

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4897492号  
(P4897492)

(45) 発行日 平成24年3月14日(2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日(2012.1.6)

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

請求項の数 14 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-540885 (P2006-540885)	(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
(86) (22) 出願日	平成17年10月5日(2005.10.5)	(72) 発明者	脇 康治 千葉県柏市大室257-27-307
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/018413	審査官	右▲高▼ 孝幸
(87) 国際公開番号	W02006/040967	(56) 参考文献	特開平8-280684 (J P, A) 特開2001-276061 (J P, A) 特開2004-16268 (J P, A) 特開2004-261198 (J P, A) 特開2004-267464 (J P, A) 特開2005-66041 (J P, A) 米国特許第6500119 (U S, B 1)
(87) 国際公開日	平成18年4月20日(2006.4.20)		
審査請求日	平成20年10月3日(2008.10.3)		
(31) 優先権主張番号	特願2004-296207 (P2004-296207)		
(32) 優先日	平成16年10月8日(2004.10.8)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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】

超音波探触子と、前記超音波探触子から被検体或いはファントムに超音波を送受信させる超音波送受信部と、前記超音波探触子によって検出された信号を処理して歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、前記歪み弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記表示手段は、リアルタイムに取得される加圧中の歪み弾性画像と、前記歪み弾性画像の加圧状態を把握するために予め撮影した歪み弾性手本画像と、前記歪み弾性画像の生成時に取得される歪み量及び圧力の少なくとも一方に関して時系列に示されるグラフとを並列に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記被検体或いはファントムと前記超音波探触子の間における複数箇所の圧力を検出する圧力検出手段を有し、前記複数箇所の圧力状態を前記表示手段に表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記超音波探触子には、複数の圧力検出手段が配置されている圧力補助カプラが備えられることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記表示手段は、前記圧力検出手段の配置に対応した圧力情報を画像濃淡或いは矢印で表示することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項5】

10

20

前記表示手段は、前記圧力検出手段の配置に対応した圧力情報をグラフ表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記圧力検出手段は、c M U T 素子であり、静電容量の変化により圧力を検出することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示手段は、前記歪み弾性画像上の前記圧力検出手段に対応する位置に圧力グラフを表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波探触子の圧力状態に基づいて、前記超音波探触子の長軸及び短軸を中心にして回転させる指示矢印をそれぞれ表示させることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記被検体或いはファントムの対象部位毎に対応した圧迫方法テーブルを備え、前記対象部位に対応した圧迫方法を表示させることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

リアルタイムに取得される歪み弾性画像と予め撮影した歪み弾性手本画像とを重ね合わせ、前記歪み弾性手本画像に対する前記リアルタイムに取得される歪み弾性画像の一致度を検出する検出手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 11】

前記検出手段は、前記リアルタイムに取得される歪み弾性画像及び予め撮影した歪み弾性手本画像の色相情報を 2 値化して重ね合わせることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記検出手段は、前記歪み弾性手本画像に対する前記リアルタイムに取得される歪み弾性画像の重なり合わない部分の面積或いは画素により一致度を検出することを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記一致度に応じて注意文を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 14】

前記表示手段は、取得した前記圧力情報を経過時間とともにグラフ表示させることを特徴とする請求項 2 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、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を表示する超音波診断装置に関し、特に歪み、弾性率画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度とし診断部位の反射率断層像として表示している。近年、超音波診断装置において、画像相関を取り、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分し、歪みを計測したり、組織状診断として生体組織に対して圧力変化を与え、その弾性率を計測したりし、歪み、あるいは弾性率を画像として表示することが行われるようになってきている。この画像は、生体組織の歪み量や弾性率に応じて赤や青その他の色相情報の付与されたものである。超音波診断装置では、主に生体組織の硬い部位に色を付けて表示することにより、容易に腫瘍の広がりや大きさを診断することができるようにしてある。

【0003】

50

例えば特許文献1のように、圧力センサを用いて圧迫圧力を検出し、その情報を用いて、生体組織の歪や弾性率などを色相変調して弾性画像を構成し、これらを白黒断層像(B像)に重畳表示している。すなわち、組織弾性をその組織の相対的な歪みまたは硬さとして認識可能に画像化して表示している。

組織弾性は圧迫時の組織歪みを画像化するものであるが、同じ圧迫をおこなっても、対象部位により歪みの程度は異なり、対象部位毎に適した圧迫が存在する。そのため適度な圧迫をしないと、アーチファクトの多い画像となり、誤診につながる恐れがある。

【0004】

この発明は、上述の点に鑑みなされたものであり、圧迫状態を画面表示する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【特許文献1】特開2003-225239号公報

【発明の開示】

【0005】

超音波探触子と、前記超音波探触子から被検体或いはファントムに超音波を送受信させる超音波送受信部と、前記超音波探触子によって検出された信号を処理して歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、前記歪み弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記被検体或いはファントムと前記超音波探触子の間における複数箇所の圧力を検出する圧力検出手段を有し、前記複数箇所の圧力状態を前記表示手段に表示する。

