

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5203605号
(P5203605)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-514781 (P2006-514781)
 (86) (22) 出願日 平成17年6月16日(2005.6.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/011032
 (87) 国際公開番号 W02005/122906
 (87) 国際公開日 平成17年12月29日(2005.12.29)
 審査請求日 平成20年5月19日(2008.5.19)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-180830 (P2004-180830)
 (32) 優先日 平成16年6月18日(2004.6.18)
 (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 脇 康治
 千葉県柏市大室257-27-307
 (72) 発明者 村山 直之
 千葉県柏市柏269-1-603
 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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内へ超音波を送受信することにより超音波計測視野内において計測された前記被検体内の組織の歪値に応じて複数の色相を付与してカラー画像化し、付与される色相情報のカラーバーと共にモニタへ歪画像と断層像を表示する超音波診断装置において、前記断層像に関心領域を設定する手段と、前記関心領域内で計測された前記歪値の平均値を演算し、前記歪値の平均値を前記歪値の基準値として所定の色を割り当てるとともに前記歪値の最小値から最大値までを色が変化するように前記歪値に色相を与える前記カラーバーの色相を設定し、前記カラーバーで設定された前記色相が前記歪画像に付与され、前記色相が付与された前記歪画像を前記関心領域に表示する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】

前記歪値の基準値に対する比較情報は、前記カラーバーの代表的色相に対応して付与され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】

計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係を前記モニタへ表示させる手段を備えた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】

計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係は、一方を色相コード、他方を歪量とする2次元グラフ化されて表示され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】

計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係を示す前記2次元グラフを直線グラフとする標準色相変換表示モードを有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。

【請求項 6】

前記標準色相変換モードの前記直線グラフのデータを書き直すことにより、計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係を非直線化する手段を備えた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 7】

計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係が前記非直線化されたときに、前記カラーバーの色相に対応して表示される前記比較情報を変更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。

【請求項 8】

前記標準色相変換表示モードにより前記モニタへ表示された直線グラフ上の任意の点を直線グラフ上とは異なる点へ画面上においてドラッグすることにより折れ線グラフを作成し、計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係を前記折れ線グラフに基いて新たに生成することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

直線グラフ上の任意の点を直線グラフ上とは異なる点へ画面上においてドラッグする手段は、マウス、ジョイスティック、トラックボールのいずれかであることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

計測された生体内の組織の歪値と付与される色相情報との関係を非直線化する手段は、前記2次元グラフ内の座標点を入力する座標入力手段であることを特徴とする請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記モニタへ表示された歪画像上から特定の画素位置情報を入力すると、その画素位置の計測データへ付与された色相を前記カラーバー上に特定する手段と、前記カラーバー上に特定された色相に対応する前記比較情報を表示する手段を備えたことを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体内の臓器の歪情報を画像化して医療診断に供する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体内へ送信して生体組織から反射したエコーを検出し、その信号を画像化して表示する。表示される画像は被検体へ超音波探触子を当接してほぼリアルタイムで計測された生体内の組織性状を示す断層像や、ドップラー効果を利用して計測された生体内の血流や臓器の動きを示す画像である。

【0003】

超音波診断装置において、生体内の血流や臓器の動きを画像表示するに際し、断層像をモノクロで背景画像とし、血流や臓器の動きをモニタへカラー表示することが行われている。この表示を行う場合、血流や臓器の計測データへその移動速度に応じて異なった色相を付与することが一般的であり、その付与された色相のカラーバーをモニタ画面の隅へ表示することが行われている。

【0004】

近年、超音波診断装置において、時間的に異なって計測された画像同士の相関を取り、

10

20

30

40

50

その間における生体組織の移動量、例えば変位から生体組織の歪量を計測したり、生体組織に外部から人為的に圧力変化を与えて生体組織の弾性率を計測したりして、それらを画像化してモニタへ表示する技術の開発が進められている。(特許文献1及び特許文献2参照)

【0005】

これらの生体組織の歪量や生体組織の弾性率を、超音波を用いて計測し、その結果を画像表示するイメージング技術を、ここでは超音波組織弾性撮像法(超音波エラストグラフィ)と定義するが、これらの画像を表示する際にも、計測された歪量や弾性率の値に応じて赤や青、その他の色相情報が計測データへ付与される。特に癌や腫瘍のように組織が硬化した部分は他の組織と識別できるような色相情報が付与されてモニタへ表示される。この技術は、例えば特許文献3に開示されている。

10

【0006】

ところで、生体内の癌や腫瘍組織の硬さは、部位や個人差、さらに病気の進行状況によって異なる。このために、歪量や弾性率の計測データを、例えばR(赤)、G(緑)、B(青)から成る光の3原色を赤から青へ直線的なグラデーションを持って変化する色相を与えて表示しても、医師が観察しにくいという問題がある。この問題を解決する技術として、計測データへ付与する色相を階段状に変化させる技術がある。(特許文献4参照)

【特許文献1】USP5,107,837号公報

【特許文献2】特開平5-313713号公報

【特許文献3】特開2000-60853号公報

【特許文献4】WO 2005/048847号公報

20

【0007】

以上、超音波エラストグラフィを例にとって超音波計測データへ色相を付与して表示する技術を説明したが、カラーバーは計測データの範囲を示すのみであり、計測データの定量的な把握は難しいものであった。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記従来の超音波エラストグラフィにおいて、正常な周辺組織より硬い癌や腫瘍のような患部は色相情報により周辺組織と区別できるようモニタへ表示され、またカラーバーもモニタへ表示されるので、医師が色相情報によって患部が周辺組織よりも硬い部位であると認識できる。しかし、表示された組織の硬さの程度は周辺組織と比較してどれくらい硬いかを医師が定量的に認識することができないものであった。

