

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3932482号
(P3932482)

(45) 発行日 平成19年6月20日(2007.6.20)

(24) 登録日 平成19年3月30日(2007.3.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 3/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 1/00 5 1 0

G 0 6 T 3/00 3 0 0

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2002-304399 (P2002-304399)
 (22) 出願日 平成14年10月18日(2002.10.18)
 (65) 公開番号 特開2004-135929 (P2004-135929A)
 (43) 公開日 平成16年5月13日(2004.5.13)
 審査請求日 平成17年10月7日(2005.10.7)

早期審査対象出願

(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
 (72) 発明者 松村 剛
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 玉野 聡
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 三竹 毅
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

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】

被検体に時間間隔において超音波を繰り返し送信し、該超音波の送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信して濃淡断層像を構成する断層像構成部と、前記時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記濃淡断層像の輝度情報と前記カラー弾性画像の弾性情報を座標ごとに設定割合で加算して、前記濃淡断層像の注目領域の大きさに対する前記カラー弾性画像の硬化領域の広がり具合を相互に対比できる合成画像を作成する画像合成部と、該作成された合成画像を表示する表示部とを備えてなる超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像合成部は、前記断層像の輝度情報を光の3原色とみなし、設定割合で前記カラー弾性画像の色相情報と加算す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】

前記弾性画像構成部は、予め設定された関心領域のカラー弾性画像を作成することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記画像合成部は、前記設定割合、前記関心領域の少なくとも1つを可変設定する手段を備えてなる請求項1乃至3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記弾性画像構成部は、前記弾性情報として前記被検体の生体組織の歪みを求め、該求

10

20

めた歪みが小さい弾性情報を青色コードに変換して前記カラー弾性画像を構成す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】

前記弾性画像構成部は、前記弾性情報として前記被検体の生体組織の歪みを求め、該求めた歪みが大きい弾性情報を赤色コードに変換して前記カラー弾性画像を構成す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7】

前記画像合成部は、前記濃淡断層像の輝度情報を構成する座標 (i, j) の(断層像データ) i, j を、下記数1に示すように3原色RGBの(断層像データR) i, j 、(断層像データG) i, j 、(断層像データB) i, j に変換し、前記カラー弾性画像の弾性情報を構成する座標 (i, j) ごとの3原色RGBの(弾性画像データR) i, j 、(弾性画像データG) i, j 、(弾性画像データB) i, j を下記数2に示すように設定割合 α で加算して(合成画像データR) i, j 、(合成画像データG) i, j 、(合成画像データB) i, j の合成画像を作成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【数1】

$$(\text{断層像データR})_{i, j} = (\text{断層像データ})_{i, j}$$

$$(\text{断層像データG})_{i, j} = (\text{断層像データ})_{i, j}$$

$$(\text{断層像データB})_{i, j} = (\text{断層像データ})_{i, j}$$

20

【数2】

$$\begin{aligned} (\text{合成画像データR})_{i, j} \\ = (1 - \alpha) \times (\text{断層像データR})_{i, j} + \alpha \times (\text{弾性画像データR})_{i, j} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (\text{合成画像データG})_{i, j} \\ = (1 - \alpha) \times (\text{断層像データG})_{i, j} + \alpha \times (\text{弾性画像データG})_{i, j} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (\text{合成画像データB})_{i, j} \\ = (1 - \alpha) \times (\text{断層像データB})_{i, j} + \alpha \times (\text{弾性画像データB})_{i, j} \end{aligned}$$

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に係り、具体的には被検体の断層画像と被検体の生体組織の硬さや柔らかさ等を表す弾性画像とを例えば重ねて表示する技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、被検体に当接させた探触子を介して被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信し、その反射エコー信号に基づいて濃淡断層像例えば白黒のBモード像を得る装置として知られている。

40

【0003】

このような超音波診断装置において、被検体から発生する時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の変位を計測し、計測された変位から弾性情報例えば生体組織の硬さ、軟らかさ、歪み、弾性率などを求め、求められた弾性情報からカラー弾性画像を構成する技術が提案されている(例えば、特許文献1参照)。

【0004】

この場合、カラー弾性画像と断層像を別々に表示すると、観者例えば医師は、目線をずらして両方の画像を対比しなければならないから、精度の高い対比観察を行うことができない。そこで、カラー弾性画像を断層像に重畳表示して両画像を対応させることにより、被

