

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5258291号
(P5258291)

(45) 発行日 平成25年8月7日(2013.8.7)

(24) 登録日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-520102 (P2007-520102)
 (86) (22) 出願日 平成18年6月6日(2006.6.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/311267
 (87) 国際公開番号 W02006/132203
 (87) 国際公開日 平成18年12月14日(2006.12.14)
 審査請求日 平成21年5月25日(2009.5.25)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-166387 (P2005-166387)
 (32) 優先日 平成17年6月7日(2005.6.7)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
 (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 村山 直之
 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

審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波弾性像取得方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の運動組織を含む部位との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動する超音波信号を出力する超音波送信手段と、前記超音波探触子により受波された反射エコー信号から前記運動組織を含む部位の形態情報を表す形態像を取得する形態像取得手段と、前記形態像のデータを複数用いて前記運動組織を含む部位の弾性情報を表す弾性像を取得する弾性像取得手段と、を備えてなる超音波診断装置において、

前記形態像のデータを用いて運動組織の変位量を検出する変位量検出手段と、前記変位量と所定の閾値との比較を行い、前記変位量が前記所定の閾値以上となり続ける期間を選択する選択手段と、を有し、

前記弾性像取得手段は、前記選択された期間において前記弾性像を取得することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記形態像のデータは、RFフレームデータ若しくは断層像データであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記運動組織は、胸腹部内組織であり、

前記選択手段は、呼吸動の呼期内又は吸期内であって、前記胸腹部内組織の変位量が所

定の閾値以上となる期間を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記弾性像取得手段は、前記運動組織の変位量に応じて前記弾性像の取得頻度を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項4記載の超音波診断装置において、

前記弾性像取得手段は、前記運動組織の変位量の大小に応じて、前記弾性像の取得頻度がそれぞれ大小となるように制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記形態像取得手段は、前記形態像としてMモード像を取得し、

前記変位量検出手段は、前記Mモード像を用いて所望の血管壁の変位量を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項6記載の超音波診断装置において、

前記変位量検出手段は、前記Mモード像の輝度値の変化を用いて前記所望の血管壁の間隔を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記形態像取得手段は、前記形態像として断層像を取得し、

前記変位量検出手段は、複数の断層像データを用いて胸腹部内組織の変位量を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記変位量検出手段は、リアルタイムで取得されている前記形態像データに応じて前記変位量をリアルタイムで検出し、

前記選択手段は、前記リアルタイムで検出されている変位量に応じて前記選択する期間を更新し、

前記弾性像取得手段は、前記更新された期間毎に前記弾性像を取得することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記選択手段は、フリーズされている前記形態像データに応じて前記期間を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記形態像のデータを複数保存する保存手段を有し、

前記弾性像取得手段は、前記選択手段で選択された期間に対応する前記形態像データを前記保存手段から取得して前記弾性像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【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の断層像を取得する超音波診断装置に関し、特に、診断部位の硬さ又は軟らかさを表す弾性像を取得する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の一般的な超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送信及び受信するための超音波送受信手段と、この超音波送受信手段で受信した反射エコー信号を用いて運動組織を

10

20

30

40

50

含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層像取得手段と、断層像取得手段によって得た時系列断層像を表示する画像表示手段とを備えて構成されている。そして、被検体内部の生体組織の形態情報をBモード像(断層像)やMモード像として画像表示手段に表示するように構成されている。

【0003】

このような従来の一般的な超音波診断装置において、最近では、診断部位の生体組織の複数の断層像を用いて歪み又は弾性率を計測するとともに、この計測結果に基づく弾性像を画像表示手段に表示する構成も提案されている。弾性像を表示する構成の超音波診断装置としては、下記特許文献1に開示された技術などが知られている。

【0004】

特許文献1には、心臓の拍動に由来する頸動脈血管内圧力の周期的変化に応じて血管が拡張と収縮を繰り返すことにより、外部から圧迫を印加することなく血管壁自身の変位することを利用して、血管壁の弾性像を取得する例が開示されている。特に、歪み量の最大値を用いて血管壁の弾性率が演算されている。また、動脈直径の最大値と最小値とを用いて、弾性係数の一種であるスティフネスパラメータが演算されている。

【特許文献1】特開2000-229078号公報

【0005】

一般的に、複数の断層像から弾性像を安定して取得するためには、その複数の断層像の間で生体組織の変位量がある程度以上となる必要となる。これは、生体組織の変位量が多いと、安定して変位量を検出することができるためである。