【0006】

前記超音波探触子には、複数の圧力検出手段が配置されている圧力補助カプラが備えられる。また、前記表示手段は、複数の前記圧力検出手段のいずれかの方向の圧力が不足している場合には、該圧力が不足している方向を表示したり、前記圧力検出手段の配置に対応した圧力情報を画像濃淡或いは矢印で表示したり、前記圧力検出手段の配置に対応した圧力情報をグラフ表示する。また、前記表示手段は、前記歪み弾性画像上の前記圧力検出手段に対応する位置に圧力グラフを表示したり、前記超音波探触子の圧力状態に基づいて、前記超音波探触子の長軸及び短軸を中心にして回転させる指示矢印をそれぞれ表示したり、リアルタイムに取得される歪み弾性画像と予め撮影した歪み弾性手本画像を並列に表示したり、取得した前記圧力情報を経過時間とともにグラフ表示する。

【0007】

さらに、リアルタイムに取得される歪み弾性画像と予め撮影した歪み弾性手本画像とを重ね合わせ、前記歪み弾性手本画像に対する前記リアルタイムに取得される歪み弾性画像の一致度を検出する検出手段を備える。前記圧力検出手段は、cMUT素子であり、静電容量の変化により圧力を検出する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明を実現するための構成図である。

【図2】本発明の表示画像の一例を示す図である。

【図3】本発明の画像一致度を検出するための説明図である。

【図4】本発明の圧力グラフ表示の一例を示す図である。

【図5】本発明の探触子の構成図である。

【図6】本発明の圧力計測の構成を示す図である。

【図7】本発明の圧力分布表示を示す図である。

【図8】本発明の表示画像の一例を示す図である。

【図9】生体を模擬したトレーニング専用ファントムの一例を示す図である。

【図10】図9のトレーニング専用ファントムの製造方法の一例を示す図である。

【図11】図9のトレーニング専用ファントムの製造方法の一例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。図1は、この実施の形態に

10

20

30

40

50

係る超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【0010】

超音波診断装置は、トレーニング専用ファントム或いは被検体1に当接させて用いる圧力センサ等を有した探触子2と、探触子2を介してトレーニング専用ファントム或いは被検体1に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信・受信する超音波送受信部3と、受信された反射エコーを整相加算してRF信号データを時系列に生成する整相加算回路4と、RF信号データに基づいてトレーニング専用ファントム或いは被検体1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5と、整相加算回路4からのRF信号データに基づいてトレーニング専用ファントム或いは被検体1の生体組織の変位を計測して弾性データを求める歪み演算部6と、カラー弾性画像を構成する弾性画像構成部7と、超音波信号以外の画像を描出するグラフィック部8と、カラースケール発生部9と、これら白黒断層像、カラー弾性画像、グラフィック、カラースケールを同画面上に合成する合成部10と、合成された合成画像を表示する画像表示器11と、これらの各構成要素を制御する制御演算部12と、各種設定用のインタフェースとなるキーボード13とを備えて構成されている。

10

【0011】

探触子2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トレーニング専用ファントム或いは被検体1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。超音波送受信部3は、送信時は、探触子2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、受信時には、探触子2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。整相加算回路4は、増幅されたRF信号を入力して位相制御し、複数の収束点に対し収束した超音波ビームを形成してRF信号データを生成する。

20

【0012】

断層像構成部(B/W DSC)5は、信号処理部・白黒スキャンコンバータを含んで構成されている。ここで、整相加算回路4からのRF信号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は、信号処理部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、制御コントローラなどを含んで構成されている。断層像構成部5は、白黒スキャンコンバータやフレームメモリに格納されたトレーニング専用ファントム或いは被検体1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ものである。

30

【0013】

歪み演算部6は、RF信号選択部及び変位演算部を含んで構成されており、整相加算回路4の後段に分岐して設けられている。RF信号選択部は、フレームメモリと、選択部とを含んで構成されている。このRF信号選択部は、整相加算回路4からの複数のRF信号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信号選択部は、整相加算回路4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信号データをフレームメモリ内に順次確保し、制御演算部12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。

40

【0014】

変位演算部は、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、変位演算部は、RF信号選択部により選択された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

50

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。

【0015】

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である。

【0016】

また、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、変位演算部より計測された変位を  $L$ 、圧力計測部(図示しない)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。

【0017】

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。

【0018】

弾性画像構成部(カラーDSC)7は、弾性データ処理部及びカラースキャンコンバータを含んで構成されている。弾性データ処理部は、歪み演算部6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演算部12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。

