

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5334413号
(P5334413)

(45) 発行日 平成25年11月6日(2013.11.6)

(24) 登録日 平成25年8月9日(2013.8.9)

(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 25 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-512878 (P2007-512878)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成18年3月30日 (2006.3.30)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2006/306712</p> <p>(87) 国際公開番号 W02006/106852</p> <p>(87) 国際公開日 平成18年10月12日 (2006.10.12)</p> <p>審査請求日 平成20年10月2日 (2008.10.2)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2005-97775 (P2005-97775)</p> <p>(32) 優先日 平成17年3月30日 (2005.3.30)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p> <p>前置審査</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所</p> <p>(72) 発明者 松村 剛 千葉県我孫子市我孫子580-404</p> <p>審査官 五閑 統一郎</p>
--	---

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】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、
前記超音波探触子の受信信号に基づき前記被検体に関する弾性データを求める弾性データ構成手段と、

前記被検体の弾性データの分布を示す弾性画像を生成する画像生成手段と、

前記弾性画像に色情報を付与する色情報付与手段であって、前記弾性データの値に基づいて前記被検体の組織の種類ごとに異なる色相を割り当てるとともに、前記それぞれの組織の色相内において前記弾性データの値の大小に対応させて前記色相の輝度を連続的に変化させる色情報付与手段とを有し、

前記色情報付与手段は、前記弾性データの値に基づいて前記組織内の変性の種類を識別し、一つの前記組織内において前記変性の種類ごとに異なる色相を割り当て、その際、変性の種類に対応する弾性データの値の範囲が、2以上の変性の種類で重なる範囲を別の変性の種類として異なる色情報を割り当て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、前記色相の輝度の変化は、変性の度合いに対応してい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、

前記色情報付与手段は、前記弾性画像に前記弾性データの値を表す数値情報をさらに付

与することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記色情報付与手段は、前記組織の種類境界において、前記色相が不連続に変化するよう前記色相を付与することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記変性の種類毎の弾性データの値を被検体毎に記憶する記憶手段を有し、

前記色情報付与手段は、前記記憶手段に記憶された複数の弾性データに基づいて、前記変性の種類を識別することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記変性の種類とは、癌組織、熱硬化した組織、繊維化した組織、冷却により硬化した組織、および、ホルモン療法により軟化した組織の少なくとも一つであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記色情報付与手段は、弾性データの値と色情報を対応づけるマップを格納する格納部を有し、該マップにしたがって前記弾性画像の各点に色情報を付与することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記格納部には、被検体の診断部位ごとに予め 1 種類以上の前記マップが格納され、前記色情報付与手段は、前記被検体の診断部位に応じて、前記マップを選択して用いることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 7 または 8 に記載の超音波診断装置において、

前記マップは、カラーバーとして前記弾性画像とともに表示手段に表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記弾性データとは、弾性率、粘弾性率、歪み量、粘性、変位量、応力およびポアソン比の少なくとも一つであることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 11】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

前記弾性画像の前記表示手段への表示を制御する制御手段を備え、

前記制御手段は、前記表示手段に表示された弾性画像上に関心領域の設定を受け付け、前記関心領域内の各点の弾性データの統計情報を取得して、前記統計情報を前記カラーバーまたは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。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、

前記制御手段は、前記カラーバーと同様に色分けされた背景領域を前記表示手段に表示し、前記平均値の時間変化を表すグラフを前記背景領域に重ねて表示することを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に関する歪みや弾性率などの弾性データに基づき弾性画像を再構成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【0002】

被検体を撮像する超音波診断装置は、被検体の生体組織の構造を例えばBモード像として表示していた。近年では、被検体の生体組織の硬さや柔らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置が、例えば特許文献1に開示されている。弾性画像を生成する方法として、特許文献1では、診断部位に圧力を加えたときの生体組織に関する時系列画像を取得し、取得した時系列画像の相関を取って生体組織の変位および歪みを算出するとともに、被検体との接触面における圧力を計測又は推定する。算出した変位と圧力から、断層像の各点の弾性率を演算により求め、各点の弾性率からその分布を示す弾性画像を構成している。構成した弾性画像の要素データ(弾性データ)には弾性率の値に応じて色相情報もしくは白黒輝度情報を付与し、表示画面に表示させている。これにより、各部位の色相によって、その部位の弾性率の大きさが認識可能な弾性画像を表示できる。

10

【0003】

非特許文献1には、(a)脂質、(b)平滑筋と膠原繊維の混合組織について予め弾性率の平均値と標準偏差とを求めておき、超音波診断装置で得た弾性画像上の各点を、上記(a)脂質領域、(b)平滑筋と膠原繊維の混合領域、(c)それ以外の組織領域に分類し、各領域を着色して表示することを開示している。

【0004】

【特許文献1】特開平5-317313号公報

【非特許文献1】臨床病理 2003;51:8:805-812

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1の技術では弾性画像から生体組織の硬さや軟らかさの程度を把握できるが、その弾性画像の生体組織の硬さの程度をどう解釈するかは、すべて検査者の判断に委ねられる。一般に、その生体組織の硬さは、生体の組織が異なれば大きく異なる。特許文献1の技術は、組織毎の弾性率の差異に基づいて組織を色分けする技術である。しかし、同じ生体組織であっても、組織の性質や状態あるいは良悪性(以下、組織性状と適宜総称する)によって大きく変化する。このため、検査者の知識量や経験や熟練度によって組織性状の判断内容が異なることがある。一方、非特許文献1の技術では、組織性状の差異に基づく色分けは考慮されておらず、同一組織であれば同一色となる可能性が高い。したがって、非特許文献1の技術では組織の性質や状態あるいは良悪性といった組織性状の判別は容易ではない。

30

【0006】

本発明の目的は、診断部位の組織性状を的確かつ容易に鑑別可能な弾性画像を表示することのできる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明では、以下のような超音波診断装置を提供する。すなわち、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子の受信信号に基づき被検体に関する弾性データを求める弾性データ構成手段と、被検体の弾性データの分布を示す弾性画像を生成する画像生成手段と、弾性データの値に基づいて異なる組織が識別可能となるように弾性画像の表示態様を設定する表示態様設定手段とを有する超音波診断装置であって、表示態様設定手段は、一つの組織内を弾性データの値に応じて異なる表示態様とするものである。これにより、弾性データによって診断部位の組織性状を識別し、異なる表示態様で表示することができるため、的確かつ容易に鑑別可能な弾性画像を表示することができる。

40

【0008】

上記表示態様設定手段の第1の態様としては、弾性データの値に応じて一つの組織内の変性の状態を識別し、一つの組織内を変性の状態に応じて異なる表示態様とする構成にすることができる。

50

【0009】

例えば、表示態様設定手段は、一つの組織内に変性の状態に応じて異なる色情報を付与する色情報付与手段を有する構成にすることができる。この場合、色情報は、色相と輝度とを含むようにし、色情報付与手段は、一つの組織内で、変性の状態に応じて色相と輝度の内の少なくとも一方を連続的に変化させる構成にすることができる。また、一つの組織内で、変性した部分に同一の色相を付与し、変性した部分の変性の状態に応じて、色相の輝度を連続的に変化させる構成にすることもできる。

【0010】

上述の表示態様設定手段の第2の態様としては、弾性データの値に応じて一つの組織内の変性の種類を識別し、一つの組織内を変性の種類に応じて異なる表示態様とする構成にすることが可能である。例えば、表示態様設定手段は、表示態様として色情報を付与する色情報付与手段を有する構成にすることができる。例えば、表示態様として模様を付与することができる。また、例えば、表示態様として弾性特性を表す数値情報を付与することも可能である。

10

【0011】

上記色情報付与手段は、弾性データの範囲を前記変性の種類毎に分割し、一つの組織内の各点の弾性データが含まれる弾性データ範囲に対応して各点に異なる色情報を付与する構成にすることができる。色情報付与手段は、更に、2以上の変性の種類に対応する弾性データ範囲が重なる範囲を別の弾性データ範囲として分割する構成にすることができる。また、色情報付与手段は、弾性データ範囲の境界において、色情報が離散的に変化するよ

20

【0012】

上記色情報付与手段は、一つの組織内の同一の変性の種類に同一の色情報が割り当てられる様に色情報の付与を制御することが可能である。例えば、色情報付与手段は、弾性データ範囲を予め複数種類用意しておき、同一の変性の種類に同一の色情報が割り当てられる様に弾性データ範囲の種類を選択する構成にすることができる。

【0013】

また、本発明の超音波診断装置は、変性の種類毎の弾性データの値を被検体毎に記憶する記憶手段を有する構成にすることができ、色情報付与手段は、記憶手段に記憶された複数の弾性データに基づいて、変性の種類毎の弾性データ範囲を定める構成にすることも可能である。

30

【0014】

また、上述した色情報付与手段は、弾性データ範囲に色情報に対応づけるマップを格納する格納部を有する構成にすることができ、マップにしたがって画像の各点に色情報を付与することができる。その場合、格納部には、被検体の診断部位ごとに予め1種類以上のマップを格納することができ、色情報付与手段は、被検体の診断部位に応じて、マップを選択して用いることが可能である。マップは、表示手段にカラーバーとして表示することが可能である。

【0015】

上述した色情報付与手段が付与する色情報は、色相と輝度のうち少なくとも一方を含む構成にすることができる。色情報付与手段は、同一色相が付与された弾性データ範囲内の弾性データを有する点に、さらに弾性データの値に応じて異なる輝度を付与することが可能である。

40

【0016】

本発明において、変性の種類とは、例えば、癌組織、熱硬化した組織、繊維化した組織、冷却により硬化した組織、および、ホルモン療法により軟化した組織の少なくとも一つである。

【0017】

本発明において、弾性データとは、例えば、弾性率、粘弾性率、歪み量、粘性、変位量、応力およびポアソン比の少なくとも一つである。

50

【 0 0 1 8 】

また、本発明の超音波診断装置は、表示手段に表示された弾性画像への関心領域の設定を受け付け、関心領域内の各点の弾性データの統計情報を取得して、統計情報を前記カラーバー上の弾性データ範囲または関心領域に対応付けて表示する構成にすることができる。カラーバーと同様に色分けされた背景領域を表示手段に表示し、平均値の時間変化を表すグラフを背景領域に重ねて表示する構成にすることも可能である。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、診断部位の組織性状を的確かつ容易に鑑別可能な弾性画像を表示するのにより好適な超音波診断装置を実現できる。例えば、診断部位の組織種類および変性の種類によって色情報や模様や弾性特性を表す数値情報が付与された弾性画像を表示できる。また、同じ変性の種類であっても、変性の状態によって表示態様を異なる弾性画像を表示できる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 0 】

