

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/154133

発行日 平成23年12月1日 (2011. 12. 1)

(43) 国際公開日 平成21年12月23日 (2009. 12. 23)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

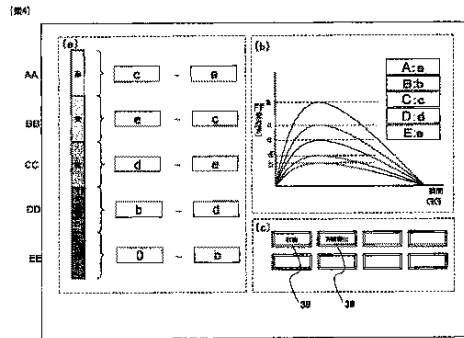
<p>出願番号 特願2010-517881 (P2010-517881)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2009/060688</p> <p>(22) 国際出願日 平成21年6月11日 (2009. 6. 11)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2008-156076 (P2008-156076)</p> <p>(32) 優先日 平成20年6月16日 (2008. 6. 16)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498                  株式会社日立メディコ                  東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(72) 発明者 大坂 卓司                  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> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 FF08 JC16 JC20 JC37                  KK02 KK10 KK12 KK24 KK25                  KK31 KK36 LL38</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波診断プログラム

(57) 【要約】

生体組織の特性に応じて、断層画像又は弾性画像の表示形態を設定することができる超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波診断プログラムを提供する。被検体1に超音波を送受信する超音波探触子2と、超音波探触子2を介して超音波を送信する送信部3と、被検体1からの反射エコー信号を受信する受信部4と、該受信部4により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータによって、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算部13と、弾性情報演算部13により求めた歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部14と、RF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部7と、断層画像又は弾性画像を表示する画像表示部10を備える超音波診断装置において、断層画像又は弾性画像に複数の関心領域を設定し、複数の関心領域における弾性情報の特徴量を解析する弾性情報解析部22と、特徴量に基づいて弾性画像の色相を設定する色相設定部23を備える。



AA - RED  
 BB - YELLOW  
 CC - GREEN  
 DD - YELLOW GREEN  
 EE - BLUE  
 FF - DISTORTION [%]  
 GG - TIME  
 28 - MEASUREMENT  
 29 - REIMAGING

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、該受信部により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータによって、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算部と、前記弾性情報演算部により求めた歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記RF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部と、前記断層画像と前記弾性画像の一方又は両方を表示する画像表示部を備える超音波診断装置において、

前記断層画像又は前記弾性画像に複数の関心領域を設定し、複数の関心領域における弾性情報の特徴量を解析する弾性情報解析部と、前記特徴量に基づいて前記弾性画像の色相を設定する色相設定部を備えることを特徴とする超音波診断装置。 10

## 【請求項 2】

前記弾性情報解析部は、所定時間における前記複数の関心領域の弾性情報を前記弾性情報演算部から読み出し、前記弾性情報の特徴量を解析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】

前記弾性情報の特徴量は、歪みの時間変化情報から求められ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 4】

前記歪みの時間変化情報は、歪み最大値、歪み最小値、歪み変化率のいずれか1つであることを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。 20

## 【請求項 5】

前記色相設定部は、前記複数の関心領域から得られる前記弾性情報の特徴量の大きさに基づいて前記色相を割り当て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 6】

前記関心領域は予め所定の形状や大きさで設定され、前記複数の関心領域を設定する操作部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。

## 【請求項 7】

前記断層画像の輝度分布に応じて、前記複数の関心領域を設定する関心領域設定部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。 30

## 【請求項 8】

前記断層画像又は弾性画像に複数のラインを設定し、複数のラインで分割された領域を前記複数の関心領域として設定する関心領域設定部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。

## 【請求項 9】

前記被検体の検査対象部位の外枠に沿って前記複数の関心領域を設定する関心領域設定部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。

## 【請求項 10】

前記断層画像の輝度に基づいて、カラー断層画像を構成するカラー断層画像構成部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。 40

## 【請求項 11】

前記カラー断層画像構成部は、前記断層画像の輝度が所定値以下である場合、該所定値以下の断層画像を強調表示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 12】

前記弾性情報解析部は、前記複数の関心領域における所定時間の弾性情報のうち心電時相に対応する弾性情報の特徴量を前記弾性情報演算部から読み出し、前記弾性情報の特徴量を解析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 13】

前記画像表示部は、弾性画像、断層画像、弾性画像の生体組織をズーム表示することを 50

特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項14】

超音波信号による歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を構成するステップと、超音波信号による断層画像を構成するステップと、前記断層画像又は前記弾性画像に複数の関心領域を設定するステップと、複数の関心領域における弾性情報の特徴量を解析するステップと、前記特徴量に基づいて前記弾性画像の色相を設定するステップと、設定された色相に基づく前記弾性画像を表示するステップとを有する超音波画像表示方法。

【請求項15】

超音波信号による歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を構成する機能と、超音波信号による断層画像を構成する機能と、前記断層画像又は前記弾性画像に複数の関心領域を設定する機能と、複数の関心領域における弾性情報の特徴量を解析する機能と、前記特徴量に基づいて前記弾性画像の色相を設定する機能と、設定された色相に基づく前記弾性画像を表示する機能とを有する超音波診断プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内の検査対象に対し、超音波を利用して、断層画像と生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を表示するための超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部の生体組織から受信される受信信号に基づいて、例えば断層画像を構成して表示する。

また、超音波探触子で被検体内部の生体組織から受信される受信信号を計測し、計測時間が異なる2つの受信信号のRF信号フレームデータから生体各部の変位を求める。そして、その変位データに基づいて生体組織の歪み又は弾性率を示す弾性画像を生成することが行なわれている(例えば、特許文献1)。さらに、自発的な生体運動である拍動を利用して、歪み又は弾性率を示す弾性画像を生成することが行なわれている(例えば、特許文献2)。

。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2004-135929号公報

【特許文献2】国際公開WO2006/132203号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

例えば、超音波診断装置を用いて生体組織(特に頸動脈)のプラークを診断することがある。プラークは比較的小さな領域であるためスクリーニング検査等では、詳細な組織性状を見落としてしまう可能性が高い。また、線維組織で満たされたプラークのように、プラークを構成する組織自身が同一組織の場合には、必ずしも硬さの差があるわけではない。

40

【0005】

そこで、本発明では、生体組織の特性に応じて、断層画像又は弾性画像の表示形態を設定することができる超音波診断装置、超音波画像表示方法及び超音波診断プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の目的を達成するため、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、該受信部により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータに

50

よって、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算部と、前記弾性情報演算部により求めた歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記RF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部と、前記断層画像又は前記弾性画像を表示する画像表示部を備える超音波診断装置において、前記断層画像又は前記弾性画像に複数の関心領域を設定し、複数の関心領域における弾性情報の特徴量を解析する弾性情報解析部と、前記特徴量に基づいて前記弾性画像の色相を設定する色相設定部を備える。

