

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/060732

発行日 平成23年3月24日 (2011. 3. 24)

(43) 国際公開日 平成21年5月14日 (2009. 5. 14)

(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 20 頁)

出願番号 特願2009-540013 (P2009-540013) (21) 国際出願番号 PCT/JP2008/069346 (22) 国際出願日 平成20年10月24日 (2008. 10. 24) (31) 優先権主張番号 特願2007-288766 (P2007-288766) (32) 優先日 平成19年11月6日 (2007. 11. 6) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(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 (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 (72) 発明者 外村 明子 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 BB02 DD14 DD19 DD23 EE09 EE10 JB40 JB42 JB46 JC04 JC37 KK24 KK28 KK31
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

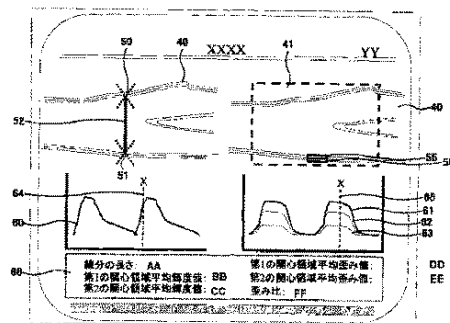
(57) 【要約】

弾性情報の計測を正確に行なうことができる超音波診断装置を提供する。

超音波探触子と、前記超音波探触子から得られる被検体の断層部位のRFフレームデータに基づいて断層画像を生成する断層画像構成手段と、前記RFフレームデータに基づいて前記断層部位における組織の歪み及び／又は弾性率を求める弾性情報演算手段と、前記弾性情報演算手段で求めた歪み及び／又は弾性率に基づいて前記断層部位における弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び／又は前記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、

前記断層画像及び／又は前記弾性画像上に第1の移動基準点と第2の移動基準点を設定する設定手段と、前記第1の移動基準点と前記第2の移動基準点を前記被検体の拍動に追従させ、前記第1の移動基準点と前記第2の移動基準点とで形成される線分の長さを計測する計測手段とを備え、前記線分の長さ歪み及び／又は弾性率に基づく弾性情報を前記表示手段に表示させる。

【図5】



AA LENGTH OF LINE SEGMENT  
 BB FIRST REGION OF INTEREST AVERAGE LUMINANCE VALUE  
 CC SECOND REGION OF INTEREST AVERAGE LUMINANCE VALUE  
 DD FIRST REGION OF INTEREST AVERAGE STRAIN VALUE  
 EE SECOND REGION OF INTEREST AVERAGE STRAIN VALUE  
 FF STRAIN RATIO

## 【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得られる被検体の断層部位のRFフレームデータに基づいて断層画像を生成する断層画像構成手段と、前記RFフレームデータに基づいて前記断層部位における組織の歪み及び／又は弾性率を求める弾性情報演算手段と、前記弾性情報演算手段で求めた歪み及び／又は弾性率に基づいて前記断層部位における弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び／又は前記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、

前記断層画像及び／又は前記弾性画像上に第1の移動基準点と第2の移動基準点を設定する設定手段と、前記第1の移動基準点と前記第2の移動基準点を前記被検体の拍動に追従させ、前記第1の移動基準点と前記第2の移動基準点とで形成される線分の長さを計測する計測手段とを備え、前記線分の長さと同歪み及び／又は弾性率に基づく弾性情報を前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記設定手段は、前記第1の移動基準点又は前記第2の移動基準点の近傍に関心領域を設定し、前記関心領域内の前記弾性情報を前記表示手段に表示させ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】

前記弾性情報は、前記関心領域内の平均歪み値であることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

前記弾性情報は、2つの前記関心領域の歪み比であ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】

前記表示手段は、前記線分の長さ及び／又は前記弾性情報に基づく時系列グラフを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 6】

前記表示手段は、前記時系列グラフに時相を示すタイムゲージを表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記計測手段は、所定の時間帯における、前記線分の長さ又は前記弾性情報を計測す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】

前記表示手段は、前記線分の長さの変化情報に基づいて前記弾性画像の表示形態を変更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 9】