50

検体の生体組織の硬い部位又は軟らかい部位を判断できるようにしている（例えば、特許文献2参照）。

【0005】

【特許文献1】

特開平5-317313号公報

【特許文献2】

特開平2000-60853号公報

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記特許文献2のように、カラー弾性画像を断層像に重畳表示すると、重ねられた部分ではどちらか一方の画像が表示されないことになる。つまり、カラー弾性画像が優先して表示されると、同一部位の断層像が表示されない。例えば、動きのある臓器等を診断しようとする場合、その動きと弾性変化の両方を観察することができなくなるという問題がある。特に、弾性変化と臓器の形状変化との関係を観察したい場合があるが、このような要望には対応できない。また、生体組織の硬化領域と被検体の部位との対応関係を的確に把握できないから、例えば、癌の腫瘍の周囲に存在する硬化領域がその腫瘍の大きさに対してどのように広がっているかの識別が難しくなる。その結果、手術による摘出範囲を的確に決めることができないおそれがある。

10

【0006】

本発明は、超音波診断画像で生体組織とその弾性との関係を的確に診断可能にすることを課題とする。

20

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、該超音波の送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信して濃淡断層像を構成する断層像構成部と、前記時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記濃淡断層像の輝度情報と前記カラー弾性画像の弾性情報を座標ごとに設定割合で加算して、前記濃淡断層像の注目領域の大きさに対する前記カラー弾性画像の硬化領域の広がり具合を相互に対比できる合成画像を作成する画像合成部と、該作成された合成画像を表示する表示部とを備えた構成とする。

30

【0008】

これによれば、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、濃淡断層像とカラー弾性像の画素情報を設定割合で加算したものとなるから、両方の画像の情報を含んだ合成画像になる。したがって、合成画像には、異なる生体組織の境界や、生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、それら組織の各部位の弾性情報がカラー画像により重ねて表示されるから、生体組織とその弾性の関係を的確に診断可能になる。

【0009】

その結果、例えば、生体組織に腫瘍がある場合、その腫瘍の周囲の生体組織には弾性が硬化している領域が存在するから、本発明の合成画像によれば、腫瘍の大きさと硬化領域の広がり具合の両方を反映した画像が得られるので、その硬化領域の広がりや腫瘍の大きさを相対的に対比することができ、癌等の摘出範囲を的確に決めることができる。

40

【0010】

この場合において、合成に係る設定割合、つまり濃淡断層像とカラー弾性画像にそれぞれ重み付けを施すことにより、濃淡断層像による生体組織形態の画像あるいはカラーによる弾性の画像のいずれか一方の画像を重視した所望の表示画像を得ることができる。

【0011】

また、合成画像を作成する場合、断層像の輝度情報を光の3原色すなわちRGB信号に変換し、変換された信号を設定割合でカラー弾性画像の色相情報と加算する画像構成部とするのが好ましい。

【0012】

50

また、予め設定された関心領域のカラー弾性画像を作成するのが望ましい。これにより、弾性画像構成部は、被検体の関心領域内の生体組織に特定してカラー弾性画像を構成することができる。したがって、生体組織全体に渡ってカラー弾性画像を構成する場合に比べ、カラー画像の構成時間を短縮することができ、表示画像のフレームレートを向上させることができる。

【0013】

さらに、設定割合および関心領域をそれぞれ可変設定するようにしてもよい。これにより、設定割合や関心領域を被検体の観察すべき生体組織に性質に応じて各パラメータを任意に設定することが可能となる。

【0014】

また、本発明の超音波診断装置は、濃淡断層像にカラー弾性画像を設定割合で加算合成することに代えて、弾性情報の設定閾値に基づいてカラー弾性画像の弾性が異なる組織の境界線を検出する輪郭検出部を設け、これにより検出された境界線が濃淡断層像に重ねて表示するようにしてもよい。

【0015】

これにより、表示画像は、生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、弾性が異なる生体組織の境界線すなわち輪郭が重ねて表示されるから、生体組織の動き及び形状変化と弾性との対応関係を的確に診断することができる。

【0016】

ところで、上述によって作成された濃淡断層像、カラー弾性画像及びこれらの合成画像並びに境界線画像の4つの画像のうち、少なくとも2つを選択する画像選択部を設け、これにより、選択された2つの画像を表示部の同一画面上の2つの表示領域に並べて表示させるようにすることができる。

【0017】

これにより、例えば、合成画像と濃淡断層像とを選択して表示させると、合成画像上で生体組織の形態と弾性との対応関係を知覚した後、その関係を画面に表示させた濃淡断層像と対比観察させることで再確認することができる。