【0019】

カラースキャンコンバータは、弾性データ処理部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、カラースキャンコンバータは、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。なお、赤(R)緑(G)青(B)の階調は256階調であり、データ値「255」は、大輝度で表示することを、逆にデータ値「0」は全く表示されないことを意味する。このカラースキャンコンバータには、制御演算部12を介してキーボードなどの操作部13に接続されており、この操作部13によって弾性画像の色合いなどが制御されるようになっている。また、探触子2に圧力センサを取り付けることで、探触子2をトレーニング専用ファントム或いは被検体1に押しつけた時の圧力を計測することが可能となり、この圧力情報を制御演算部12で取り込み、その圧力を測定し、表示部11に表示させることも可能である。

【0020】

合成部10は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリは、断層像構成部5、弾性画像構成部7及びグラフィック部8からのデータを格納するものである。また、画像処理部は、フレームメモリに確保された断層像データと弾性画像データを制御部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、画像選択部は、フレームメモリ内の断層像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから画像表示器11に表示する画像を制御部の指令に応じて選択するものである。

【0021】

制御演算部12は、白黒断層像データ、歪み演算部から得られた歪みデータ、探触子先の圧力センサより得られた圧力データなどを取り込み、これらと内部に持ったデータベースのデータとを比較検討し、適切な圧迫状態を表示したり、鳴音によってユーザにガイドしたりするものである。これら形態に関し、具体例を用いて下記より説明する。

## 【 0 0 2 2 】

図2は、この実施の形態に係る超音波診断装置の表示の一例を示す図である。画像表示器11には、断層像構成部5から出力されるトレーニング専用ファントム或いは被検体1の濃淡断層像(白黒断層データ)と、歪み(弾性)データに基づいて弾性画像構成部7で作成された組織弾性画像が図2の(1)の部分に表示される。表示される組織弾性画像は、ユーザが生体を模擬したトレーニング専用ファントム或いは被検体1を用いた場合の画像(ユーザ抽出像)と、予め撮影されるとともに記憶された画像であって、グラフィック部8によって生成された手本の画像(手本像)とであり、これらが画面上に並列に表示される。したがって、ユーザは自身が現在加圧中のユーザ抽出像と手本像とを目視にて比較することによって、現在の加圧状態が適切なのか、不適切なのかを容易に判断することができる。トレーニング専用ファントム或いは被検体1は、対象部位毎に複数種類設けられる。超音波診断装置は、この対象部位毎のトレーニング専用ファントム或いは被検体1のIDに対応したテーブルを備えている。そして、トレーニングモードが選択された時には、トレーニング専用ファントム或いは被検体1のID等を操作部13を介して制御演算部12に入力することで、対象部位のボディーマークの表示や、部位毎の適切な圧迫方法を表示するなどのトレーニングが可能となる。

10

## 【 0 0 2 3 】

また、図3に示すように、手本像32にユーザ抽出像31を重ね合わせ、手本像32に対するユーザ抽出像31の一致度を検出して、その一致度を表示させる。圧迫の度合いが最適であるか否かを使用者に認識させる。

20

具体的には、合成部10が、手本像32にユーザ抽出像31を重ね合わせる。手本像32とユーザ抽出像31との画像位置を一致させる必要があるため、手本像32とユーザ抽出像31における探触子2の位置を合わせる必要がある。

## 【 0 0 2 4 】

比較対象がトレーニング専用ファントムであれば、探触子2の当接面の型をファントムにマーキングをしておく。手本像32とユーザ抽出像31の画像取得の際、同じマーキング位置に探触子2を当てることができる。また、比較対象が被検体であれば、上記のようなマーキングをすることができないため、手本像32とユーザ抽出像31の画像取得時の探触子2の3次元位置を一致させる必要がある。具体的に、探触子2には、特開平10-151131号公報で開示されるような発信器及び受信器のいずれか一方が取り付けられており、探触子2が被検体1のどの部位に位置しているかを制御演算部12に認識させる。この方式を用いて、手本像32となる予め記憶された画像の探触子2の位置を制御演算部12に認識させておき、画像表示器11上に3次元位置を表示させ、その位置に探触子2が一致させるように、矢印等で使用者に促す。

30

## 【 0 0 2 5 】

また、制御演算部12は、手本像32に対するユーザ抽出像31の一致度を検出する。一致度の検出方法としては、制御演算部12において、手本像32の悪性部位で示される青色パターン36を2値化画像として登録しておき、手本像32の青色パターン36の重心に対しユーザ抽出像31の青色パターン35の重心が合うように移動させて重ね合わせる。この重ね合わせ画像33に基づいて、各々重なり合わない部分の面積、画素数を求め、その重なり合わない面積の大きさ、画素数に応じて評価する。各々の青色パターン35, 36が全て一致していたら、一致度100%として画像表示器11上の表示ボックス34に表示する。また、手本像32の青色パターン36に対しユーザ抽出像31の青色パターン35が20%外れていたら、一致度80%として画像表示器11上の表示ボックス34に表示する。なお、ここでは青色パターンを例に取ったが、何色でもよく、良性の赤色パターンを基準にしてもよい。また、青色パターン35, 36の重心を基準にして、画像を重ね合わせ、一致度を求めたが、青色パターン35, 36の面積の大きさのみを比較して評価してもよい。