前記表示手段は、前記線分の長さの変化情報に基づいて前記時系列グラフの表示形態を変更することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記設定手段は、圧に応じて前記関心領域の設置位置を変更することを特徴とする請求項2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、被検体内の撮像対象に超音波を送受信し、断層画像や生体組織の硬さまた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】

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、例えば断層画像を構成し、表

50

示する。

【0003】

近年、手動又は機械的な方法により超音波探触子で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RFフレームデータに基づいて圧迫により生じた生体各部の変位を求め、変位データに基づいて生体組織の弾性情報を表す弾性画像を生成することが開示されている。また、心電波形で生体の動きを検知し、生体の動きに基準時相に基づいてRFフレームデータを読み出し弾性画像を生成している(例えば、特許文献1)。

【0004】

【特許文献1】WO2006/132203号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、被検体内の心臓による心電波形のR地点を基準点とし、基準点から所定時相ずれた時相におけるRFフレームデータを読み出していたため、被検体によってRFフレームデータを読み出す時相のずれが生じてしまう可能性があった。このような場合、圧迫のコントロールは不可能であり、かつ急峻な印加圧と緩やかな減圧を周期的に繰り返す特異的な圧力下においては、弾性情報の計測を正確に行なうことができない。

【0006】

本発明の目的は、弾性情報の計測を正確に行なうことである。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的を達成するため、超音波探触子と、前記超音波探触子から得られる被検体の断層部位のRFフレームデータに基づいて断層画像を生成する断層画像構成手段と、前記RFフレームデータに基づいて前記断層部位における組織の歪み及び/又は弾性率を求める弾性情報演算手段と、前記弾性情報演算手段で求めた歪み及び/又は弾性率に基づいて前記断層部位における弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び/又は前記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、

前記断層画像及び/又は前記弾性画像上に第1の移動基準点と第2の移動基準点を設定する設定手段と、前記第1の移動基準点と前記第2の移動基準点を前記被検体の拍動に追従させ、前記第1の移動基準点と前記第2の移動基準点とで形成される線分の長さを計測する計測手段とを備え、前記線分の長さ歪み及び/又は弾性率に基づく弾性情報を前記表示手段に表示させる。

30

【0008】

前記設定手段は、前記第1の移動基準点又は前記第2の移動基準点の近傍に関心領域を設定し、前記関心領域内の前記弾性情報を前記表示手段に表示させる。

前記弾性情報は、前記関心領域内の平均歪み値である。前記弾性情報は、2つの前記関心領域の歪み比である。

前記表示手段は、前記線分の長さ及び/又は前記弾性情報に基づく時系列グラフを表示する。前記表示手段は、前記時系列グラフに時相を示すタイムゲージを表示する。

40

前記計測手段は、所定の時間帯における、前記線分の長さ又は前記弾性情報を計測する。

前記表示手段は、前記線分の長さの変化情報に基づいて前記弾性画像の表示形態を変更する。また、前記表示手段は、前記線分の長さの変化情報に基づいて前記時系列グラフの表示形態を変更する。

さらに、前記設定手段は、圧に応じて前記関心領域の設置位置を変更する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、弾性情報の計測を正確に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

50

【0010】

【図1】本発明の構成ブロックを示す図。

【図2】本発明の画像表示部20の表示例を示す図。

【図3】本発明の第1の実施形態を示す図。

【図4】本発明の第1の実施形態を示す図。

【図5】本発明の第1の実施形態、第4の実施形態を示す図。

【図6】本発明の第1の実施形態、第2の実施形態、第6の実施形態を示す図。

【図7】本発明の第3の実施形態、第4の実施形態を示す図。

【図8】本発明の第5の実施形態を示す図。

【図9】本発明の第6の実施形態を示す図。

10

【図10】本発明の動作手順を示す図。

【符号の説明】

【0011】

10 被検体、11 探触子、12 送受分離部、13 送信部、14 受信部、15 超音波送受信制御部、16 整相加算部、17 断層画像構成部、18 白黒スキャンコンバータ、19 切換加算部、20 画像表示部、21 RFフレームデータ選択部、22 変位計測部、23 弾性情報演算部、24 弾性画像構成部、25 カラースキャンコンバータ、26 圧力計測部、27 制御部、28 操作卓、30 移動量計測部、31 弾性情報抽出部

