

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-237664  
(P2008-237664A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F1  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-84060 (P2007-84060)  
(22) 出願日 平成19年3月28日(2007.3.28)

(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  
(74) 代理人 100096091  
弁理士 井上 誠一  
(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  
Fターム(参考) 4C601 DD06 DD14 DD19 DD23 EE09  
FF08 JC18 JC20 KK02 KK12  
KK24

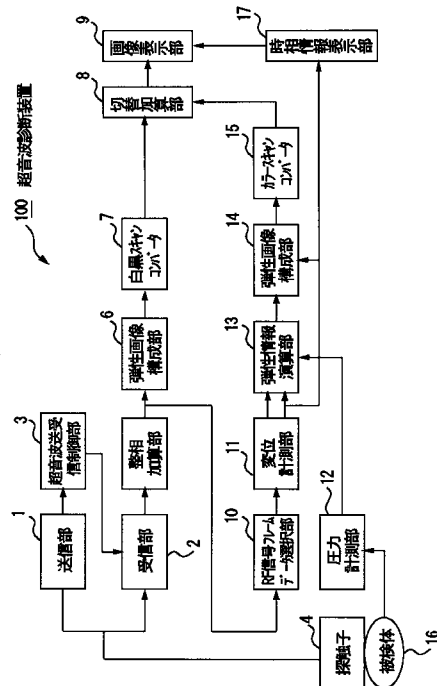
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 生体組織の弾性画像を高精度かつ簡便に表示することを可能とする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置100は、変位計測部11によって診断画像の表示領域とは別に設定された参照領域の生体組織の変位方向を計測し、弾性情報演算部13によって計測された変位方向に基づいて心拍の時相情報を出力する。また、超音波診断装置100は、弾性情報演算部13によって、歪み値を算出すると共に、圧力計測部12により計測された診断部位の圧力値に基づいて弾性フレームデータ間に作用する圧力値を算出し、これらの算出された歪み値及び圧力値を用いてヤング率等の定量的な弾性値を算出する。超音波診断装置100は、弾性画像構成部14及び時相情報表示部17によって、診断画像と共に弾性値及び時相情報をカラー表示やグラフ表示等を用いて識別可能に画像表示部9に表示する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体組織との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて前記生体組織の断層画像を構成する断層画像構成手段と、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて前記生体組織の変位情報を計測する変位計測手段と、前記計測された変位情報に基づいて弾性情報を算出する弾性情報演算手段と、前記算出された弾性情報に基づいて前記生体組織の弾性画像を構成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び前記弾性画像を表示する画像表示手段と、を備える超音波診断装置において、

前記生体組織に作用する圧力値を計測する圧力計測手段と、

前記圧力計測手段により計測された所定期間の圧力差及び前記弾性画像のフレーム数に基づいて、前記弾性画像のフレーム間に作用する圧力値を算出するフレーム圧力算出手段と、

前記弾性情報演算手段によって算出された弾性情報と前記フレーム圧力算出手段によって算出された前記弾性画像のフレーム間に作用する圧力値とに基づいて、前記生体組織の弾性値を算出する弾性値算出手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記弾性画像の表示領域とは異なる参照領域を設定する参照領域設定手段を具備し、

前記変位計測手段は、前記設定された参照領域の生体組織の変位情報を計測し、

前記弾性情報演算手段は、前記計測された参照領域の生体組織の変位情報に基づいて、前記弾性情報を算出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。

20

## 【請求項 3】

前記変位計測手段は、前記変位情報として前記生体組織の変位方向を計測し、

前記変位計測手段によって計測される前記生体組織の変位方向に基づいて時相情報を判定する時相判定手段を具備し、

前記画像表示手段は、前記弾性画像と共に前記判定された時相情報を識別可能に表示することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記弾性情報演算手段によって算出された弾性情報と前記時相判定手段によって判定された時相情報とを保持する弾性情報保持手段を具備することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 までのいずれかに記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 5】

前記時相判定手段によって判定された時相情報に基づいて前記画像表示手段に表示させる前記弾性画像のフレームを選択するフレーム選択手段を具備することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 までのいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記弾性画像の表示領域に対して解析ラインを設定する解析ライン設定手段と、

前記設定された解析ラインについて、前記弾性値算出手段により算出された弾性値をグラフ表示することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 までのいずれかに記載の超音波診断装置。

40

## 【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対象部位についての断層画像を撮像して表示する超音波診断装置に関する。詳細には、対象部位の生体組織の硬さあるいは軟らかさを示す弾性画像を表示する超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

一般に超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、超音波断層像等の断層

50

画像を構成して診断用に表示する。

また、手動あるいは機械的な方法を用いて超音波探触子により被検体を圧迫して超音波受信信号を計測し、計測時間が異なる2つの超音波受信信号のフレームデータに基づいて圧迫により生じた生体組織各部の変位データを求め、当該変位データに基づいて生体組織の弾性を示す弾性画像を作成する超音波診断装置が提案されている（例えば、[特許文献1]参照。）。さらに、超音波探触子による被検体圧迫の他に心拍による生体組織変位を利用して、弾性画像を構成する超音波診断装置が提案されている。

【0003】

【特許文献1】国際公開第2005/120358号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

乳腺などの体表組織の場合には、検者が圧迫量を調節して適切な弾性画像をリアルタイムに描出可能である。しかしながら、心拍を利用して弾性画像の描出を行う場合に、被検体の年齢、検査断面、堆積したプラークの種類、心拍時相の状態等、様々な要因によって対象部位の生体組織の変位方向を精度よく検出できず、診断に適した弾性画像を表示できないことがあるという問題点がある。また、被検体の内部の血管等を直接圧迫することは困難であり、被検体の深部に関しては圧迫により生じる圧力を正確に計測することができず、精度よく弾性画像を表示することができないという問題点がある。