40

## 【 0 0 2 6 】

さらに、制御演算部12は、手本像32の青色パターン36に対してユーザ抽出像31の青色パターン35の面積が大きい場合、図2に示すように、ユーザ抽出像の上部に「もう少し弱く

50

押ししてください！！」のように圧迫に関する注意文を画像表示器11上に表示する。手本像32の青色パターン36に対してユーザ描出像31の青色パターン35の面積が小さい場合、ユーザ抽出像の上部に「もう少し強く押ししてください！！」のように圧迫に関する注意文を画像表示器11上に表示する。

**【 0 0 2 7 】**

図2の(2)の部分には、ユーザ使用時の圧力・歪みデータのグラフが探触子2に取り付けられた圧力センサからの圧力情報及び歪み演算部6からの歪みデータに基づいて経過時間と共に表示されるようになってきている。グラフの表示例としては、図2のようなスクロール式や棒グラフ式等がある。このグラフには、圧力不足の場合には、「不足の圧迫・歪み」のしきい値を示す文字が、圧力過度の場合には、「過度の圧迫・歪み」の閾値を示す文字がグラフィック部8によって生成されて表示される。

10

**【 0 0 2 8 】**

このグラフの詳細を図4を用いて説明する。「過度の圧迫・歪み」の閾値となる上限値41と「不足の圧迫・歪み」の閾値となる下限値42と、圧力・歪みを示す曲線グラフ43が時系列に表示される。曲線グラフ43が、現時刻で圧力が適度な閾値外46であったならば、制御演算部12は点滅・鳴音(ビープ音・音声等)・警告文を表示したりしてユーザに認知させる。

**【 0 0 2 9 】**

また、適切でない圧迫は、圧力(歪)が閾値以上(以下)の時や圧力/Tにより、圧力の変化が余りにも大きい(少ない)時、或いはストレインレートが大きい時等が考えられる。例えば、太線グラフ45のように急激に圧迫された場合、トレーニング専用ファントム或いは被検体1内の固い部位が圧迫方向とは異なる方向に滑るため、正確に歪みを計測することができない。そのため、ここではグラフの傾きが例えば60度以上の場合、或いはストレインレートが1.7以上で異常である場合、制御演算部12は急激に圧迫されたと判定し、点滅・鳴音(ビープ音・音声等)・警告文を表示したりしてユーザに認知させる。

20

**【 0 0 3 0 】**

また、乳腺、前立腺等の測定部位によって固さが異なるため、部位によって最適な圧迫度合いも異なる。そこで、操作部13にて或る測定部位を表示ボックス44に入力すると、制御演算部12は「過度の圧迫・歪み」である上限値41と「不足の圧迫・歪み」である下限値42とを可変させる。例えば、乳腺の場合、計測部位周辺が柔らかい構造であるため、制御演算部12は、上限値41と下限値42を共に下げ、上限値41と下限値42の間隔を広くする。前立腺の場合、計測部位周辺が硬い構造であるため、制御演算部12は、上限値41と下限値42を共に上げ、上限値41と下限値42の間隔を狭くする。

30

**【 0 0 3 1 】**

また、制御演算部12は、探触子2の種類によって上限値41と下限値42を設定してもよい。探触子2は、コンベックス探触子、ラジアル探触子、セクタ探触子などの種類があり、最適な圧迫加減が異なる。例えば、コンベックス探触子では、主に乳腺を計測するため、制御演算部12は、応力が20KPaとなるよう、上限値41と下限値42を共に下げ、上限値41と下限値42の間隔を広くする。ラジアル探触子では、制御演算部12は、応力が60KPaとなるよう、上限値41と下限値42を共に上げ、上限値41と下限値42の間隔を狭くする。セクタ探触子では、すい臓、大動脈、脈管、を観察するものであるため、応力が40KPaとなるように、上限値41と下限値42を共に初期値(デフォルト状態)とする。

40

**【 0 0 3 2 】**

図2の(3)の部分には、探触子2に取り付けられた圧力センサからの圧力情報に基づいて探触子2の現在の圧迫の方向や圧力の分散の状態を制御演算部12が求め、それをユーザに認知させるための情報を表示するものである。すなわち、図に示すように矢印の方向と大きさを力の方向と大きさを示し、探触子2の圧迫方向が適切かどうかを画像表示器11に表示するものである。この実施の形態では、複数の圧力センサを用いているので、複数の矢印が示されている。この矢印によって複数の圧力センサの圧力方向と大きさを目視することができ、ユーザは圧力の偏りを画面で確認することができる。なお、図2では、矢印の