30

【0009】

また、カラーバーの色相がグラデーションを持って表示されているが故に、医師が色相情報を付与された歪画像中の関心部位の色相を特定することができても、その色相がカラーバーのどこに該当するかを特定するために多くの時間を費やし、診断効率の低下をきたしている。

【0010】

本発明は、上記に鑑みて、医師が患部の固さを、従来技術に比較して、より定量性を持って歪画像や弾性率画像を観察することができ、かつその診断効率を向上することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は上記課題を解決するために本発明は、超音波により計測された生体内の組織の歪を歪量に応じてカラー画像化し、付与される色相情報のカラーバーと共にカラーモニタへ表示する超音波診断装置において、前記カラーバーに隣接して計測された歪の平均値又は最大値に対する比較情報を色相に対応して少なくとも1個表示する手段を備えたことを特徴としている。

【0012】

また本発明は上記課題を解決するために本発明は、前記超音波診断装置へ、カラーモニ

50

タへ表示された歪画像上から特定の位置情報を入力すると、その位置に対する色相をカラーバー上に特定するとともに、特定された位相情報の前記歪の平均値又は最大値に対する比較情報を表示する手段が付加されていることを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明における一実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1の画面表示形態とカラーバーの詳細を示す図である。

【図3】本発明の歪と色相情報の関係を示す第1の実施形態である。

【図4】本発明の歪と色相情報との関係を示す第2の実施形態と、それを実現する方法を説明する図である。

【図5】本発明の歪と色相情報の関係を示す第3の実施形態である。

【図6】本発明の歪と色相情報の関係を示す第4の実施形態である。

【図7】本発明の歪と色相情報の関係を示す第5の実施形態である。

【図8】本発明において、画面の位置情報から色相を特定する実施形態を説明する図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態を、図面を参照して説明する。図1に示すように、本発明を適用された超音波診断装置は、被検体101へ当接され、被検体101へ超音波ビームを送信するとともに、被検体101の体内において反射された超音波を受信する超音波探触子102と、被検体101へ所定時間間隔をもって超音波を送信させる送信信号を超音波探触子102へ供給する送信回路と、被検体101の体内において反射されたエコーを受信し電気信号(エコー信号)に変換して出力する受信回路と、この受信回路から出力されたエコー信号の整相加算処理を行って超音波ビーム信号(RF信号データ)を形成して出力する整相加算回路とを有する超音波送受信部103と、この整相加算回路から出力されたRF信号データを用いて被検体101の超音波探触子102が当接された断面の断層像、例えば白黒断層像を構成する第1画像構成部104と、前記RF信号データから被検体101の組織の変位を計測して歪データ(弾性データと言っても良い)を演算する歪演算部105と、前記歪データ又は弾性データに基いてカラー歪像又はカラー弾性像を構成する第2画像構成部106と、前記白黒断層像とカラー歪像等を合成し単一画像を生成する画像合成部107と、合成された画像を表示するカラーモニタ108と、カラーモニタ108へ表示されるカラースケール(カラーバー)を形成するカラースケール構成部110と、前記構成要素を制御する制御部(CPU)111と、CPU111へ各種指令を入力するキーボードや操作キーや、マウス又はジョイスティック又はトラックボールを備えた操作パネル112とを備えている。

【0015】

次に、超音波歪画像の取得とその表示の装置動作について説明する。操作パネル112に設けられた歪画像取得モードスイッチ(図示省略)を操作者が操作すると、超音波探触子102に配列された複数の振動子素子へ前記送信回路から送信信号が供給される。これにより振動子群が駆動され、予め定められた被検体101内の所定方向の所定深度点(フォーカス点)へ集束する超音波が出力される。そして超音波探触子102は、被検体101内で反射されたエコーを受信する。超音波探触子102により受信されたエコーは、前記受信回路において電氣的なエコー信号とされる。このエコー信号は増幅された後、前記整相加算回路において前記送信方向に対するダイナミックフォーカシング処理を施される。この処理により超音波ビーム信号が形成される。この超音波ビーム信号は、第1画像構成部104に設けられたゲイン補正部、対数圧縮部、検波部、輪郭強調部、フィルタ部において、ゲイン補正、対数圧縮、検波、輪郭強調、ダイナミックフィルタリング処理等が施される。処理後の信号は第1画像構成部104へ入力されるとともに、歪演算部105へも入力される。

【0016】

以上の超音波送受信動作がCPU111の制御により送受信方向を変えて、予め設定された超

10

20

30

40

50

音波計測視野の一端から多端まで行われる。この超音波スキャンによって、超音波探触子102を当接された被検体内の断面の画像データが得られ、その画像データは一般的には白黒スキャンコンバータと称される第1画像構成部104内の記憶媒体、例えばフレームメモリ又はシネメモリへ書き込まれ、断層像が構成される。そして前記超音波スキャンは所定時間間隔(フレームレイト)で繰り返して行われ、超音波の送受信サイクル毎に得られた超音波ビーム信号で前記フレームメモリ又はシネメモリへフレーム単位で複数画像が記録される。そして、前記フレームメモリ等に記憶された画像データは、超音波の送受信とは関係の無いカラーモニタ108の表示同期信号、例えば水平同期信号のタイミングで順次読み出されて(走査変換されて)カラーモニタ108の画面へ白黒断層像として表示される。