【0005】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、生体組織の弾性画像を高精度かつ簡便に表示することを可能とする超音波診断装置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】

前述した目的を達成するために第1の発明は、生体組織との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて前記生体組織の断層画像を構成する断層画像構成手段と、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて前記生体組織の変位情報を計測する変位計測手段と、前記計測された変位情報に基づいて弾性情報を算出する弾性情報演算手段と、前記算出された弾性情報に基づいて前記生体組織の弾性画像を構成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び前記弾性画像を表示する画像表示手段と、を備える超音波診断装置において、前記生体組織に作用する圧力値を計測する圧力計測手段と、前記圧力計測手段により計測された所定期間の圧力差及び前記弾性画像のフレーム数に基づいて、前記弾性画像のフレーム間に作用する圧力値を算出するフレーム圧力算出手段と、前記弾性情報演算手段によって算出された弾性情報と前記フレーム圧力算出手段によって算出された前記弾性画像のフレーム間に作用する圧力値とに基づいて、前記生体組織の弾性値を算出する弾性値算出手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0007】

本発明の超音波診断装置は、被検体の生体組織に作用する圧力値を計測し、所定期間の圧力差及び弾性画像のフレーム数に基づいて、弾性画像のフレーム間に作用する圧力値を算出し、弾性情報と弾性画像のフレーム間に作用する圧力値とに基づいて生体組織の定量的な弾性値を算出する。

【0008】

超音波診断装置は、所定期間において弾性画像の各フレーム間には均一に圧力が作用するものとして、弾性画像のフレーム間に作用する圧力値を算出する。例えば、（弾性画像のフレーム間に作用する圧力値）＝（所定期間の圧力差）／（弾性画像のフレーム数）、として弾性画像のフレーム間に作用する圧力値が算出される。所定期間の圧力差としては、例えば、最高血圧と最低血圧との差圧を用いることができる。超音波診断装置は、弾性画像のフレーム間に作用する圧力値と弾性情報とを用いて、生体組織の定量的な弾性値を算出する。例えば、（弾性値としてのヤング率）＝（弾性画像のフレーム間に作用する圧

10

20

30

40

50

力値) / (弾性情報としての歪み値)、として生体組織の定量的な弾性値が算出される。

【0009】

これにより、超音波診断装置は、生体組織の各部について定量的な弾性値を近似的に算出することができる。表示領域全体における相対的な生体組織の硬さだけでなく、実際の生体組織の硬さを定量的に把握することができる。また、血圧値を用いて圧力計測を行うことにより、診断部位に対して直接外的圧力を作用させる必要がない。

【0010】

また、超音波診断装置は、弾性画像の表示領域とは異なる参照領域を設定し、この参照領域の生体組織の変位情報を計測し、参照領域の生体組織の変位情報に基づいて、弾性情報を算出することが望ましい。

10

このように、表示領域全体の変位情報に代えて、変位情報の取得が容易である所定の参照領域の変位情報を用いることにより、高精度に診断部位の生体組織の変位情報を計測することができる。

【0011】

また、超音波診断装置は、変位情報として生体組織の変位方向を計測し、計測された生体組織の変位方向に基づいて時相情報を判定し、弾性画像と共に判定された時相情報を識別可能に表示することが望ましい。

このように、画像表示部に弾性画像と共に時相情報を表示するので、弾性画像が示す時相情報をリアルタイムに確認することができる。

【0012】

また、超音波診断装置は、算出された弾性情報と判定された時相情報とを記憶部に保持することが望ましい。これにより、超音波診断装置は、オフライン処理によって弾性画像や時相情報を再表示することができる。

20

【0013】

また、超音波診断装置は、判定された時相情報に基づいて表示させる弾性画像のフレームを選択することが望ましい。これにより、診断に適した安定した弾性画像を表示することができる。また、時相情報に基づいて診断用弾性画像の表示タイミングを切り替えることができる。

【0014】

また、超音波診断装置は、弾性画像の表示領域に対して解析ラインを設定し、設定された解析ラインについて弾性値をグラフ表示することが望ましい。これにより、局所的な弾性値の分布を把握することができる。

30

【発明の効果】

【0015】

以上、本発明によれば、生体組織の弾性画像を高精度かつ簡便に表示することを可能とする超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、以下の説明及び添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

40

【0017】

(1. 超音波治療装置の構成)

最初に、図1を参照しながら、超音波治療装置100の構成について説明する。

図1は、超音波診断装置100の構成図である。

【0018】

超音波診断装置100は、超音波探触子4と送信部1と受信部2と超音波送受信制御部3とを備える。また、超音波診断装置100は、整相加算部5と断層画像構成部6と白黒スキャンコンバータ7とを備える。また、超音波診断装置100は、RF信号フレームデータ選択部10と変位計測部11と圧力計測部12と弾性情報演算部13と弾性画像構成

50

部 14 とカラーキャンコンバータ 15 とを備える。また、超音波診断装置 100 は、切替加算部 8 と画像表示部 9 と時相情報表示部 17 とを備える。

【0019】

超音波探触子 4 は、複数の振動子を配設して形成される。超音波探触子 4 は、被検体 16 に振動子を介して超音波を送受信する。

送信部 1 は、超音波探触子 4 を介して被検体 16 に所定時間間隔で超音波を繰り返し送信する。送信部 1 は、超音波探触子 4 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共に、送信される超音波の収束点を所定の深さに設定する。受信部 2 は、超音波探触子 4 により被検体 16 から発生する時系列の反射エコー信号を受信し、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。超音波送受信制御部 3 は、送信部 1 と受信部 2 とを制御する。

10

【0020】

整相加算部 5 は、受信部 2 により受信された反射エコー信号を整相加算する。整相加算部 5 は、受信部 2 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。

断層画像構成部 6 は、整相加算部 5 からの RF 信号フレームデータに基づいて被検体 16 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 6 は、整相加算部 5 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、断層画像データを取得する。