50

下に「Lサイドを強く押してください!!」のように警告文や注意文を表示している。

【0033】

探触子2の圧力センサの構造について図5, 図6を用いて説明する。図6(A)は、図2の複数の圧力センサを用いた探触子の第1の形態を示す図である。探触子2の圧力補助カプラ51の先端の4隅、右側(Right)、左側(Left)、前側(Front)、後側(Back)に圧力センサ1b, 1c, 1d, 1eが配置されている。制御演算部12は、このような4個の圧力センサ1b, 1c, 1d, 1eからの圧力情報に基づいて、図2の(3)の部分に示すような圧力の分散の情報を矢印等として表示する。仮に、いずれか一方向の圧力が不足している場合には、その方向を点滅・表示等を行うことで、その部分の圧力が不足していることを示すので、操作者はその部分を加圧することによって、圧迫面全体を均一に加圧することが可能となり、理想的な画像の描出に結びつけることが可能となる。

10

【0034】

また、図6(B)は、図2の複数の圧力センサを用いた探触子の第2の形態を示す図である。探触子2の圧力補助カプラ51の先端に、振動子52を挟む様にして長軸方向に沿って圧力センサが複数配置され、上側圧力センサ群54と下側圧力センサ群55が構成されている。制御演算部12は、このような2列の圧力センサからの圧力情報に基づいて、図7に示すように圧力の分散の情報を表示する。

【0035】

図7(A)に示すように、圧力情報を濃淡で表示したり、カラーで画像表示部11に表示する。図7(A)の圧力表示は、振動子52及び圧力補助カプラ51の圧力センサの位置に対応して表示している。圧力補助カプラ52がトレーニング専用ファントム或いは被検体1に対し強く圧力をかけて押すと圧力情報画像55は濃く表示され、弱く圧力をかけて押すと圧力情報画像56薄く表示される。図7(A)では、右側の振動子が濃く示されていることから、右側に圧力が集中して探触子2が当接されていることがわかる。よって、使用者は左寄りに圧力が掛かるように調整し、探触子2を当接させる。なお、この圧力センサは少なくとも2列配置されているため、上下の圧力状態も把握できる。

20

【0036】

また、図7(B)に示すように、圧力情報をXY方向に対して分解し、グラフで表示することもできる。圧力補助カプラ51の長軸方向をX軸方向、短軸方向をY軸方向とする。X軸方向に掛かる圧力分布、及びY軸方向に掛かる圧力分布がグラフで表示されることになる。例えば、X軸グラフにおいて右側が大きくなっていけば、右側に圧力が集中して探触子2が当接されていることがわかる。よって、使用者は左寄りに圧力が掛かるように調整し、探触子2を当接させる。Y軸グラフにおいて、上側が大きくなっていけば、上側に圧力が集中して探触子2が当接されていることがわかる。よって、使用者は下寄りに圧力が掛かるように調整し、探触子2を当接させる。

30

【0037】

図6(C)は、図2の複数の圧力センサを用いた探触子の第3の形態を示す図である。探触子2の振動子が複数のcMUT素子53で構成されており、cMUT素子53を用いて圧力を計測する。具体的に、静電容量型圧力センサとして用いられるcMUT素子53に圧力が加えられると、その圧力によって、絶縁性のダイヤフラム膜が変形するとともに、ダイヤフラム膜の変形により、可動電極と固定電極の距離が変化する。そして、この距離の変化に基づいて、可動電極および固定電極を含むキャパシタの静電容量が変化する。この静電容量の変化を検出することで圧力を検出する。cMUT素子53を用いた探触子2を用いて図7で示すような圧力情報を画像表示部11に表示することができる。

40

【0038】

次に、圧力グラフ80を表示させる例を図8(A)に示す。制御演算部12は、ユーザ描出像81に圧力グラフ80を表示させる。触子2の圧力補助カプラ51に複数の圧力センサが複数配置された場合や、cMUT素子53である場合において、圧力センサに対応する位置に圧力情報を画像に表示させる。具体的には、ユーザ描出像81の上端部に圧力センサに対応する画面表示位置に圧力グラフ80を表示させる。

50

## 【 0 0 3 9 】

図8(A)の例では、ユーザ描出像81の右側の方に圧力が大きく掛かっていることが分かる。よって、探触子2の左寄りに圧力が大きく掛かっていることになるため、使用者は右寄りに圧力が掛かるように調整し、探触子2を当接させる。このようにユーザ描出像81上に圧力グラフ80を表示させることにより、画面を見ながら圧力情報を得ることができるため、効率が向上する。

なお、この圧力グラフ80は半透明でもよく、圧力グラフ80ユーザ描出像81に影響させないようにすることもできる。また、圧力グラフ80はカラーで表示してもよく、例えば、強い圧力は黄色、弱い圧力は白色として表示してもよい。

## 【 0 0 4 0 】

また、使用者に探触子2の傾き方向を画面に指示し、探触子2の当接方向を誘導する形態を図8(B)に示す。長軸84(X軸)方向に掛かる圧力分布、及び短軸83(Y軸)方向に掛かる圧力分布を制御演算部12が把握し、探触子2をどれだけ傾げるかを演算して表示させる。例えば、長軸84(X軸)において左側が大きくなっていけば、指示矢印85は右回りに回転させるように表示する。短軸83(Y軸)において上側が大きくなっていけば、指示矢印86は下回りに回転させるように表示する。その傾ける度合いは、矢印の長さや太さによってリアルタイムに表示させる。