【0007】

また、超音波画像表示方法において、超音波信号による歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を構成するステップと、超音波信号による断層画像を構成するステップと、前記断層画像又は前記弾性画像に複数の関心領域を設定するステップと、複数の関心領域における弾性情報の特徴量を解析するステップと、前記特徴量に基づいて前記弾性画像の色相を設定するステップと、設定された色相に基づく前記弾性画像を表示するステップとを有する。

10

【0008】

本発明によれば、生体組織の特性に応じて、断層画像又は弾性画像の表示形態を設定することができる。よって、同一組織内の色相を明確にすることができ、同一組織における病変部を認識することができる。

【発明の効果】

【0009】

本発明では、生体組織の特性に応じて、断層画像又は弾性画像の表示形態を設定することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】 本発明の第1、第4、第5の実施形態の装置構成を示す図。

【図2】 本発明の第1の実施形態と第2の実施形態の動作手順を示す図。

【図3】 本発明の表示形態を示す図。

【図4】 本発明の弾性情報解析と色相設定等を示す図。

【図5】 本発明の複数の関心領域を設定することを示す図。

【図6】 本発明の再画像化する前後の弾性画像を示す図。

【図7】 本発明の第2～第5の実施形態の装置構成を示す図。

30

【図8】 本発明の第2の実施形態の詳細を示す図。

【図9】 本発明の関心領域の再設定を示す図。

【図10】 本発明の第2の実施形態の詳細を示す図。

【図11】 本発明の第2の実施形態の詳細を示す図。

【図12】 本発明の第1～第5の実施形態を組み合わせた時の動作手順を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

(第1の実施形態：手動)

本発明を適用してなる超音波診断装置について、図1を用いて説明する。図1に示すように、超音波診断装置には、被検体1に当接させて用いる超音波探触子2と、超音波探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて繰り返し超音波を送信する送信部3と、被検体1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4と、送信部3と受信部4の送信と受信を切り換える超音波送受信制御部5と、受信部4で受信された反射エコー信号を整相加算する整相加算部6とが備えられている。

40

【0012】

また、超音波診断装置には、整相加算部6からのRF信号フレームデータに基づいて被検体1の濃淡断層画像、例えば白黒断層画像を構成する断層画像構成部7と、断層画像構成部7の出力信号を画像表示部10の表示に合うように変換する白黒スキャンコンバータ8とが備えられている。

【0013】

50

さらに、超音波診断装置には、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータを記憶し、少なくとも2枚のフレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部11と、被検体1の生体組織の変位を計測する変位演算部12と、変位演算部12で計測された変位情報から歪み又は弾性率などの弾性情報を求める弾性情報演算部13と、弾性情報演算部13で演算した歪み又は弾性率からカラーの弾性画像を構成する弾性画像構成部14と、弾性画像構成部14の出力信号を画像表示部10の表示に合うように変換するカラーキャンコンバータ15と、白黒断層画像と弾性画像を重ね合わせたり、並列に表示させたり、切替えを行なう切替加算部9と、断層画像、弾性画像、断層画像と弾性画像が合成された合成画像を表示する画像表示部10とが備えられている。

#### 【0014】

10

弾性情報演算部13において弾性率を演算する場合、超音波探触子2の圧力センサ(図示しない。)に接続された圧力計測部16によって取得された圧力情報を弾性情報演算部13に出力する。

#### 【0015】

また、超音波診断装置には、各構成要素を制御する制御部17と、制御部17に各種入力を行なう操作卓18を備えている。操作卓18は、キーボードやトラックボール等を備えている。

#### 【0016】

ここで、各構成要素について詳細に説明する。超音波探触子2は、複数の振動子を配設して形成されており、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。送信部3は、超音波探触子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、受信部4は、超音波探触子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信号すなわち受信信号を生成するものである。超音波送受信制御部5は、送信部3や受信部4を制御するためのものである。

20

#### 【0017】

整相加算部6は、受信部4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。

#### 【0018】

断層画像構成部7は、整相加算部6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ない、断層画像データを得るものである。また、白黒キャンコンバータ8は、断層画像構成部7からの断層画像データをデジタル信号に変換するA/D変換器を有して構成されている。白黒キャンコンバータ8は、断層画像データを1画像として取得し、取得された断層画像データをテレビ同期で読み出すものである。

30

#### 【0019】

RF信号フレームデータ選択部11は、整相加算部6からの複数のRF信号フレームデータを格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選択する。

RF信号フレームデータ選択部11は、整相加算部6から時系列に生成されるRF信号フレームデータをRF信号フレームデータ選択部11に順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶された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。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

#### 【0020】

そして、変位演算部12は、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、断層画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

50

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るなわち差分により標本値を決定する処理を行なう。

#### 【0021】

弾性情報演算部13は、変位演算部12から出力される計測値、例えば移動ベクトルと、圧力計測部16から出力される圧力値とから断層画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、弾性情報を生成するものである。

#### 【0022】

このとき、歪みは、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、弾性率は、圧力の変化を歪み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12により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部16により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $\Delta S(X)$ は、 $L(X)$ 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、 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率のヤング率 $Ym(X)$ は、 $Ym = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 $Ym$ から断層画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歪みに対する比である。

#### 【0023】

弾性画像構成部14は、算出された弾性情報(歪み、弾性率)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や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理等の様々な画像処理を行ない、弾性画像データを構成する。

#### 【0024】

カラースキャンコンバータ15は、弾性画像構成部14から出力される弾性画像データに色相を付与する機能を有したものである。つまり、弾性画像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し、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換するなどの処理を行なうものである。

#### 【0025】

切換加算部9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、白黒スキャンコンバータ8から出力される断層画像データとカラースキャンコンバータ15から出力される弾性画像データ等を時間情報とともに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画像データと弾性画像データとを合成割合を変更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、座標毎に合成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画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部10に表示する画像を選択するものである。

#### 【0026】

さらに、本実施形態では、断層画像又は弾性画像に設定される複数の関心領域において所定時間の弾性情報を弾性情報演算部13から読み出し、その時間における弾性情報を解析する弾性情報解析部22と、弾性情報解析部22によって解析された各関心領域の特徴量に基づいて弾性画像データの色相を設定する色相設定部23とを備えている。具体的には、図2～図6を用いて説明する。図2は、第1の実施形態の動作手順(超音波画像表示方法及び超音波診断プログラムを含む)である。

#### 【0027】

(S101)まず、断層画像構成部7と弾性画像構成部14は、生体組織(本実施形態では頸動脈30のプラーク32)の断層画像データと弾性画像データを構成して、画像表示部10に表示する。図3は、画像表示部10の画像表示形態である。図3(a)は、断層画像を表示したものであり、図3(b)は、断層画像に弾性画像を重ね合わせた画像を表示したものである。断層画像と弾性画像は同一画面に表示され、表示された断層画像と弾性画像の時相は一致している

。

## 【0028】

図3(a)(b)に示すように、頸動脈30中には生体組織であるプラーク32が表示されている。プラーク32は、コレステロール等によって頸動脈30の壁31に付着されるものであり、動脈硬化の一因となるものである。