【0018】

【発明の実施の形態】

（実施形態1）

本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施形態について、図1乃至図4を用いて説明する。図1は本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図2は画像合成部の構成を示す概念図である。図3と図4はそれぞれ断層像、弾性画像、合成画像の具体的な表示例を示している。

【0019】

図1に示すように、超音波診断装置1には、被検体に当接させて用いる探触子10と、探触子10を介して被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部12と、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部14と、受信された反射エコーを整相加算してRF信号フレームデータを時系列に生成する整相加算部16とが設けられている。

【0020】

また、整相加算部16からのRF信号フレームデータに基づいて被検体の濃淡断層像例えば白黒断層像を構成する断層像構成部18と、整相加算部16のRF信号フレームデータから被検体の生体組織の変位を計測して弾性データを求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部20とが備えられている。そして、白黒断層像とカラー弾性画像を合成する画像合成部22と、合成された合成画像を表示する表示部24が設けられている。

【0021】

探触子10は、複数の振動子を配設して形成されており、電子的にビーム走査を行って被検体に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。

【0022】

送信部 12 は、探触子 10 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。また、受信部 14 は、探触子 10 で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅して RF 信号すなわち受波信号を生成するものである。

【0023】

整相加算部 16 は、受信部 14 で増幅された RF 信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して RF 信号フレームデータを生成するものである。

【0024】

断層像構成部 18 は、信号処理部 30 と白黒スキャンコンバータ 32 を含んで構成されている。ここで、信号処理部 30 は、整相加算部 16 からの RF 信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い断層像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ 32 は、信号処理部 30 からの断層像データをデジタル信号に変換する A/D 変換器と、変換された複数の断層像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。その白黒スキャンコンバータ 32 は、制御コントローラによりフレームメモリに格納された被検体内の断層フレームデータを 1 画像として取得し、取得された断層フレームデータをテレビ同期で読み出すための信号に変換するものである。

10

【0025】

また、弾性画像構成部 20 は、RF 信号選択部 34 と、変位計測部 35 と、圧力計測部 36 と、弾性データ演算部 37 と、弾性信号処理部 38 と、カラスキャンコンバータ 39 とを含んで構成されており、整相加算部 16 の後段に分岐して設けられている。

20

【0026】

RF 信号選択部 34 は、フレームメモリと、選択部とを含んで構成されている。その RF 信号選択部 34 は、整相加算部 16 からの複数の RF 信号フレームデータをフレームメモリに格納し、格納された RF 信号フレームデータ群から選択部により 1 組すなわち 2 つの RF 信号フレームデータを選び出すものである。例えば、RF 信号選択部 34 は、整相加算部 16 から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成される RF 信号フレームデータをフレームメモリ内に順次確保し、制御部 26 からの指令に応じて現在確保された RF 信号フレームデータ (N) を第 1 のデータとして選択部で選択すると同時に、時間的に過去に確保された 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) を選択するものである。なお、ここで 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

【0027】

変位計測部 35 は、1 組の RF 信号フレームデータから生体組織の変位などを求めるものである。例えば、変位計測部 35 は、RF 信号選択部 34 により選択された 1 組のデータすなわち RF 信号フレームデータ (N) 及び RF 信号フレームデータ (X) から 1 次元或いは 2 次元相関処理を行って、断層像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する 1 次元又は 2 次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えば $N \times N$ 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してい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を行う。

40

【0028】

圧力計測部 36 は、被検体の診断部位における体腔内圧力を計測、推定するものである。例えば、被検体の体表面に接触させて用いる探触子 10 には、圧力センサを有する圧力計測部が取り付けられており、その探触子 10 のヘッドを加圧、減圧することで被検体の診断部位の体腔内に応力分布を与える。このとき、任意の時相において、圧力センサは、探触子ヘッドにより体表面に加えられた圧力を計測して保持するようにしている。

【0029】

50

弾性データ演算部 37 は、変位計測部 35 からの計測値例えば移動ベクトルと圧力計測部 36 からの圧力値とから断層像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。

【0030】

このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を移動量の変化で除することによって計算される。例えば、変位計測部 35 により計測された変位を ΔL 、圧力計測部 36 により計測された圧力を ΔP とすると、歪み (S) は、 ΔL を空間微分することによって算出することができるから、 $S = \Delta L / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。

10

【0031】

弾性データ処理部 38 は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性データ演算部 37 から時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータを制御部 26 の指令に応じて画像処理部により画像処理を行うものである。