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

20

本発明を適用してなる超音波診断装置1について、図1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1の構成要素を示すブロック図である。

【0013】

図1に示すように、超音波診断装置1には、被検体10に当接させて用いる超音波探触子11と、超音波探触子11を介して被検体10に時間間隔をおいて繰り返し超音波を送信する送信部13と、被検体10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、送信用の超音波と反射エコーを切換る送受分離部12と送信部13と受信部14を制御する超音波送受信制御部15と、受信部14で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部16とが備えられている。

【0014】

30

また、整相加算部16からのRFフレームデータに基づいて被検体10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17と、断層画像構成部17の出力信号を画像表示部20の表示に合うように変換する白黒スキャンコンバータ18とが備えられている。

【0015】

さらに、整相加算部16から出力されるRFフレームデータを記憶し、少なくとも2枚のRFフレームデータを選択するRFフレームデータ選択部21と、選択されたRFフレームデータから被検体10の生体組織の変位を計測する変位計測部22と、変位計測部22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23と、弾性情報演算部23で演算した歪み又は弾性率からカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部24と、弾性画像構成部24の出力信号を画像表示部20の表示に合うように変換するカラースキャンコンバータ25と、白黒断層画像とカラー弾性画像を重ね合わせたり、並列に表示させたり、切換を行なう切換加算部19と、合成された合成画像を表示する画像表示部20とが備えられている。

40

【0016】

そして、変位計測部22から算出される変位情報から設定した基準点における移動量を計測し、画像表示部20に表示させる移動量計測部30と、設定した関心領域における弾性情報を抽出し、画像表示部20に表示させる弾性情報抽出部31と、超音波探触子11の表面の圧力状態を計測する圧力計測部26とが備えられている。

【0017】

ここで、本発明の超音波診断装置1について以下に詳細に説明する。超音波探触子11は

50

、複数の振動子を配設して形成されており、被検体10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13は、超音波探触子11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、超音波探触子11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。送受分離部12は、送信部13によって発生した送波用超音波と被検体10からの反射エコーを受信部14に出力する際のスイッチ機能を有したものである。超音波送受信制御部15は、送信部13や受信部14を制御するためのものである。

【0018】

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フレームデータを生成するものである。

【0019】

断層画像構成部17は、整相加算部16からのRF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、白黒スキャンコンバータ18は、断層画像構成部17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含んで構成されている。この白黒スキャンコンバータ18は、フレームメモリに格納された被検体10内の断層画像データを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。

【0020】

RFフレームデータ選択部21は、整相加算部16からの複数のRFフレームデータを格納し、格納されたRFフレームデータ群から1組すなわち2つのRFフレームデータを選択する。

RFフレームデータ選択部21は、フレームメモリとフレームセクタ部から構成されている。フレームメモリは、一定時間(例えば2心拍)分のRFフレームデータを時系列に記憶/更新を行なう。フレームセクタ部は、記憶されたRFフレームデータから、弾性画像を描出するのに最適な2フレームを選択し、後段の変位計測部22に出力する。例えば、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フレームデータをフレームメモリに順次記憶し、記憶されたRFフレームデータ(N)を第1のデータとしてフレームセクタ部で選択すると同時に、時間的に過去に記憶されたRFフレームデータ群(N-1、N-2、N-3...N-M)の中から1つのRFフレームデータ(X)をフレームセクタ部で選択する。なお、ここでN、M、XはRF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】

そして、変位計測部22は、選択された1組のRFフレームデータすなわちRFフレームデータ(N)及びRF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なう。

【0022】

弾性情報演算部23は、変位計測部22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26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、その歪みや弾性率に基づいて弾性フレームデータを生成するものである。

【0023】

このとき、歪みとは、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、変位計測部22により計測された変位をL(X)、圧力計測部26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、弾性率データのヤング率 $YM(X)$ 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。

#### 【0024】

弾性画像構成部24は、算出された弾性フレームデータに対し、ノーマライズ処理や加算平均処理などを実施し、連続して算出される弾性画像を安定して描出させるための処理を行なうものである。