本発明を適用した超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して説明する。本形態の超音波診断装置は、被検体の濃淡断層像（例えば白黒断層像）と、被検体の生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像との双方を撮像して表示するものである。

【 0 0 2 1 】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置は、被検体1との間で超音波を送受する超音波探触子10（以下、探触子10という）と、探触子10に駆動信号を供給する送信手段としての送信回路12と、探触子10から出力される受信信号を処理する受信手段としての受信回路13及び整相加算回路14と、超音波送受信制御回路30と、断層像を生成する断層像撮像系101と、弾性画像を生成する弾性画像撮像系102とを備えている。さらに、超音波診断装置は、断層像と弾性画像を切り替えまたは加算する切替加算部44と、画像表示部20と、シネメモリ部52と、装置制御インターフェイス部50と、圧力計測部27とを備えている。

20

【 0 0 2 2 】

弾性画像撮像系102は、弾性データ構成部16と、カラーキャンコンバータ23とを含んでいる。弾性データ構成部16は、整相加算回路14から出力される受信信号に基づき被検体1の生体組織の各点の弾性データを求め、弾性フレームデータを生成する。カラーキャンコンバータ23は、弾性フレームデータを構成する要素データ（弾性データ）に異なる表示態様情報を付与し、適切な座標変換処理などにより弾性データの分布を示す弾性画像データを生成する。ここでいう表示態様情報には、色情報の他、その要素データの表示される領域に予め定めた模様を表示するための模様情報や、弾性特性を表すために付与される数値情報も含む。また、色情報は、色相情報および輝度情報のうち少なくとも一方を含む。

30

【 0 0 2 3 】

本実施の形態では、カラーキャンコンバータ23は、弾性データに基づき、脂肪や乳腺等の組織の種類のみならず、組織性状（変性の情報）を鑑別し、組織および変性情報が異なる部分は、異なる表示態様で表示するため情報を付与する。すなわち組織の種類、および、変性の種類（癌組織、熱硬化した組織、繊維化した組織、冷却により硬化した組織、および、ホルモン療法により軟化した組織等）が異なる場合には、異なる色情報、模様情報、弾性特性を表す数値情報およびこれらの組み合わせ情報のいずれかを付与する。また、同一の組織の種類または同一の変性の種類であっても、変性の状態が異なる場合には、弾性データの大小によって変性の状態を把握し、異なる表示態様を付与する。例えば、同一の組織内または同一の変性の種類の組織内で、変性の状態が異なる場合には、色相と輝度のうち少なくとも一方を連続的に変化させる。

40

【 0 0 2 4 】

50

組織の種類、および、変性の種類ごとに付与される色相情報、白黒輝度情報および模様情報は、組織の種類および変性種類の境界で離散的に色相、輝度および模様に変化するようによめ定められている。組織の種類および変性種類の境界は、弾性データの値によって鑑別される。これにより、組織の種類または組織性状が異なる境界を弾性画像上で認識することができる。カラスキャンコンバータ23の詳しい構成および動作については後述する。

【0025】

なお、本実施の形態において弾性データとは、被検体1の生体組織についての弾性特性、および、弾性に関連する特性を示す数値データであり、弾性率（例えばヤング率）、粘弾性率、歪み量、粘性、変位量、応力およびポアソン比のうちの少なくとも1以上を含む。2以上の弾性データを用いる場合には、それぞれ別の弾性画像を生成することが可能である。また、2以上の弾性データの画像を重ね合わせて、一画像として表示することも可能である。例えば、ヤング率と、粘弾性とを同時に一画像として、表示する場合、弾性画像の1ピクセルが、CRT等の1画素よりも大きいことを利用し、弾性画像の隣接する2ピクセルを一組とし、左側のピクセルにヤング率に基づいて付与した表示態様を、右側のピクセルに粘弾性に基づいて付与した表示態様を表示することができる。この場合、例えば、ヤング率の色相は暖色系の5つの色相に、粘弾性の色相は寒色系の5つの色相にする等して両表示態様が見分けられるようにする。これにより、弾性画像がピクセルごとにモザイク状に色分け等され、同時に2つの弾性データを表示することが可能である。

【0026】

以下、より詳細に超音波診断装置について説明する。図2(A)、(B)は、図1の超音波探触子10の拡大図である。図2に示すように、探触子10は、機械式又は電子的なビーム走査によって被検体1との間で超音波を送受するプローブである。図2(A)に示すように、探触子10は、被検体1側の平面に振動子が複数配列され、それらの振動子により超音波送受面側に長方形の振動子群24が形成されている。ここでの各振動子は、被検体1に向けて超音波を送波するとともに、被検体1から発生した反射エコーを受波して受信信号に変換する素子である。なお、本形態の探触子10は、被検体1の体表に接触させる形態のものであるが、経直腸探触子、経食道探触子、術中用探触子、血管内探触子など、様々な形態のものを用いることができる。

【0027】

また、探触子10は、図2(A)に示すように、振動子群24の周辺に圧力センサ26a、26bが装着されている。例えば、圧力センサ26aは、振動子群24の一方の長辺に沿って配設されている。圧力センサ26bは、振動子群24の他方の長辺に沿って配設されている。このような圧力センサ26a、26bは、図1に示した圧力計測部27に接続されている。圧力計測部27は、圧力センサ26a、26bの検出値に基づき、被検体1との接触面における圧力を計測又は推定して圧力データとして出力する計測器である。ただし、探触子10は、図2(A)の形態に限られず、振動子群24を備え、かつ、被検体1の体表に加えられた圧力を計測する機能を備えたものであれば、どのような形態でも探触子10として用いることができる。例えば、図2(B)に示すように、振動子群24の被検体1側を被覆する参照変形体25が装着された構成のものを用いることもできる。

【0028】

このような探触子10により、被検体1との間で超音波を送受しつつ、被検体1を圧迫する撮像方法(Static Elastography)が行われる。圧迫操作として、例えば、被検体1の体表に探触子10の超音波送受面を接触させ、用手法的に探触子10を上下動させて被検体1を圧迫(加圧又は減圧)する。ただし、この形態に限らず、被検体1に圧力を付与する形態を適用すればよい。

【0029】

一方、送信回路12は、超音波送受信制御回路30から出力される指令に応じ、駆動信号としてのパルス信号を生成し、生成したパルス信号を探触子10に供給する。受信回路13は、超音波送受信制御回路30から出力される指令に応じ、探触子10から出力され

10

20

30

40

50

る受信信号を受信して増幅などの処理を施して整相加算回路14に出力する。整相加算回路14は、受信回路13から出力される受信信号の位相を整相して加算する。なお、整相加算回路14から出力される受信信号をRF信号と称する。

【0030】

整相加算回路14の後段には、断層像撮像系101と弾性画像撮像系102が配置されている。断層像撮像系101は、信号処理部34と白黒スキャンコンバータ36とを含んでいる。信号処理部34は、整相加算回路14から出力されるRF信号に対し、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調などの処理を施して断層像フレームデータを構成する。白黒スキャンコンバータ36は、信号処理部34から出力される断層像フレームデータを白黒断層像データに変換して切替加算部44に出力する。

10

【0031】

弾性画像撮像系102は、上述したように弾性データ構成部16とカラースキャンコンバータ23とを含む。弾性データ構成部16は、図1に示したように、RF信号フレームデータ選択部15と、変位計測部17と、弾性データ演算部19と、弾性データ処理部21とを備えている。RF信号フレームデータ選択部15は、整相加算回路14から時系列に出力されるRF信号を格納して1組のRF信号フレームデータを選択する。変位計測部17は、RF信号フレームデータ選択部15から出力される1組のRF信号フレームデータに基づき、断層像の各計測点に対応する被検体1の移動量又は変位を計測して変位フレームデータを生成する。弾性データ演算部19は、変位計測部17から出力される変位フレームデータと、圧力計測部27から出力される圧力データとに基づき、断層像の各計測点に対応する被検体1の弾性データ(弾性率(例えばヤング率)、粘弾性率、歪み量、粘性、変位量、応力およびポアソン比のうちの少なくとも1以上)を演算し、弾性フレームデータを生成する。弾性データ処理部21は、弾性データ演算部19から出力される弾性フレームデータに所定の信号処理を施す。

20

【0032】

弾性データ構成部16の各部の構成および動作についてさらに説明する。RF信号フレームデータ選択部15は、整相加算回路14から出力される複数のRF信号をフレーム単位で格納するフレームメモリと、フレームメモリから一組すなわち2つのRF信号フレームデータを選択する選択部を有する。ここでいうRF信号フレームデータは、一画面(フレーム)に対応するRF信号群から構成されたものである。例えば、RF信号フレームデータ選択部15は、整相加算回路14から時系列に出力されるRF信号をフレーム単位でRF信号フレームデータとして順次確保する。RF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択するとともに、RF信号フレームデータ(N)よりも従前に確保されたRF信号フレームデータ群(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(X)を第2のデータとして選択する。ここでのN、M、XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

30

【0033】

変位計測部17は、RF信号フレームデータ選択部15が選択した第1および第2のRF信号フレームデータに対して相関処理を施すことにより、断層像の各計測点の変位量又は変位ベクトル(変位の方向と大きさ)を計測し、弾性データ演算部19に変位フレームデータとして出力する。例えば、RF信号フレームデータ選択部15から出力されるRF信号フレームデータ(N)とRF信号フレームデータ(X)に対して相関処理を施し、変位量または変位ベクトルを求める。相関処理については、一次元相関又は二次元相関のいずれでもよい。また、変位ベクトルの検出法としては、ブロック・マッチング法やグラジエント法を適用できる(例えば特開平5-317313号公報)。ブロック・マッチング法とは、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似するブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理である。