他方、血管内圧力変化は心臓の拍動に由来するものであるので、心臓から血液が動脈に強く駆出される期間において血管内圧力が急上昇して血管が急峻に拡張する。そのため、血管壁の変位も急峻となり、血管壁の弾性像の取得には好適な期間となる。

しかし、特許文献1に開示されているように、歪み量の最大値や動脈直径の最大値と最小値とを用いて弾性情報を求めて弾性像を画像化する方法では、血管壁の弾性像は多くとも間歇的にしか得られず、有用な画像情報を診断に十分に活用していない。

【発明の開示】

【0006】

本発明は、運動組織の弾性像の取得に際し、その運動組織の変位量に対応して、安定して高画質の弾性像を取得することが可能な超音波診断装置及び弾性像取得方法を提供することを目的とする。

【0007】

上記目的を達成するために本発明の超音波診断装置は以下のように構成される。即ち、被検体の運動組織を含む部位との間で超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動する超音波信号を出力する超音波送信手段と、前記超音波探触子により受波された反射エコー信号から前記運動組織を含む部位の形態情報を表す形態像を取得する形態像取得手段と、前記形態像のデータを複数用いて前記運動組織を含む部位の弾性情報を表す弾性像を取得する弾性像取得手段と、を備えてなる超音波診断装置において、前記形態像データを用いて運動組織の変位量を検出する変位量検出手段と、前記変位量と所定の閾値との比較を行い、前記変位量が前記所定の閾値以上となり続ける期間を選択する選択手段と、を有し、前記弾性像取得手段は、前記選択された期間において前記弾性像を取得することを特徴とする。

【0008】

また、上記目的を達成するために本発明の超音波弾性像取得方法は以下の様に構成される。即ち、

被検体の運動組織を含む部位の超音波弾性像を取得する方法であって、

(a)運動組織を含む部位の形態情報を表す形態像を取得するステップと、

(b)形態像のデータを複数用いて運動組織を含む部位の弾性情報を表す弾性像を取得するステップと、

(c)ステップ(a)と(b)とを繰り返すステップと、

10

20

30

40

50

を有し、弾性像取得ステップでは、形態像データを用いて前記運動組織の変位量が検出されて、前記変位量と所定の閾値との比較に基づいて、前記変位量が前記所定の閾値以上となる期間が選択され、前記選択された期間において前記弾性像を取得することを特徴とする。

【0009】

上記本発明によれば、運動組織の弾性像の取得に際し、その運動組織の変位量に対応して弾性像の取得が制御されることにより、安定して高画質の弾性像を取得することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

10

以下、図面を参照しながら本発明の超音波診断装置の一実施の形態を説明する。図1は本発明の超音波診断装置の一実施の形態を示すブロック図である。

【0011】

本発明の超音波診断装置は、被検体に送波するための超音波を生成する送信手段1と、被検体に当接させて超音波の送受信を行う探触子3と、この探触子3より送波された超音波に対する反射エコー信号を増幅させる受信手段4と、超音波の送受信を切り換える送受分離手段2と、受信した反射エコー信号に対して整相加算する整相加算手段5と、整相加算手段5の出力信号に対して生体組織の信号強度を算出する白黒信号処理手段6と、超音波白黒断層像を構築する白黒信号情報変換手段7と、整相加算手段5の出力信号をフレーム単位として複数フレーム保存する保存手段10と、この保存手段10からの出力信号であるRFフレームデータから生体組織の変位量を計測し、弾性率或いは歪みを算出する弾性演算手段11と、この弾性演算手段11の出力信号である超音波弾性像データをカラー像として構築するカラー信号情報交換手段12と、白黒信号情報交換手段7及びカラー信号情報交換手段12の出力信号を重ね合わせて表示する切換え加算手段8と、被検体の心電を検知するための電極クリップ18を用いて検知された生体信号を処理する生体信号解析手段17と、心電波形における任意の基準時点からの時間差を計測する時間計測手段16と、上記各手段を制御して超音波の送受信を制御する超音波制御手段13と、を備えて構成されている。

20

【0012】

さらに、本発明の超音波診断装置は、重ね合わせた超音波白黒断層像及び超音波弾性像を表示する表示手段9と、さまざまな計測やモード遷移など、超音波診断装置の各種操作を行う操作卓15と、操作卓15を介して入力された制御情報に基づいて超音波診断装置のシステム全体を制御するための超音波システム制御手段14と、を備えて構成されている。