## 【0029】

また、図3(b)に示される領域枠33は、弾性画像の演算・表示領域を示す枠である。領域枠33の大きさや形状は、操作卓18によって任意に設定することができる。領域枠33を設定しているのは、弾性画像を表示するために必要となる変位演算部12と弾性情報演算部13等の演算を軽減するためである。領域枠33内にある頸動脈30の壁31やプラーク32は、色が付与されて表示される。

10

## 【0030】

スケール34は、弾性情報である歪み又は弾性率と、弾性画像における色相とを対応付けるスケールである。操作卓18によって設定されるスケール34の色相情報は、制御部17によってカラースキャンコンバータ15の色相情報に伝達されるようになっている。操作卓18でスケール34の色相情報を調整することにより、歪みが大きい弾性画像データを赤色コードに変換させたり、歪みが小さい弾性画像データを青色コードに変換させたり設定することができる。

## 【0031】

図3(c)は、被検体の心電波形35である。図示はしないが、被検体1には心電波形35を計測するための電極が取り付けられている。心電波形35を計測する手法は、公知の技術であるため、詳細は省略する。被検体1に装着された電極から出力される電気信号は断層画像データと弾性画像データとに関連付けられて、心電波形データとして切替加算部9内の心電波形メモリ(図示しない。)に記憶されるようになっている。

20

## 【0032】

切替加算部9におけるフレームメモリには、少なくとも心拍1周期以上の複数の断層画像データと弾性画像データが心電波形データに関連付けられて記憶されている。本実施形態では、3周期の断層画像データと弾性画像データがフレームメモリに記憶されているものとする。画像表示部10は、断層画像データと弾性画像データとともに心電波形データを心電波形メモリから読み出し、断層画像と弾性画像とともに心電波形35を表示する。

30

## 【0033】

図3(c)に示す心電波形35の $\alpha$ 期間は、2つのR波時相36間である1周期の心拍期間である。心電波形バー37は、画像表示部10に表示される断層画像と弾性画像が取得された時の時相を示すものである。心電波形バー37の位置を操作卓18で左右に操作することにより、断層画像又は弾性画像の表示時相を指定することができる。そして、制御部17は、その時相における断層画像データと弾性画像データをフレームメモリから読み出して、断層画像と弾性画像とともに心電波形35を画像表示部10に表示させる。

## 【0034】

(S102)操作卓18で断層画像と弾性画像をフリーズさせる。弾性情報演算部13は、演算された弾性情報をフリーズした時相前の数心拍分記憶する。操作卓18で断層画像と弾性画像がフリーズされると、画像表示部10には、図4に示す画面が図3(c)に示す心電波形35に置き換えられて表示される。

40

## 【0035】

(S103)図5に示されるように、操作者は、操作卓18を用いて、フリーズされている断層画像又は弾性画像の生体組織内に複数の関心領域40を設定する。操作卓18では、関心領域40の位置、形状、大きさ、数等を設定する。ここでは、生体組織であるプラーク32内に関心領域A~Eが設定される。

## 【0036】

なお、本実施形態では、操作卓18を用いて関心領域40を設定したが、関心領域40は、予め所定の形状や大きさに設定されていてもよい。操作者は、操作卓18でプラーク32内をク

50

リックすることにより、所定の形状や大きさ(例えば、5mm径程度の円)の関心領域をプラーク32内に設置することができる。

【0037】

(S104)制御部17は、操作卓18で設定された各関心領域40の位置、形状、大きさ、数等を弾性情報解析部22に出力する。弾性情報解析部22は、複数の関心領域40における数心拍分の弾性情報のうち $\alpha$ 期間(1心拍)の弾性情報を弾性情報演算部13から読み出し、 $\alpha$ 期間における弾性情報を解析する。そして、図4(c)に示すように、操作者は、操作卓18を用いて計測ボタン38を押すことにより、各関心領域40の計測が開始される。

【0038】

弾性情報解析部22は、各関心領域40における歪みの時間変化情報を弾性情報演算部13から得る。図4(b)のグラフは、横軸は時間、縦軸は歪みとしたものであり、各アルファベットは、関心領域A~Eである。なお、各関心領域40における歪みとは、各関心領域における歪みの平均値である。弾性情報解析部22は、歪みの時間変化情報から特徴量(例えば、歪み最大値、歪み最小値、歪み変化率等)を解析する。この歪みの時間変化情報では、図4(b)に示されるように、関心領域Aの歪み最大値が最大であり、関心領域Bの歪み最大値が最小である。

【0039】

(S105)画像表示部10は、図4(b)に示される各関心領域40における歪みの時間変化情報と特徴量(例えば、歪み最大値、歪み最小値、歪み変化率等)とを表示する。

【0040】

(S106)色相設定部23は、弾性情報解析部22によって解析された各関心領域の弾性情報の特徴量に基づいて弾性画像の色相を設定する。例えば、色相設定部23は、各関心領域から得られる、例えば歪み最大値を大きいに並べ、歪み最大値が大きい順から赤、黄、緑、黄緑、青として色相を設定する。図4(b)に示すように、歪み最大値は $a > c > e > d > b$ である。よって、色相設定部23は、図4(a)に示すように、歪みが $a \sim c$ の場合、赤を設定し、歪みが $c \sim e$ の場合、黄を設定し、歪みが $e \sim d$ の場合、緑を設定し、歪みが $d \sim b$ の場合、黄緑を設定し、歪みが $b \sim 0$ の場合、青を設定する。ここでは、設定された関心領域40が5箇所であるため、色相の階層段も5としたが、操作者は操作卓18によって色相の階層段、各階層段における歪みのレンジ、色相を任意に設定することができる。

【0041】

(S107)色相設定部23は、設定した色相情報をカラーキャンコンバータ15へ出力する。図4(c)の再画像化ボタン39を押すことにより、カラーキャンコンバータ15は、弾性画像構成部14からの弾性画像データに色相設定部23で設定された色相を付与し、再画像化する。カラーキャンコンバータ15は、設定された色相で弾性画像データを赤(R)、緑(G)、青(B)に変換する。画像表示部10は、再画像化された弾性画像を表示する。

【0042】

図6(a)は、再画像化する前の弾性画像であり、図6(b)は、再画像化した弾性画像である。再画像化した弾性画像は、各関心領域40周辺の配色が異なっている。プラーク32内においても、異なる弾性特性が存在することが、視覚的に容易に把握することができる。

【0043】

以上、本実施形態によれば、生体組織の特性に応じて、弾性画像の表示形態を設定することができる。よって、同一組織内の色相を明確にすることができ、同一組織における病変部を認識することができる。

【0044】

なお、本実施形態では、生体組織を頸動脈30のプラークに特化して説明したが、例えば、乳腺や前立腺の腫瘍、手足の整形分野等の他の生体組織でも適用することができる。また、画像表示部10は、弾性画像、断層画像、弾性画像の生体組織(プラーク32)、複数の関心領域等をズームして表示することもできる。

【0045】

(第2の実施形態：自動)

10

20

30

40

50

ここで第2の実施形態について図7～図11を用いて説明する。第1の実施形態と異なる点は、自動で複数の関心領域を設定する点である。第2の実施形態の動作手順(超音波画像表示方法及び超音波診断プログラムを含む)は、第1の実施形態の動作手順のS103を変更したものであるため、図示並びに説明は省略する。