40

【0034】

弾性データ演算部19は、変位計測部17から出力される変位フレームデータ(例えば

50

変位ベクトル)と圧力計測部27から出力される圧力データに基づき、断層像の各計測点の弾性データ(弾性率、粘弾性率、歪み量、粘性、変位量、応力およびポアソン比のうちの少なくとも1以上)を予め定めた演算方法により演算し、演算した弾性データをフレーム単位に束ねて弾性フレームデータを生成し、生成した弾性フレームデータを弾性データ処理部21に出力する。例えば、弾性データのうち歪み量は、圧力データを必要とせず、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することにより求められる。また、弾性率の一つであるヤング率 Y_m は、数1式に示すように、圧力(応力)を歪み量で除算することにより求められる。数1式の添え字 i, j は、フレームデータの各座標を示す。

$$(数1式) \quad Y_{m_{i,j}} = \text{圧力(応力)}_{i,j} / \text{歪み量}_{i,j}$$

$$(i, j = 1, 2, 3, \dots)$$

10

【0035】

この他、スティフネスパラメータ、圧弾性係数 E_p 、増分弾性係数 E_{inc} などの他のパラメータを用いて弾性率を演算してもよい(例えば特開平5-317313号公報)。

【0036】

弾性データ処理部21は、弾性データ演算部19から出力される弾性フレームデータに対し、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、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を施してカラーキャンコンバータ23に出力する。

【0037】

20

カラーキャンコンバータ23は、その詳細な構造を図3に示すように弾性データ処理部21から出力される弾性フレームデータの要素データ(弾性データ)に色情報(色相情報および白黒輝度情報の少なくとも一方)または模様情報の表示態様を付与するマッピング機能と、マッピング機能が施された弾性データに対して所定の座標変換処理などを施して切替加算部44に出力する機能を有する。具体的には、カラーキャンコンバータ23は、図3に示すように、メモリ回路46と色情報変換回路18と座標変換回路48と鑑別マップデータ格納部122とを有し、これらの機能を実現する。

【0038】

メモリ回路46は、弾性データ処理部21から出力される弾性フレームデータを格納する。鑑別マップデータ格納部122には、鑑別マップデータ22が予め格納されている。色情報変換回路18は、鑑別マップデータ22に従って、メモリ回路46から読み出される弾性フレームデータの各弾性データに対して、色相情報および白黒輝度情報の少なくとも一方を割り当てる。座標変換回路48は、色情報変換回路18から出力される弾性フレームデータに対し、所定の座標変換処理を施して切替加算部44にカラー弾性画像データすなわち色相情報フレームデータとして出力する。

30

【0039】

ここでの鑑別マップデータ22は、被検体1に関する弾性データの大きさに応じて、対応する組織の種類および変性の種類(組織性状)を示す色情報(色相情報および輝度情報の少なくとも一方)を割り当てるための、予め定めたマッピング関数である。なお、鑑別マップデータ22については、後で詳しく説明する。この鑑別マップデータ22は、被検体1の診断部位ごとに予め複数準備されており、制御指令に応じて一つの鑑別マップデータが選択される。

40

【0040】

座標変換回路48は、色情報変換回路18から出力される弾性フレームデータに対し、制御指令に応じて、例えば縦横比整合のための補間処理や極座標への変換処理を施す。これによって、現在の計測状況に則した座標関係を有する画像がカラー弾性画像データとして構築される。構築されたカラー弾性画像データは、座標変換回路48から切替加算部44に出力される。

【0041】

切替加算部44は、白黒スキャンコンバータ36から出力される白黒断層像データとカ

50

ラースキャンコンバータ 23 から出力される弾性画像データとを切り替えていずれか一方を画像表示部 20 に表示するか、もしくは、白黒断層像データと弾性画像データとを加算して画像表示部 20 に出力する。例えば、切替加算部 44 は、白黒断層像データとカラー弾性画像データのうち一方を選択して画像表示部 20 に表示させてもよい。また、白黒断層像データとカラー弾性画像データの両方を選択して画像表示部 20 の 2 画面表示機能により並べて同時に表示させてもよい。あるいは、白黒断層像データとカラー弾性画像データとを所定の重み係数に基づき加算等して合成することにより、半透明な重畳画像を生成して画像表示部 20 に表示させてもよい。これにより、被検体 1 に関する診断情報を画像表示部 20 に表示することができ、検査者はこの画像を見て診断を行うことができる。

【0042】

さらに、本形態の切替加算部 44 は、カラー弾性画像データとともに鑑別マップデータ 22 を画像表示部 20 に表示させる機能と、カラー弾性画像上に設定された関心領域の組織性状を示す指標を画像表示部 20 に表示させる機能も有する。例えば、切替加算部 44 は、鑑別マップデータ 22 を、被検体 1 の弾性データと色相情報との対応関係、ならびに、被検体 1 の組織の種類および組織性状と色相情報又は輝度情報との対応関係を認識できるように構成したカラーバーとして表示することができる。具体的な表示例については、後述の実施例 5 において説明する。

【0043】

装置制御インターフェイス部 50 は、検査者から指示を受け付け、その指示に応じて超音波診断装置を制御する指令を生成する。例えば、装置制御インターフェイス部 50 は、キーボードなどの入力手段が検査者から受け付けた鑑別マップデータ 22 の選択指令をラースキャンコンバータ 23 に出力する。また、マウスなどの入力手段が検査者から受け付けた入力指令に応じ、画像表示部 20 に表示されたカラー弾性画像上に関心領域を設定する指示をラースキャンコンバータ 23 に出力する。

【0044】

このように構成される超音波診断装置の動作について説明する。まず、被検体 1 の例えば体表に探触子 10 の超音波送受面側を接触させる。超音波送受信制御回路 30 から出力される指令に応じ、探触子 10 に駆動信号が所定の時間間隔で送信回路 12 により供給される。供給された駆動信号に応じ、探触子 10 から超音波が繰り返して被検体 1 に送波される。被検体 1 内を伝播する過程で超音波は反射エコーとして反射する。反射エコーは、探触子 10 により次々に受渡されることによって受信信号に変換される。変換された受信信号は、受信回路 13 及び整相加算回路 14 により時系列の RF 信号として処理される。処理された時系列の RF 信号は、信号処理部 34 と RF 信号フレームデータ選択部 15 の双方に出力される。

【0045】

被検体 1 との間で超音波を送受するに際して、被検体 1 の体表に対して探触子 10 を用手法的に上下動する。これによって、被検体 1 が加圧又は減圧される。被検体 1 に加えられた圧力は、圧力センサ 26a、26b を介して圧力計測部 27 により計測される。

【0046】

整相加算回路 14 から出力された RF 信号に基づき、信号処理部 34 及び白黒スキャンコンバータ 36 により白黒断層像データが構成される。白黒断層像データは、装置制御インターフェイス部 50 の制御指令に応じ、切替加算部 44 を介して画像表示部 20 に表示される。

【0047】

一方、整相加算回路 14 から出力された RF 信号に基づき、RF 信号フレームデータ選択部 15 及び変位計測部 17 により、断層像の各計測点に対応する被検体 1 の移動量又は変位に関する変位フレームデータが求められる。求められた変位フレームデータと圧力計測部 27 から出力される圧力データとに基づき、弾性データ演算部 19 及び弾性データ処理部 21 により弾性フレームデータが再構成される。

【0048】

弾性データ処理部 21 から出力される弾性フレームデータは、そのデータを構成する各弾性データに対し、鑑別マップデータ 22 に従って、カラースキャンコンバータ 23 の色情報変換回路 18 により色相情報および輝度情報の少なくとも一方が付与される。すなわち、被検体 1 に関する弾性データの大きさに対応する組織の種類および変性の種類（組織性状）ごとに、予め設定された色相情報および輝度情報の少なくとも一方が付与される。これによって、弾性画像データが構成される。弾性画像データは、装置制御インターフェイス部 50 の制御指令に応じ、切替加算部 44 を介して画像表示部 20 に表示される。

【0049】

本実施形態によれば、鑑別マップデータ 22 は、弾性データの値を、組織の種類および変性の種類（組織性状）の違いに対応する複数の範囲に分割し、それぞれに異なる色相および輝度の少なくとも一方を割り当てる特別なマップデータとして構築されている。したがって、弾性データ処理部 21 から出力される弾性フレームデータの各弾性データに対して、鑑別マップデータ 22 に則して色相情報および輝度情報の少なくとも一方を色情報変換回路 18 により割り当てると、その弾性フレームデータは、診断部位の硬さそのものを反映したのではなく、その硬さから推定される組織の種類または変性の種類が、色相又は輝度として直接的に反映されたものとなる。このような弾性フレームデータに対応する弾性画像を画像表示部 20 に表示することにより、診断部位の組織の種類および変性の種類を客観的かつ定量的に画像から鑑別できる。その結果、診断組織の病変などを的確かつ容易に診断して診断効率や検査精度を向上できる。

【0050】

ここで本実施形態の鑑別マップデータ 22 の実施例および比較例について図 4 ないし図 8 を参照して説明する。

【0051】

<実施例 1>

実施例 1 として、乳腺組織用マップデータ 22 a について図 4 を参照して説明する。乳腺組織用マップデータ 22 a は、弾性データとして弾性係数を用い、乳房組織の種類および組織の性状（変性の種類）に対応させて、弾性係数を複数の範囲に分け、それぞれに異なる色相情報を割り当てるものである。すなわち、変性のない組織である脂肪、乳腺組織および繊維組織、ならびに変性のある乳管組織である乳管癌および浸潤性乳管癌に対応する弾性係数の範囲に対して、それぞれ異なる色相を割り当てている。また、乳管癌と繊維組織とは弾性係数の範囲が一部重なるため、重なる弾性係数の範囲については、乳管癌もしくは繊維組織のいずれの可能性もあることがわかるように、さらに別の色相が割り当てられている。具体的には、図 4 の乳腺組織用マップデータ 22 a は、脂肪に青色、乳腺組織に水色、繊維組織に緑色、乳管癌又は繊維組織のいずれの可能性もある組織に黄色、乳管癌にピンク色、浸潤性乳管癌に赤色の色相が割り当てられている。ただし、色相については必要に応じて変更することが可能である。なお、図 4 では、図示の都合上、各組織に対応する色相を模様の種類によって示している。また、図 4 において、各組織ごとに付した模様を、マップデータ 22 a の色相に変えて使用することも可能である。その場合、鑑別された弾性画像の各組織には、図 4 の模様が表示される。

【0052】

一般に、組織の硬さは、その性状により大きく異なることが知られている。例えば、癌はその進行とともに硬くなることが知られており、触診はその硬さの違いを検知して診断する一つの方法であるといえる。超音波診断装置は、従来より弾性係数等を演算により求めて弾性画像を生成できるが、関心部位の硬さから、その組織が癌かどうかを判断するのは、検査者の知識や経験に依存していた。本実施例の鑑別マップデータ 22 a を用いることにより、組織の種類（脂肪、乳腺組織、繊維組織）および変性の種類 2 種（乳管癌および浸潤性乳管癌）を弾性係数に予め対応付けることができる。これにより、検査者の知識や経験に依らず、弾性データから得られる客観情報として、組織の種類および変性の種類を色相によって表示できる。