#### 【0025】

カラースキャンコンバータ25は、弾性画像構成部24からの弾性フレームデータに色相情報を付与する機能を有したものである。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ともに、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。

#### 【0026】

切換加算部19は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを内部に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18から出力された断層画像データとカラースキャンコンバータ25から出力された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、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を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(弾性画像データ+断層画像データ)のうちから画像表示部20に表示する画像を選択するものである。

#### 【0027】

画像表示部20に表示される画像の1例として、頸動脈を撮像した時の長軸像を図2に示す。同図左は断層画像40を示す。また同図右は弾性画像41と断層画像40が合成されている合成画像を示す。

#### 【0028】

ここで、本発明の第1の実施形態について図3～図6を用いて説明する。

移動量計測部30は、操作卓28で画像表示部20の断層画像又は弾性画像上に設定した2つの移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さ $L$ (動脈壁間の距離)を初期長 $D_0$ とし、変位計測部22で計測された移動基準点50と移動基準点51の変位 $D_1, D_2, D_1', D_2'$ に基づいて、その線分52の長さ $L$ を計測するものである。

#### 【0029】

具体的には、図3、図4に示されるように、断層画像40で表示される頸動脈の動脈壁に移動基準点50と移動基準点51を操作卓28で設定する。ここでは、頸動脈の拍動による動脈壁の変化を把握するため、移動基準点50と移動基準点51は互いに対向するように頸動脈の動脈壁に設定される。すなわち、移動基準点50と移動基準点51で形成される線分52は、頸動脈の径となる。

#### 【0030】

そして、移動量計測手段18は、移動基準点50と移動基準点51における移動量を上述したブロックマッチング法などにより演算する。移動量計測手段18は、移動基準点50と移動基準点51を中心点とする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断層画像データ又は弾性画像データから探し、これを参照して予測符号化するすなわち差分により標本値を決定し、移動基準点50と移動基準点51の移動量を計測する。

#### 【0031】

そして、図4に示されるように、移動量計測手段18は、初期長 $D_0$ に対し、計測した移動

10

20

30

40

50

量D1、D2、D1'、D2'を加減算する。拡張期によって頸動脈が拡張した場合、すなわち移動基準点50が上方方向に移動し、移動基準点51が下方方向に移動した場合、移動量計測手段18は、次式のように移動量D1、D2を初期長D0に加算し、線分52の長さLを算出する。

$$\{\text{数1}\} D = D0 + D1 + D2$$

また、収縮期によって頸動脈が収縮した場合、すなわち移動基準点50が下方方向に移動し、移動基準点51が上方方向に移動した場合、移動量計測手段18は、移動量D1'、D2'を初期長D0から減算し、線分52の長さLを算出する。

$$\{\text{数2}\} D = D0 - D1' - D2'$$

10

移動量計測手段18は、この演算を繰り返し、一定時間(例えば2心拍)分連続して、線分52の長さLを算出する。

【0032】

なお、制御部27は、移動基準点50と移動基準点51を断層画像40の輝度情報やドプラ情報を用いて自動的に設定してもよい。例えば、制御部27は、弾性画像41の関心領域内の高輝度に横方向に伸びる領域の一部であり、且つドプラ信号が無い箇所に移動基準点50を設定する。そして、制御部27は、移動基準点50の下方方向の高輝度の箇所に移動基準点51を設定する。

20

【0033】

また、制御部27は、超音波探触子11の圧迫方向に沿って移動基準点50と移動基準点51を設定してもよい。

【0034】

また、操作卓28を介して、例えば第1の関心領域55と第2の関心領域56を頸動脈の内膜、外膜に隣接するように設定する。この時、移動基準点51が設定されている箇所の近傍に第1の関心領域55と第2の関心領域56が設定される。例えば、第1の関心領域55と第2の関心領域56の接線上に移動基準点51が設定されるように、第1の関心領域55と第2の関心領域56が設定される。

30

【0035】

弾性情報抽出部31は、第1の関心領域55と第2の関心領域56の弾性情報を抽出する。具体的には、弾性情報抽出部31は、第1の関心領域55の各座標における歪みを加算平均し、第1の関心領域55における平均歪み値を算出する。また、弾性情報抽出部31は、第2の関心領域56の各座標における歪みを加算平均し、第2の関心領域56における平均歪み値を算出する。

