

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4615528号
(P4615528)

(45) 発行日 平成23年1月19日(2011.1.19)

(24) 登録日 平成22年10月29日(2010.10.29)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 2 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-11412 (P2007-11412) (22) 出願日 平成19年1月22日 (2007.1.22) (62) 分割の表示 特願2002-304399 (P2002-304399) の分割 原出願日 平成14年10月18日 (2002.10.18) (65) 公開番号 特開2007-98180 (P2007-98180A) (43) 公開日 平成19年4月19日 (2007.4.19) 審査請求日 平成19年2月15日 (2007.2.15) 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 (74) 代理人 100098017 弁理士 吉岡 宏嗣 (72) 発明者 松村 剛 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディ コ内 (72) 発明者 玉野 聡 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディ コ内</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画像データを求める弾性データ演算部と、

前記弾性画像データを入力して、操作卓により設定された閾値に基づいて前記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する輪郭検出部と、

前記境界線の座標に基づいて輪郭画像を生成する輪郭画像生成部と、

前記濃淡断層像に前記輪郭画像を加算又は重畳した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る超音波診断装置。

【請求項2】

前記輪郭画像生成部は、前記閾値が複数設定された場合、該複数の閾値に対応した複数の境界線を有する前記輪郭画像を生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。

【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。

【背景技術】

【0002】

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。

【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、柔らかさ、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）。

10

【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

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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。

30

【0007】

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。

【課題を解決するための手段】

【0008】

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画像データを求める弾性データ演算部と、前記弾性画像データを入力して、操作卓により設定された閾値に基づいて前記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する輪郭検出部と、前記境界線の座標に基づいて輪郭画像を生成する輪郭画像生成部と、前記濃淡断層像に前記輪郭画像を加算又は重畳した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構成する。

40

【0009】

これにより、表示される合成画像は、濃淡画像の注目領域に、設定された閾値に基づいた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、注目領域と閾値よりも硬化している領域との対応関係を的確に診断することができる。また、生体組織の

50

動き及び形状変化などを同時に観察できる。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、硬化領域に対応した閾値を設定することにより、濃淡画像の腫瘍の大きさと閾値よりも硬化している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と腫瘍の大きさを相対的に対比することができ、癌等の抽出範囲を的確に決めることができる。

【 0 0 1 0 】

この場合において、輪郭検出部は、閾値に基づいて弾性情報を2値化し、閾値より小さい領域と閾値より大きい領域の2つの領域に分離するように構成することができる。また、輪郭画像生成部は、複数の閾値が設定された場合、複数の境界線を有する輪郭画像を生成するように構成することができる。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

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。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

(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。

20

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。

30

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

40

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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

50

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。

【0019】

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、カラー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。

【0020】

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。

【0021】

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×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。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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L、圧力計測部36により計測された圧力をPとすると、歪み(S)は、L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、 $S = L / X$ 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、 $Y_m = (P) / (L / L)$ 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 5 】

弾性データ処理部 3 8 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 3 7 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 2 6 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。

【 0 0 2 6 】

カラーキャンコンバータ 3 9 は、弾性データ処理部 3 8 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。

10

【 0 0 2 7 】

そして、本発明に係る画像合成部 2 2 は、図 2 に示すように、フレームメモリ 5 0 と、画像処理部 5 1 と、画像選択部 5 2 とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリ 5 0 は、白黒キャンコンバータ 3 2 からの断層像データとカラーキャンコンバータ 3 9 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 5 1 は、フレームメモリ 5 0 に確保された断層像データと弾性画像データを制御部 2 6 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 5 2 は、フレームメモリ 5 0 内の断層像データと弾性画像データ及び画像処理部 5 1 の合成画像データのうちから画像表示部 2 4 に表示する画像を制御部 2 6 の指令に応じて選択するものである。

20

【 0 0 2 8 】

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 1 0 を介して被検体に時間間隔をおいて送信部 1 2 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 1 4 により受信されて整相加算されて R F 信号フレームデータが生成される。その R F 信号フレームデータに基づいて断層像構成部 1 8 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 1 0 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 1 6 により整相加算された R F 信号フレームデータに基づいて弾性画像構成部 2 0 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 2 2 により加算して合成画像を作成する。

30

【 0 0 2 9 】

ここで、本発明に係る画像合成部 2 2 の処理の一例を説明する。以下の説明では、画像処理部 5 1 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。

【 0 0 3 0 】

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 (R G B) のデータは次の数 1 のように表される。

40

【 0 0 3 1 】

(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 () で加算して合成する。ここで、設定割合 () は、生体組織の性質などに応じて観者により操作卓 2 8 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 () を

50

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 5 2 により選択されて表示部 2 4 に表示される。

【 0 0 3 2 】

(数 2)

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

10

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 3 A と図 4 A は、腫瘍 6 0 が表示されている白黒断層像である。また、図 3 B と図 4 B は、腫瘍 6 0 の周囲における生体組織の硬化領域 6 1 が表示されているカラー弾性画像である。そして、図 3 C 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 4 C には、画像合成部 2 2 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 3 】