【0053】

このように、実施例1の乳腺組織用鑑別マップデータ22aを適用してカラー弾性画像を表示すると、そのカラー弾性画像は、乳房の断面画像が組織および変性の種類ごとに色相で分離されたものになる。したがって、本例のカラー弾性画像を参照することにより、乳腺の組織性状を客観的に鑑別できる。

【0054】

なお、図4に示した線図111は、カラーマップデータ22aの弾性係数の範囲と色相との対応関係を定めるために、予め求めておいた乳房組織における組織の種類および変性の種類と弾性係数との関係を示すものである。線図111の縦軸は、弾性係数を示し、横軸は組織性状を示している。このような関係は、予め実験により求めたものを用いることができる。もしくは、例えばKrouskopらにより報告されている情報を用いることもできる

10

【0055】

なお、本実施例1の鑑別マップデータ22aと比較するため、従来のカラーマップデータ60を図4に併せて示した。比較例のカラーマップデータ60は、図5に示すように弾性データの大きさだけに対応させて、関数62, 64, 66により連続的に階調が変化する色相(青、緑、赤)情報が割り当てられている。例えば、図5では弾性係数が0[kPa]~400[kPa]に向かうにつれて青色から緑色、弾性係数が400[kPa]~800[kPa]に向かうにつれて緑色から赤色が割り当てられている。

【0056】

図4に示した比較例のカラーマップデータ60では、例えば、青緑色に示される領域は、乳管癌と繊維組織の両方にまたがっており、連続的にその階調が変化しているため、乳管癌と繊維組織の境界(弾性係数300kPa付近と220kPa付近)を見分けることはできない。また、乳管癌と繊維組織の両方の可能性がある弾性係数の範囲(220~300kPa)を認識することもできない。よって、青緑で表示された画像から、組織の変性の有無の可能性を見分けることはできない。これに対し、実施例1では、乳管癌と繊維組織の境界(弾性係数300kPa付近と220kPa付近)は、ピンクと黄色の境界、黄色と緑色の境界として、明確に見分けることができる。また、乳管癌と繊維組織の両方の可能性がある弾性係数の範囲(220~300kPa)は、黄色として認識することができる。

20

【0057】

同様に、比較例のカラーマップデータ60によりカラー弾性画像を表示したとき、その弾性画像の緑色に対応する注目組織が乳管癌と浸潤性乳管癌のどちらであるかを鑑別するのは困難である。この点、本実施例1のカラーマップデータ22aで得られるカラー弾性画像は、赤色によって浸潤性乳管癌であることが鑑別でき、ピンク色によって乳管癌であることが鑑別できる。また、黄色によって乳管癌もしくは繊維組織の両方の可能性がある領域を鑑別できる。

30

【0058】

<実施例2>

実施例2として、別の態様の乳腺組織用鑑別マップデータ22bを図6を用いて説明する。この鑑別マップデータ22bは、組織の種類および変性の種類ごとに異なる色相を割り当てているという点では、実施例1のマップデータ22aと同じであるが、各色相内において、弾性係数の大小に対応させて色相に連続的に輝度を変化させている。すなわち、各組織の種類および変性の有無を示す色相にそれぞれ連続的に変化する輝度を与え、グラデーションを付加している点で実施例1とは異なっている。例えば、浸潤性乳管癌は、弾性係数が増加、すなわち変性の状態が変化するにつれて、輝度の大きい(明るい)赤色が割り当てられている。

40

【0059】

本実施例2のマップデータ22bによれば、弾性画像の色相の差により乳腺組織の種類および変性の種類(乳管癌、浸潤性乳管癌)を鑑別しつつ、色相の輝度を視認することにより、その変性の状態(変性の度合い)または弾性係数の大きさを認識できる。これによ

50

り、検査者は、その組織の変性の種類および変性の状態（変性の度合い）の情報を、実施例 1 の色相のみの鑑別マップデータ 2 2 a の場合よりもより具体的に認識できる。したがって、診断組織の病変などをよりの確かかつ容易に診断して診断効率や検査精度をさらに向上できる。なお、輝度情報に変えて、階調を連続的に変化させる構成にすることも可能である。

【 0 0 6 0 】

< 実施例 3 >

実施例 3 として、さらに別の態様の乳腺組織用鑑別マップデータ 2 2 c を図 7 を用いて説明する。鑑別マップデータ 2 2 c は、実施例 1 および 2 のマップデータ 2 2 a および 2 2 b と異なり、乳腺組織が良性か悪性か（変性していない組織が変性している組織か）で異なる色相を割り当てている。すなわち、図 7 に示すように、乳管癌および浸潤性乳管癌の弾性係数の範囲には赤色、脂肪と乳腺組織と繊維組織の弾性係数の範囲には水色、乳管癌と繊維組織とが重なりあう弾性係数の範囲には黄色が割り当てられている。図 7 の鑑別マップデータ 2 2 c を用いることにより、弾性画像から良性（水色）か悪性（赤色）か、それとも両方の可能性があるか（黄色）を直接的に明確に認識できる。

10

【 0 0 6 1 】

< 実施例 4 >

本発明は、乳腺組織のみならず、任意の対象部位に適用できる。実施例 4 では、一例として、前立腺組織用鑑別マップデータ 2 2 d を図 8 を用いて説明する。図 8 の鑑別マップデータ 2 2 d では、グラフ 1 1 2 のように前立腺の変性のない組織（前立腺（前部）および前立腺（後部））の弾性係数の範囲には、水色が割り当てられ、良性の変性のある組織（前立腺肥大症）の弾性係数の範囲には黄色が割り当てられ、悪性の変性のある組織（前立腺癌）の弾性係数の範囲には赤色が割り当てられている。このような前立腺組織用マップデータ 2 2 d を適用することにより、前立腺の組織および変性の種類（性状）を弾性係数に基づいて客観的に判別できる。

20

【 0 0 6 2 】

上述のように、鑑別マップデータ 2 2 としては、上述の実施例 1 ~ 4 のように診断部位ごとに 1 種以上を準備することができるため、これらを全て鑑別マップデータ格納部 1 2 2 に予め格納しておき、装置制御インターフェイス部 5 0 が検査者から受け付けるマップデータ選択指令に応じ、一つの鑑別マップデータ 2 2 を選択してカラースキャンコンバータ 2 3 に受け渡すような構成にすることができる。

30

【 0 0 6 3 】

例えば、乳腺組織用鑑別マップデータ 2 2 a ~ 2 2 c と前立腺組織用マップデータ 2 2 d を鑑別データマップ格納部 1 2 2 に予め格納しておき、乳腺を診断する場合、乳腺組織用マップデータ 2 2 a ~ 2 2 c のうち診断目的に適した 1 つを検査者が選択する。診断目的としては、例えば乳腺組織構造と変性の種類を知りたい場合には鑑別マップデータ 2 2 a を選択し、乳腺組織構造と変性の有無に加えて変性の状態（変性の度合い）を知りたい場合には鑑別マップデータ 2 2 b を選択し、変性の有無を主に知りたい場合には鑑別マップデータ 2 2 c を選択することができる。また、前立腺を診断する場合は、前立腺組織用マップデータ 2 2 d を選択する。これにより、診断部位ごとの硬さの特性および診断目的に応じて組織種類および変性の種類（性状）に色相を付与できる。したがって、種々の診断目的に応じて、複数種の診断部位の組織性状を診断する場合でも、各診断部位の組織性状をより迅速かつ的確に鑑別できる。

40

【 0 0 6 4 】

< 実施例 5 >

実施例 1 乃至 4 では、各種の鑑別マップデータ 2 2 a ~ 2 2 d について説明してきたが、実施例 5 では、これら鑑別マップデータ 2 2 a ~ 2 2 d を用いて、弾性画像を表示する場合の表示動作及び、関心領域の設定方法等のユーザインターフェイスについて説明する。

【 0 0 6 5 】

50

実施例 5 の表示例として、前立腺組織用マップデータ 2 2 d を用いて生成した弾性画像を画像表示部 2 0 における表示した例を図 9 に示す。図 9 のように、画像表示部 2 0 の表示画面には、弾性画像データ 7 0 の表示領域 7 2 と、前立腺の組織性状を示すマップデータ 2 2 d の表示領域 7 4 とが設けられている。

【 0 0 6 6 】

弾性画像 7 0 の表示領域 7 2 には、弾性画像 7 0 に関心領域 7 5 を設定するためのマーク（例えばマウスカーソル）である矢印 7 8 が、装置制御インターフェイス部 5 0 によって表示されている。装置制御インターフェイス部 5 0 は、検査者が矢印 7 8 を移動させることにより、所望の形状の関心領域 7 5 を設定する動作を受け付け、その領域を弾性画像 7 0 上に表示させる。また、装置制御インターフェイス部 5 0 は、関心領域 7 5 内の弾性データの平均値を演算するよう弾性データ演算部 1 9 に指示し、演算結果の数値（図 9 では 9 2 k P a ）を、表示領域 7 4 の鑑別マップデータ 2 2 d の表示上に、その値を指す矢印 8 0 を表示することにより示す。併せて表示領域 7 6 に平均値の数値を表示する。また、図 1 0 のように平均値に関心領域 7 5 の近傍に数値として表示してもよい。平均値の他に、関心領域 7 5 内の弾性データの偏差値を演算し、演算結果に関心領域 7 5 の近傍に表示することも可能である。

10

【 0 0 6 7 】

また、予め弾性データ演算部 1 9 内のメモリに、弾性データ（ここでは弾性係数）と、病変の可能性を示す確率（％）、および病変名を対応付けるテーブルを格納しておくことにより、関心領域 7 5 の弾性データの平均値に対応する、病変の可能性を示す確率、病変名を領域 7 6 に表示させることも可能である。

20

【 0 0 6 8 】

これにより、検査者は、画像と弾性率の対応関係を容易に把握できるとともに、超音波診断装置にデータとして格納されている病変名や病変の確率の表示を見ることができる。よって、検査者の判断を補助する情報となる。

【 0 0 6 9 】

また、探触子 1 0 を用手的に上下動させて被検体 1 を圧迫する際、圧迫に伴って組織の位置が変動するため、変動にあわせて関心領域 7 5 を追従（トラッキング）させて表示することもできる。具体的には、変位計測部 1 7 により組織の変位を検出し、検出結果を装置制御インターフェイス部 5 0 が受け取り、関心領域 7 5 の表示を移動させることにより、関心領域を組織の変位に追従させることが実現できる。この場合、関心領域 7 5 の各画素に対応する弾性データの例えば平均値をリアルタイムに更新し、更新した平均値に関心領域 7 5 の近傍もしくは、領域 7 6 に表示することも可能である。