【0032】

カラスキャンコンバータ 39 は、弾性データ処理部 38 からの弾性フレームデータに基づいて色相情報に変換するものである。つまり、弾性フレームデータに基づいて光の3原色すなわち赤 (R)、緑 (G)、青 (B) に変換するものである。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。

20

【0033】

そして、本発明に係る画像合成部 22 は、図 2 に示すように、フレームメモリ 50 と、画像処理部 51 と、画像選択部 52 とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリ 50 は、白黒スキャンコンバータ 32 からの断層像データとカラスキャンコンバータ 39 からの弾性画像データとを格納するものである。また、画像処理部 51 は、フレームメモリ 50 に確保された断層像データと弾性画像データを制御部 26 の指令に応じて設定割合で加算して合成するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層像とカラー弾性像の各情報を設定割合で加算したものとなる。さらに、画像選択部 52 は、フレームメモリ 50 内の断層像データと弾性画像データ及び画像処理部 51 の合成画像データのうちから画像表示部 24 に表示する画像を制御部 26 の指令に応じて選択するものである。

30

【0034】

このように構成される超音波診断装置 1 の動作について説明する。超音波診断装置 1 は、被検体に当接させた探触子 10 を介して被検体に時間間隔をおいて送信部 12 により超音波を繰り返し送信し、被検体から発生する時系列の反射エコー信号が受信部 14 により受信されて整相加算されて RF 信号フレームデータが生成される。その RF 信号フレームデータに基づいて断層像構成部 18 により濃淡断層像例えば白黒 B モード像が得られる。このとき、探触子 10 を一定方向走査すると、一枚の断層像が得られる。一方、整相加算部 16 により整相加算された RF 信号フレームデータに基づいて弾性画像構成部 20 によりカラー弾性画像が得られる。そして、得られた白黒断層像とカラー弾性画像を画像合成部 22 により加算して合成画像を作成する。

40

【0035】

ここで、本発明に係る画像合成部 22 の処理の一例を説明する。以下の説明では、画像処理部 51 に入力される断層像データを (断層像データ) i, j 、弾性画像データを (弾性画像データ) i, j としている。ここで、(i, j) はデータ要素の座標を示している。

50

【 0 0 3 6 】

まず、白黒の輝度情報を有する断層像データを色相情報に変換する。変換後の断層像データが白黒輝度情報と同じビット長であるとする、変換された断層像データに関する色相データ、すなわち光の3原色(RGB)のデータは次の数1のように表される。

【 0 0 3 7 】

【 数 1 】

$$(\text{断層像データ } R)_{i,j} = (\text{断層像データ})_{i,j}$$

$$(\text{断層像データ } G)_{i,j} = (\text{断層像データ})_{i,j}$$

$$(\text{断層像データ } B)_{i,j} = (\text{断層像データ})_{i,j}$$

次に、変換された断層像データと弾性画像データを設定割合(α)で加算して合成する。ここで、設定割合(α)は、生体組織の性質などに応じて観者により操作卓28から予め任意に設定されており、ゼロより大きく1より小さい値である。この設定割合(α)を用いると、生成される合成画像は、数2に示すように合成される。そして、合成された合成画像は、画像選択部52により選択されて表示部24に表示される。

10

【 0 0 3 8 】

【 数 2 】

$$(\text{合成画像データ } R)_{i,j} = (1 - \alpha) \times (\text{断層像データ } R)_{i,j} + \alpha \times (\text{弾性画像データ } R)_{i,j}$$

$$(\text{合成画像データ } G)_{i,j} = (1 - \alpha) \times (\text{断層像データ } G)_{i,j} + \alpha \times (\text{弾性画像データ } G)_{i,j}$$

$$(\text{合成画像データ } B)_{i,j} = (1 - \alpha) \times (\text{断層像データ } B)_{i,j} + \alpha \times (\text{弾性画像データ } B)_{i,j}$$

20

このように合成される画像について図3と図4を用いて説明する。図3は、断層像と弾性画像を合成せずに重畳表示した場合の表示例であり、図4は、本実施形態による断層像と弾性画像との合成画像の表示例である。また、図3Aと図4Aは、腫瘍60が表示されている白黒断層像である。また、図3Bと図4Bは、腫瘍60の周囲における生体組織の硬化領域61が表示されているカラー弾性画像である。そして、図3Cには、白黒断層像にカラー弾性画像が重畳された画像が表示されており、図4Cには、画像合成部22により白黒断層像とカラー弾性画像が合成された画像が表示されている。