30

【0013】

尚、特に図示しないが、本発明の超音波診断装置には、被検体に加えた圧力を計測するための圧力センサ(図示省略)も備えられている。以下、図1ないし図15を参照しながら上記の各手段について説明する。

【0014】

先ず、超音波診断装置において一般的に知られる超音波の送受信に関して説明する。

送信手段1は、探触子3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。探触子3は、複数の振動子を配設することにより形成されている。探触子3は、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。受信手段4は、探触子3で受信された反射エコー信号を所定のゲインで増幅して超音波信号を生成する機能を有している。整相加算手段5は、受信手段4で増幅した超音波受波信号が入力された後、位相制御を行う機能を有している。整相加算手段5は、複数の収束点に対して収束した超音波ビームを形成して、超音波生データであるRF信号を生成する機能を有している。

40

【0015】

次に、超音波白黒断層画像の構成に関して説明する。

白黒信号処理手段6は、整相加算手段5からのRF信号を入力して、ゲイン補正・ログ圧縮・検波・輪郭強調・フィルタ処理等の各種信号処理を行い、超音波白黒断層像データを

50

る機能を有している。白黒信号情報変換手段7は、いわゆるスキャンコンバータであって、白黒信号処理手段6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(図示省略)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(図示省略)と、制御コントローラ(図示省略)とを含んで構成されている。

【0016】

白黒信号情報変換手段7は、フレームメモリに格納された被検体の断層RFフレームデータを1画像として取得するとともに、取得した断層RFフレームデータをテレビ同期で読み出す機能を有している。白黒信号情報変換手段7において読み出されたデータは、切換え加算手段8を介して表示手段9に表示されるように構成されている。

【0017】

切換え加算手段8は、白黒信号情報変換手段7により構成された超音波白黒断層像と、後述する超音波弾性像を重ね合わせ(合成し)て表示させる際に、その加算の割合を決定するための機能を有している。尚、ここで加算方法について説明する。一般に加算係数を α とおくと、次式で決定される。

$$\text{Pix_Sum}(i, j) = \alpha \cdot \text{Pix_B}(i, j) + (1 - \alpha) \cdot \text{Pix_S}(i, j) \quad (1)$$

但し、 (i, j) はピクセルの座標を示し、 $\text{Pix_Sum}(i, j)$ は合成後のピクセル値、 $\text{Pix_B}(i, j)$ は白黒断層像のピクセル値、 $\text{Pix_S}(i, j)$ は弾性像のピクセル値を示している。断層像と弾性像は合成せずに別々に表示させてもよい。

【0018】

保存手段10は、図13に示すように、整相加算手段5からのRF信号を複数フレーム分保存するフレームメモリ10bと、このフレームメモリ10bへの書き込み、読み出しを制御するフレームメモリ制御部10aとを備えて構成されている。超音波の送受信を行っている間、整相加算手段5からの出力は連続的に行われており、フレームメモリ制御部10aは、フレームメモリ10bに対して時系列的にRFフレームデータ(1フレーム分のRF信号データ群であり、断層像データと等価)の保存と更新とを繰り返すように制御する機能を有している。後述するように、時間計測手段16において時間差 t_1 、 t_2 が計測された場合、時間計測手段16から保存手段10に対してデータの読み出し信号が出力されるが、このデータの読み出し信号を基に、フレームメモリ制御部10aでは、後段の弾性演算手段11に対してRFフレームデータを転送するようフレームメモリ10bに対して読み出し信号を出力するように構成されている。

【0019】

弾性演算手段11は、図11に示すように、組織変位量演算部11a、弾性率・歪み演算部11b、弾性データ解析部11cとを備えて構成されている。組織変位量演算部11aは、上記読み出し信号に基づいて保存手段10より出力された1組のRFフレームデータから生体組織の変位量を算出する機能を有している。

例えば、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次元変位分布が求められる。ここで移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法が用いられる。ブロックマッチング法とは、画像を例えば $K \times L$ 画素からなるブロックに分けて、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他方のRFフレームデータから探し求め、これを参照して予測符号化するものである。すなわち、差分により標本値を決定する処理を行うものである。

【0020】

弾性率・歪み演算部11bは、組織変位量演算部11aにより算出された1次元又は2次元変位分布をもとに弾性率・歪みを算出する機能を有している。例えば、組織変位量演算部11aにより算出された変位を U 、被検体に加えられた圧力を計測することができる圧力センサ(図示省略)により計測された圧力を P とすると、歪みは U を空間微分 (U/L) することによって求められる。弾性率のうち、ヤング率 Y_m は、 $Y_m = (P)/(U/L)$ という式によって算出される。尚、ヤング率とは、物体に加えられた引張り応力と、引張りに平行に