【0017】

10

上記超音波送受信又は超音波スキャンによって得られた超音波ビーム信号は、歪演算部105へ入力され、以下に述べるように歪演算が行われる。入力した超音波ビーム信号をフレーム単位で記憶する記憶媒体が歪演算部105にも設けられていて、この記憶媒体には、隣接する超音波スキャンの第N回目($N=1, 2, 3, \dots$ で、順次更新される整数)の1フレーム分の超音波ビーム信号が記憶される。

【0018】

そして、第($N+n$)回目(n は任意の整数)のスキャンにより超音波ビーム信号が得られると、CPU111は歪演算部105に対し第N回目のスキャンの超音波ビーム信号と第($N+n$)回目のスキャンの超音波ビーム信号との間で相関処理を行わせる。これにより、それらのスキャン間における断層像上の各計測点の変位又は移動ベクトル(変位の方向と大きさ)が計算され、変位画像データが生成される。なお、前記相関処理は、第N回目のスキャンと第($N+n$)回目のスキャンの同一方向の超音波ビーム信号同士間における1次元相関を、フレームデータを構成する複数の超音波ビームの各超音波ビーム信号へ適用する方法や、または第N回目のスキャンのフレームデータと第($N+n$)回目のスキャンのフレームデータとの間において2次元相関を適用する方法のいずれを用いても良い。

20

【0019】

前記移動ベクトルを検出する2次元相関法としては、例えばブロックマッチング法やラジエント法等の公知の方法を用いることができる。これらのうち、ブロックマッチング法は、画像を例えば $M \times M$ 画素を1ブロックとして複数のブロックに分割し、第($N+n$)回目のスキャンにより得られた画像中のある着目ブロックに最も近似している第N回目のスキャンにより得られた画像中のブロックを探索する。そして、それらのブロック間で時間の経過とともにどの方向へどれくらい動いたかが検出される。着目ブロックを変えて複数回これを行うことで、ブロック単位での変位データが得られる。このブロック単位での変位データを用いて、画像を構成する各画素の変位が推定演算される。これによって各画素の変位データ分布が得られる。そして、歪演算部105でこの変位データ分布を空間微分することで歪画像データが得られる。

30

【0020】

得られた歪画像データは、画像合成部107へ送られる。画像合成部107へは第($N+n$)回目のスキャンで得られた断層像データも供給されており、画像合成部107において、第($N+n$)回目のスキャンで得られた断層像データと、第N回目と第($N+n$)回目のスキャンの計測データ間で演算された歪画像データとが、それぞれの画像データの画素アドレスを一致させて合成される。この画像合成の目的は、生体の臓器又は組織の歪状態をその周辺の臓器や組織との関係で観察することにあるので、観察者が注目する臓器又は組織の歪画像データは断層像データよりも観察者が認識しやすいように、歪画像データに対しR(赤)~G(緑)~B(青)から成る色相を付与して表示されることが望ましい。

40

【0021】

このために、第2画像構成部107は、入力した信号を階調化する階調化部と、画像データを記憶するとともに、記憶された画像データを表示のためにカラーモニタ108の表示同期信号に対応して読み出すカラースキャンコンバータとを備えている。すなわち、歪演算部105から出力された歪画像データは、256段階の階調に割り振るために、階調化部で8ビット

50

ト構成(256段階)の信号とされ、それらはカラーキャンコンバータに出力される。カラーキャンコンバータにはカラーエンコーダとフレームメモリとが備えられており、階調化部から出力されカラーエンコーダへ入力された8ビットの歪画像データへ予め設定された階調と色相との関係に対応したR(赤)~G(緑)~B(青)の色相が付与されてフレームメモリへ書き込まれる。そして、CPU111が白黒キャンコンバータのフレームメモリの内容とカラーキャンコンバータのフレームメモリの内容とをアドレスを対応付けて読出して、それらを画像合成部107へ出力する。この結果、カラーモニタ108の画面へカラー歪画像と白黒断層像が合成して表示される。

【0022】

色相が付与された歪画像データと白黒断層像データとの合成法には、種々の方法が挙げられる。例えば、歪画像データと断層像データとの双方が存在する画素アドレスにおいては、(i)歪画像データを画像データとして優先的に選択する方法、(ii)断層像データと歪画像データとを所定割合ずつ加算する方法等があるが、本発明ではいずれの方法を使用しても良い。

【0023】

また、カラーモニタ108の表示画面には、歪画像データの階調を色相に変換した関係を示すカラーバー205が表示される。このカラーバー205は図2にその一例が示されているが、画面上方から下方へ向かって順次赤(Red)、黄(Yellow)、緑(Green)、水色(Light Blue)、青(Blue)へとグラデーションを持って変化する。歪画像データと色相の関係は、計測された歪が大きい部位(柔らかい部位)には赤色系コードが、そして計測された歪が小さい部位(硬い部位)には青色系コードが割り当てられる。歪がほぼ平均値(\bar{A}_V)の領域においては、緑色コードが割り当てられる。また、歪が平均値以上($\bar{A}_V \times X$)の場合には、赤色と緑色の中間色の黄色が、また歪が平均値以下($\bar{A}_V \times 1/Y$)の場合には、緑色と青色の中間色の水色が割り当てられる。以上の歪と色相の前記割り当てによって歪画像に色が付けられる。なお、カラーバー205の赤色側の端部上方には、赤色は組織が「柔らかい」ことを示すために「soft」と、また青色側の端部下方には、組織が「硬い」ことを示すために「hard」と表示される。