【0036】

また、弾性情報抽出部31は、第1の関心領域55における平均歪み値と第2の関心領域56の平均歪み値とに基づいて、第2の関心領域56に対する第1の関心領域55の歪み比を算出する。つまり、外膜に対する内膜の歪み比を算出する。また、断層画像構成部17で構成された白黒断層画像データから、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値を算出する。但し、歪み比を算出する際においては、第1の関心領域55と第2の関心領域を反対にしてもよい。

40

【0037】

弾性情報抽出部31で抽出された平均輝度値、平均歪み値、歪み比は、画像表示部20に表示される。

【0038】

図5に示されるように、画像表示部20の中段に移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLの時系列グラフ60が画像表示部20に表示される。線分52の長さLの時系列グラフ60を表示することにより、どの時間帯が頸動脈の拡張期であるのか収縮期であるのか

50

かが分かる。移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLが長くなっているとき、頸動脈の短軸断面の径が大きくなっている。よって、頸動脈は拡張している状態である。また、移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLが短くなっているとき、頸動脈の短軸断面の径が小さくなっている。よって、頸動脈は収縮している状態である。

【0039】

時系列グラフ60は、正常壁であれば、血压波形と酷似した急峻な立ち上がり区間と、緩やかな立ち下り区間を特徴とする波形を示す。疾患によりこの特徴は変化する場合もあるので、計測された波形の形状からも疾患の様子を確認することもできる。

【0040】

また、画像表示部20の中段に、第1の関心領域55における平均歪み値の時系列グラフ61と第2の関心領域56における平均歪み値の時系列グラフ62と歪み比の時系列グラフ63が表示される。同様にして、画像表示部20は、平均輝度値の時系列グラフを表示させることもできる。なお、始点から終点までは2心拍分を示したものである。

10

【0041】

表示された時系列グラフに対し、操作卓28を介してタイムゲージ設定する。断層画像40上に設定されたタイムゲージ64のX時相における移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLは、画像表示部20の下段エリア66に数値として表示される。また、タイムゲージ64と同時相(X時相)であるタイムゲージ65における、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比が下段のエリア66に数値として表示される。

20

【0042】

頸動脈が拡張する時間帯は、壁に対し圧が加わっている時間帯である。よって、操作者は、頸動脈が拡張する時間帯であるのか、頸動脈が収縮する時間帯であるのかを確認しながら、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比を参照することができる。よって、弾性情報の計測を正確に行なうことができる。

【0043】

第2の実施形態について図6を用いて説明する。第1の実施形態と異なる点は、タイムゲージを任意に設定できる点である。

【0044】

マニュアルモードでタイムゲージ64を設定する場合、操作卓28を介して、タイムゲージ64を左右にスライドさせる入力を行う。そして、制御部27は、その入力情報に基づいてタイムゲージ64をスライドさせる。例えば、操作者は、頸動脈が拡張する時間帯であり、圧迫が適正に行なわれている時間帯にタイムゲージ64を設定する。

30

【0045】

また、制御部27は、第1の関心領域55における平均歪み値の時系列グラフ61と第2の関心領域56における平均歪み値の時系列グラフ62と歪み比の時系列グラフ63に、スライドさせたタイムゲージ64と同時相となるようタイムゲージ65をスライドさせる。

【0046】

弾性情報抽出部31は、スライドさせたタイムゲージ64とタイムゲージ65の時相に対応する、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比の値を下段のエリア66に表示する。

40

【0047】

上述では、操作卓28を介してマニュアルモードでタイムゲージ64を設定したが、オートモードでタイムゲージ64を設定することもできる。具体的には、制御部27は、移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLの時系列グラフ60の波形を微分する。傾き(微分値)が正である場合、頸動脈が拡張する時間帯であり、圧迫が適正に行なわれている時間帯である。制御部27は、傾き(微分値)が正である時間帯にタイムゲージ64が設定されるように、タイムゲージ64をスライドさせる。制御部27は、タイムゲージ64と同時相に設定されるように、タイムゲージ65を左右にスライドさせる。よって、圧迫が適正に行なわれている時間帯にタイムゲージ64とタイムゲージ65を設定することができる。