## 【 0 0 4 1 】

このように、探触子2の長軸84(X軸)を中心にして回転させる指示矢印86を表示させ、また探触子2の短軸83(Y軸)を中心にして回転させる指示矢印86を表示させる。そして、現在の当接状態からトレーニング専用ファントム或いは被検体1に対して、どの程度傾けて当接させればいいのか指示を与える。指示矢印85と指示矢印86の指示により、使用者は適切に圧力が掛かるように調整し、探触子2を当接させる。

## 【 0 0 4 2 】

図9は、生体を模擬したトレーニング専用ファントムの一例を示す図である。このトレーニング専用ファントムには、例えば、乳腺用、前率腺用、甲状腺用、肝臓用などがある。図9において、斜線で示すA部は、癌等の関心組織の弾性率・反射率・形状を模擬したものであり、B部は正常の脂肪等の組織(乳腺では乳腺組織)の弾性率・反射率・形状を模擬したものである。このような生体を模擬したトレーニング専用ファントムを用いることで、ユーザはあたかも実生体の組織弾性像を描写しているかのように、トレーニングを行うことができ、よりトレーニングを効率的に進めることができる。これらのトレーニング専用ファントム情報をID等で制御部で管理することで、トレーニング専用ファントムに応じた圧迫ガイドが可能となる。

## 【 0 0 4 3 】

図10及び図11は、図9のトレーニング専用ファントムの製造方法の一例を示す図である。ここでは、寒天を使ったトレーニング用生体模擬ファントムの製造方法を示す。まず、図10(A)のように、溶液A、B、Cをピーカ61~63に準備する。溶液中には超音波散乱体を入れ、溶液Aと溶液Bが同濃度(輝度が同じになるよう)にし、脱気をしながらじっくりかきまぜる。この場合、溶液の関係は次のようにする。

A: 寒天の濃度を高い(硬くなる)

B: 寒天の濃度が低い(軟らかい)

C: 寒天の濃度が低い(軟らかい)

## 【 0 0 4 4 】

次に、図10(B)のように、悪性腫瘍(癌)と良性腫瘍を模擬した形のケース64、65をそれぞれ準備する。ケース64が悪性腫瘍(癌)用であり、ケース65が良性腫瘍用である。図10(C)のように、ケース64に硬い組織用の溶液Aを、ケース65に軟らかい組織用の溶液Bを注ぎ、冷やして固める。寒天は融点が45 で沸点は80 であるので常温保存でも問題なく固まる。溶液A、Bが固まったらケース64、65から取り出す。