【0046】

図7は、第2の実施形態の装置構成を示す図である。第1の実施形態の装置構成に加えて、断層画像構成部7で構成された断層画像データを用いて関心領域を設定する関心領域設定部24を備えている。

【0047】

断層画像構成部7で構成された断層画像データを関心領域設定部24に出力し、関心領域設定部24は、断層画像データの輝度情報を解析する。具体的には、まず、操作卓18によって、断層画像のプラーク32の外枠を特定し、制御部17は特定された外枠情報を関心領域設定部24に出力する。

【0048】

また、関心領域設定部24は、プラーク32の特性を利用して、プラーク32の外枠を特定してもよい。プラーク32の特性とは、例えば、頸動脈30の壁31の表面にあること、血流信号であるドプラ信号がない等という特性である。

【0049】

具体的には、関心領域設定部24は、断層画像データの壁31の厚み方向の輝度分布を取得する。そして、関心領域設定部24は、その輝度分布の最大輝度を有する極大点を外膜基準点と設定し、外膜基準点から内側(血流側)に現れる第2の極大点を内膜基準点と設定する。関心領域設定部24は、内膜基準点よりも内側(血流側)の輝度の高い組織を認識する。さらに、関心領域設定部24は、認識した輝度の高い組織の内、ドプラ信号が無い領域をプラーク32として認識し、プラーク32の外枠を特定する。

【0050】

関心領域設定部24は、特定されたプラーク32における断層画像データの輝度を複数段階(例えば5段階)に分ける。例えば、輝度は256階調とし、プラーク32の輝度が1～150の範囲であるとした場合、関心領域設定部24は、輝度を1～30、31～60、61～90、91～120、121～150の等間隔で5段階に分ける。

【0051】

そして、関心領域設定部24は、図8(a)に示すように解析された輝度分布に応じて、図8(b)に示すように5つの関心領域を設定する。関心領域A'は、輝度1～30の範囲となり、関心領域B'は、輝度31～60の範囲となり、関心領域C'は、輝度61～90の範囲となり、関心領域D'は、輝度91～120の範囲となり、関心領域E'は、輝度121～150の範囲となる。このように、関心領域A'～E'が断層画像データの輝度に基づいて設定される。

【0052】

また、プラーク32の輝度が1～90の範囲であるとした場合、関心領域設定部24は、輝度を1～30、31～45、46～60、61～75、76～90の間隔で5段階に分ける。関心領域A'は、輝度1～30の範囲となり、関心領域B'は、輝度31～45の範囲となり、関心領域C'は、輝度46～60の範囲となり、関心領域D'は、輝度61～75の範囲となり、関心領域E'は、輝度76～90の範囲となる。一般的に、低輝度のプラークは破綻する危険性が高いと言われているため、関心領域設定部24は、関心領域A'を低輝度の範囲、例えば輝度1～30の範囲で設定する。

【0053】

そして、関心領域設定部24で設定された各関心領域40の位置、形状、大きさ、数等を弾性情報解析部22に出力する。弾性情報解析部22は、複数の関心領域40における数心拍分の弾性情報のうち $\alpha$ 期間の弾性情報を弾性情報演算部13から読み出し、 $\alpha$ 期間における弾性情報を解析する。

【0054】

弾性情報解析部22は、第1の実施形態と同様に、各関心領域の歪みの時間変化情報から

特徴量(例えば、歪み最大値、歪み最小値、歪み変化率等)を解析する。そして、色相設定部23は、弾性情報解析部22によって解析された各関心領域40の弾性情報の特徴量に基づいて弾性画像の色相を設定する。カラーレスキャンコンバータ15は、弾性画像構成部14からの弾性画像データに色相設定部23で設定された色相を付与し、再画像化する。カラーレスキャンコンバータ15は、弾性画像データを設定された色相で赤(R)、緑(G)、青(B)に変換する。画像表示部10は、再画像化された弾性画像を表示する。

【0055】

以上、本実施形態によれば、生体組織の特性に応じて、弾性画像の表示形態を自動で設定することができる。よって、同一組織内の色相を明確にすることができ、同一組織における病変部を認識することができる。

10

【0056】

また、図9に示すように、関心領域設定部24で設定された関心領域A'～E'に対して新たに関心領域40を再設定してもよい。操作卓18を用いて関心領域A'～E'内にそれぞれ関心領域A'～E'より小さい関心領域40を第1の実施形態のS103と同じ手法で再設定する。また、上記では、関心領域設定部24は、断層画像の輝度によって関心領域40を設定したが、関心領域設定部24は、図10、図11に示す手法でも関心領域を設定することができる。

【0057】

(走査方向ライン)

図10(a)は、プラーク32を所定の走査方向ライン41間隔で分割し、複数の関心領域40が設定されることを示す。関心領域設定部24は、複数の走査方向ライン41を設定し、断層画像を複数の領域に分割する。例えば、5mm間隔で6本の走査方向ライン41が表示され、断層画像は5つの領域に分割される。

20

【0058】

そして、操作卓18によって、断層画像のプラーク32の外枠を特定し、制御部17は特定された外枠情報を関心領域設定部24に出力する。また、関心領域設定部24は、プラーク32の特性を利用して、プラーク32の外枠を特定してもよい。

【0059】

関心領域設定部24は、断層画像に設定された6つの走査方向ライン41とプラーク32の外枠で挟まれる領域を関心領域40として設定する。ここでは、関心領域設定部24は、左端の領域を関心領域Aとし、関心領域Aの右側の領域を関心領域Bとする。そして、関心領域Bの右側の領域を関心領域Cとし、関心領域Cの右側の領域を関心領域Dとし、右端の領域を関心領域Eとする。なお、関心領域設定部24は、断層画像に設定された2つの走査方向ライン41とプラーク32の外枠で挟まれる領域が微小(例えば1mm<sup>2</sup>以下)である場合、関心領域40を設定しない。

30

【0060】

(格子)

図10(b)は、プラーク32を走査方向ライン42と走査方向ライン42と垂直に交わるスキャン方向ライン43で格子状に分割し、複数の関心領域40が設定されることを示す。関心領域設定部24は、複数の走査方向ライン42とスキャン方向ライン43を設定し、断層画像を複数の領域に分割する。例えば、5mm間隔で6本の走査方向ライン41と、2mm間隔で3本のスキャン方向ライン43が表示され、断層画像は10つの領域に分割される。

40

【0061】

そして、操作者は、操作卓18によって、断層画像のプラーク32の外枠を特定し、制御部17は特定された外枠情報を関心領域設定部24に出力する。また、関心領域設定部24は、プラーク32の特性を利用して、プラーク32の外枠を特定してもよい。

【0062】

関心領域設定部24は、断層画像に設定された6つの走査方向ライン42と3つのスキャン方向ライン43とプラーク32の外枠で挟まれる領域を関心領域40として設定する。ここでは、関心領域設定部24は、上段では、左上端の領域を関心領域Aとし、関心領域Aの右側の領域を関心領域Bとする。そして、関心領域Bの右側の領域を関心領域Cとし、関心領域Cの右側