50

## 【0048】

図6で示されるように、時系列グラフ60の波形は、傾き(微分値)が正である時間帯と傾き(微分値)が負である時間帯が交互に存在する。また、傾き(微分値)が正である時間帯、傾き(微分値)が負である時間帯は、一定時間継続する。傾き(微分値)が正から負、負から正に変化するタイミングは、若干ノイズなどの影響があるため、制御部27は、例えば、例えば図5のタイムゲージ64のように、傾き(微分値)が正の時間帯の中央付近にタイムゲージ64が設定されるように、タイムゲージ64をスライドさせる。そして、制御部27は、タイムゲージ64と同時相に設定されるように、タイムゲージ65を左右にスライドさせる。

## 【0049】

また、タイムゲージを複数設定してもよい。図6に示すように、操作卓28を介して、タイムゲージ64の他にタイムゲージ70を設定する。タイムゲージ70のY時相における移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLは、画像表示部20の下段エリア67に数値として表示される。また、タイムゲージ65と同時相(Y時相)であるタイムゲージ71の第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比が下段のエリア67に数値として表示される。よって、弾性情報の計測を正確に行なうことができる。

10

## 【0050】

例えば、上述したマニュアルモードやオートモードで、頸動脈の拡張時にタイムゲージ64(タイムゲージ65)とタイムゲージ70(タイムゲージ71)を設定することにより、時相Xと時相Yにおける、線分52の長さL、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比に関する比較を行なうことができる。

20

## 【0051】

例えば、頸動脈の拡張時に設定された時相Xと時相Yにおける、線分52の長さL、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比が同じであれば、両者ともに信頼できる値であることになる。なお、上述では、タイムゲージを2つ(2時相)設定した形態を示したが、タイムゲージ2つ以上(2時相以上)設定してもよい。

## 【0052】

次に第3の実施形態について図7を用いて説明する。第1の実施形態及び第2の実施形態と異なる点は、所定の時間帯における、線分52の長さL、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比の平均値を計測することである。

30

## 【0053】

制御部27は、時系列グラフ60の波形の傾き(微分値)が負から正に変化するタイミング(極小値)に、タイムゲージ81とタイムゲージ83を設定する。また、制御部27は、時系列グラフ60の波形の傾き(微分値)が正から負に変化するタイミング(極大値)に、タイムゲージ82とタイムゲージ84を設定する。タイムゲージ81～タイムゲージ84は、それぞれ時相順に設定されている。

## 【0054】

制御部27は、第1の関心領域55における平均歪み値の時系列グラフ61と第2の関心領域56における平均歪み値の時系列グラフ62と歪み比の時系列グラフ63に、タイムゲージ81と同時相のタイムゲージ85を設定する。同様に、タイムゲージ82と同時相のタイムゲージ86が設定され、タイムゲージ83と同時相のタイムゲージ87を設定され、タイムゲージ84と同時相のタイムゲージ88が設定される。

40

## 【0055】

ここで、タイムゲージ81とタイムゲージ82に挟まれる時間帯を時間帯Aとし、タイムゲージ82とタイムゲージ83に挟まれる時間帯を時間帯Bとし、タイムゲージ83とタイムゲージ84に挟まれる時間帯を時間帯Cとし、タイムゲージ84の時相以降の時間帯を時間帯Dとする。時間帯Aと時間帯Cは、頸動脈が拡張する時間帯であり、時間帯Bと時間帯Dは、頸動脈が収縮する時間帯である。

## 【0056】

弾性情報抽出部31は、頸動脈が拡張する時間帯である時間帯Aで計測された、線分52の長さLと、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比の累積

50

加算値を計測点数で割って算出した計測値(時間帯Aで計測されたそれぞれの計測値の時間平均値でもよい。)を、下段エリア90にそれぞれ表示させる。同様にして、弾性情報抽出部31は、時間帯Bで算出したそれぞれの計測値を下段エリア91に表示させ、時間帯Cで算出したそれぞれの計測値を下段エリア92に表示させ、時間帯Dで算出したそれぞれの計測値を下段エリア93に表示させる。