【0024】

上記カラーバー205は、カラースケール構成部110で構成される。すなわち、カラースケール構成部110には、前記カラーバー205をカラー表示モニタ108の画面へ表示するために図示を省略された表示メモリを備えている。この表示メモリの超音波画像表示領域を外れた所定アドレス領域へ前記カラーバーを表示するデータを書き込むことで、カラーバー205が表示される。なお、カラーバー205を表示するための表示メモリは、専用に設けても良いし、被検者のID表示のためのキャラクタメモリやグラフィックメモリを共用しても良い。

【0025】

次に、カラーバーの色相と歪値との関係の種々の表示形態を説明する。図2に示すようにカラーモニタ108の表示画面には、超音波断層像201が表示されるとともに、その超音波断層像201と患部203を含む歪画像が重畳して表示される。ここで歪画像は断層像上に予め設定された関心領域(ROI)202について計測される。この理由は、超音波計測の全視野について歪を演算して得ることの意義が小さいことにある。すなわち、検査者が関心を持っている部位は、超音波計測の全視野の一部に存在する臓器についての歪であるので、超音波計測の全視野について歪を演算して得ても関心部位を除く領域についての歪は検査者にとって興味を示す対象とはならないこと、また超音波計測の全視野について歪演算を行うと、検査者が興味を示さない領域について演算を行う分だけ演算時間を余分に費やすために歪画像表示までの時間が長くなり、表示のフレームレートの低下や検査効率の低下を招くことや、さらに被検者体内のある深さ以上の所では体表から圧迫した圧力が所定方向へ作用するのではなく分散してしまうので、歪が正確に計測しにくくなり、ノイズが多くなること、等がその理由である。なお、上記ROI202は、キーボード112に設けられたROI入力用操作器、例えばトラックボールやマウスを検査者が操作することにより設定される。

【0026】

まず、上記設定されたROI202内で計測された歪値とカラーバー205の色相との関係の標準的表示態様を図3を用いて説明する。CPU111は前記方法でROI202内の歪値の分布を演算する。次いで、CPU111はROI202内の歪値を加算し、ROI202内の歪値の総量を算出する。そして次に、その歪値の総量をROI202内の画素数で除算しROI202内の歪値の平均値(AV)を算出する。そしてこの歪値の平均値(AV)を赤～緑～青のカラーバーの中心である緑色に割り当てる。そして、歪値の最大値(MAX)を赤色に、歪値の最小値(MIN)を青色に割り当てる。すなわち、この第1の表示態様は、ROI202内の歪値の最小値(MIN)から最大値(MAX)までをその平均値(AV)を真中にして青色から赤色まで直線的に変化するように、歪値に色相を与えるものである。なお、カラーバー205を画像に隣接して表示しただけでは、各色相間の相対的な歪量の比較が検査者にとって把握しにくいので、カラーバー205の代表的な色相、例えば歪値の平均値(AV)を表す緑色、歪値の最大値と平均値の中間値($3/2 \text{ AV}$ または $3/4 \text{ MAX}$)を示す黄色、歪値の最小値と平均値の中間値($1/2 \text{ AV}$ または $1/4 \text{ MAX}$)を示す水色の3点について、比較値を表示する。比較値としては、黄色で示される歪値の最大値と平均値の中間値と、水色で示される歪値の最小値と平均値の中間値を示す水色とが、歪値の平均値(AV)に対してどれくらいの比率になっているかを図3に示すように数値または記号で表示する。

10

【0027】

上記比率を数値で表示する場合には、CPU111の制御の下に歪演算部105で演算された歪値の最大値(MAX)と最小値(MIN)との間を256(0～255、または1～256)階調に割り振り、それらの最大値(MAX)を256(または255)、最小値(MIN)を1(または0)、平均値(AV)を128(または127)とし、さらに最大値と平均値の中間値($3/2 \text{ AV}$ または $3/4 \text{ MAX}$)を192(または191)、平均値と最小値の中間値($1/2 \text{ AV}$ または $1/4 \text{ MAX}$)を64(または63)とする。そして、これらの数値はカラーバー205の対応する位置へ付された点または棒状のマーク206へ隣接した位置へ表示される。なお、前記マークは、カラーバー205の内部の色を消さないように、色とマークが対応するように付すことが望ましい。

20

【0028】

さらに上記比率を倍率で表示する場合には、歪値の平均値(AV)を基準として、前記最大値(MAX)、最小値(MIN)、最大値と平均値の中間値($3/4 \text{ MAX}$)、平均値と最小値の中間値($1/4 \text{ MAX}$)を、平均値(AV)の何倍であるかを表示する、例えば、上記の関係を計算すれば、最大値(MAX)は 2 AV 、最小値(MIN)は0、最大値と平均値の中間値は 1.5 AV 、平均値と最小値の中間値は 0.5 AV となる。

30

【0029】

このように、カラーバー205へ歪の相対的な比率を示す数値または倍率を示す記号を付すことによって、検査者は、歪画像中の関心部位が最も歪み易い部位や平均的な歪を持つ部位に対してどれくらい硬いか柔らかいかを容易に把握することができる。