## 【 0 0 4 5 】

次に、図11(A)のような周辺組織用のファントムケース66を準備する。このファントム

10

20

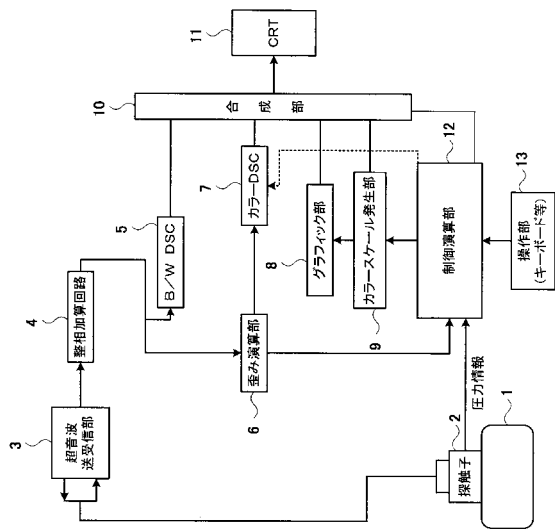
30

40

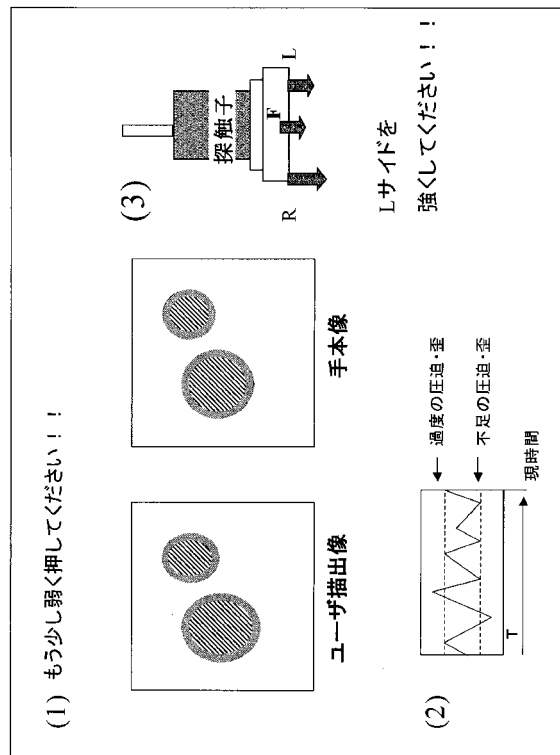
50

ケース66に図11(B)のように周辺組織用の溶液Cを注ぐ。これに、ケース64, 65から取り出した溶液A, Bの凝固体67, 68を糸69, 6Aで吊るし、ファントムケース66内の溶液C中に固定する。この状態で常温保存することによって、寒天が凝固するので、これをファントムケース66から取り出すことによって、図11(D)のようなトレーニング専用ファントム70が完成する。取り出したトレーニング専用ファントム70には、その後ラッピング処理を行うことが望ましい。