50

の領域を関心領域Dとする。関心領域設定部24は、断層画像に設定された走査方向ライン42とスキャン方向ライン43とプラーク32の外枠で挟まれる領域が微小(例えば1mm<sup>2</sup>以下)である場合、例えば、関心領域Dの右側の関心領域40を設定しない。なお、下段の関心領域40は上段の関心領域40と同様に設定される。

【0063】

(プラーク表面)

図11は、プラーク32の表面に複数の関心領域40が設定されることを示す。操作者は、操作卓18によって、断層画像のプラーク32の外枠を特定し、制御部17は特定された外枠情報に関心領域設定部24に出力する。また、関心領域設定部24は、プラーク32の特性を利用して、プラーク32の外枠を特定してもよい。

10

【0064】

関心領域設定部24は、特定されたプラーク32の外枠に沿って、矩形の関心領域40を設定する。関心領域設定部24は、例えばドプラ信号を用いて、血流信号が無い箇所と血流信号が有る箇所の境界をプラーク32の表面として解析し、その境界に関心領域40を設定する。よって、血流信号が無いプラーク32と血流信号が無い壁31の間には関心領域40が設定されない。つまり、プラーク32の表面のみ関心領域40が設定される。また、関心領域設定部24は、プラーク32の外枠の法線方向と、関心領域40の長手方向の方向は、ほぼ一致するように関心領域40を設定する。

【0065】

関心領域A~Fがプラーク32の表面に沿って配置され、各関心領域40の弾性情報の特徴量に基づいて設定された色相によって弾性画像が再画像化されるため、プラーク32表面が破綻する危険性を認識することができる。

20

【0066】

(第3の実施形態：カラー断層画像)

ここで第3の実施形態について図3、図7を用いて説明する。第1の実施形態、第2の実施形態と異なる点は、カラー断層画像を表示する点である。

図7に示すように、断層画像構成部7で構成された断層画像データを用いてカラー断層画像を構成するカラー断層画像構成部25を備えている。カラー断層画像構成部25は、例えば、輝度1~30の範囲の関心領域A'を赤、輝度31~60の範囲の関心領域B'を黄、輝度61~90の範囲の関心領域C'を緑、輝度91~120の範囲の関心領域D'を黄緑、輝度121~の範囲の関心領域E'を青として設定する。

30

【0067】

画像表示部10は、図3(a)の断層画像のプラーク32をカラー断層画像構成部25で構成されたカラー断層画像を表示する。断層画像の輝度が例えば30以下であると、プラーク32は破綻しやすい(プラーク32の一部が剥がれやすい)組織であるため、操作者は赤の領域について着目すれば、プラーク32の破綻の危険性を認識することができる。

【0068】

また、上記では、図3(a)に示されるように、カラー断層画像を単独で表示したが、図3(b)に示されるように、再画像化された弾性画像とカラー断層画像を重ね合わせた合成画像を表示することもできる。

40

【0069】

具体的には、切替加算部9は、下記式1に示すように、各座標において、弾性画像の赤(R)値、緑(G)値、青(B)値とカラー断層画像の赤(R)値、緑(G)値、青(B)値とをそれぞれ加算する。

【0070】

[数1]

(合成画像データR)

$= 1/2 \times (\text{弾性画像データR}) + 1/2 \times (\text{カラー断層画像データR})$ 、(合成画像データG)

$= 1/2 \times (\text{弾性画像データG}) + 1/2 \times (\text{カラー断層画像データG})$ 、(合成画像データB)

$= 1/2 \times (\text{弾性画像データB}) + 1/2 \times (\text{カラー断層画像データB})$

50

そして、切替加算部9で作成された、弾性画像とカラー断層画像を重ね合わせた合成画像を図3(b)に表示する。なお、本実施形態では、加算割合を1/2としたが、切替加算部9は、加算割合を1~0の範囲で設定することもできる。操作者は、合成画像データの赤に着目すれば、軟らかい、且つ、低輝度の領域であることを確認することができ、プラーク32の破綻の危険性を認識することができる。

【0071】

同様に、断層画像とカラー断層画像も重ね合わせて、図3(a)に表示することもできる。具体的には、切替加算部9は、下記式2に示すように、各座標において、断層画像の赤(R)値、緑(G)値、青(B)値とカラー断層画像の赤(R)値、緑(G)値、青(B)値とをそれぞれ加算する。

10

【0072】

[数2]

(合成画像データR)

$= 1/2 \times (\text{断層画像データR}) + 1/2 \times (\text{カラー断層画像データR})$ 、(合成画像データG)

$= 1/2 \times (\text{断層画像データG}) + 1/2 \times (\text{カラー断層画像データG})$ 、(合成画像データB)

$= 1/2 \times (\text{断層画像データB}) + 1/2 \times (\text{カラー断層画像データB})$

そして、切替加算部9で作成された、断層画像とカラー断層画像を重ね合わせた合成画像を図3(a)に表示する。

【0073】

以上、本実施形態によれば、生体組織の特性に応じて、断層画像の表示形態を設定することができ、同一組織における病変部を認識することができる。

20

【0074】

(アラーム)

ここで第4の実施形態について図1、図7を用いて説明する。第1の実施形態~第3の実施形態と異なる点は、生体組織に危険部位がある場合、その領域を強調表示する点である。

【0075】

カラー断層画像にアラームを表示する場合、カラー断層画像構成部25は、輝度1~30の範囲である関心領域A'のカラー断層画像を点滅させる。断層画像の輝度が30以下であると、プラーク32は破綻しやすい組織であるため、その領域の断層画像を点滅させることにより、操作者は、危険部位に着目することができる。

30

【0076】

関心領域40にアラームを表示する場合、関心領域設定部24によって設定された関心領域A'の領域枠を強調して表示することもできる。

【0077】

また、弾性画像にアラームを表示する場合、高い歪みを持つ関心領域を点滅させる。図4(b)で示される歪みの時間変化情報では、関心領域Aの歪み最大値が最大であり、関心領域Bの歪み最大値が最小である。弾性情報解析部22によって解析された各関心領域の弾性情報の特徴量に基づいて弾性画像を点滅させる。

【0078】

なお、上記では画像を点滅することにより強調表示したが、点滅以外でも良く、例えば、フラッシュ表示、矢印表示で表示してもよい。

40

【0079】

以上、本実施形態によれば、生体組織の特性に応じて、断層画像又は弾性画像の表示形態を設定することができ、同一組織における病変部を認識することができる。

【0080】

(タイミング)

第5の実施形態について図1、図3、図7を用いて説明する。第1の実施形態~第4の実施形態では、断層画像又は弾性画像をフリーズして関心領域を設定していたが、本実施形態では、関心領域を設定するタイミングや弾性情報の特徴量を解析するタイミングを制御する。

50

## 【0081】

図示はしないが、得られた心電波形から基準となるR波時相を検出するR波時相検出部と、R波時相を基準として操作卓18からの入力により操作者が希望する任意の時相を設定することができるタイミングパルスが発生するR波遅延パルス発生部とが備えられている。画像表示部10は、R波遅延パルス発生部によって得られるR波時相から遅延した時相で断層画像又は弾性画像をフリーズする。R波時相に遅延する時相は、頸動脈30全体に圧が掛かっている状態であり、弾性画像が適切に表示されている。よって、この時相の弾性画像を用いて第1の実施形態のように関心領域を設定すれば、適切に関心領域を設定することができる。