30

【 0 0 7 0 】

また、複数の関心領域 R 1、R 2 を同時に設定できるように構成することも可能である。例えば、図 1 0 に示すように、装置制御インターフェイス部 5 0 は、第 1 の関心領域 R 1 として関心領域 7 5 の設定を検査者から受け付け、第 2 の関心領域 R 2 として関心領域 8 4 の設定を検査者から受け付ける。この場合、前立腺組織用鑑別マップデータ 2 2 d の表示に対し、関心領域 7 5 の弾性データの平均（例えば 9 2 k P a ）に対応する色相を指す矢印 8 0 を表示するとともに、関心領域 8 4 の弾性データ（例えば 4 7 k P a ）に対応する色相を指す矢印 8 2 を表示することができる。

40

【 0 0 7 1 】

図 9 および図 1 0 の表示動作及びユーザインターフェイスによれば、関心領域 7 5 を対話的、いわばインタラクティブに設定して表示指標を視認することにより、関心領域の組織性状を客観的かつ定量的に鑑別できる。また、関心領域の組織性状に対応する硬さや色相を視覚的に簡単に把握できる。したがって、検査者の使い勝手が向上するため、診断効率や検査精度をより一層向上できる。なお、表示形態については、装置制御インターフェイス部 5 0 により指定又は選択できる。

【 0 0 7 2 】

なお、図 9 および図 1 0 では、弾性画像 7 0 上で関心領域 7 5、8 4 の設定を受け付け

50

る構成を示したが、これに限らず、領域 7 2 に断層像 (B モード画像) を表示させ、断層像上で関心領域の設定を受け付けることも可能である。この場合、断層像の示す組織の構造に応じて関心領域を設定できる。なお、断層像上で関心領域の設定を受け付けた場合であっても、弾性データの平均値等は、上記と同様に演算により求め、矢印 8 0 や領域 7 6 に表示することができる。

【 0 0 7 3 】

また、実施例 5 では、関心領域の設定を検査者から受け付ける構成について説明したが、公知の関心領域の自動設定方法を用いて、関心領域を自動設定することももちろん可能である。例えば、弾性画像上での色相が変化している境界や、断層像上で輝度が急激に変化している周辺部分等に関心領域の境界を設定することができる。

10

【 0 0 7 4 】

< 実施例 6 >

つぎに、実施例 6 として、図 1 0 の表示例に加えて、さらに関心領域 7 5 の弾性データ (弾性係数) の時間変化を示すグラフ 1 1 3 を表示する例について図 1 1 を用いて説明する。

【 0 0 7 5 】

被検体 1 の組織の弾性データは、非線形弾性特性を有し、探触子 1 0 による被検体 1 の圧迫操作によって非線形に変化するため、一時刻における弾性データのみで組織性状を鑑別した場合、その時刻の弾性データが特異な値を示している可能性を完全に否定できない。また、圧迫条件が適切であるかどうかの判断が難しい場合もある。そこで、図 1 1 の表示例では、弾性画像データ 7 0 の表示領域 7 2 と、前立腺の組織の種類および変性の種類 (性状) を示す鑑別マップデータ 2 2 d の表示領域 7 4 とに加えて、弾性データの時間変化を示すグラフ 1 1 3 を表示する領域 1 1 4 を設け、関心領域 7 5、8 4 の弾性データの平均値の時間変化を示している。グラフ 1 1 3 は、縦軸が弾性データ (弾性係数) を示し、横軸が時間経過を示し、グラフ 1 1 3 の背景領域は縦軸方向について鑑別マップデータ 2 2 d と同様に色分けされている。

20

【 0 0 7 6 】

このグラフ 1 1 3 に、関心領域 7 5、8 4 の弾性データの変化曲線 1 1 1、1 1 2 を示すことにより、変化曲線 1 1 1、1 1 2 が鑑別マップデータ 2 2 d の示す 1 つの組織性状の弾性データの範囲にとどまっているのか、それとも、時刻によっては隣接する組織の種類または変性の種類の弾性データの範囲に入っているかを、容易に把握することができる。これにより、検査者は、一時刻の弾性画像データのみならず、それ以前の時刻の弾性データを認識して総合的に組織性状を鑑別することができる。また、変化曲線 1 1 1、1 1 2 の振幅により、圧迫条件の適否も判断することが可能になる。

30

【 0 0 7 7 】

なお、グラフ 1 1 3 に表示するデータは、一種類の弾性データ (弾性係数) のみならず、粘弾性率、歪み量、粘性、変位量、応力およびポアソン比等の他の弾性データを併せて表示することも可能である。また、粘弾性率や弾性率の非線形性を示すパラメータ等を演算して表示することも可能である。

【 0 0 7 8 】

グラフ 1 1 3 に、弾性データの変化率の時間経過を示すグラフを表示することも可能である。

40

【 0 0 7 9 】

また、図 1 1 のグラフ 1 1 3 では、背景領域を鑑別マップデータ 2 2 d の表示に対応させて色分けしているが、変化曲線 1 1 1、1 1 2 自体を色分けすることも可能である。

【 0 0 8 0 】

< 実施例 7 >

実施例 7 として、高密度焦点式超音波 (H I F U : high-intensity focused ultrasound) での治療効果を判定するための前立腺組織用鑑別マップデータ 2 2 e および画像表示例を図 1 2 (a) ~ (d) を用いて説明する。

50

【 0 0 8 1 】

H I F Uによる治療は、治療用の探触子から強力な超音波を発振し、小さな領域に高密度の超音波を収束する方法であり、その焦点における温度は60～90°の高温になり、高温にさらされた癌の病巣は破壊されて死滅する。H I F Uの小さな焦点を前立腺内部で少しずつ移動させていき、癌組織全体に照射することにより、治療が行われる。熱変性により組織は硬くなるので、治療効果レベルに対応させて硬さの程度の範囲分けがされた鑑別マップデータ22eを用いることにより、癌組織全域にわたって均一に治療が施されたかどうかを画像で確認することができる。

【 0 0 8 2 】

具体的には、図12(a)に示した鑑別マップデータ22eは、良性の変性(前立腺肥大症)と変性のない組織(前立腺全部および後部)に対応する弾性係数の範囲(0～約80kPa)に水色が割り当てられ、悪性の変性(前立腺癌)に対応する弾性係数の範囲(80～115kPa)に赤色が割り当てられている。この赤色の弾性係数の範囲は、H I F U治療をしていないか、H I F U治療をしたが熱変性が生じしていない(治療効果0%)の領域を示している。さらに、H I F U治療により所定の熱変性が生じ所定値の硬さに至ったことを示す弾性係数の範囲(115～130kPa)には黄色が割り当てられ、十分な熱変性が生じ所定値以上の硬さに至ったことを示す弾性係数の範囲(130kPa以上)には緑色が割り当てられている。

【 0 0 8 3 】

この鑑別マップデータ22eを使用した場合、治療前の表示領域70の弾性画像データ121は、図12(b)に示すように、図9と同様に前立腺癌の領域122が赤く表示される。H I F Uにより領域122に対して15回照射を行った後の弾性画像データ121は、図12(c)のように、多くの部分に十分な熱変性が生じ緑色領域123に変化しているが、一部は十分な熱変性が生じておらず黄色領域124であることが、把握できる。そこで、黄色領域124に対して、さらにH I F U照射を施した場合、図12(d)のように、黄色領域124も緑色領域123に変化しており、十分な熱変性が起きたことを把握できる。

【 0 0 8 4 】

H I F Uの照射装置では、照射位置の設定を行うことができるが、その位置の熱変性の度合いは把握することができない。本実施例の鑑別マップデータ22eを備えた超音波診断装置をH I F U照射装置と併用することにより、熱変性が不十分な領域を画像の色相により明確に把握できるため、確実な治療を施すことができる。

【 0 0 8 5 】

なお、実施例7ではH I F Uを例に説明したが、これに限らずR F A(経皮的ラジオ焼灼療法)や、癌組織を急速に冷却して治療するクライオ療法等の療法にも適用することができる。その場合は、鑑別マップデータ22eの黄色および緑色の弾性係数の範囲を、それぞれの療法に併せて適切に設定する。

【 0 0 8 6 】

<実施例8>

実施例8として、前立腺癌のホルモン療法を判定するための前立腺組織用鑑別マップデータ22fおよび画像表示例を図13(a)～(d)を用いて説明する。

前立腺癌のホルモン療法は、治療効果が表れると癌組織が変性し、軟らかくなるという特徴がある。治療効果レベルに対応させて硬さの程度の範囲分けがされた鑑別マップデータ22fを用いることにより、治療効果が表れているかどうかを画像で確認することができる。

【 0 0 8 7 】

具体的には、図13(a)に示した鑑別マップデータ22fは、前立腺癌に対応する弾性係数の範囲(80kPa以上)に赤色が割り当てられ、それより若干軟らかい弾性係数の範囲(70～80kPa)の範囲には黄色が割り当てられ、正常組織以下に軟らかい弾性係数の範囲(70kPa以下)に緑色が割り当てられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 8 】

この鑑別マップデータ 2 2 f を使用した場合、表示領域 7 2 の画像データ 1 3 1 において、治療開始前に赤色の領域は、前立腺癌の硬さを示している領域であり、この領域に関心領域 1 3 2 を設定する。ホルモン療法の開始後の画像データ 1 3 1 において関心領域 1 3 2 が黄色領域に変化していた場合には、所定の治療効果（例えば効果 7 0 %）により軟らかくなったことが確認できる。さらに、ホルモン療法を継続し、画像データ 1 3 1 において関心領域 1 3 2 が緑色に表示された場合には、十分な治療効果（例えば効果 1 0 0 %）が表れたことを確認できる。

【 0 0 8 9 】

このように、鑑別マップデータ 2 2 f を用いることにより、前立腺癌のホルモン療法において変性の度合いを画像の色相により明確に把握できるため、治療効果を容易に把握することができる。

