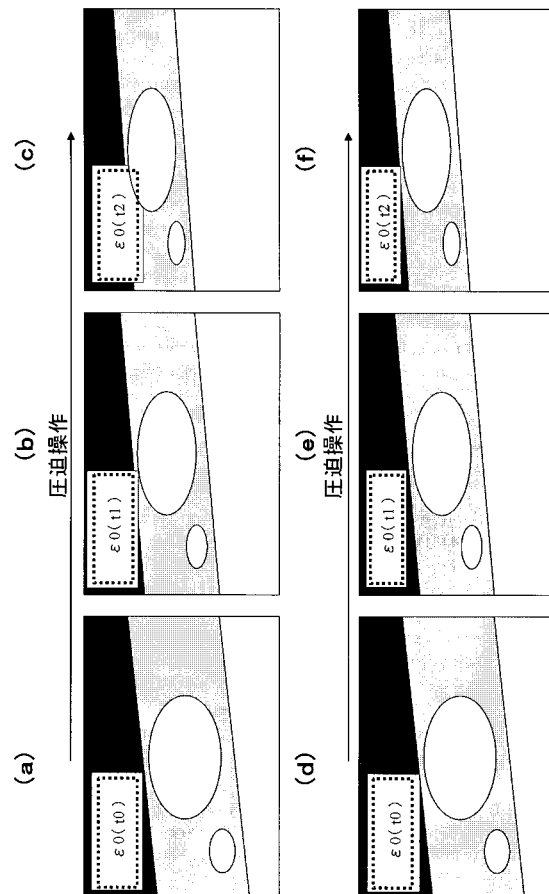
【図 8】



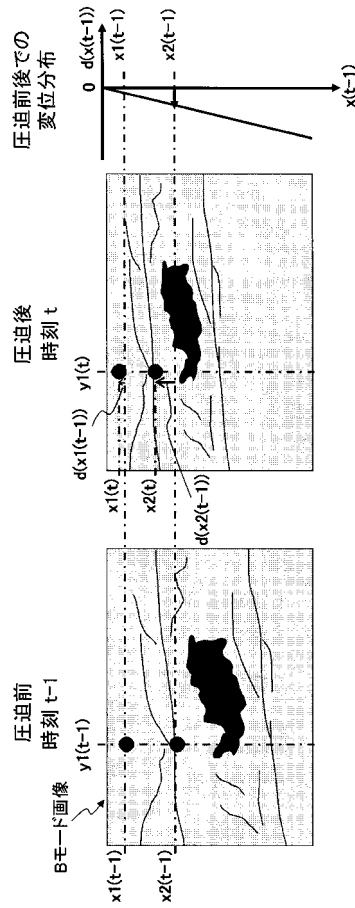
【図 9】



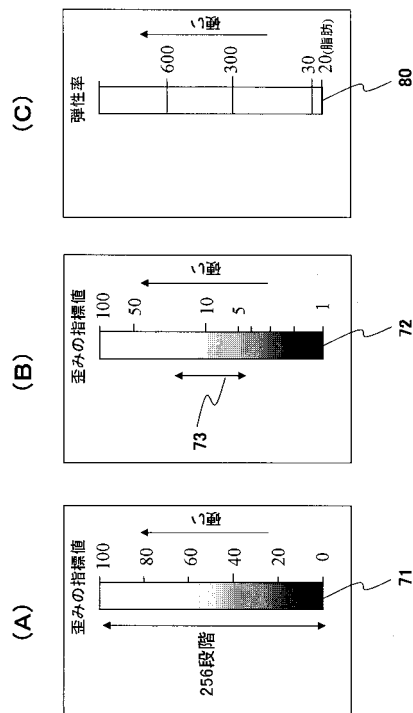
【図 10 A】



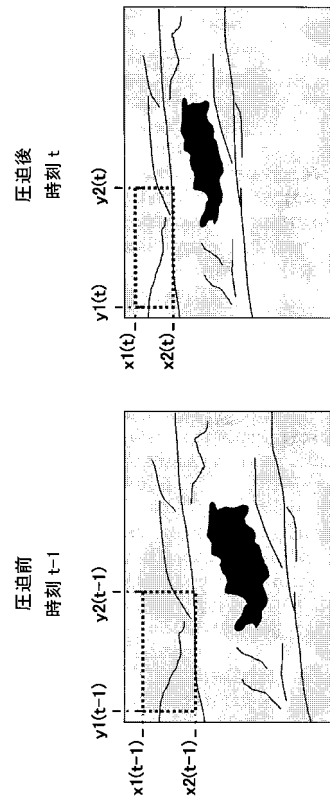
【図 10 B】



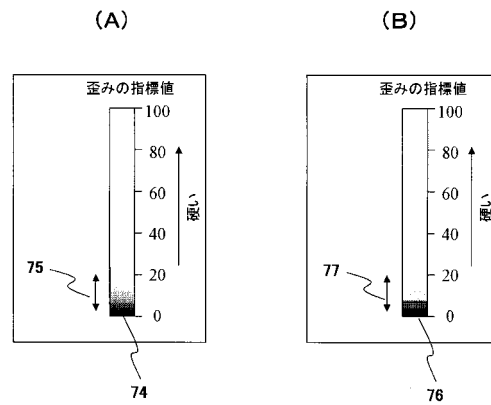
【図 11】



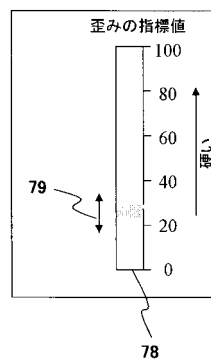
【図 10 C】



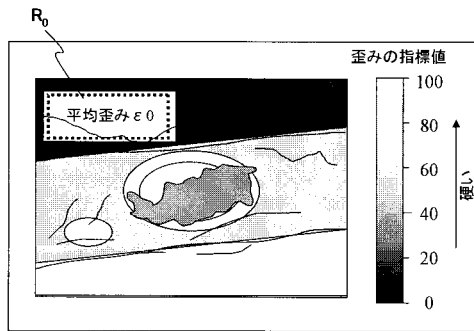
【図 12】



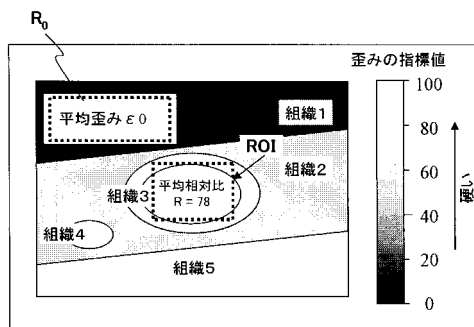
【図 13】



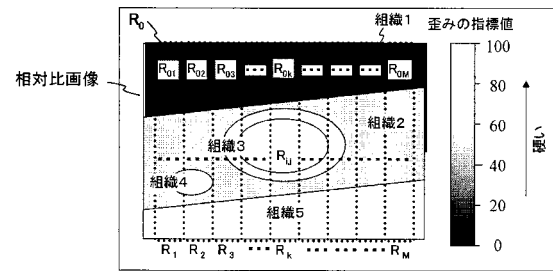
【図 14】



【図 15】



【図 16】





---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-066041(JP,A)  
特開2007-105400(JP,A)  
特開平07-055775(JP,A)  
特開平04-035653(JP,A)  
特開昭61-244332(JP,A)  
米国特許第06508768(US,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

## 【图 1】