## 【0082】

10

また、R波時相に遅延する時相は、頸動脈30全体に圧が掛かっている状態であるため、弾性情報解析部22は、複数の関心領域40における数心拍分の弾性情報のうちその時相(R波時相に遅延する時相)の弾性情報の特徴量(歪み、弾性率)を弾性情報演算部13から読み出し、弾性情報を解析してもよい。そして、色相設定部23は、第1の実施形態のように弾性情報解析部22によって解析された各関心領域の弾性情報の特徴量に基づいて弾性画像の色相を設定する。

## 【0083】

なお、本実施形態では、心電波形を用いて説明したが、圧力計測部16の圧力情報を用いても同様に行なうことができる。

## 【0084】

20

## (動作手順)

本発明の各実施形態を組み合わせた時の動作手順について図12を用いて説明する。

(S201)まず、断層画像構成部7と弾性画像構成部14は、生体組織(ここでは頸動脈30のプラーク32)の断層画像データと弾性画像データを構成して、画像表示部10に表示する。

## 【0085】

(S202)操作者は、操作卓18で断層画像と弾性画像をフリーズさせる。弾性情報演算部13は、演算された弾性情報をフリーズした時点前の数心拍分記憶する。

## 【0086】

(S203)手動で関心領域40を設定するのか、自動で関心領域40を設定するのかの関心領域設定モードを操作卓18で選択する。

30

## 【0087】

(S204)手動で関心領域40を設定する場合、上記の第1の実施形態の手法を用いて操作卓18で関心領域40を設定する。

## 【0088】

(S205)自動で関心領域40を設定する場合、上記の第2の実施形態の手法を用いて関心領域設定部24で関心領域40を設定する。

## 【0089】

(S206)カラー断層画像構成部25を用いてカラー断層画像を表示するか否かを操作卓18で選択する。カラー断層画像を表示しない場合、S210に進む。

(S207)カラー断層画像構成部25は、上記の第3の実施形態の手法を用いてカラー断層画像を構成して、画像表示部10に表示する。

40

## 【0090】

(S208)操作者は、関心領域40を再設定するか否かを操作卓18で選択する。関心領域40を再設定しない場合、S210に進む。

## 【0091】

(S209)上記の第1の実施形態の手法を用いて、操作者は操作卓18で関心領域40を再設定する。そして、S210に進む。

## 【0092】

(S210)制御部17は、S204、S205、S209で設定された各関心領域40の位置、形状、大きさ、数等を弾性情報解析部22に出力する。弾性情報解析部22は、複数の関心領域40における

50

数心拍分の弾性情報のうち  $\alpha$  期間(1心拍)の弾性情報を弾性情報演算部13から読み出し、 $\alpha$  期間における弾性情報を解析する。弾性情報解析部22は、歪みの時間変化情報から特徴量を解析する。

【0093】

(S211)色相設定部23は、弾性情報解析部22によって解析された各関心領域の弾性情報の特徴量に基づいて弾性画像の色相を設定する。

【0094】

(S212)色相設定部23は、設定した色相情報をカラースキャンコンバータ15へ出力する。カラースキャンコンバータ15は、弾性画像構成部14からの弾性画像データに色相設定部23で設定された色相を付与し、再画像化する。画像表示部10は、再画像化された弾性画像を

10

【0095】

操作者は、上記の通り、ステップを任意に選択することができるため、患者、検査部位等に適した診断を行なうことができる。

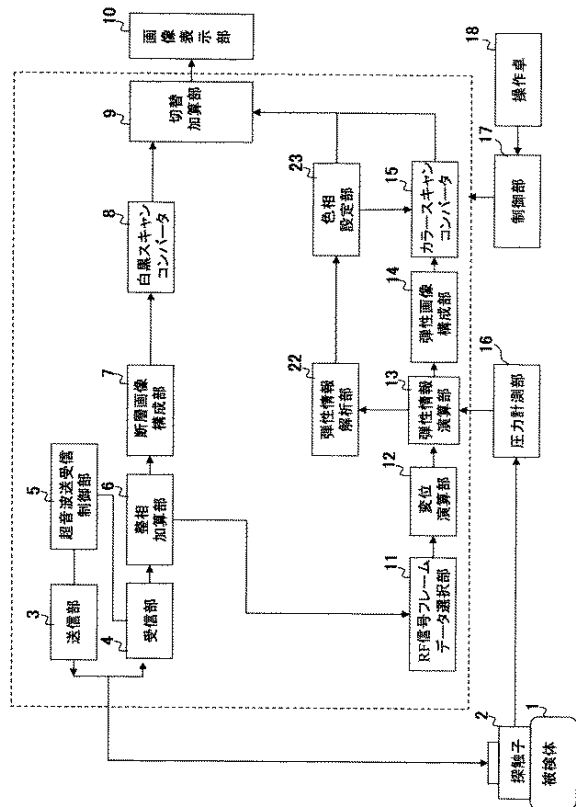
【符号の説明】

【0096】

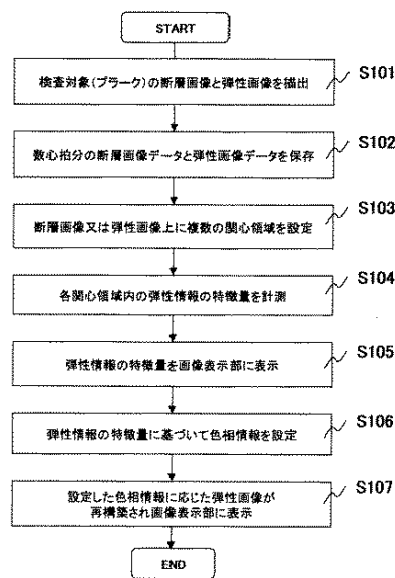
1 被検体、2 超音波探触子、3 送信部、4 受信部、5 超音波送受信制御部、6 整相加算部、7 断層画像構成部、8 白黒スキャンコンバータ、9 切替加算部、10 画像表示部、11 RF信号フレームデータ選択部、12 変位演算部、13 弾性情報演算部、14 弾性画像構成部、15 カラースキャンコンバータ、16 圧力計測部、17 制御部、18 操作卓、22 弾性情報解析部、23 色相設定部、24 関心領域設定部、25 カラー断層画像構成部