白黒キャンコンバータ 7 は、断層画像構成部 6 から出力される断層画像データを画像表示部 9 の表示データに変換する。白黒キャンコンバータ 7 は、断層画像構成部 6 からの断層画像データをデジタル信号に変換する A/D 変換器と、変換された複数の断層画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有する。白黒キャンコンバータ 7 は、フレームメモリに格納された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して画像表示部 9 に出力する。

20

【0021】

RF 信号フレームデータ選択部 10 は、整相加算部 5 から出力される複数の 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少なくとも 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 10 は、例えば、整相加算部 5 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 (P) を選択する。尚、N、M、P は RF 信号フレームデータに付された自然数のインデックス番号である。

30

【0022】

変位計測部 11 は、被検体 16 の生体組織の変位を計測する。変位計測部 11 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 (P) から 1 次元あるいは 2 次元の相関処理を行い、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 次元あるいは 2 次元の変位分布を求める。

40

尚、移動ベクトルの検出には、例えば、ブロックマッチング法を用いることができる。ブロックマッチング法は、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索し、これを参照して予測符号化処理すなわち差分処理により標本値を決定する処理である。

圧力計測部 12 は、被検体 16 に生じる血圧等の圧力を計測する。圧力計測部 12 は、上腕等で計測された血圧値等を弾性情報演算部 13 に出力する。

【0023】

弾性情報演算部 13 は、変位計測部 11 で計測された変位情報及び圧力計測部 12 で計

50

測された圧力情報から歪みあるいは弾性値を算出する。弾性情報演算部 13 は、変位計測部 11 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 12 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値や弾性値を演算し、歪み値や弾性値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。

#### 【0024】

尚、歪み値は、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、弾性値は、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、変位計測部 11 により計測された変位を  $L(X)$ 、圧力計測部 12 により計測された圧力を  $P(X)$ 、空間座標を  $X$  とすると、歪み値  $S(X)$  は、 $S(X) = L(X) / X$ 、である。また、弾性値としてのヤング率  $Y_m(X)$  は、 $Y_m = (P(X) / S(X)) / S(X)$ 、である。ヤング率  $Y_m(X)$  から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性値を求めることにより、2次元の弾性画像データを連続的に取得することができる。尚、ヤング率は、物体に加えられた単純引張り応力の引張りに平行に生じる歪みに対する比である。

#### 【0025】

弾性画像構成部 14 は、弾性情報演算部 13 で算出された歪み値あるいは弾性値からカラー弾性画像を構成する。弾性画像構成部 14 は、弾性情報演算部 13 によって算出された弾性フレームデータに対して、各種安定化表示のための画像処理を行う。

カラーキャンコンバータ 15 は、弾性画像構成部 14 の出力信号を画像表示部 9 の表示データに変換する。カラーキャンコンバータ 15 は、弾性画像構成部 14 からの弾性フレームデータに色相情報を付与する。すなわち、カラーキャンコンバータ 15 は、弾性フレームデータに基づいて赤 (R) 緑 (G) 青 (B) の光の三原色のデータに変換する。カラーキャンコンバータ 15 は、例えば、歪みが大きい弾性データを赤色データに変換すると同時に歪みが小さい弾性データを青色データに変換する。

#### 【0026】

切替加算部 8 は、白黒断層画像とカラー弾性画像とを重ね合わせたり並列表示させたり切替えを行う。切替加算部 8 は、フレームメモリと画像処理部と画像選択部とを有する。尚、フレームメモリは、白黒キャンコンバータ 7 からの断層画像データとカラーキャンコンバータ 15 からの弾性画像データとを格納する。画像処理部は、フレームメモリに格納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。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像及びカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算した色相情報となる。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中から画像表示部 9 に表示する画像を選択する。

画像表示部 9 は、上記合成された合成画像を表示する。時相情報表示部 17 は、変位計測部 11 から出力される時相情報を表示する。時相情報は、合成画像と共に画像表示部 9 に表示される。

#### 【0027】

##### (2. 表示画面)

図 2 は、画像表示部 9 に表示される画面 31 を示す図である。

画面 31 には、血管 32 及びブランク 33 と共に表示領域 34 及び参照領域 35 が表示される。表示領域 34 は、カラー弾性画像が表示される領域である。表示領域 34 は、診断対部位であるブランク 33 の周辺に設定される。参照領域 35 は、生体組織の変位情報が計測される領域である。参照領域 35 は、生体組織の変位情報を取得するために、血管 32 の内腔ではなく、血管 32 の上壁 36 あるいは下壁 37 の周辺に設定することが望ましい。尚、参照領域 35 は、表示領域 34 の外部に設定してもよいし、表示領域 34 の内部に設定してもよい。

#### 【0028】

##### (3. 変位計測部 11)

次に、図 3 ~ 図 6 を参照しながら、本発明の実施形態に係る変位計測部 11 について説

10

20

30

40

50

明する。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、変位計測部 1 1 の詳細を示すブロック図である。

変位計測部 1 1 は、参照領域演算部 1 1 - 1 及び表示領域演算部 1 1 - 2 及び時相判定部 1 1 - 3 から構成される。参照領域演算部 1 1 - 1 は、参照領域 3 5 内の生体組織の変位情報を算出する。表示領域演算部 1 1 - 2 は、表示領域 3 4 内の生体組織の変位情報を算出する。時相判定部 1 1 - 3 は、生体組織の変位情報に基づいて心拍による各時相を判定する。

参照領域演算部 1 1 - 1 及び表示領域演算部 1 1 - 2 は、同様の処理を行う。参照領域演算部 1 1 - 1 及び表示領域演算部 1 1 - 2 は、整相加算部 5 及び R F 信号フレームデータ選択部 1 0 から出力される R F 信号フレームデータに対してブロックマッチング法を適用し、生体組織の移動先を推定して変位情報を算出する。生体組織の変位情報は、生体組織の変位方向や変位量に関する情報である。尚、参照領域演算部 1 1 - 1 は、変位情報として主として変位方向を算出する。