10

20

30

40

50

生じる歪みに対する比を示すものであり、物理的な絶対量を示している。このようにして求められた歪みや弾性率(ヤング率 Y_m)の2次元分布を表す弾性画像データを得る。

【0021】

弾性データ解析部11cは、弾性率・歪み演算部11bにおいて算出された弾性データをもとに、表示手段9に適切な弾性データを安定して表示させるための処理を行う機能を有している。以下に、弾性データ解析部11cにおける安定化処理に関する一例を説明する。すなわち、適切な弾性RFフレームデータの生成法について説明する。

【0022】

一般に1組のRFフレームデータにおいて、1%の歪みが生じるような加圧・減圧が加わった際に、良好な歪み像が得られることが知られている。本発明において複数組みのRFフレームデータにおいて、算出された歪みの平均値が1%の半分(例えば、この値を閾値とする)にも満たないような変位しか加わらなかったRFフレームデータが混在する場合、そのRFフレームデータをリジェクトするものである。これにより適切な圧迫量が加わったRFフレームデータのみを用いて演算された弾性像が表示手段9に表示されるようになっている。尚、別の安定化手法としては、連続して算出される弾性データにおいて、時間方向にスムージング処理を施すことで、連続して表示されるフレーム間のつながりが改善されるものが一例として挙げられる。

【0023】

カラー信号情報交換手段12は、弾性データ解析部11cからの弾性データをもとに色相情報に変換する機能を有している。つまり、弾性データに基づいて光の3原色、すなわち赤(R)、緑(G)、青(B)に変換する機能を有している。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ようになっている。尚、赤(R)、緑(G)、青(B)の階調は256有するものとし、255は大輝度で表示することとする。逆に、0は全く表示されないことを意味するものとする。

【0024】

続いて、超音波診断装置の制御に関し説明する。

超音波制御手段13は、超音波の送受信に関する制御を行うものであり、各モードにおける送波タイミングの制御やシーケンス制御、各信号処理手段への同期信号やクロックの分配など、超音波診断装置としての根幹の制御を行う機能を有している。尚、図1においては、超音波制御手段13から他の各手段への制御信号の流れを表す線の表示を省略してある。

【0025】

超音波システム制御手段14と、表示手段9と、操作卓15は、いわゆるパーソナルコンピュータの機能を有している。具体的には、超音波診断装置のシステム全体の制御を行う機能、すなわちハードウェアにて構成される部分と、ソフトウェアにて制御される部分との制御を行う機能を有している。尚、図1においては、超音波システム制御手段14から他の各手段への制御信号の流れを表す線の表示を省略してある。

【0026】

表示手段9は、白黒断層像(Bモード像)、Mモード像、及び弾性像などの超音波像を表示するモニタの機能を有している。操作卓15は、各種操作を行うためのキーボード的な役割を果たす機能を有している。操作卓15には、図12に示す様に、後述するフリーズボタン15a、キャリパー起動ボタン15b、トラックボール15c、決定ボタン15d、自動計測ボタン15e等が設けられている。

【0027】

(第1の実施形態)

次に、本発明の第1の実施形態を説明する。本実施形態は、心臓の拍動に起因する血管壁の変位に対応して、弾性像の取得期間の選択や取得頻度の制御を行う形態である。血管壁の変位は、例えばMモード画像を用いて検出される。

最初に、生体動検知手段19を構成する時間計測手段16と生体信号解析手段17に関して説明する。

10

20

30

40

50

【0028】

生体信号解析手段17は、被検体にて発生した生体信号を取り込み、表示手段9に心電波形として表示させる機能を有している。一般に心電を計測する際には、被検体の手首と足首に電極クリップ18を装着して計測を行い、心筋の洞房結節と呼ばれる上大静脈と右心房との間に発生した電氣的な興奮状態を電位差(電圧)変化として記録するようになっている。

【0029】

図2は一般的に計測される心電波形を示している。図2に示される心電波形の各所には、それぞれP、Q、R、S、Tと名前が付けられており、それぞれ心臓が次の動作を行っているものである。つまり、P波は心房の収縮期、QRS波は心室の収縮期、T波は心臓がもとの状態に戻る状態として区別されている。