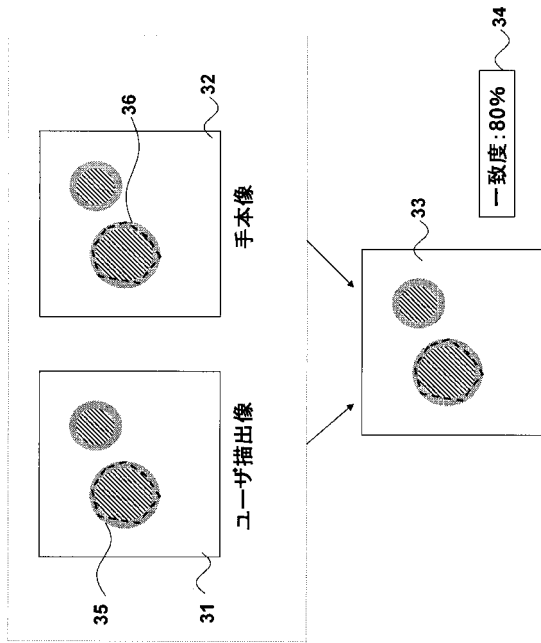
【 図 1 】



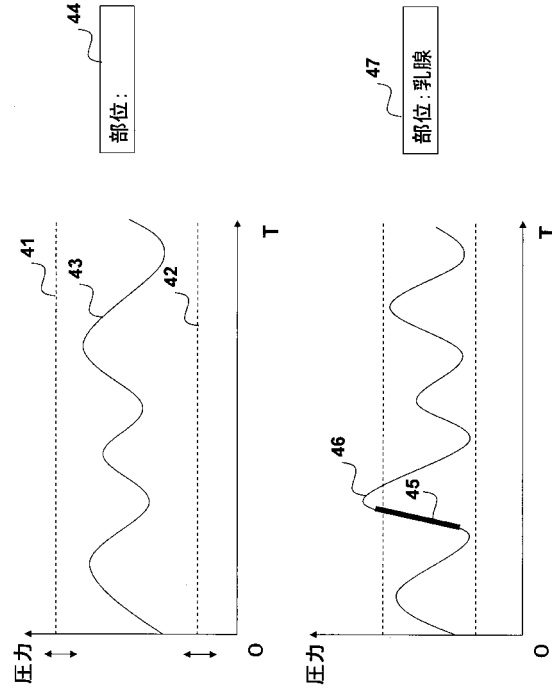
【 図 2 】



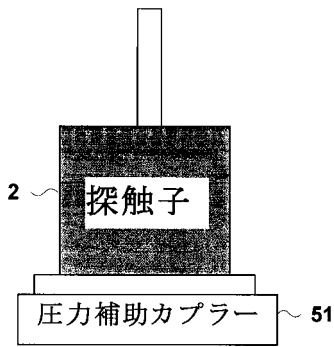
【図3】



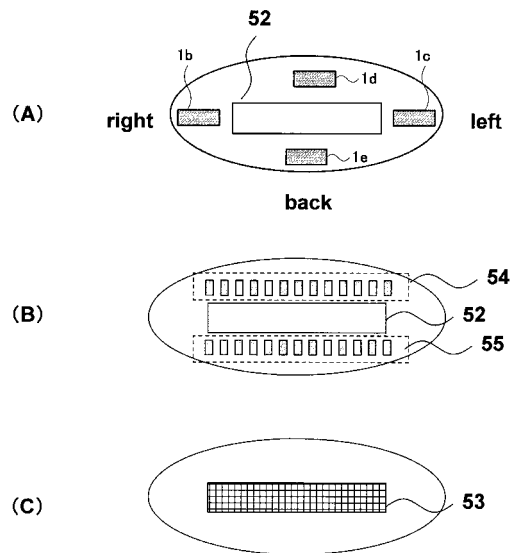
【図4】



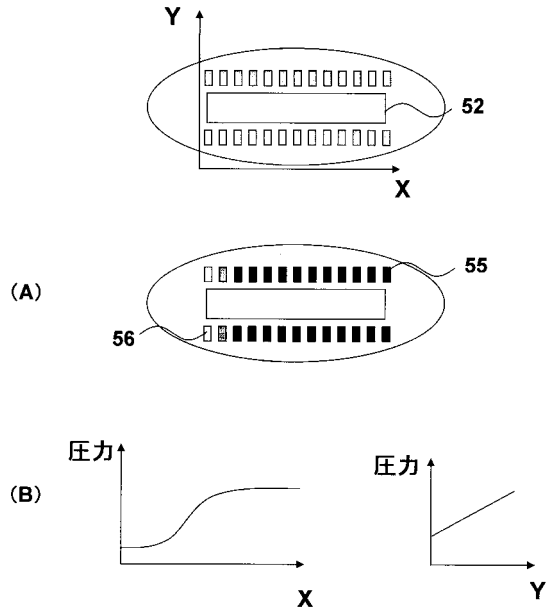
【図5】



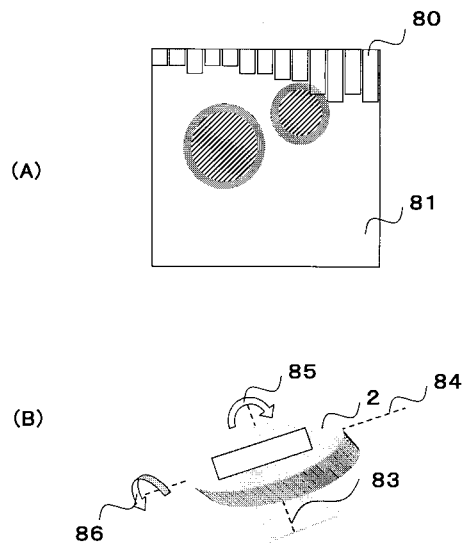
【図6】



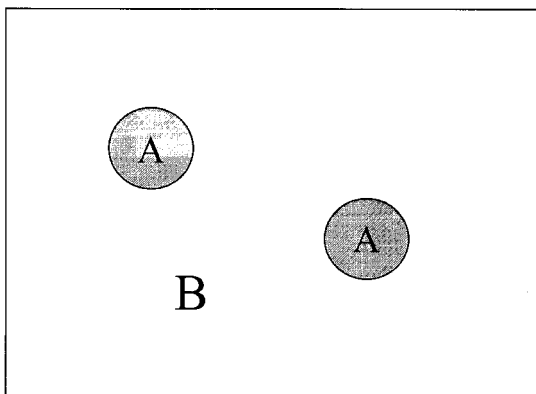
【図7】



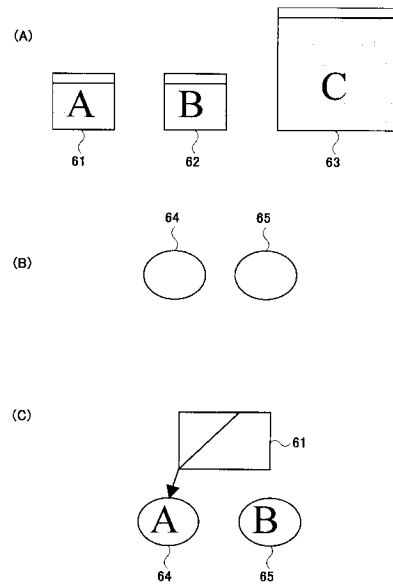
【図8】



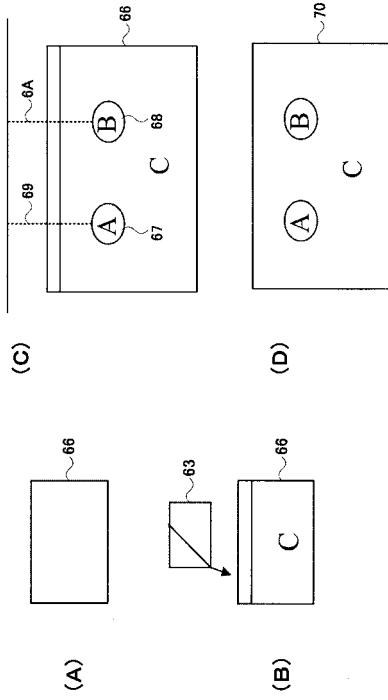
【図9】



【図10】



【 1 1 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4897492B2</a>	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	JP2006540885	申请日	2005-10-05
[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	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 A61B5/6843 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/587 A61B2562/0247 A61B2562/046		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2004296207 2004-10-08 JP		
其他公开文献	JPWO2006040967A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

为了在屏幕上显示按压状态，超声波探头2，用于从超声波探头2向对象或体模1发送和接收超声波的超声波收发器3，以及超声波探头信号处理装置，用于处理信号以产生应变弹性图像用于显示应变弹性图像的显示装置（11），该超声诊断装置包括压力检测装置，用于检测在被检体或体模（1）和超声探头（2）之间的多个位置处的压力多个位置处的压力状态显示在显示装置11上。

【 図 1 】