10

【 0 0 3 0 】

図 4 及び図 5 は、被検体 1 6 の生体組織の変位方向についての説明図である。

ブロックマッチング法の場合には、参照領域 3 5 が複数分割されてブロック 4 1 が設定される。X Y 座標軸は、ブロック 4 1 の変位量及び変位方向（プラス方向あるいはマイナス方向）を示す。

図 4 ( a ) 及び図 4 ( b ) に示すように、血管 3 2 の下壁 3 7 に参照領域 3 5 が設定され、血管 3 2 の内腔径が「 D 」から「 D ' 」に拡大した場合、図 4 ( c ) 及び図 4 ( d ) に示すように、参照領域 3 5 のブロック 4 1 内の生体組織は、下方向に移動する。参照領域 3 5 に含まれる複数のブロック 4 1 は、X Y 座標系では、マイナスの領域においてマッチング（相関）が最大となる。尚、血管 3 2 の内腔径の拡大期間は、心拍時相の収縮期に相当する。

20

図 5 ( a ) 及び図 5 ( b ) に示すように、血管 3 2 の下壁 3 7 に参照領域 3 5 が設定され、血管 3 2 の内腔径が「 D ' 」から「 D 」に縮小した場合、図 5 ( c ) 及び図 5 ( d ) に示すように、参照領域 3 5 のブロック 4 1 内の生体組織は、上方向に移動する。参照領域 3 5 に含まれる複数のブロック 4 1 は、X Y 座標系では、プラスの領域においてマッチング（相関）が最大となる。尚、血管 3 2 の内腔径の縮小期間は、心拍時相の拡張期に相当する。

30

【 0 0 3 1 】

参照領域演算部 1 1 - 1 は、ブロック 4 1 の変位方向を計測して後段の時相判定部に出力する。

【 0 0 3 2 】

図 6 は、時相判定部 1 1 - 3 の詳細を示すブロック図である。

時相判定部 1 1 - 3 は、時相判定部 1 1 - 3 a と時相情報出力部 1 1 - 3 b とから構成される。時相判定部 1 1 - 3 a は、参照領域演算部 1 1 - 1 によって計測された生体組織の変位方向に基づいて心拍時相を判定する。時相情報出力部 1 1 - 3 b は、時相判定部 1 1 - 3 a によって判定された時相情報を出力する。時相情報は、弾性情報演算部 1 3 が算出する弾性フレームデータに付加される。

40

【 0 0 3 3 】

図 7 は、生体組織の変位と時間との関係図である。図 7 ( a ) は、参照領域 3 5 が血管 3 2 の上壁 3 6 に設定された場合を示し、図 7 ( b ) は、参照領域 3 5 が血管 3 2 の下壁 3 7 に設定された場合を示す。心拍時相における拡張末期における変位を「 0 」点とする

図 7 ( a ) に示すように、心拍時相の収縮末期である「 A 」点まで区間では方向符号が「 + 」であり、血管 3 2 の上壁 3 6 はプラス方向に変位する。収縮末期「 A 」点を過ぎ拡張末期である「 B 」点までの区間では、方向符号が「 - 」であり、血管 3 2 の上壁 3 6 はマイナス方向に変位する。図 7 ( b ) に示すように、血管 3 2 の下壁 3 7 では、方向符号及び変位方向が図 7 ( a ) の場合と逆になる。

50

## 【 0 0 3 4 】

時相判定部 1 1 - 3 a は、これらの方向符号及び変位方向に基づいて心拍時相を判定する。尚、参照領域 3 5 内の複数のブロック 4 1 において変位方向が判定される場合には、当該参照領域 3 5 内における割合が大きい方向符号及び変位方向を選択するようにしてもよい。

時相情報出力部 1 1 - 3 b は、時相判定部 1 1 - 3 a によって判定された方向符号及び辺に方向をに基づいて、心拍時相の時相情報を出力する。時相情報出力部 1 1 - 3 b は、判定された方向符号及び変位方向を示す 1 ビットの時相情報を出力する。時相情報出力部 1 1 - 3 b は、例えば、方向符号「+」と判定された時相に対して「0」を出力し、方向符号「-」と判定された時相に対して「1」を出力する。

10

## 【 0 0 3 5 】

以上説明したように、超音波診断装置 1 0 0 は、表示画面において被検体 1 6 の生体組織に表示領域及び参照領域を設定し、参照領域を複数分割してブロックを設定し、当該ブロックの変位方向を計測し、計測された変位方向に基づいて、心拍時相を判定して時相情報を出力する。

このように、表示領域全体の変位情報に代えて、変位情報の取得が容易である所定の参照領域の変位情報を用いることにより、高精度に診断部位の生体組織の変位方向を計測することができる。

## 【 0 0 3 6 】

## ( 4 . 弾性画像構成部 1 4 )

次に、図 8 及び図 9 を参照しながら、本発明の実施形態に係る弾性画像構成部 1 4 について説明する。

20

## 【 0 0 3 7 】

図 8 は、弾性画像構成部 1 4 の詳細を示すブロック図である。

弾性画像構成部 1 4 は、弾性値評価部 1 4 - 1 と表示画像選択部 1 4 - 2 と表示画像構成部 1 4 - 3 とから構成される。弾性値評価部 1 4 - 1 は、弾性情報演算部 1 3 が算出した弾性フレームデータが適正であるか否かを評価する。表示画像選択部 1 4 - 2 は、弾性値評価部 1 4 - 1 の評価に基づいて表示する弾性フレームデータを選択する。表示画像構成部 1 4 - 3 は、表示画像選択部 1 4 - 2 によって選択された弾性フレームデータに基づいて表示画像を構成する。