10

【 0 0 9 0 】

< 実施例 9 >

上述してきた実施例 1 ~ 8 で用いた鑑別データマップ 2 2 a ~ 2 2 f は、探触子 1 0 を上下させる圧迫操作により、診断すべき対象組織に生じている全歪み量が所定の範囲内である場合における各組織の弾性率（図 4 の線図 1 1 1 等）に基づいて構築したマップである。ただし、全歪み量とは、微小な圧迫前後で計測された歪み量（ $\epsilon(t)$ ）を圧迫ゼロ状態（時刻 $t = 0$ ）から時刻 t まで積算した値（全歪み量 = $\int_0^t \dot{\epsilon}(t) dt$ ）である。例えば、全歪み量 1 0 % とは、圧迫ゼロ状態における特定組織の圧迫方向の長さを基準にして、圧迫によって、その組織の歪んだ長さの割合が 1 0 % であることを意味する。例えば、圧迫ゼロ状態で 5 c m の組織があり、圧迫によって 4 c m になったとすると、全歪み量 2 0 % になる。本実施例では、この % を全歪み量として記載している。

20

【 0 0 9 1 】

しかしながら、全歪み量が異なると図 1 4 に示したように、弾性率（弾性係数）が各組織ごとに変化する。この組織ごとの弾性率の変化率（グラフの勾配）は、繊維組織の弾性率グラフと乳管癌の弾性率グラフと交差していることからわかるように、組織によって大きく異なる。例えば、全歪み量 2 0 % においては、乳管癌（ピンク）の弾性係数の方が繊維組織（緑）の弾性係数よりも大きいのにに対し、全歪み量 1 0 % においては、繊維組織（緑）の弾性係数の方が、乳管癌（ピンク）の弾性係数よりも大きい。

30

【 0 0 9 2 】

よって、本実施例 9 では、高精度な組織鑑別を行うために、全歪み量に対応させて複数の鑑別データマップを用意し、鑑別データマップ格納部 1 2 2 に格納する構成とする。鑑別データマップは、全歪み量ごとに用意しておくことが望ましいが、少なくとも図 1 4 のように、異なる組織のグラフ（例えば、繊維組織の弾性率グラフと乳管癌の弾性率グラフ）が交差する前後で 2 種類（鑑別データマップ 2 2 a と全歪み量 1 0 % の鑑別データマップ 2 2 g）を用意することが望ましい。

【 0 0 9 3 】

複数の鑑別データマップ 2 2 a および 2 2 g を用意した上で、弾性係数を演算すると同時に、全歪み量も演算し、全歪み量に応じて対応する鑑別データマップ 2 2 a または 2 2 g を選択する。選択した鑑別データマップ 2 2 a または 2 2 g を用いて、弾性画像データの各点ごとに、その点の弾性係数に対応させて組織の鑑別を行う構成にする。

40

【 0 0 9 4 】

例えば、図 1 5 (a) のように、全歪み量 1 0 % において計測された弾性画像データは、図 1 4 の鑑別データマップ 2 2 g を用いて色分けされる。また、全歪み量 2 0 % において計測された弾性画像データは、図 1 5 (b) のように、図 1 4 の鑑別データマップ 2 2 a を用いて色分けされる。これにより、関心領域の腫瘍は、全歪み量 1 0 % のときに弾性係数 100 kPa である場合は、鑑別データマップ 2 2 g により、図 1 5 (a) に示すようにピンク色、すなわち乳管癌と鑑別されて表示されることになる。ところが、さらに圧迫して全歪み量 2 0 % にすると、図 1 4 の乳管癌のグラフからわかるように乳管癌の組織

50

は、弾性係数は330 kPa前後の値を示すので、全歪み量10%の鑑別データマップ22aのまま鑑別すると、赤色に表示されて浸潤性乳管癌と誤って鑑別されてしまうことになる。しかし、全歪み量20%の鑑別データマップ22aを用いることにより、弾性係数330 kPaの部分組織は、図15(b)に示すようにピンク色に表示され、図15(a)と同様に乳管癌と鑑別されることになる。つまり、全歪み量に応じて弾性データを分割する範囲を変更して、その変更に対応する鑑別データマップを用いることによって組織に加えらる全歪み量によらずに同じ部分組織を正しく鑑別することが可能になる。なお、鑑別データマップを選択する際に用いる全歪み量の値としては、関心領域151における全歪み量の平均値を求めて、これを用いることができる。

【0095】

10

以上のように、実施例9によれば、全歪み量によって同じ組織であっても弾性データ(弾性係数)が変化することを考慮して組織の鑑別を行うことができるため、高精度な鑑別を行うことができる。

【0096】

上記実施例1~9に示した鑑別データマップでは、組織の種類および変性の種類(性状)に対応する弾性データ範囲は、予め定めた値であったが、弾性データ範囲を、実測した弾性データ等に基づき、演算によって求める構成にすることも可能である。例えば、複数の被検体を撮像して取得した、変性した部分組織と変性していない部分組織の弾性データを、メモリ回路46の一部領域等の記憶領域に累積記憶していき、その記憶領域に記憶された複数の弾性データを統計処理して変性した部分組織と変性していない部分組織の弾性データ範囲を決定する構成とすることができる。例えば、同じ部分組織の弾性データの平均値を a 、標準偏差を σ とすると、 $a \pm \sigma$ 、 $a \pm 2\sigma$ 等を、その組織の弾性データの範囲とすることができる。

20

【0097】

なお、上述してきた実施の形態において、切替加算部44と画像表示部20に接続するシネメモリ部52に、切替加算部44から出力される白黒断層像データ又は弾性画像データを格納することも可能である。格納した白黒断層像データ又は弾性画像データを装置制御インターフェイス部50の制御指令に応じて画像表示部20に出力することができるため、超音波撮像中に白黒断層像とカラー弾性画像をリアルタイムに表示できるほか、超音波診断装置の停止後も必要に応じて画像を再生表示できる。したがって、被検体1を臨機

30

【0098】

本実施形態は、検査者が必要とするのは、関心部位の硬さの値そのものではなく、その部位の変性の有無等の組織性状と病変の確率であるという事情を踏まえてなされたものである。このような事情に鑑み、超音波診断装置に適用される色情報変換回路18は、鑑別データマップ22を用いて、その領域の組織性状の示す弾性データに対応する色相情報および白黒輝度情報を割り当てる。これによれば、画像表示部20に最終的に表示されるカラー弾性画像は、関心部位の組織性状を直接的に画像化したものとなる。したがって、そのカラー弾性画像を参照することにより、関心部位の変性の有無等の組織性状を即座に画像鑑別でき、臨床上有用な超音波診断装置を実現できる。なお、弾性データの値に相関したインデックス値、例えば図10の2つの関心領域R1とR2との間の歪みの比等を用いてカラー弾性画像を構成してもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0099】

【図1】本発明を適用した一実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】(A)図1の超音波探触子10の斜視図、(B)図1の超音波探触子10の別の構成を示す斜視図である。

【図3】図1のカラーキャンコンバータの詳細構成を示すブロック図である。

【図4】実施例1の鑑別マップデータ22a、比較例のカラーマップデータ60、ならびに、乳腺組織と弾性係数との関係を示すグラフ111を示す説明図である。

50

【図5】比較例のカラーマップデータを示す説明図である。

【図6】実施例2の鑑別マップデータ22b、および乳腺組織と弾性係数との関係を示すグラフ111を示す説明図である。

【図7】実施例3の鑑別マップデータ22c、および乳腺組織と弾性係数との関係を示すグラフ111を示す説明図である。

【図8】実施例4の鑑別マップデータ22d、および前立腺組織と弾性係数との関係を示すグラフ112を示す説明図である。

【図9】実施例5の画像表示部20における表示例を示す説明図である。

【図10】実施例5において、関心領域を2箇所を設定した場合の画像表示部20における表示例を示す説明図である。

10

【図11】実施例6の画像表示部20における表示例を示す説明図である。

【図12】(a)実施例7の鑑別マップデータ22d、および前立腺組織と弾性係数との関係を示すグラフ112を示す説明図であり、(b)~(d)HIFU照射前、照射後、再照射後の表示例をそれぞれ示す説明図である。

【図13】(a)実施例8の鑑別マップデータ22d、および前立腺組織と弾性係数との関係を示すグラフ112を示す説明図であり、(b)~(d)ホルモン療法前、ホルモン療法開始後、ホルモン療法効果が表れた後の表示例をそれぞれ示す説明図である。

【図14】実施例9で用いる鑑別データマップ22a、22gと、組織の弾性係数が全歪み量で変化することを示すグラフである。

【図15】(a)は、実施例9において、全歪み量が10%である場合に、図9の鑑別データマップ22gを用いて色分けした弾性画像を示す説明図であり、(b)は、実施例9において、全歪み量が20%である場合に、図9の鑑別データマップ22aを用いて色分けした弾性画像を示す説明図である。

20

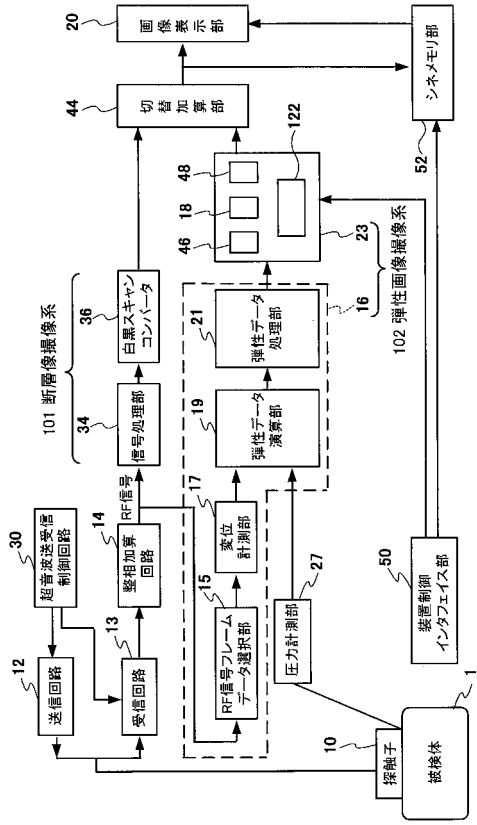
【符号の説明】

【0100】

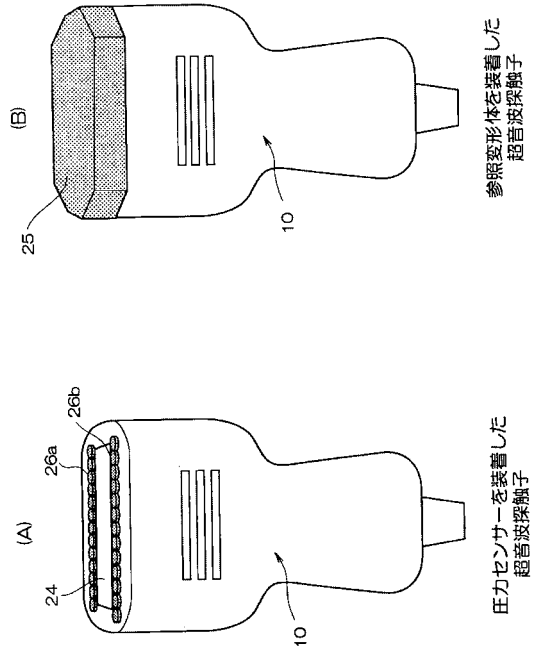
10...探触子、12...送信回路、13...受信回路、16...弾性データ構成部、18...色情報変換回路、20...画像表示部、23...カラーキャンコンバータ、44...切替加算部、46...メモリ回路、48...座標変換回路、50...装置制御インターフェイス部、52...シネメモリ部、101...断層像撮像系、102...弾性画像撮像系、122...鑑別データマップ格納部。