20

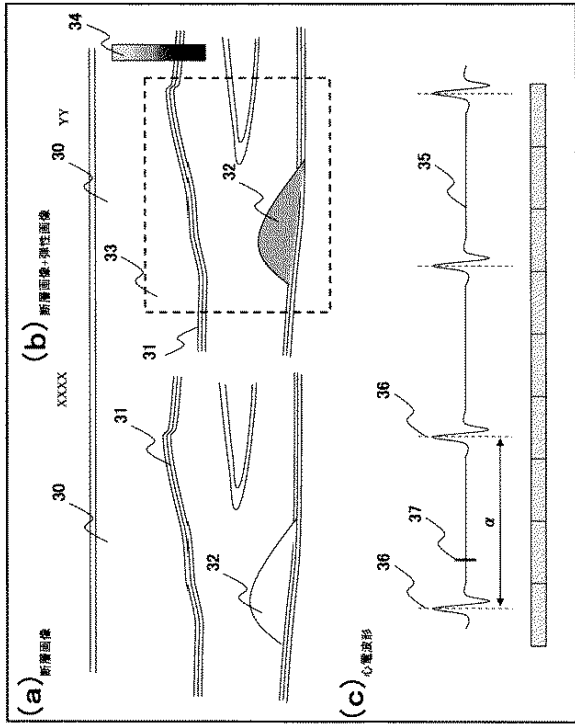
【図1】



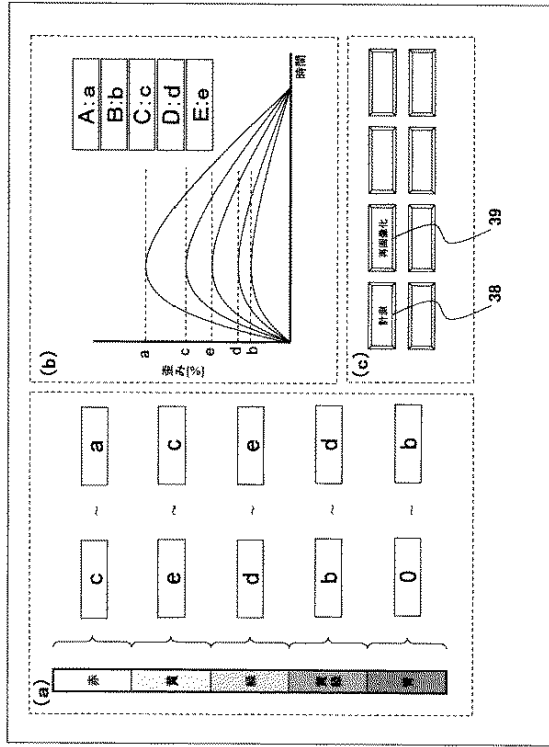
【図2】



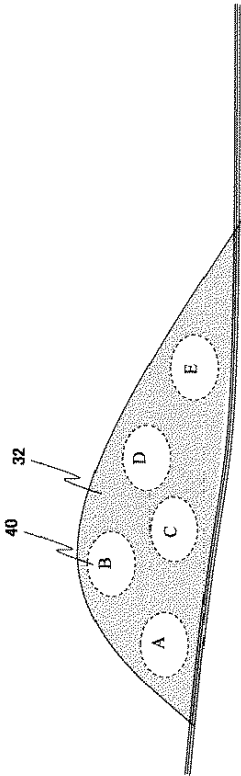
【図 3】



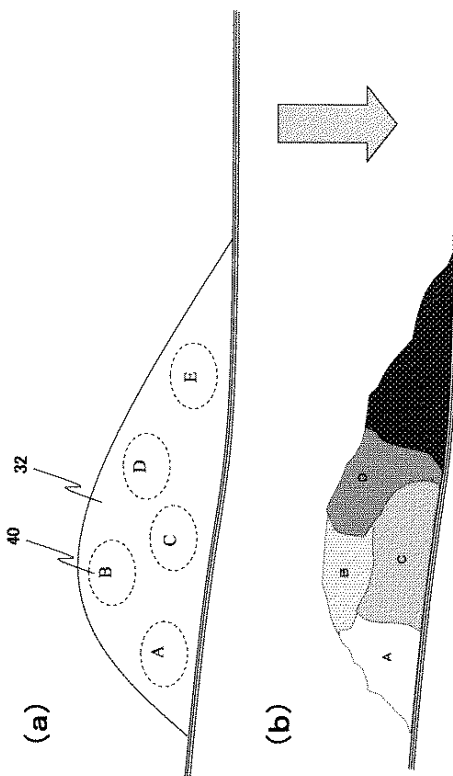
【図 4】



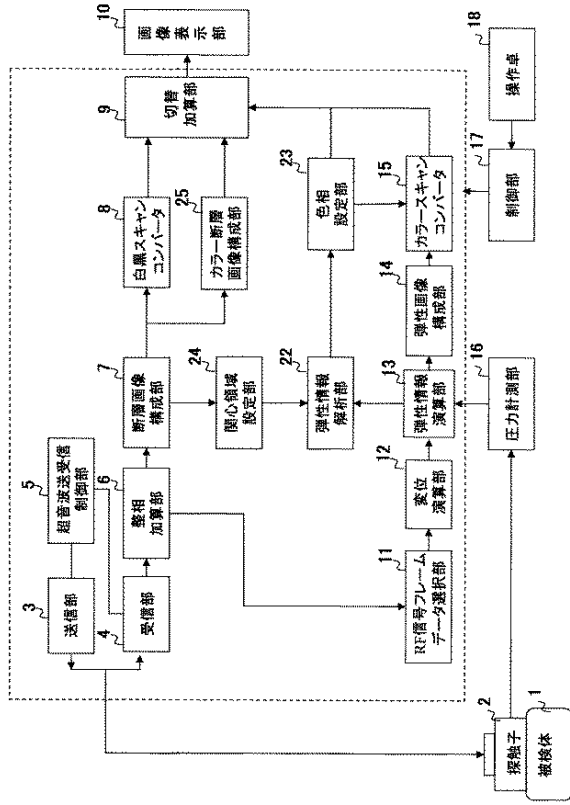
【図 5】



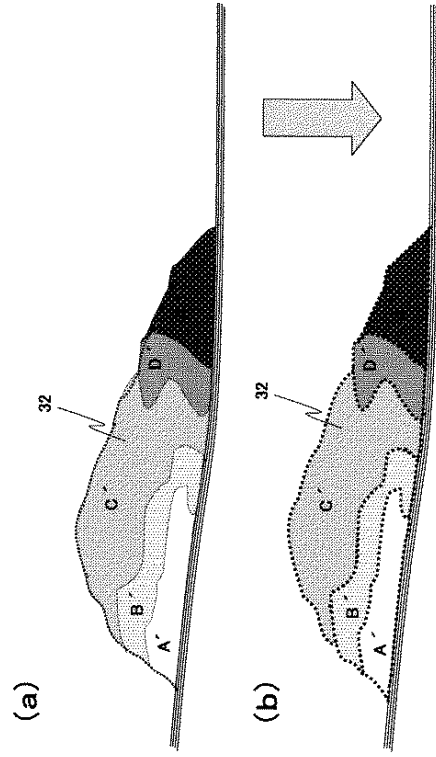
【図 6】



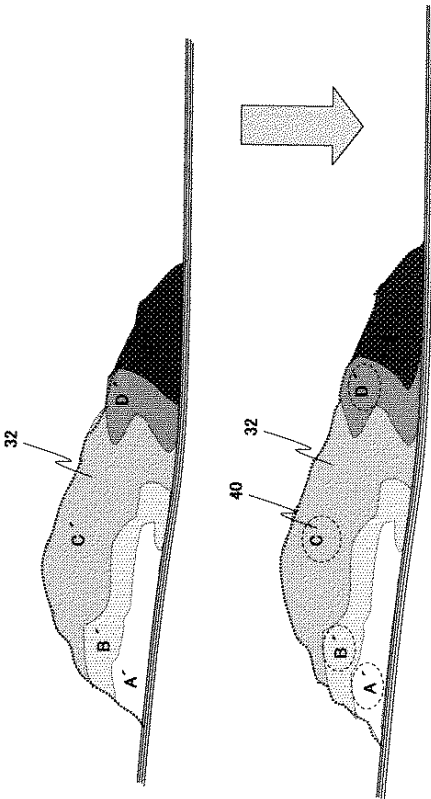
【図 7】



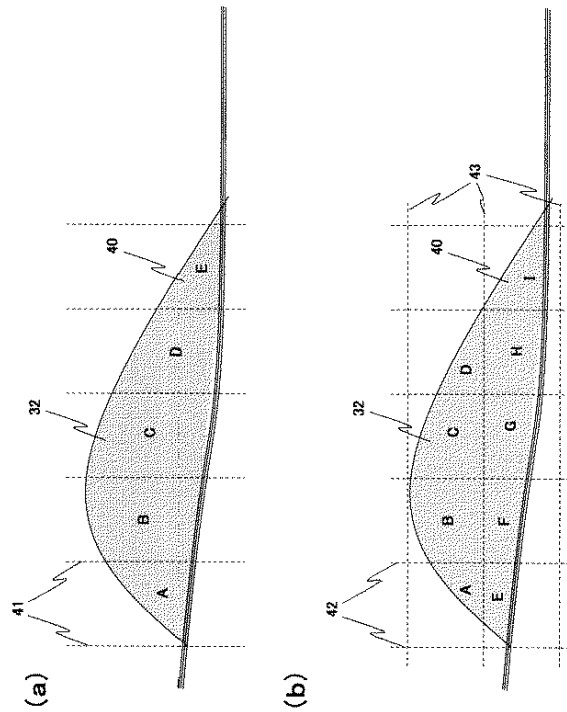
【図 8】



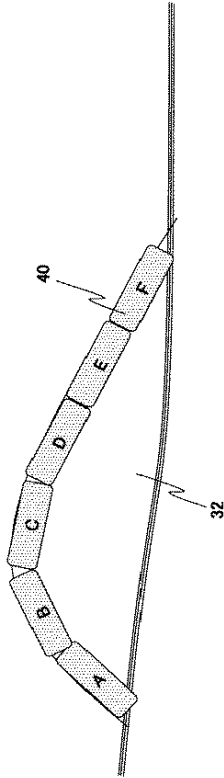
【図 9】



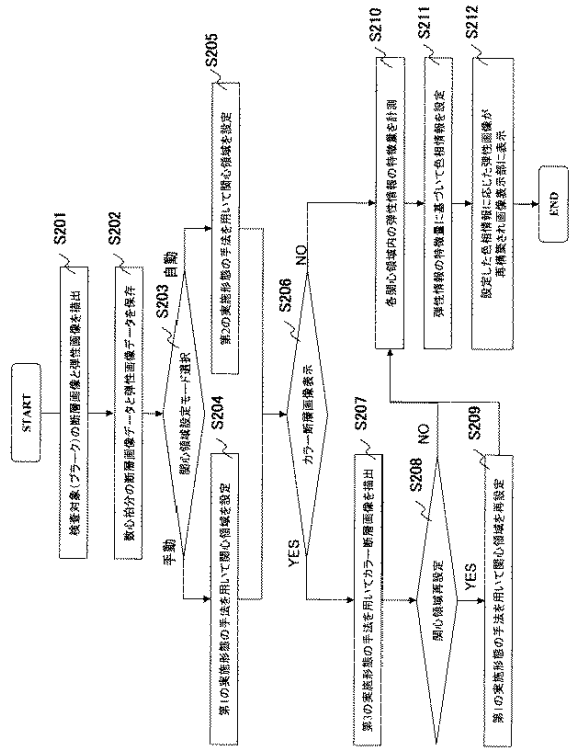
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/060688
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2005/122906 A1 (Hitachi Medical Corp.), 29 December, 2005 (29.12.05), Par. Nos. [0026] to [0031] & US 2008/0051659 A1	1, 2, 5-7, 9, 12-15 3, 4, 8, 10, 11
A		
Y	JP 2006-020801 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 26 January, 2006 (26.01.06), Fig. 2 (Family: none)	1, 2, 5-7, 9, 12-15
Y	JP 2006-122295 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 18 May, 2006 (18.05.06), Par. Nos. [0024] to [0029] (Family: none)	7, 9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 01 July, 2009 (01.07.09)		Date of mailing of the international search report 14 July, 2009 (14.07.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/060688

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2006/011504 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 02 February, 2006 (02.02.06), Full text; all drawings & US 2008/0021318 A1 & EP 1779785 A1	12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 0 6 8 8	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	WO 2005/122906 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.12.29, 第26-31段落 & US 2008/0051659 A1	1, 2, 5-7, 9, 12-15	