20

まず、図 3 C 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 3 C の合成画像では、腫瘍 6 0 の画像が硬化領域 6 1 の画像に上書きされて塗り替えられているため、腫瘍 6 0 の大きさと硬化領域 6 1 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 3 4 】

一方、図 4 C に示すように、合成画像は、図 4 A の白黒断層像と図 4 B のカラー弾性画像を各座標点において設定割合 () 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 4 C に示す画像には、硬化領域 6 1 の画像上に腫瘍 6 0 の形態がうっすらと表示されているので、腫瘍 6 0 の輪郭を識別することができる。このように硬化領域 6 1 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 6 0 の大きさに対する硬化領域 6 1 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。

30

【 0 0 3 5 】

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。

40

【 0 0 3 6 】

(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 () 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。

【 0 0 3 7 】

本発明に係る画像合成部 2 2 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。

50

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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。

10

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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。

20

【 0 0 4 2 】

そして、得られた輪郭画像と白黒断層像が設定割合（ ）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。

【 0 0 4 3 】

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。

30

【 0 0 4 4 】

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。

40

【 0 0 4 5 】

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（ ）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。

【 0 0 4 6 】

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

50

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、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 28 により任意に設定変更される。

【0047】

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。

10

【0048】

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。

20

【0049】

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エ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。

【0050】

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。

30

【0051】

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。

【0052】

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 (σ)、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タを求めて弾性率を生成してもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0053】