【0030】

以上のカラーバーの表示形態は、歪の最大値と最小値間を直線的に色相変換する例であるが、本発明はこれに限定されない。本発明には、歪の最大値と最小値との間を非直線的に色相変換することも含まれる。次にその表示態様(第2の表示態様)を説明する。

40

【0031】

図4に本発明の第2の表示態様を示す。この第2の表示態様は、体内の相対的に硬い部位(歪の小さい部位)の歪の変化を微細に青～緑系の色相変化で抽出するのに好適なものである。すなわち、この第2の表示形態では、図4に示すように、計測された歪の最大値(MAX)は赤色に、そして歪の最小値(MIN)は青色に割り当てられることは、第1の表示形態と同じであるが、中間の色相は歪の中間値(AV)ではなく、例えば歪の最大値の $1/4$ の値($1/4 \text{ MAX}$)に割り当てられる。これによって、歪の最小値 MIN から $1/4 \text{ MAX}$ までの間が青色から緑色で表示される。この第2の表示形態を第1の表示形態と比較すると、第1の表示形態では歪の最小値 MIN から歪の最大値 MAX までが青色から赤色まで直線的に変化するように表示されるが、第2の表示形態では最小値 MIN から $1/4 \text{ MAX}$ までの間が青色から緑

50

色へ、そして $1/4 \text{ }_{MAX}$ から最大値 $_{MAX}$ までが緑色から赤色へ、それぞれ直線的に色相変化するように表示される。すなわち、歪の小さい部分は色相変化が拡大され、歪の小さい部分は色相変化が縮小されて表示される。

【 0 0 3 2 】

この第2の表示形態でもカラーバー205の隣に第1の表示形態と同様に比較数値表示を行うと良い。但し、この第2の表示形態では、比較数値の基準値を歪の平均値 $_{AV}$ とした第1の表示形態を採用することは困難であるので、比較数値の基準値を歪の最大値 $_{MAX}$ とすることが望ましく、この方法で比較数値を表示した例を図3に示している。比較数値は上記の関係を元にCPUで演算することにより求められ、カラーバー205の赤色の隣には $_{MAX}$ 、黄色の隣には $5/8 \text{ }_{MAX}$ 、緑の隣には $1/4 \text{ }_{MAX}$ 、そして水色の隣には $1/8 \text{ }_{MAX}$ と表示され、青色の隣には $_{MIN}$ と表示される。

10

【 0 0 3 3 】

次にこの第2の表示形態を実現する装置構成と動作を説明する。この第2の表示形態は、単独で実施されても良いが、ここでは歪画像と前記標準的表示形態によるカラーバーがモニタ画面に表示されている状態から第2の表示形態のカラーバーへ表示切り替えができるようにした場合について説明する。カラーバーの表示形態を変更するために、操作パネル112にカラーバー変更キーが設けられている。そして、操作者がカラーバー変更キーを操作すると、CPU111へ信号が出力され、表示モニタ108の画面が図4に示すカラーバー変更モードとなる。このカラーバー変更モード画面は、カラーバーの第1表示形態のオリジナルデータをグラフィックメモリ上へグラフ化して読み出し表示したものである。すなわち、グラフの縦軸に赤～緑～青に変化する色相が、また横軸に歪の最小値($_{MIN}$)～最大値($_{MAX}$)が割り当てられ、その2次元座標は(歪 $_{x}$, 色相コード C_Y)で表される。この場合、第1表示形態では、色相コード C_Y は

20

$$C_Y = a \cdot x \dots (1)$$

で表され、この関数がグラフ内に直線301として表示される。

【 0 0 3 4 】

この画面に対し、操作者がカラーバーを変更するためにマウス等の入力装置を操作して、前記直線301上の点($_{AV}$, C_{GREEN})をドラッグして($1/4 \text{ }_{MAX}$, C_{GREEN})へ移動する。すると、CPU111は前記(1)式で表される直線表示を、($_{MIN}$, C_{BLUE})と($1/4 \text{ }_{MAX}$, C_{GREEN})を結ぶ直線302と、($1/4 \text{ }_{MAX}$, C_{GREEN})と($_{MAX}$, C_{RED})を結ぶ直線303との2つの直線表示に変更する。この直線表示の変更は、CPU111へインストールされたグラフ表示ソフトにより実行することができる。そして、CPU111はそれらの直線上の歪と色相コードとの関係を演算し直してカラーバー構成部110のメモリへ記憶する。なお、上記例では、直線上の点をマウス等の入力装置でドラッグして直線を変更することとしたが、座標点をキーボードから入力するようにしても同じ結果を得ることができる。

30

【 0 0 3 5 】

画面上で歪と色相コードの関係を表すグラフが折れ線表示された後、操作者が画像表示モードへの復帰操作を行うと、モニタ画面へ歪と色相コードの上記変更後の関係で歪画像へ色相が付与されて表示されるとともに、カラーバー205に隣接して前記比較数値が表示される。すなわち、図4の左側のカラーバーが歪画像と共に表示される。

40

【 0 0 3 6 】

上記実施形態では、歪の小さい部分を拡大された色相で表示するものであったが、歪の大きい部分を拡大された色相で表示することも可能である。この場合には、例えば(1)式の直線上の点($_{AV}$, C_{GREEN})を($3/4 \text{ }_{MAX}$, C_{GREEN})へドラッグすることでそれが可能である。なお、上記直線301をどの点で折れ線に変えるかは、操作者の意思によって座標点を任意に選択して行えることは言うまでもない。