30

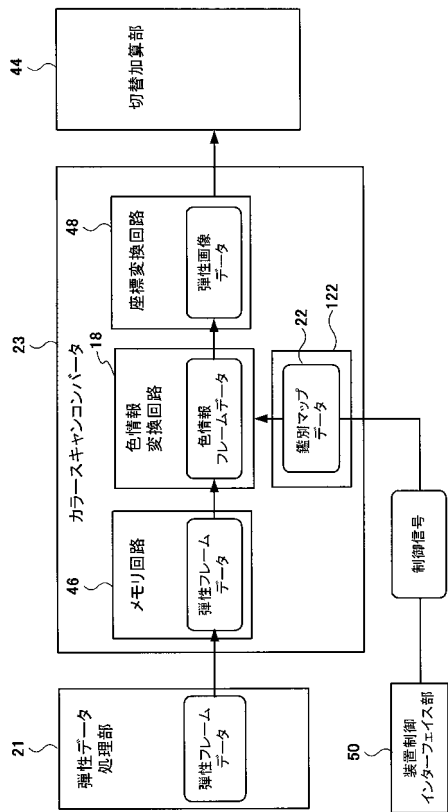
【図1】



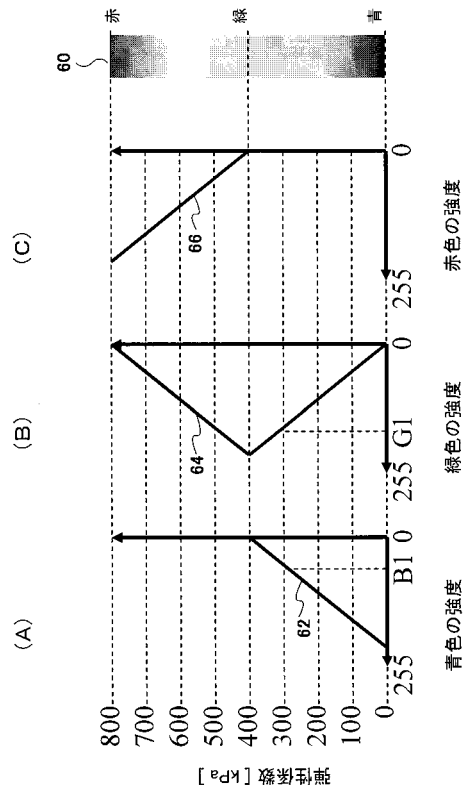
【図2】



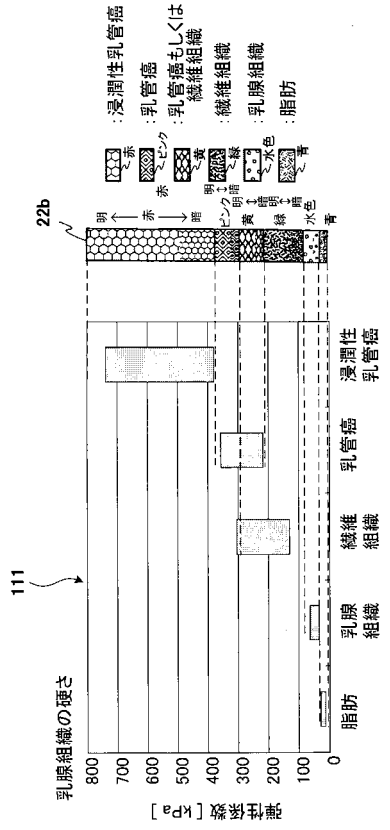
【図3】



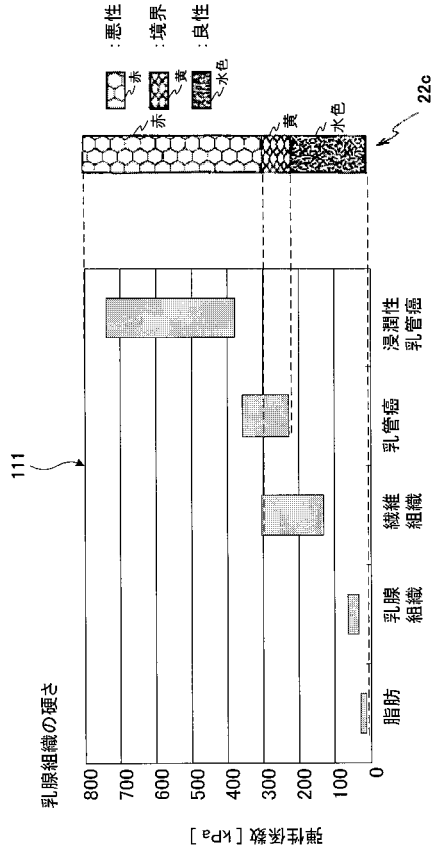
【図5】



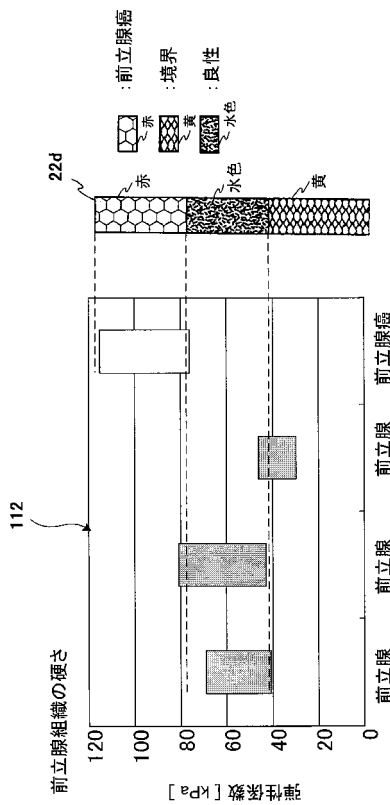
【図6】



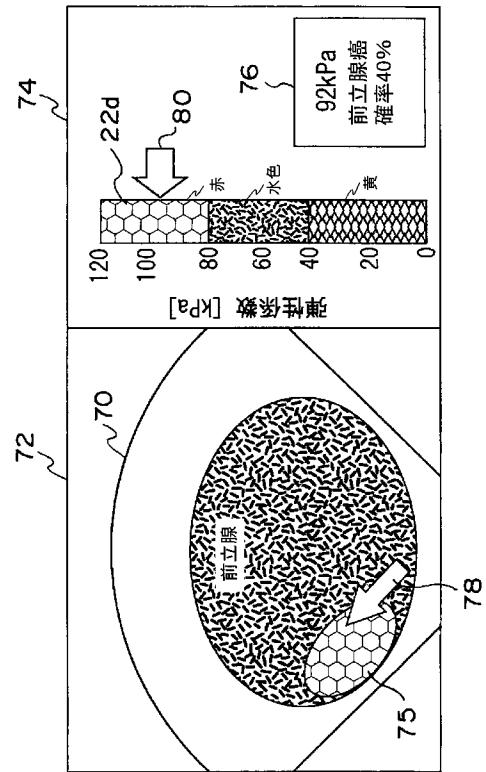
【図7】



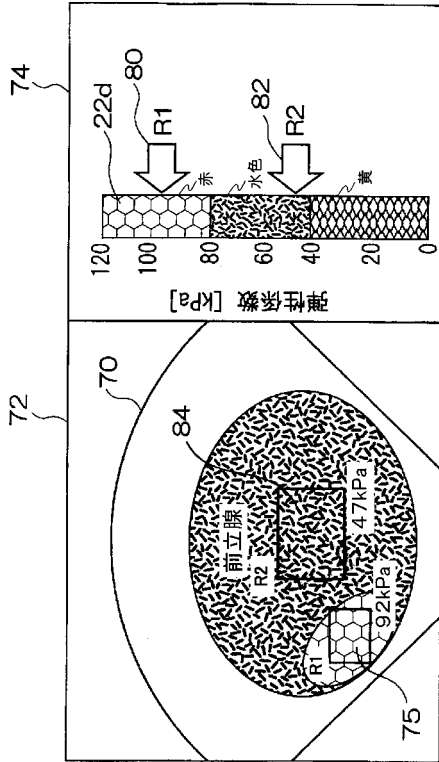
【図8】



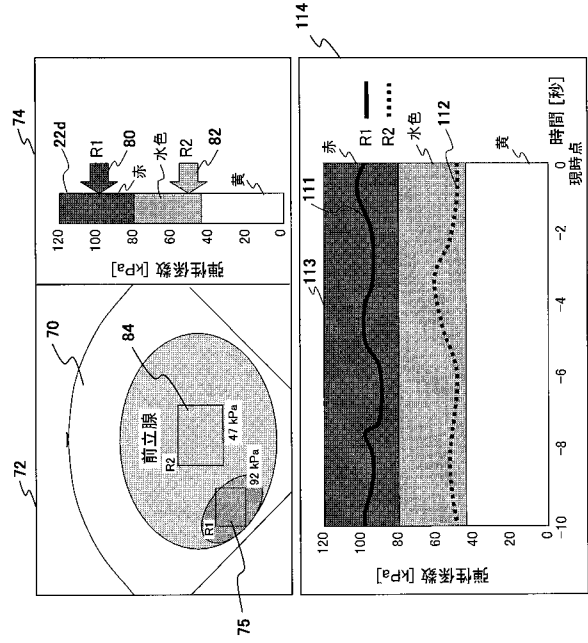
【図9】



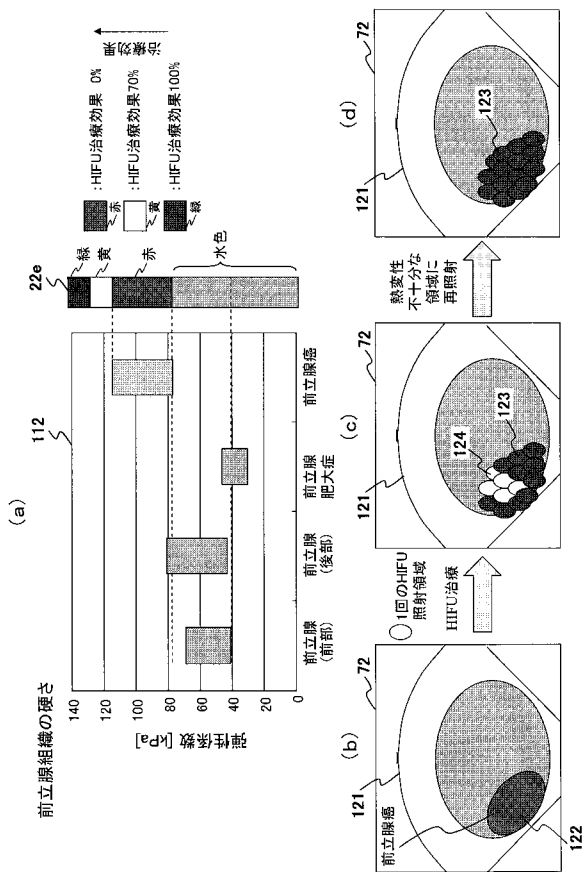
【図10】