30

## 【 0 0 3 8 】

例えば、表示画像選択部 1 4 - 2 は、弾性フレームデータの歪み値が極端に小さい場合には、当該フレームの表示を非表示とする。また、表示画像選択部 1 4 - 2 は、弾性フレームデータに付加された時相情報に基づいて、画像表示部 9 に表示させる弾性フレームデータを選択する。

## 【 0 0 3 9 】

図 9 は、各心拍時相と判定された変位方向と弾性フレームデータの表示との関係図である。図 9 は、図 2 に示すように、血管 3 2 の下壁 3 7 に参照領域 3 5 を設定した場合を示す。

40

## 【 0 0 4 0 】

心拍時相が収縮期の時には、方向符号は「-」であり、時相情報出力部 1 1 - 3 b が出力する時相情報は「1」である。心拍時相が拡張期の時には、方向符号は「+」であり、時相情報出力部 1 1 - 3 b が出力する時相情報は「0」である。

表示画像選択部 1 4 - 2 は、弾性フレームデータに付加された時相情報に基づいて、時相情報「1」の場合には弾性値評価部 1 4 - 1 から出力される弾性フレームデータ 4 3 をそのまま後段の表示画像構成部 1 4 - 3 に出力する。一方、表示画像選択部 1 4 - 2 は、時相情報「0」の場合には弾性値や歪み値が「0」のフレームデータ 4 4 を後段の表示画像構成部 1 4 - 3 に出力する。すなわち、診断用の弾性画像として表示されない。

## 【 0 0 4 1 】

以上説明したように、超音波診断装置 1 0 0 は、弾性フレームデータに付加された時相

50

情報に基づいて、診断用の弾性画像として表示させる弾性フレームデータを選択する。心拍時相の収縮期では拡張期と比較して生体組織が急峻に変化するので、拡張期の弾性フレームデータ 44 を用いずに収縮期の弾性フレームデータ 43 を用いることにより、安定した弾性画像を表示することができる。

【0042】

(5. 時相情報表示部 17)

次に、図 10 を参照しながら、本発明の実施形態に係る時相情報表示部 17 について説明する。

図 10 は、弾性画像と共に時相情報が表示された画面 47 を示す図である。

【0043】

画像表示部 9 の画面 47 には、弾性画像の表示領域 34 と共に、時相表示欄 49 が表示される。時相表示欄 49 には、変位計測部 11 の時相判定部 11-3 によって判定された心拍時相が表示される。時相表示欄 49 では、縦軸が変位及び変位方向を示し横軸が時間軸を示す。

【0044】

画面 47 は、心拍時相の時系列に従って、画面 47-1 画面 47-2 画面 47-3 ... の順に画面遷移する。画面 47-1 及び画面 47-3 に示すように、表示領域 34 に拡張期の弾性画像が表示される時には、時相表示欄 49 には、拡張期を示す位置に点 51-1 あるいは点 51-3 が表示される。画面 47-2 に示すように、表示領域 34 に収縮期の弾性画像が表示される時には、時相表示欄 49 には、収縮期を示す位置に点 51-2

が表示される。時相表示欄 49 では、現在の心拍時相と過去の心拍時相とを識別可能に表示を行うことが望ましい。例えば、現在の心拍時相を実線や黒点で表示し、過去の心拍時相を破線や点線で表示してもよい。また、異なる色相で表示することにより、現在の心拍時相と過去の心拍時相とを識別可能としてもよい。

【0045】

以上説明したように、超音波診断装置 100 は、画像表示部 9 に弾性画像と共に時相情報を表示するので、弾性画像が示す時相をリアルタイムに確認することができる。尚、時相情報の表示形態に関しては、表示領域 34 の弾性画像と連動させて時相情報を表示するものであれば、図 10 に示す表示形態に限られない。

【0046】

(6. 弾性情報演算部 13)

次に、図 11 を参照しながら本発明の実施形態に係る弾性情報演算部 13 について説明する。

【0047】

図 11 は、弾性情報演算部 13 の詳細を示すブロック図である。

弾性画像構成部 14 は、歪み値演算部 13-1 及び弾性情報保存部 13-2 及び弾性値演算部 13-3 及び切替部 13-4 から構成される。

【0048】

歪み値演算部 13-1 は、変位計測部 11 の出力である表示領域 34 の生体組織の変位情報から歪み値を算出する。超音波診断時に歪み像を表示させる場合には、歪み値演算部 13-1 の出力が、切替部 13-4 を介して後段の弾性画像構成部 14 に出力される。

弾性情報保持部 13-2 に保持された歪み値は、データ収集後、弾性値演算部 13-3 を介して、弾性画像や弾性値と共に後段の弾性画像構成部 14 に出力される。

【0049】

弾性値演算部 13-3 は、圧力計測部 12 によって計測された圧力値と、歪み値演算部 13-1 によって計測された歪み値とから、ヤング率等の弾性値を算出する。

切替部 13-4 は、弾性画像構成部 14 に出力する情報を切り替える。

【0050】

(6-1. 弾性値の近似計算)

10

20

30

40

50

図 1 2 は、血管 3 2 の下壁 3 7 に設定された参照領域 3 5 の生体組織の変位を示す図である。

図 1 2 では、心拍時相の拡張末期から収縮末期までの区間 5 3 では、変位方向はマイナス方向（方向符号「-」）である。心拍時相の収縮末期から拡張末期までの区間 5 5 では、変位方向はプラス方向（方向符号「+」）である。また、区間 5 3 では、変位方向がマイナス方向であるフレームが m フレーム（例えば、5 フレーム）であり、区間 5 5 では、変位方向がプラス方向であるフレームが n フレーム（例えば、15 フレーム）である。尚、一般に心拍時相の収縮期では拡張期と比較して生体組織が急峻に変化するので、 $m < n$ 、である。