【 0 0 3 7 】

以上の第2の表示形態は、歪と色相コードとの関係を2つの直線で表す例であったが、歪と色相コードの関係を3つ以上の直線で表すことも可能である。その例を図5に示す。図5に示す折れ線は、直線401 , 402 , 403 , 404から成る。図5の例は、歪の小さい部分と歪の

50

大きい部分の色相変化を大きくし、歪の中間部分の色相変化を小さくしたものである。このように、歪と色相コードの関係は任意の数の直線で設定することができる。直線の数を限りなく多くすると、それは曲線であっても良いことは容易に想像できるであろう。

【 0 0 3 8 】

さらに、本発明によれば、図6に示すように歪値のある値以上の部分には同一の色相コードを与えるようにすることもできる。図6に示す例は、歪の平均値のX倍以上の歪を持つ画素には全て赤の色相コードを与えるものである。この表示例によれば、歪の大きい部分は同一色で表示され、歪の小さい部分のみが色相変化を与えられて表示されるので、操作者が注意深く観察しなければならない領域を少なくできる。

【 0 0 3 9 】

本発明は更に赤から青へ色相が傾斜して変化するような色相コードを与えるのではなく、赤、黄、緑、灰、黒のように単独の色相を設け、これらの色相がある歪範囲をカバーするようにすることもできる。図7にこれを示す。図7に示す例は、歪最小値 $_{MIN}$ から $1/A_{AV}$ までを黒、 $1/A_{AV}$ から $1/B_{AV}$ までを灰色、 $1/B_{AV}$ から歪平均値 $_{AV}$ を含み $C \cdot_{AV}$ までを緑、 $C \cdot_{AV}$ から $D \cdot_{AV}$ までを黄色、 $D \cdot_{AV}$ から歪最大値 $_{MAX}$ までを赤で表示する。(但し、ここに $1/A < 1/B < C < D$) この場合には、図7に示すように、カラーバーに隣接して歪最小値を示す $_{MIN}$ 及び歪最大値を示す $_{MAX}$ の他にカラーバーの各色相の境界に $1/A_{AV}$ 、 $1/B_{AV}$ 、 $C \cdot_{AV}$ 、 $D \cdot_{AV}$ が表示される。なお、この図7の例では、色相の数は5つであるが、この数は特に制限されることはない。

【 0 0 4 0 】

以上説明したカラーバーの表示形態によっても、歪画像内の関心を持った患部の色相がカラーバーのどこに相当するのかを医師が短時間で判定するには、医師に相当の熟練を要求される。次に説明する実施形態は、その判定時間を短縮するものである。図8はその実施形態を説明する図である。この実施形態においては、上記説明した図2乃至図7の画面が表示されている状態、ここでは図2に示す状態を代表して説明する。

【 0 0 4 1 】

図8において、医師が歪画像中の患部203に関心を持った場合、その患部203の硬さを知ろうとする。このために医師は、マウス等の入力操作器を用いて患部内に座標点又は微小ROI203Aを設定する。するとCPU111はメモリへアクセスして、その座標点又は微小ROI203Aの画素に付与された色相情報を特定する。そしてCPU111は特定された色相情報に基づいて、カラーバー205内へ棒状のマークを施すとともに、その画素はどれ位の歪であるか、または歪の基準値、例えば平均値に対しでどれ位であるかをカラーバー205へ隣接する位置へ数値または符号を用いて表示する。これを実施することは、もともと歪と色相との関係でカラーバーが作成されていることから、ソフト的に容易に可能であるので、その詳細については省略する。

【 0 0 4 2 】

以上説明した歪画像データは、人体の心臓の拍動による心臓自体の変位や、心臓の拍動による周辺組織の変位の他に、医師等の検査者が被検者101の体表に接触させた超音波探触子102を体内方向へ押圧することにより臓器が変形することにより得られるが、本発明は、超音波探触子を被検体に対し押圧する圧力を検出することで歪画像に代えて臓器又は組織の弾性率を示す画像(弾性画像)を形成し、それを断層像と合成して表示する場合にも適用することが可能である。組織の弾性率を示す指標の一つであるヤング率 Y_m は、

$$Y_{mi,j} = \text{圧力(応力)}_{i,j} / \text{歪値}_{i,j} \quad \dots (2)$$

ここに、 i, j はフレーム画像データの座標を意味し、 $i, j = 1, 2, 3, \dots$ である。により演算することができる。

【 0 0 4 3 】

このために、超音波探触子102へ前記検査者が加えた圧力を圧力センサ113によって検出する。圧力センサ113は、超音波探触子102が被検体101の体表へ接触する面と同一面上に設けられ、直接的に圧力を検出するものであっても良いし、または、被検体101の体表へ接触する面と同一面上に設けられた圧迫部材と超音波探触子102へ加えられた圧迫力を検