【 0 0 3 9 】

30

まず、図3Cに示すように、白黒断層像による空間分布情報すなわち生体組織形態が弾性画像による弾性分布情報によって上書きされている。つまり、弾性画像が白黒断層像に優先して重ねられているので、両画像を相互に対比することができない。図3Cの合成画像では、腫瘍60の画像が硬化領域61の画像に上書きされて塗り替えられているため、腫瘍60の大きさと硬化領域61の広がり具合を相対的に対応付けることが困難となっている。

【 0 0 4 0 】

一方、図4Cに示すように、合成画像は、図4Aの白黒断層像と図4Bのカラー弾性画像を各座標点において設定割合(α)で加算したものであるから、両方の画像の情報が反映された画像となっている。したがって、図4Cに示す画像には、硬化領域61の画像上に腫瘍60の形態がうっすらと表示されているので、腫瘍60の輪郭を識別することができる。このように硬化領域61の画像が視覚的にいわば半透明的に重畳して表示されているため、腫瘍60の大きさに対する硬化領域61の広がり具合を同一画像上で相対的に対比することができ、手術による摘出範囲を的確に決めることができる。

40

【 0 0 4 1 】

このように本実施形態の超音波装置は、弾性画像による生体組織の弾性と断層像による超音波反射強度の分布すなわち生体組織形態を同一画像上で相互に対比できる画像を表示することができる。すなわち、断層像と弾性画像を相互にいわば半透明にした画像を表示することができるので、生体組織とその弾性との関係を的確に診断することが可能になる。

【 0 0 4 2 】

50

(実施形態2)

本発明を適用してなる超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。第1の実施形態では、白黒断層像と弾性画像を設定割合(α)で加算して合成する例を説明したが、それに代えて、本実施形態では、弾性画像の硬化領域の輪郭すなわち境界線を示す画像を断層像に合成する例を説明する。

【0043】

本発明に係る画像合成部22は、図2に示した構成に加えて輪郭検出部を備えて構成している。輪郭検出部とは、例えば設定された閾値に基づいて生体組織における異なる弾性を有する領域の境界線を検出して抽出するものである。

【0044】

ここで、輪郭検出部について詳細に説明する。以下の説明では、輪郭検出部に入力される弾性画像データを(弾性画像データ X) $_{i,j}$ 、輪郭検出部から出力される画像データを(輪郭画像データ X) $_{i,j}$ とする。

【0045】

まず、輪郭検出部は、(弾性画像データ X) $_{i,j}$ に画像処理フィルターを用いて2値化する。例えば、平滑フィルターやメジアンフィルターを施し、予め操作卓28により設定された閾値($T1$)に基づいて(画像データ X) $_{i,j}$ を2値化する。これにより、(弾性画像データ X) $_{i,j}$ は、閾値($T1$)より小さい領域と閾値($T1$)より大きい領域の2つの領域に明確に分離される。

【0046】

次に、(弾性画像データ X) $_{i,j}$ において分離された2つの領域の境界に相当する座標位置(i,j)に例えば数値1を代入して置換すると同時に、他の座標に数値0を代入する。これにより、2つの領域に境界に相当する座標だけが数1となるので、その境界だけを表示する(輪郭画像データ X) $_{i,j}$ が生成される。

【0047】

更に、別の閾値の境界線も同時に画像化することもできる。例えば、別の閾値($T2$)に基づいて(弾性画像データ X) $_{i,j}$ を2つの領域に分離し、その分離された境界に対応する座標(i,j)に例えば数値2を代入して置換する。この数値2を代入した座標と上記数値1を代入した座標を抽出すれば、2本の境界線を表す輪郭画像を得ることができる。このように、観者の所望に応じて閾値を設定することにより複数の境界線を有する輪郭画像を生成することができる。

【0048】

そして、得られた輪郭画像とカラー弾性画像が設定割合(α)に基づいて画像処理部52により加算合成される。その合成画像は、画像選択部52により選択されて表示される。

【0049】

このような輪郭検出処理を施した具体的な表示例について図5を用いて説明する。図5は、白黒断層像と弾性画像から抽出された輪郭画像を合成処理して表示させた画像の一例である。図5Aに示すとおり、白黒断層像は腫瘍60を含んで表示されている。また、図5Bに示すとおり、輪郭画像には輪郭画像には第1の閾値により検出された第1の境界線70と第2の閾値により検出された第2の境界線71が表示されている。そして、図5Cに示すとおり、白黒断層像と輪郭画像を合成した合成画像が表示されている。なお、合成処理の手順は第1の実施形態で説明した手順と同様である。