-		-	
A		3, 4, 8, 10, 11	
Y	JP 2006-020801 A (松下電器産業株式会社) 2006.01.26, 第2図 (ファミリーなし)	1, 2, 5-7, 9, 12-15	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 01.07.2009		国際調査報告の発送日 14.07.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 0 6 8 8

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-122295 A (松下電器産業株式会社) 2006.05.18, 第 24-29 段落 (ファミリーなし)	7, 9
Y	WO 2006/011504 A1 (松下電器産業株式会社) 2006.02.02, 全文, 全図 & US 2008/0021318 A1 & EP 1779785 A1	12

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像显示方法和超声波诊断程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2009154133A1</a>	公开(公告)日	2011-12-01
申请号	JP2010517881	申请日	2009-06-11
[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		
[标]发明人	大坂卓司		
发明人	大坂 卓司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52063 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52074 G06F19/321 G16H15/00		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/FF08 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL38		
优先权	2008156076 2008-06-16 JP		
其他公开文献	JP5400773B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种超声诊断设备，超声图像显示方法和超声诊断程序，其能够根据活组织的特征设置断层图像或弹性图像的显示形式。超声波探头2，用于发送和接收超声波，以被检体1，用于通过所述超声波探头2中，从被检体1接收的反射回波信号接收器4发送超声波的发送部3的情况下，基于由所述接收单元4和弹性信息运算部13，用于计算失真或弹性模量，由所述弹性信息运算部13得到的形变或弹性模量的基础上，所接收的反射回波信号的RF信号帧数据弹性图像构成部14构成的弹性图像，断层图像构成部7构成断层图像基于RF信号帧数据，在超声波诊断装置包括用于显示所述断层图像的图像显示单元10或弹性图像设定多个断层图像或弹性图像，用于设置所述弹性信息分析单元22，用于在多个感兴趣区域的分析的弹性信息的特征量的色调设置单元上感兴趣区域的，基于所述特征量的弹性图像的色调配备了23。