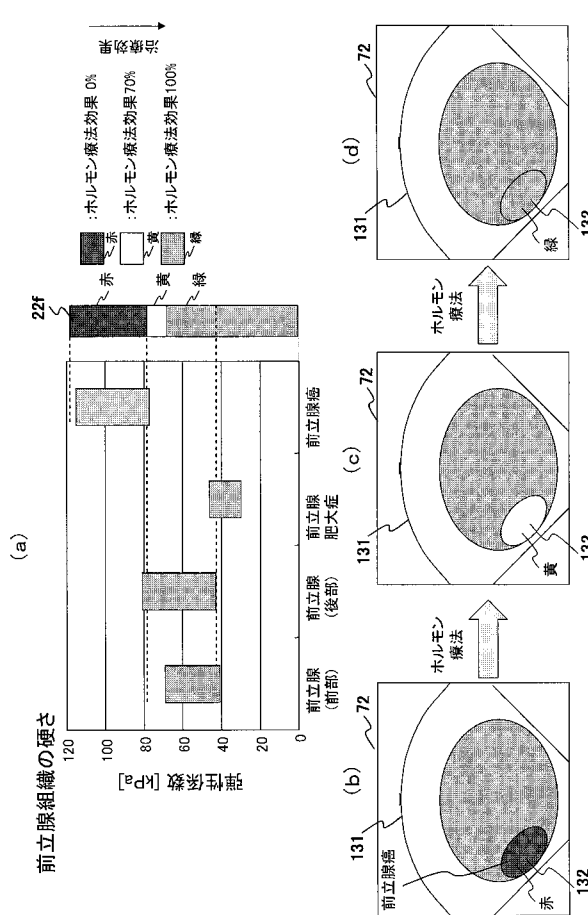
【図11】



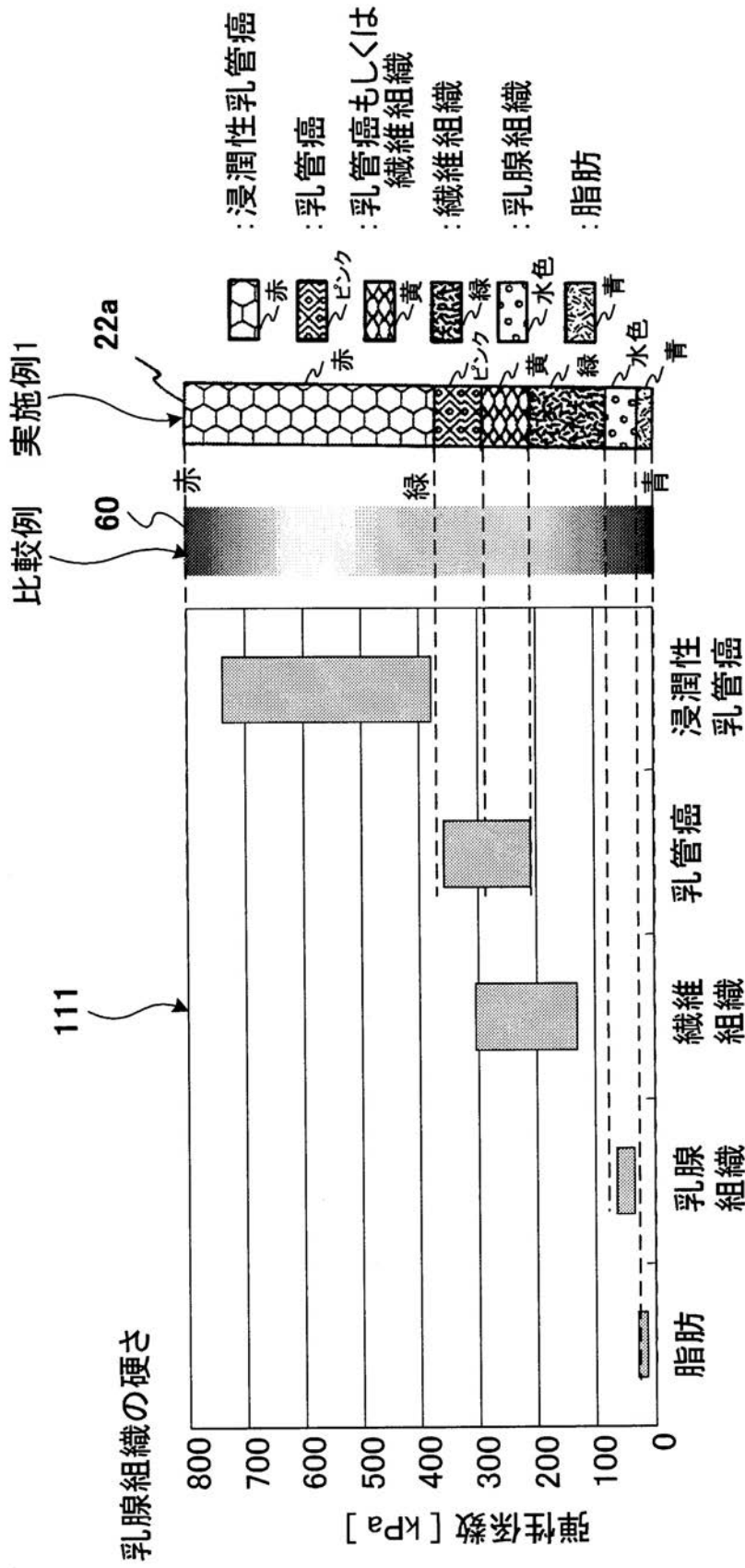
【図12】



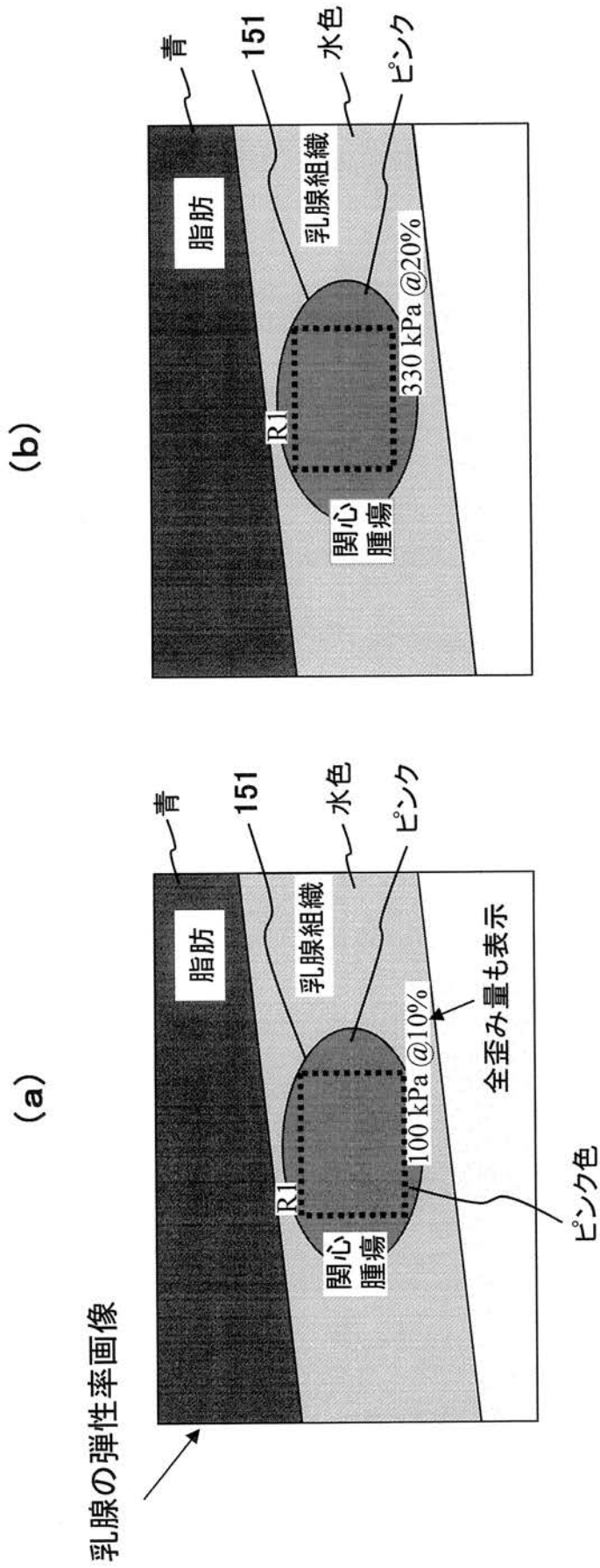
【図13】



【 図 4 】



【 図 15 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2003/015635(WO, A1)
国際公開第2004/110280(WO, A1)
特開2004-135934(JP, A)
特開平06-245937(JP, A)
特開平05-146433(JP, A)
金井 浩、他、血管硬さ分布の経皮的評価法と電子染色、臨床病理、日本、2003年 8月、
第51巻第8号、pp.805-812

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