10

20

30

40

50

出する検出機構からなる圧迫機構を超音波探触子102へ組み込み、検出された圧迫力を圧迫部材の面積で割り算するものであっても良い。

【0044】

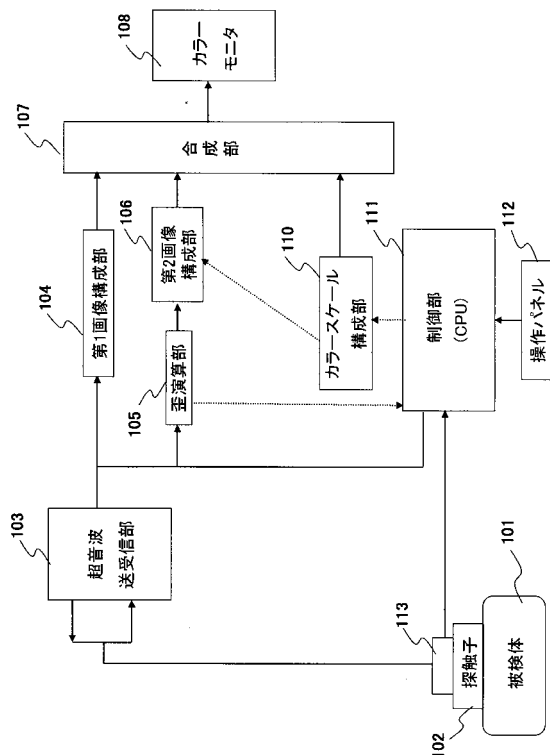
このようにして被検体へ加えられた圧力と、歪データとから求められたヤング率 $Y_{mi,j}$ を画像化したものが弾性率画像であるが、この弾性率画像を表示する場合にも、色相を与えて表示すると、癌や腫瘍部位が正常組織と識別することができる。そして、色相のカラーバーと弾性率の関係を上記歪画像表示における色相のカラーバーと歪の関係に適用することができるが、これは当業者にとっては説明をせずとも容易に理解されるであろう。

【0045】

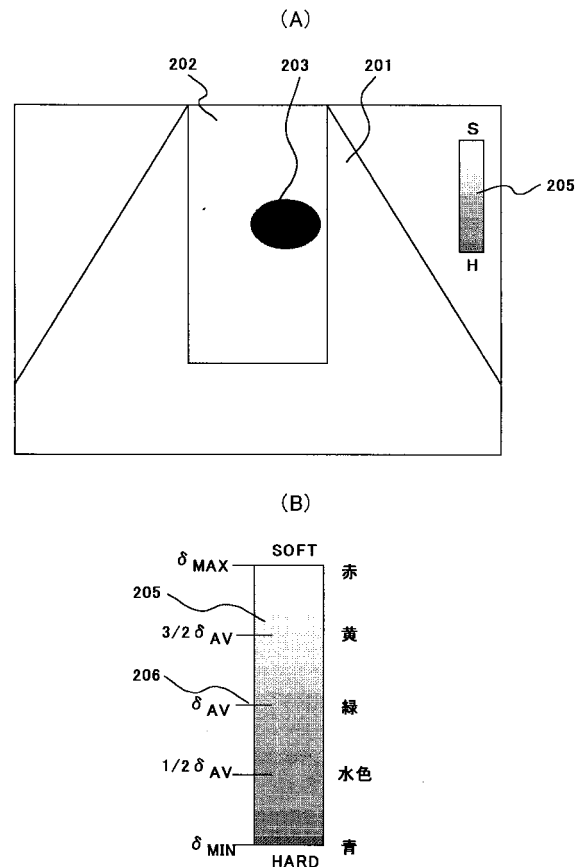
以上本発明を詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。例えば、上記実施形態においては、歪計測をROI内のみで行う例を説明したが、超音波計測の全視野について行っても良い。また、上記実施形態では、歪の定量性を表すための基準値を生体組織から計測された歪平均値や歪最大値としたが、本発明は特にそれに限定されることはない。例えば、被検体と探触子の間に弾性を有する素材を配置し、探触子に加えた荷重又は圧力から歪を計測できるようにし、その素材の歪値を比較数値の基準値としても良い。