【0057】

弾性情報抽出部31は、下段エリア90に表示された時間帯A又は時間帯Cの計測値を表示させ、頸動脈の拡張時の時間帯における、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比を参照することによって、弾性情報の計測を正確に行なうことができる。

10

【0058】

また、上述では、時間帯Aは1周期目における頸動脈の拡張時であり、時間帯Aにおける計測値を表示させたが、弾性情報抽出部31は、複周期(時間帯Aと時間帯C)の計測値を表示させてもよい。例えば、弾性情報抽出部31は、頸動脈が拡張する時間帯である時間帯Aと時間帯Cにおける、線分52の長さLと、第1の関心領域55と第2の関心領域56の平均輝度値と平均歪み値と歪み比の累積加算値を計測点数で割って算出した計測値(時間帯Aと時間帯Cで計測されたそれぞれの計測値の時間平均値でもよい。)を、下段エリア90にそれぞれ表示させることもできる。

【0059】

次に第4の実施形態について図5、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、頸動脈が拡張する時間帯と収縮する時間帯で弾性画像41の表示形態を変更する点である。

20

【0060】

第3の実施形態に示されるように、まず、時間帯A～時間帯Dを設定する。切換加算部19の画像選択部は、制御部27で設定された時間帯に基づいて、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20に表示する画像を選択する。具体的には、切換加算部19の画像選択部は、時間帯A又は時間帯Cでは、弾性画像データ又は合成画像データ(弾性画像データ+断層画像データ)を選択する。また、切換加算部19の画像選択部は、時間帯B又は時間帯Dでは、断層画像データを選択する。

30

【0061】

時間帯Aと時間帯Cは、頸動脈が拡張する時間帯であり、壁に対し圧力が加わっている時間帯であるため、弾性画像41を表示するのに適している。そのため、時間帯Aと時間帯Cでは、弾性画像41を表示する。また、時間帯Bと時間帯Dは、頸動脈が収縮する時間帯であり、弾性画像の描出に適さないような圧力しか加わらない時間帯も含まれるため、弾性画像41を表示するのに適していない。そのため、時間帯Bと時間帯Dでは、弾性画像41を表示しない。

【0062】

上述の通り、頸動脈が拡張する時間帯のみに弾性画像41を表示するため、適正に圧迫された弾性画像のみを表示させることができる。よって、弾性画像の表示を正確に行なうことができる。

40

【0063】

次に第5の実施形態について図8を用いて説明する。第1の実施形態～第4の実施形態と異なる点は、頸動脈が拡張する時間帯と収縮する時間帯で時系列グラフ60～63の表示形態を変更する点である。

【0064】

第3の実施形態、第4の実施形態に示されるように、まず時間帯A～時間帯Dを設定する。移動量計測部30は、制御部27で設定された時間帯に基づいて移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLの時系列グラフ60の表示形態を変更する。具体的には、図8(a)に示されるように、移動量計測部30は、時間帯A又は時間帯Cでは、時系列グラフ60を画

50

像表示部20に表示させる。また、移動量計測部30は、時間帯B又は時間帯Dでは、時系列グラフ60を画像表示部20に表示させない。また、図8(B)に示されるように、移動量計測部30は、時間帯A又は時間帯Cでは、時系列グラフ60を実線で画像表示部20に表示させる。また、移動量計測部30は、時間帯B又は時間帯Dでは、時系列グラフ60を破線や点線で画像表示部20に表示させる。また、移動量計測部30は、時間帯A又は時間帯Cでは、時系列グラフ60を青色で画像表示部20に表示させ、移動量計測部30は、時間帯B又は時間帯Dでは、時系列グラフ60を赤色で画像表示部20に表示させてもよい。