10

【0030】

時間計測手段16は、生体信号解析手段17からの心電波形が入力されるように接続されており、入力された心電波形からR時点を検知する機能を有している。また、時間計測手段16は、検知したR時点から所望の時間差を有する時点におけるRFフレームデータを、保存手段10から弾性演算手段11に対して転送を行うよう、データ転送用信号出力部16dから保存手段10に対してデータの読み出し信号を出力する。尚、ここでは毎回現れるR時点においてデータ読み出し信号を出力するのではなく、例えば、1つ飛ばした丸R(図6中のRを丸で囲んだ記号)時点でのタイミングでデータ読み出し信号を出力するものとする。

20

【0031】

続いて、心電波形と血管壁の挙動に関し説明する。

図3には、(a)図に示す様に探触子3を被検体の頸動脈に接触させて、(b)図に示すように超音波断層像(Bモード像、同図左)、Mモード像(同図右)、及び心電波形(同図右下)を同時に表示させた際の超音波像の模式的な図を示す。また、図4には、図3(b)における右半分の拡大図を示す。図3(b)及び図4は、血管の上壁と下壁を含むBモード像及びMモード像、心電波形、及びカーソル等を示している。特に心電波形は、被検体の心拍に合わせてほぼ一定間隔で表示されている。また、図3(c)に超音波断層像に弾性像を重ね合わせ表示した例を示す。この(c)図は(b)図の超音波断層像(同図左)に弾性像表示用ROIを設定して、そのROI内において弾性像を求めて重ね合わせ表示した例を示している。尚、特に限定するものではないが、以降の説明を簡単にするために、心電波形のR時点(上記R波を示す位置)を計測の基準点とする。

30

【0032】

図3(b)のような超音波像を表示手段9に表示させた後、ユーザーは操作卓15のフリーズボタン15aを用いて超音波像のフリーズを行う。フリーズ後の超音波像において、心室の収縮期、つまり心臓から全身に血液が送り出されるタイミングの上記R時点からある一定の時間差の後に、頸動脈の血管壁が最も拡張した最大拡張期が現れていることが確認される(図4の(1)の時点)。これは、血液を送り出す心臓と、対象としている頸動脈との間に距離が存在するためである。その後、徐々に血管内の血液量は減少するため、血管は収縮期を迎える。最も血管壁が収縮しきった箇所が、収縮末期である(図4の(2)の箇所)。なお、リアルタイム超音波像においても、同様の現象が心周期で繰り返されている。また頸動脈に限らず、他の動脈においても同様の現象が生じている。

40

【0033】

以上の説明を踏まえて、本実施形態の第一の例である、運動組織が急峻に変位する期間を選択して、その期間のRFフレームデータ(つまり、断層像と等価のデータ)を用いて弾性像を取得することにより、安定した弾性像を取得する例について説明する。

例えば、動脈の収縮末期の時点から最大拡張期の時点迄の期間を選択し、その期間のRFフレームデータを用いて弾性像を連続的に取得する。例えば、図4に示す様に、1心拍の中でも血管壁が急峻に変位する期間において安定した弾性像の取得を行う。そのためには、この期間においてできるだけ時間的に連続(隣接)したRFフレームデータを用いて弾性像の演算を行う。

50

【0034】

以下、運動組織の一例として、心臓の拍動に起因して変位する血管壁の弾性像取得を例にして本第一の例を詳細に説明する。

最初に、図4において、R時点を基準として、この基準点Rから直近の収縮末期の時点aと最大拡張期の時点bとの時間差をそれぞれ計測するものとする(但し、基準点の設定は上記した通りR時点でもなくともよい)。次に、時間計測手段16は、検知したR時点から計測された収縮末期の時点aと最大拡張期の時点bとの間の期間において、保存手段10から弾性演算手段11に対してRFフレームデータの転送を行うように、保存手段10に対してデータの読み出し信号を出力する。そして、弾性演算手段11が、この期間のRFフレームデータを用いて弾性像の演算を行う。演算により取得された弾性像は、カラー信号情報交換手段12と切換え加算手段8を介して表示手段9に表示される。以上の様にして、血管壁が急峻に変位する期間において弾性像が連続的に取得されることになる。