【0050】

このように、図5Cの画像には、腫瘍60を含む硬化領域に関する境界線70と、生体組織が例えば石灰化した領域に関する境界線71の両方の画像が、断層像に合成されて表示されている。したがって、図5Cに示す画像を観察すれば、生体組織形態と弾性が異なる境界との対応関係を的確に診断することができる。これにより、例えば、癌の治療において、腫瘍60の広がりや大きさに対する硬化領域61の広がりを相互に対比できることになるから、その広がりの相対的な違いを一目瞭然に把握することができ、被検体の摘出範囲を的確に決めることができる。

10

20

30

40

50

【0051】

この場合において、白黒断層像に輪郭画像をそれぞれ重み付けをして合成する例を説明したが、これに代えて単に重畳表示するようにしてもよい。すなわち、輪郭画像の輪郭線の幅は小さいので、その輪郭線により覆い隠される断層像の領域も小さくなる。したがって、両方の画像データを重畳表示させても、位置対応の不明瞭性、不明確性の度合いが小さくなるので、相互に対応関係を把握することができる。このとき、重畳表示する場合、設定割合（ α ）の値を0若しくは1として両方の画像を合成すればよい。

【0052】

また、弾性画像に基づいて輪郭画像を作成する例を説明したが、断層画像に基づいて輪郭画像を構成してもよい。また、閾値の値、閾値の個数及び設定割合すなわち混合の比率 α 、並びに輪郭検出部の機能を画像合成部22において有効にするか無効にするかの決定は、それぞれユーザインターフェース例えば操作卓18により任意に設定変更される。

10

【0053】

以上、2つの実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明に係る超音波診断装置は、これに限られるものではない。例えば、画像合成部22により合成処理される領域を予め設定された関心領域に特定して処理することができる。すなわち、弾性画像構成部20は、被検体の生体組織の異なる弾性に色相を付加してカラー弾性画像を構成する際、画像の構成範囲を制御部26の指令に応じて予め設定した関心領域内に特定してカラー画像を構成することができる。したがって、被検体の生体組織全体に渡ってカラー弾性画像を構成する場合に比べ、画像構成時間を短縮することができるため、表示画像のフレームレートを向上させることができる。なお、関心領域すなわち表示画像上の設定領域は、ユーザインターフェース例えば操作卓28により任意に設定変更される。

20

【0054】

また、本実施形態の画像選択部52は、白黒断層像と弾性画像の合成画像を選択して表示部24に表示させているが、表示させる画像を任意に選択することができる。例えば、生成される画像には、断層像、弾性画像、合成画像、断層像の輪郭画像、弾性画像の輪郭画像などがあるが、画像選択部52は、その生成された画像群のうちから任意の画像を複数選択して同一画面上で並べて表示させることができる。このようにすれば、例えば、断層像と合成画像とを選択してその両方の画像を並べて表示することができるから、合成画像上で生体組織の形態と弾性との対応関係を知覚した後、その関係を画面に表示させた濃淡断層像と対比観察させることで再確認することができる。

30

【0055】

また、本実施形態の変位計測部35は、断層像の各点に相当する生体組織の移動ベクトルを検出する際、ブロックマッチング法を用いているが、これに代えてグラジェント法などの技術を用いることができる。例えば、2画像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方法を用いることができる。

【0056】

さらに、本実施形態の探触子10には、複数の振動子を配設して形成される電子走査形のものをを用いているが、これに代えて1つの振動子を有してなる機械式走査形の探触子を用いてもよい。また、この探触子10は、被検体の体表面に接触させるものであるが、経食道探触子や血管内探触子を用いた場合でも本発明を適用することができる。

40

【0057】

また、本実施形態における画像の合成処理では、白黒断層像にカラー弾性画像を合成する例を説明したが、生体組織の性質等に応じて変更することができる。例えば、青系の色相が付された濃淡断層像と赤系の色相が付された濃淡弾性画像を合成するようにしてもよい。

【0058】

また、本実施形態の弾性データ演算部37は、生体組織の歪み（ S ）とヤング率 Y_m を求めて弾性画像データを生成しているが、これに代えてスティフネスパラメータ（ β ）、圧弾性係数（ E_p ）、増分弾性係数（ E_{inc} ）などの動脈壁の硬さや物性を表すパラメー

50

タを求めて弾性率を生成してもよい。

【0059】

【発明の効果】

本発明によれば、超音波診断画像で生体組織とその弾性との関係を的確に診断可能にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】画像構成部の構成を示す概念図である。