圧力計測部 1 2 は、被検体 1 6 の血压値を計測し、最大血压値  $B P m a x$  及び最小血压値  $B P m i n$  及び差圧  $B P s u b (= B P m a x - B P m i n)$  を弾性値演算部 1 3 - 3 に出力する。

【0051】

ここで、参照領域 3 5 の生体組織の変位は、差圧  $B P s u b$  によって生じ、区間 5 3 の各フレーム間には均一に血压が作用するものとする、各フレーム間に作用する血压値  $P f r a m e$  は [式 1] で表される。

$$P f r a m e = B P s u b / m \dots \dots \dots [式 1]$$

【0052】

上記 [式 1] により算出された血压値  $P f r a m e$  が、診断画像としての弾性画像が表示される表示領域 3 4 全体に一樣に作用するものとする、当該表示領域 3 4 の生体組織の弾性値としてのヤング率  $Y m (X)$  は、歪み値演算部 1 3 - 1 によって算出された歪み値  $S (X)$  を用いて、[式 2] で表される。

$$Y m (X) = P f r a m e / S (X) \dots \dots \dots [式 2]$$

【0053】

このように、超音波診断装置 1 0 0 は、弾性フレームデータ間に作用する圧力値を算出して歪み値で除すことによって、表示領域 3 4 の生体組織の各部について、定量的な弾性値を近似的に算出することができる。また、表示領域 3 4 では、算出された定量的な弾性値に基づいてカラー表示されるので、表示領域全体における相対的な生体組織の硬さだけでなく、実際の生体組織の硬さを定量的に把握することができる。また、診断部位に対して直接外的圧力を作用させる必要がない。

【0054】

(6 - 2 . 弾性情報保存部 1 3 - 2 )

弾性情報保存部 1 3 - 2 は、複数フレームに関する弾性情報を保持するフレームメモリである。弾性情報保存部 1 3 - 2 は、歪み値演算部 1 3 - 1 によって時系列に計測されたフレーム単位の歪み値と、時相判定部 1 1 - 3 によって計測された時相情報とを 1 フレームの弾性情報として複数フレーム分保持する。

【0055】

検査時には、超音波診断装置 1 0 0 は、歪み値演算部 1 3 - 1 によって歪み値を算出して歪み像を表示し、弾性フレームデータとして歪み値や時相情報を弾性情報保存部 1 3 - 2 に保持する。検査者は、この歪み像によってブランク全体の硬さの分布を見ながら検査を行う。

検査終了後は、超音波診断装置 1 0 0 は、オフライン処理を行い、弾性情報保存部 1 3 - 2 から弾性フレームデータの歪み値や時相情報を読み出し、圧力計測部 1 2 から血压値等の圧力値を取得する。超音波診断装置 1 0 0 は、弾性値演算部 1 3 - 3 によって、読み出された歪み値と計測された圧力値を用いて弾性値の近似計算を行い、弾性画像を構成して再表示する。

【0056】

このように、超音波診断装置 1 0 0 は、弾性情報保存部 1 3 - 2 から読み出した歪み値や時相情報と圧力計測部 1 2 によって計測された圧力値とを用いて、弾性値の近似計算を行って弾性画像を構成して再表示する。従って、弾性画像や歪み像による検査時に圧力計

10

20

30

40

50

測が困難である場合や圧力計測を行っていないなかった場合であっても、改めて弾性画像や歪み像による検査を行うことなく圧力計測を行うことにより、オフライン処理によって過去に取得した弾性画像に関して弾性値を算出することができる。

【0057】

(7. 解析ライン)

次に、図13を参照しながら、特定の解析ライン63に関する弾性値表示について説明する。

図13は、解析ライン63に関する弾性値表示欄65が表示された画面61を示す図である。

上述の実施形態では、診断画像の表示領域34では、算出された弾性値に基づいてカラー表示されるものとして説明したが、弾性値の表示形態についてはこれに限られない。

【0058】

表示領域34には、解析ライン63が設定される。画面61には、時相表示欄49と共に弾性値ライン表示欄65が表示される。弾性値ライン表示欄65には、解析ライン63についての弾性値を示すグラフ67が表示される。弾性値ライン表示欄65の横軸は、解析ライン63上の各点の位置を示し、縦軸は、各点の生体組織の弾性値を示す。尚、検者は、解析ライン63を表示領域34の任意の位置に設定することができる。

【0059】

このように、超音波診断装置100は、表示領域34において解析ライン63を設定し、解析ライン63上の各点毎に生体組織の弾性値をプロットして表示するので、局所的な弾性値の分布を把握することができる。

【0060】

(8. 効果等)

以上詳細に説明したように、本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、診断部位に対して直接外的圧力を作用させることなく、血圧値等を計測することにより診断部位の圧力計測を行うので、被検体の体表付近だけでなく深部の生体組織の弾性画像を高精度に表示することができる。また、弾性フレームデータ間に作用する圧力として血圧値の差圧を用いることにより、定量的な弾性値を簡便に算出することができる。また、心拍による生体組織の変位方向を検出することにより、各時相と対応付けて弾性画像を表示することができる。また、診断画像の表示領域と比較して変位の大きい参照領域において生体組織の変位方向を検出することにより、時相情報をより正確に取得することができる。

【0061】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】超音波診断装置100の構成図

【図2】画像表示部9に表示される画面31を示す図

【図3】変位計測部11の詳細を示すブロック図

【図4】被検体16の生体組織の変位方向についての説明図(収縮期)

【図5】被検体16の生体組織の変位方向についての説明図(拡張期)