#### 【0065】

また、図8(a)に示されるように、弾性情報抽出部31は、制御部27で設定された時間帯に基づいて第1の関心領域55における平均歪み値の時系列グラフ61、第2の関心領域56における平均歪み値の時系列グラフ62、歪み比の時系列グラフ63の表示形態を変更する。具体的には、弾性情報抽出部31は、時間帯A又は時間帯Cでは、時系列グラフ61～時系列グラフ63を画像表示部20に表示させる。また、弾性情報抽出部31は、時間帯B又は時間帯Dでは、時系列グラフ61～時系列グラフ63を画像表示部20に表示させない。また、図8(B)に示されるように、弾性情報抽出部31は、時間帯A又は時間帯Cでは、時系列グラフ61～時系列グラフ63を実線で画像表示部20に表示させる。また、弾性情報抽出部31は、時間帯B又は時間帯Dでは、時系列グラフ61～時系列グラフ63を破線や点線で画像表示部20に表示させる。また、弾性情報抽出部31は、時間帯A又は時間帯Cでは、時系列グラフ61～時系列グラフ63を青色で画像表示部20に表示させ、弾性情報抽出部31は、時間帯B又は時間帯Dでは、時系列グラフ61～時系列グラフ63を赤色で画像表示部20に表示させてもよい。

#### 【0066】

このように、時間帯Aと時間帯Cは、頸動脈が拡張する時間帯であり、壁に対し圧力が加わっている時間帯であるため、時系列グラフ60～時系列グラフ63を表示するのに適している。そのため、時間帯Aと時間帯Cでは、時系列グラフ60～時系列グラフ63を目立つように表示する。また、時間帯Bと時間帯Dは、頸動脈が収縮する時間帯であり、徐々に血圧が減圧される。拡張末期に近づくにつれ、算出される歪み値や歪み比に顕著な差が生じない時間も含む。時間帯Bと時間帯Dは、圧迫が適正に行なわれていない時間帯であるため、時系列グラフ60～時系列グラフ63を表示するのに適していない。そのため、時間帯Bと時間帯Dでは、時系列グラフ60～時系列グラフ63を目立たないように表示する。

よって、弾性情報の計測を正確に行なうことができる。

#### 【0067】

次に第6の実施形態について図6、図9を用いて説明する。第1の実施形態～第5の実施形態と異なる点は、第1の関心領域55と第2の関心領域56を圧に応じて設置位置を変更する点である。例えば、移動基準点50と移動基準点51で作成される線分52の長さLに基づいて第1の関心領域55と第2の関心領域56の設置位置を変更する。

#### 【0068】

図6に示されるように、頸動脈の拍動にともない、移動基準点50は上方向に移動し、移動基準点51は下方向に移動する。移動基準点50と移動基準点51は、お互いに上下方向にほぼ同じ移動量だけ移動している。つまり、移動量計測部30で計測された線分52の長さLの変化量の1/2は、移動基準点50と移動基準点51が移動した移動量である。同様に、図9に示されるように、制御部27は、第1の関心領域55と第2の関心領域56も移動基準点51とともに移動させる。

#### 【0069】

制御部27は、線分52の長さLが長くなっている場合、移動基準点50と移動基準点51の移動量に基づいて、線分52の長さLの変化量の1/2だけ下方向に移動させる。制御部27は、線分52の長さLが短くなっている場合、移動基準点50と移動基準点51の移動量に基づいて、線分52の長さLの変化量の1/2だけ上方向に移動させる。

#### 【0070】

このように、第1の関心領域55と第2の関心領域56を頸動脈の拍動とともに移動させることにより、頸動脈の内膜に第1の関心領域55、頸動脈の外膜に第2の関心領域56を適切に設

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2009060732A5</a>	公开(公告)日	2011-12-08
申请号	JP2009540013	申请日	2008-10-24
[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		
[标]发明人	大坂卓司 外村明子		
发明人	大坂 卓司 外村 明子		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB46 4C601/JC04 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK31		
优先权	2007288766 2007-11-06 JP		
其他公开文献	JPWO2009060732A1 JP5322945B2		

#### 摘要(译)

提供了一种能够精确测量弹性信息的超声诊断设备。超声波诊断装置的特征在于,包括:设定单元,其被设定为在断层图像和/或弹性图像上设定第一移动基准点和第二移动基准点;以及测量单元,其被配置为引起第一移动基准点和第二移动跟随物体的脉动的参考点并测量由第一运动参考点和第二运动参考点形成的线段的长度,并且使显示装置基于该运动来显示线段的长度和弹性信息。应变和/或弹性模量。