【図3】断層像にカラー弾性画像を重畳させる画像の表示例である。

【図4】断層像とカラー弾性画像の合成させる画像の表示例である。

【図5】断層像と輪郭画像を合成させる画像の表示例である。

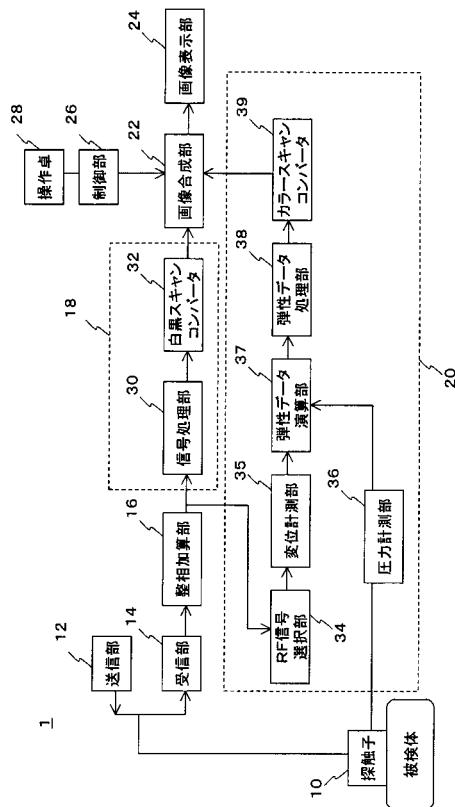
【符号の説明】

- 1 超音波診断装置
- 18 断層像構成部
- 20 弾性画像構成部
- 22 画像合成部
- 24 画像表示部
- 26 制御部
- 28 操作卓
- 20 弾性画像構成部
- 22 画像合成部
- 24 画像表示部
- 26 制御部
- 28 操作卓
- 52 画像選択部