【図6】時相判定部11-3の詳細を示すブロック図

【図7】生体組織の変位と時間との関係図

【図8】弾性画像構成部14の詳細を示すブロック図

【図9】各心拍時相と判定された変位方向と弾性フレームデータの表示との関係図

【図10】弾性画像と共に時相情報が表示された画面47を示す図

【図11】弾性情報演算部13の詳細を示すブロック図

【図12】血管32の下壁37に設定された参照領域35の生体組織の変位を示す図

10

20

30

40

50

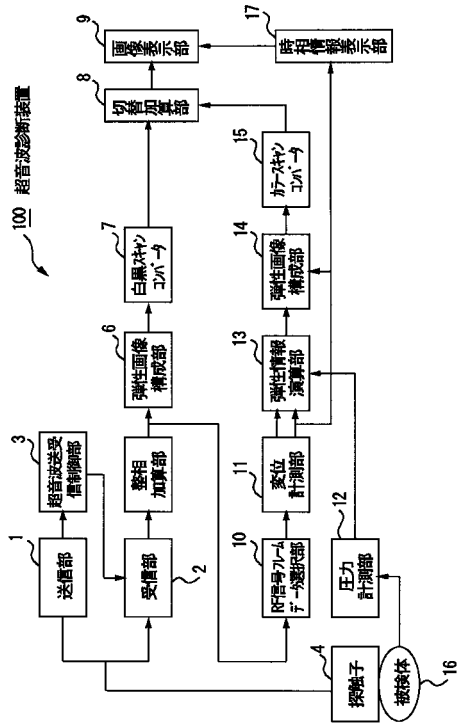
【図 1 3】解析ライン 6 3 に関する弾性値表示欄 6 5 が表示された画面 6 1 を示す図

【符号の説明】

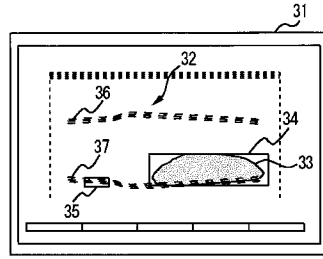
【 0 0 6 3 】

1	送信部	
2	受信部	
3	超音波送受信制御部	
4	探触子	
5	整相加算部	
6	断層画像構成部	
7	白黒スキャンコンバータ	10
8	切替加算部	
9	画像表示部	
1 0	R F 信号フレームデータ選択部	
1 1	変位計測部	
1 1 - 1	参照領域演算部	
1 1 - 2	表示領域演算部	
1 1 - 3	時相判定部	
1 1 - 3 a	時相判定部	
1 1 - 3 b	時相情報出力部	
1 2	圧力計測部	20
1 3	弾性情報演算部	
1 3 - 1	歪み値演算部	
1 3 - 2	弾性情報保存部	
1 3 - 3	弾性値演算部	
1 3 - 4	切替部	
1 4	弾性画像構成部	
1 4 - 1	弾性値評価部	
1 4 - 2	表示画像選択部	
1 4 - 3	表示画像構成部	
1 5	カラスキャンコンバータ	30
1 6	被検体	
1 7	心拍情報表示部	
3 1、4 7 - 1 ~ 4 7 - 3、6 1	画面	
3 2	血管	
3 3	プラーク	
3 4	表示領域	
3 5	参照領域	
3 6	上壁	
3 7	下壁	
4 1	ブロック	40
4 3	弾性フレームデータ (表示)	
4 4	弾性フレームデータ (非表示)	
4 9	時相表示欄	
5 3	区間 (収縮期)	
5 5	区間 (拡張期)	
6 3	解析ライン	
6 5	弾性値ライン表示欄	