10

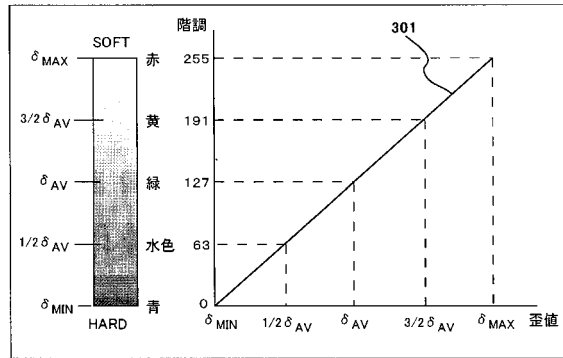
【図1】



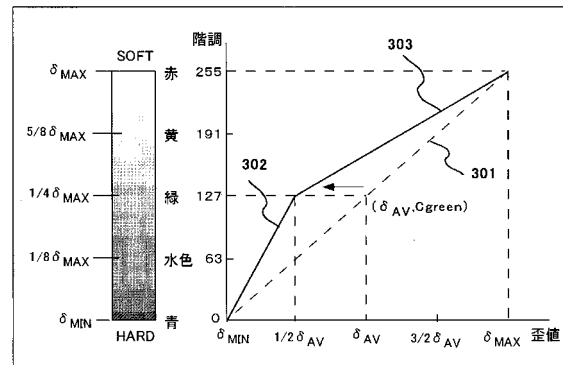
【図2】



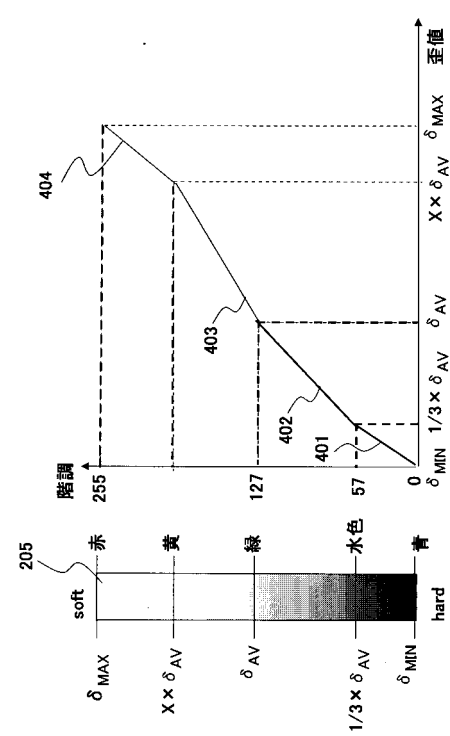
【図 3】



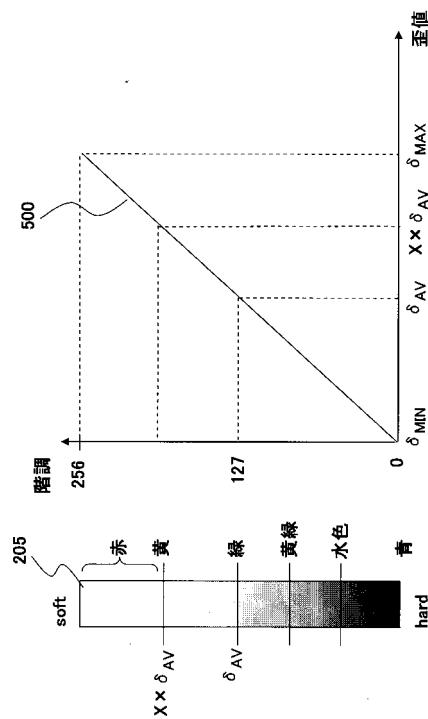
【図 4】



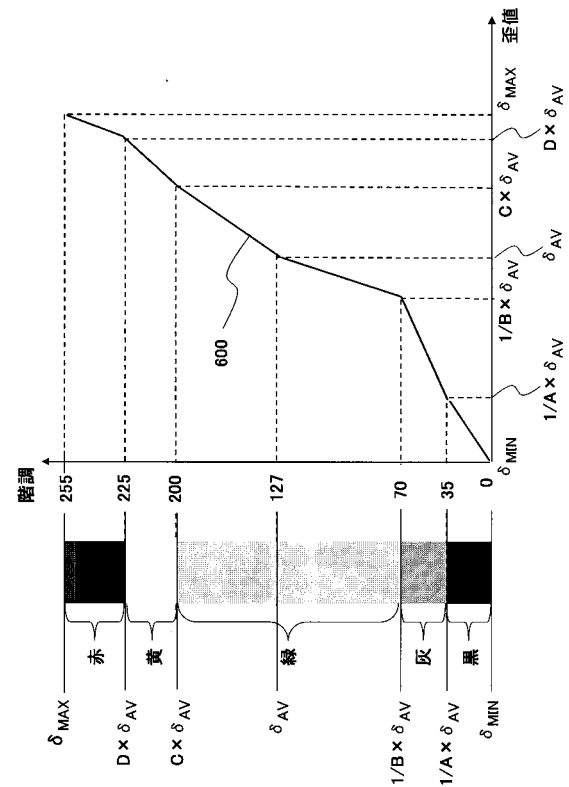
【図 5】



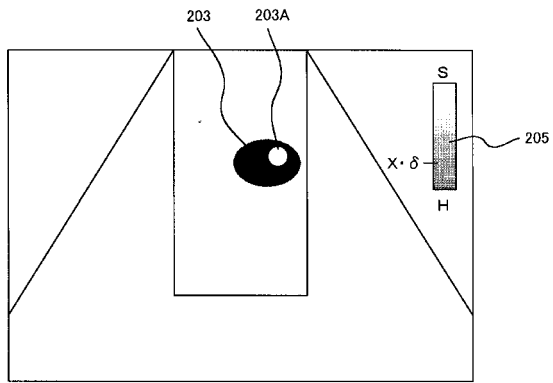
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 8 8 0 3 6 (J P , A)
国際公開第 0 0 / 0 4 1 0 0 4 (W O , A 1)
特開平 0 8 - 0 6 6 3 9 7 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 0 5 9 2 2 4 (U S , A 1)
特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 1 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 5 4 4 7 5 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5203605B2	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	JP2006514781	申请日	2005-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	脇康治 村山直之		
发明人	脇 康治 村山 直之		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/13 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52071 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/463 G01S7/52042		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2004180830 2004-06-18 JP		
其他公开文献	JPWO2005122906A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

测量生物体内组织或器官的变形或弹性模量，并将与测量值对应的色调赋予测量数据，以产生失真图像或弹性模量图像，并用黑白断层照片合成这些图像，并在彩色监视器上显示合成图像，并将显示给测量数据的色调显示为在用于显示（超声弹性装置）的颜色条超声波诊断装置，与所述测量值和对应于彩条的色调测量值的基准值的比较信息所显示的彩色显示器，彩色显示器显示到邻近屏幕上的颜色条的位置。

【 図 1 】