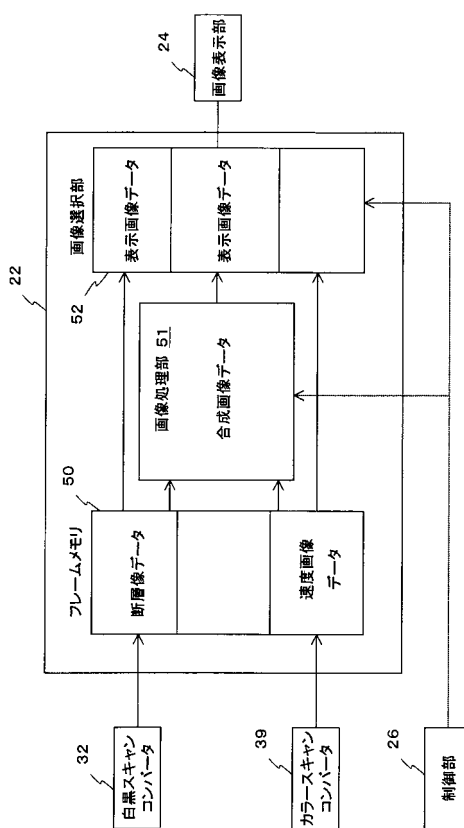
10

20

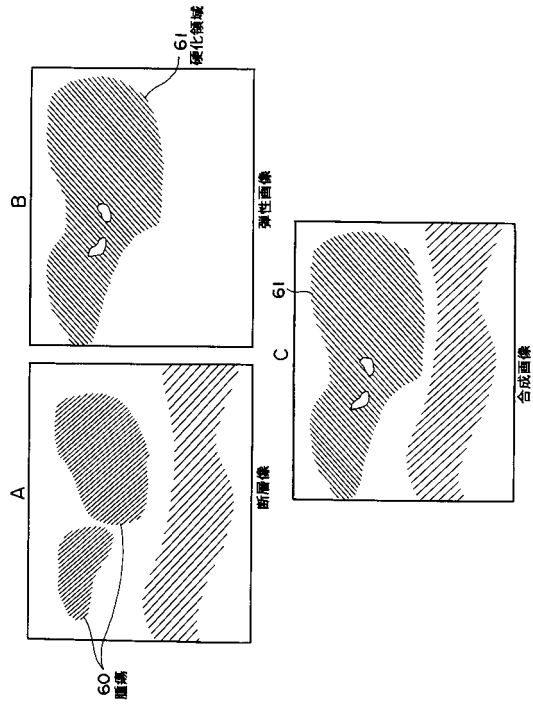
【図1】



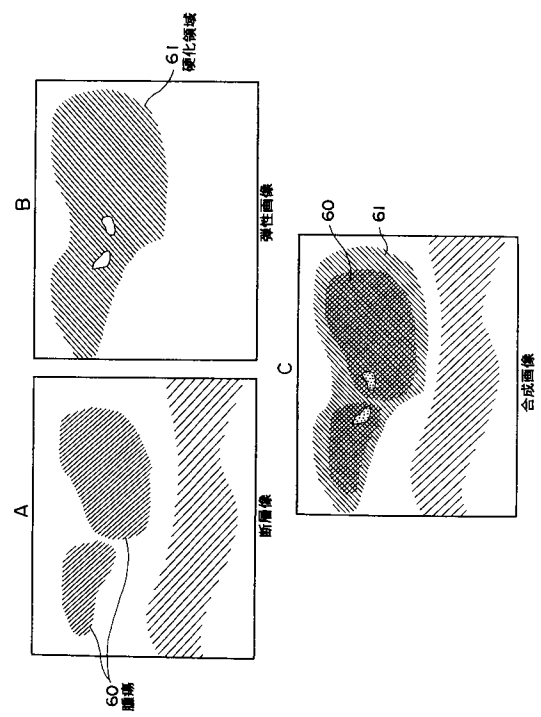
【図2】



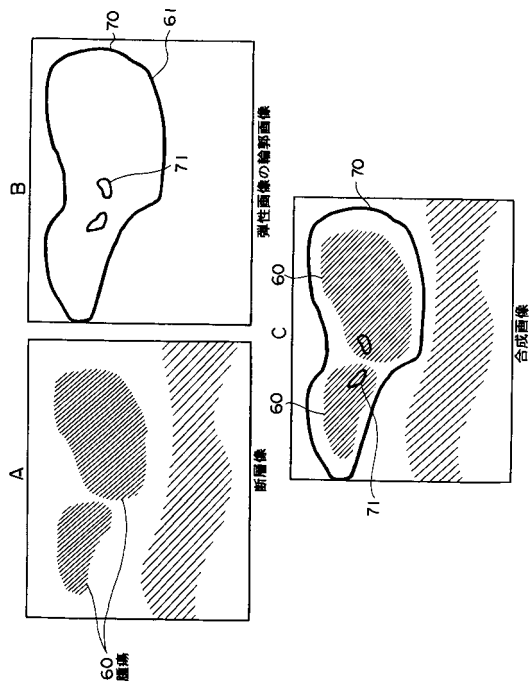
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 椎名 毅

茨城県つくば市竹園2 - 808 - 205

(72)発明者 山川 誠

茨城県つくば市吾妻1 - 16 - 2

402号棟712号室

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平04 - 017842 (JP, A)

国際公開第97 / 034530 (WO, A1)

実開昭61 - 147458 (JP, U)

特開平06 - 178777 (JP, A)

特開2000 - 060853 (JP, A)

(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	JP3932482B2	公开(公告)日	2007-06-20
申请号	JP2002304399	申请日	2002-10-18
[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	松村剛 玉野聡 三竹毅 椎名毅 山川誠		
发明人	松村 剛 玉野 聡 三竹 毅 椎名 毅 山川 誠		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T3/00 A61B8/00 A61B5/103 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/441 A61B8/08 A61B8/5238 A61B2562/0247 A61B2562/046 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T1/00.510 G06T3/00.300 A61B8/00 A61B8/14 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD06 4C301/DD30 4C301/EE20 4C301/JB03 4C301/JB11 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB35 4C301/JB50 4C301/JC07 4C301/JC08 4C301/JC14 4C301/KK02 4C301/KK12 4C301/LL03 4C301/LL04 4C301/LL20 4C601/DD19 4C601/DD26 4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL40 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CE17 5B057/CE18 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC16 5B057/DC32 5B057/DC36		
其他公开文献	JP2004135929A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用超声诊断图像准确诊断生物组织与其弹性之间的关系。解决方案：超声诊断设备1包括：断层图构建部分18，其以时间间隔重复地向对象发送超声波，接收与发送的超声波对应的时间序列反射回波信号并构建阴影断层图像，弹性图像构建部分20基于时间序列反射回波信号测量受试者的生物组织的位移以获取弹性信息并构建彩色弹性图像，图像合成部分22通过添加断层图像和颜色来制作合成图像预定比率的弹性图像和显示获得的合成图像的显示部分24。Ž