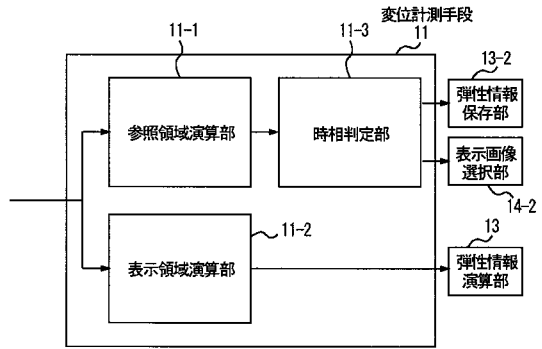
【 図 1 】



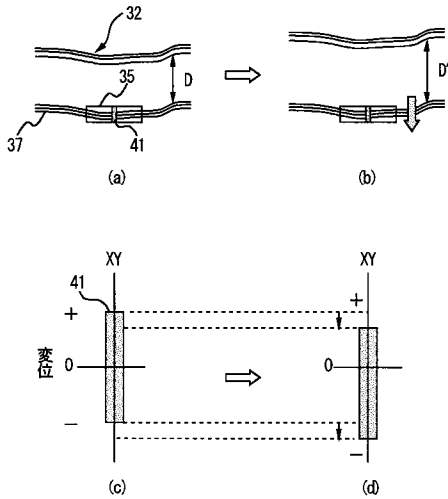
【 図 2 】



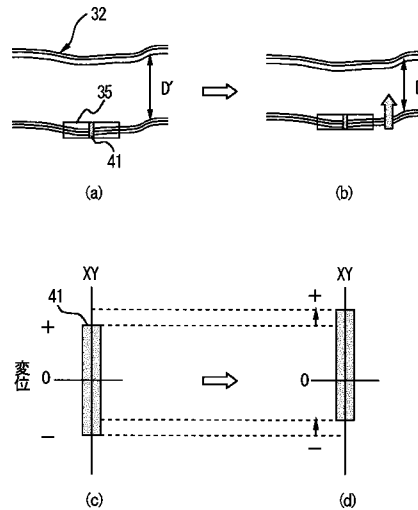
【 図 3 】



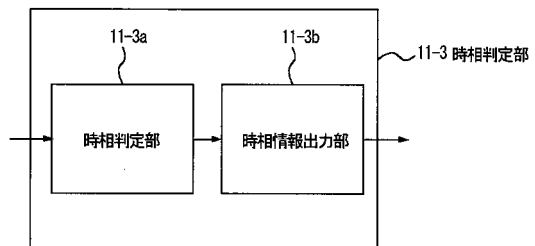
【 図 4 】



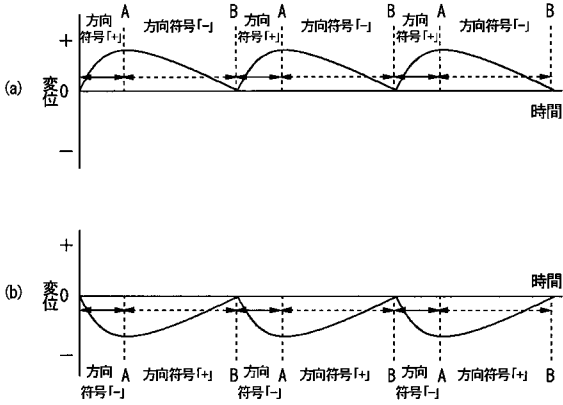
【 図 5 】



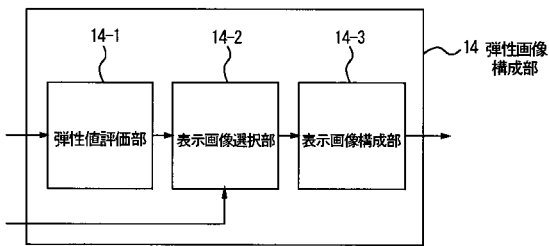
【 図 6 】



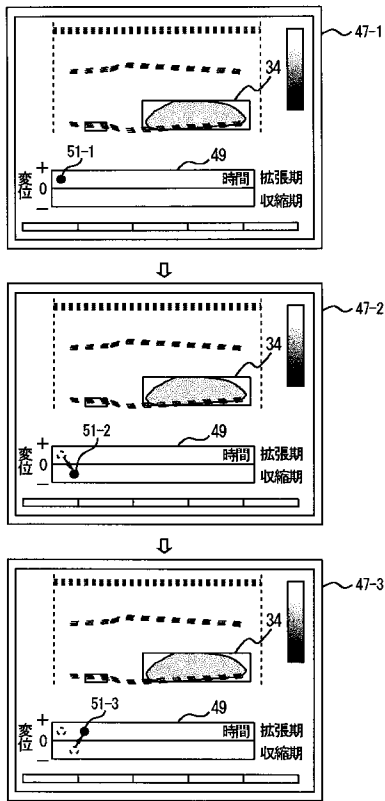
【 図 7 】



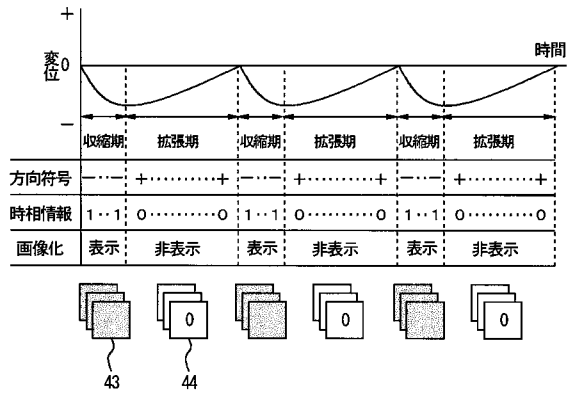
【 図 8 】



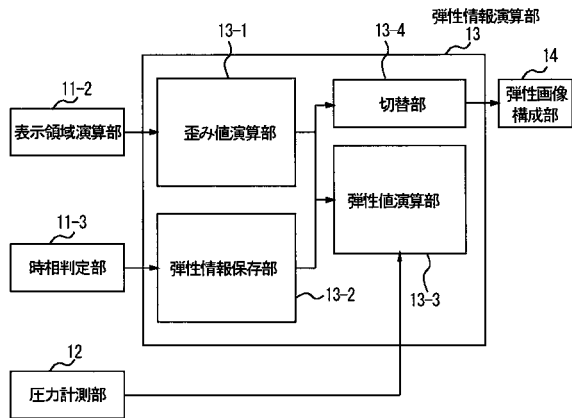
【 図 10 】



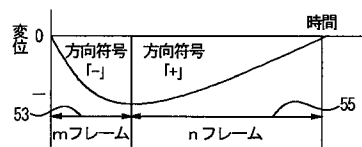
【 図 9 】



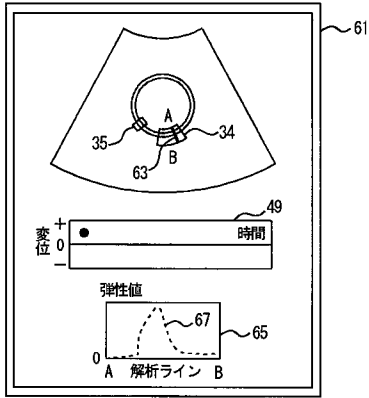
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 1 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008237664A</a>	公开(公告)日	2008-10-09
申请号	JP2007084060	申请日	2007-03-28
[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		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC18 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP4889540B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以高精度简单地显示生物组织的弹性图像的超声波诊断装置。解决方案：超声诊断设备100被构造通过位移测量部分11测量相对于诊断图像的显示区域单独设置的参考区域的生物组织的位移方向，以输出时间相位数据。基于由弹性数据操作部分13测量的位移方向的心率。此外，超声诊断设备100被构造不仅通过弹性数据操作部分13计算应变值而且还计算压力。基于由压力测量部分12测量的诊断区域的压力值在弹性框架数据上起作用的值，以使用这些计算的应变值和压力值计算诸如杨氏模量等的定量弹性值。此外，超声诊断设备100被构造通过弹性图像构成部分14和时间相位数据显示部分将图像显示部分9上的弹性值和时间相位数据与诊断图像一起显示在图像显示部分9上。 17.Ž