【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。

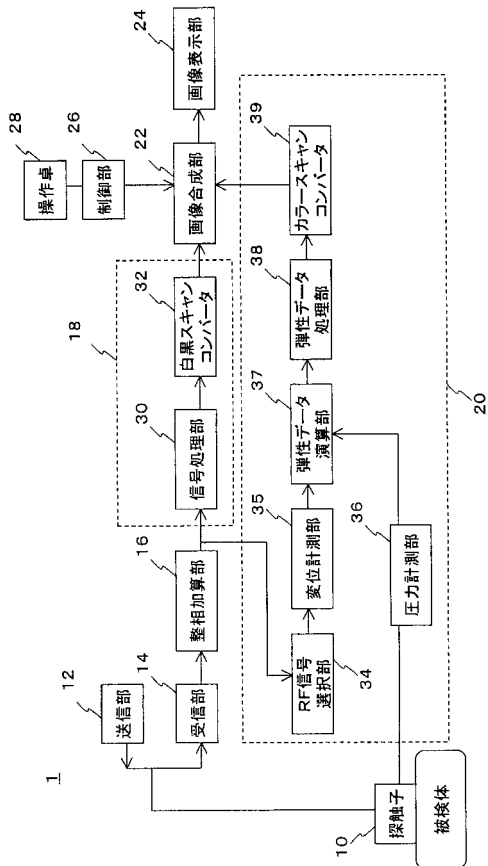
【符号の説明】

50

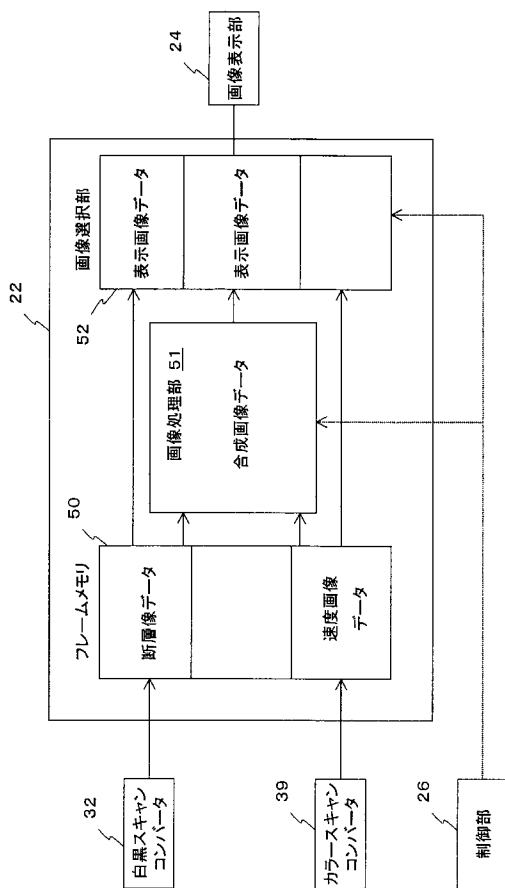
【 0 0 5 4 】

- 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
- 52 画像選択部

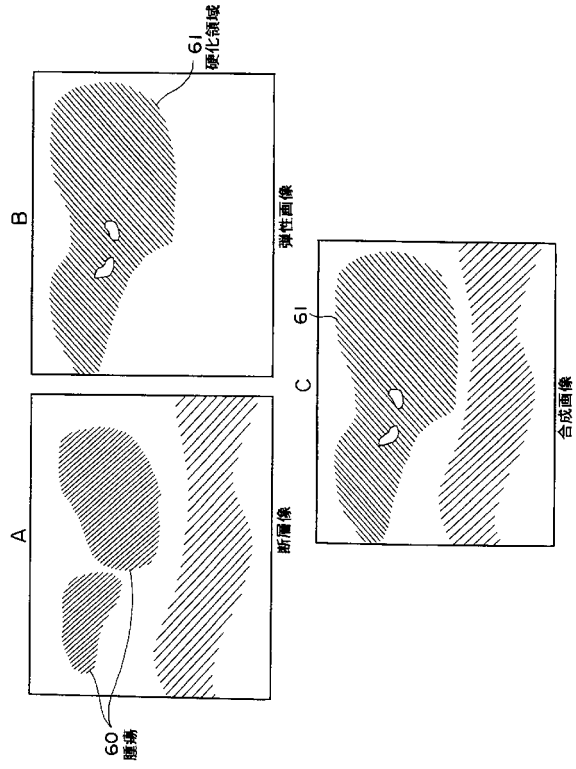
【 図 1 】



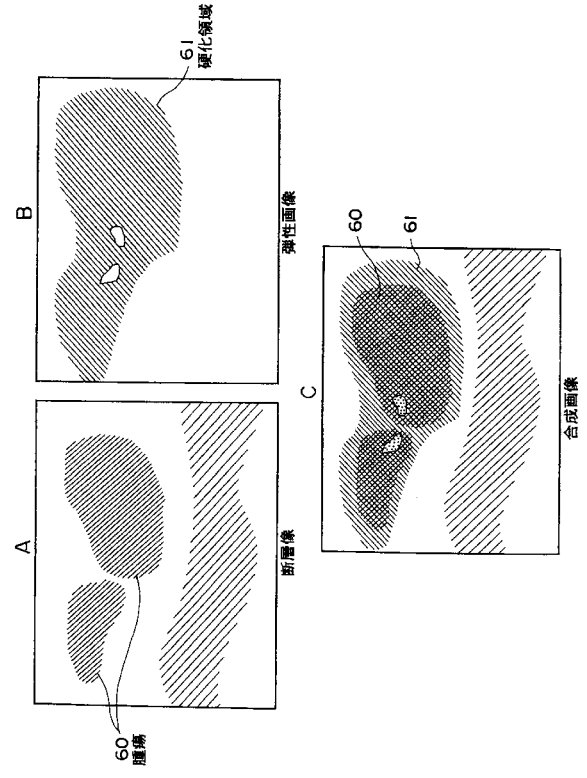
【 図 2 】



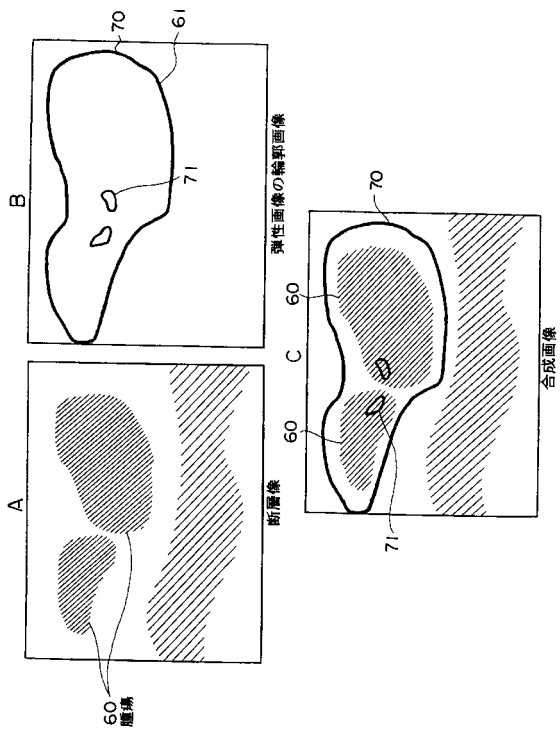
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

- (72)発明者 三竹 毅
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
- (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)
実開昭61-147458(JP,U)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4615528B2	公开(公告)日	2011-01-19
申请号	JP2007011412	申请日	2007-01-22
[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 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		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/KK24 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2007098180A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过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：超声波诊断设备具有：断层图像构造部分18，其以时间间隔重复向对象传输超声波，并接收与超声波的传输相对应的时间序列的反射回波信号，以构建灰度断层图像；轮廓检测部分22，基于时间序列的反射回波信号测量对象的生物组织的位移，以获得弹性信息，并检测生物组织中具有不同弹性的区域的边界；轮廓图像生成部分，用于基于边界的坐标生成轮廓图像；图像合成部分22，用于准备合成图像，通过该合成图像，可以通过将轮廓图像添加或叠加到灰度级来比较轮廓图像的硬区域相对于灰度图像的感兴趣区域的尺寸的扩散条件X线断层；显示部分24用于显示准备好的合成图像。 ǃ

【 图 1 】