10

【0035】

ここで、図4の時点aと時点bの様な、所望の時点を計測する2つの方法について、以下に説明する。

所望の時点を計測する第一の方法として、本発明のマニュアル計測方法とこの方法を可能とするための時間計測手段16の一例を説明する。

【0036】

図5は時間計測手段16の構成例を示している。時間計測手段16は、計測モードを選択する選択部16aと、マニュアル計測部16bと、自動計測部16cと、データ転送用信号出力部16dとを備えて構成されている。マニュアル計測部16bと自動計測部16cは、並列に接続されている。

20

【0037】

マニュアル計測時においては、時間計測手段16内の選択部16aによって、マニュアル計測部16bが選択され、図4に示したようにR時点を基準とした時点aまでの時間差と、時点bまでの時間差とが計測されるようになっている。一般に超音波診断装置では、フリーズ後の画像からキャリパー(カーソル)を利用して2点間の距離や時間の計測を行うことができる機能を有しており、この機能は各種診断の計測時において利用されている。本発明に関するマニュアル計測部16bにおいても、上記の計測手法と同様のものが用いられており、計測する画像を決定した後上記キャリパーを用いて始点と終点を決め、その始点終点間の時間が計測されるようになっている。

30

【0038】

図6及び図7を参照しながらマニュアル計測の計測手順を説明する。図6はマニュアル計測時の説明図であり、図7はフローチャートを示している。なお、下記マニュアル計測方法を用いた弾性像の取得期間の選択による弾性像の取得は、フリーズモードのみで行われることになる。

計測する超音波画像の決定(S70)後、操作卓15のフリーズボタン15aにより、超音波像をフリーズさせる(S71)。この時、操作卓15のキャリパー起動ボタン15bによってキャリパーを起動させる(S72)。キャリパーの始点1は、トラックボール15cを用いて心電波形のR時点まで移動させ(S73)、そして、操作卓15の決定ボタン15dにより始点1を決定する(S74)。その後、血管壁の間隔が最も収縮している箇所(収縮末期)にキャリパーを移動させ(S75)、終点1を決定する(図6のt1、S76)。そして、決定された始点1と終点1との間の時間t1を計測する(S77)。さらに、トラックボールにてキャリパーを心電波形のR時点つまり始点2の位置まで移動させ(S78)、心電波形のR時点に始点2を決定し(S79)、血管壁が最も拡張している箇所(最大拡張期)にキャリパーを移動させ(S80)、終点2を決定する(図6のt2、S81)。そして、決定された始点2と終点2との間の時間t2を計測する(S82)。

40

【0039】

以上によって、心電波形のR時点を基準とした血管壁の収縮末期と最大拡張期の2箇所における時間差t1、t2の計測がそれぞれ行われる。計測された時間差t1、t2は、画面の下部に表示される(t1=Xsec、t2=Ysec)。

50

尚、計測するタイミングは、上記の t_1 、 t_2 に限らないものとする。すなわち、収縮末期を t_2 、最大拡張期を t_1 ととってもよいものとする。また、収縮末期と最大拡張期との間に別の計測タイミングをとってもよいものとする。

【0040】

次に、所望の時点を実測する第二の方法として、本発明の自動計測方法とこれを可能とするための時間計測手段16の一例を説明する。なお、下記自動計測方法を用いた弾性像の取得期間の選択による弾性像の取得は、リアルタイムモードとフリーズモードのいずれでも行うことが可能であるが、以下は、フリーズモードでの計測方法を説明する。

【0041】

図8は自動計測方法の説明図である。自動計測方法は、心電波形のR時点を基準とした血管内部の距離Dを、一定の間隔で自動計測し、最小の距離Dminと最大の距離Dmaxとなる箇所の時間差を自動で抽出するものである。ユーザーにより上記のマニュアル計測時と同様、選択部16aで自動計測部16cが選択され、計測する画面が決定された後、操作卓15のキャリア起動ボタン15bによって、図8中に示すような計測範囲Aが設定される。計測範囲Aが設定された後、操作卓15の自動計測ボタン15eにより、数秒間の自動計測モードへ遷移する。ここで言う自動計測モードとは、あるR時点を基準とした後、基準R時点から1つ先のR時点までの間で血管上壁及び下壁間の距離計測を行うものである。尚、特に限定するものではないが、マニュアル計測時と同様に1つとばした丸R(図8中のRを丸で囲んだ記号)時点毎に計測を行うものとする。

【0042】

さらに、図9～図11を参照しながら血管内の距離Dを自動計測する一例を説明する。

血管内の距離Dを実測する手法として、例えば計測範囲A内における輝度値の差を利用して距離Dを実測することが挙げられる。図9は、図8における計測範囲AのStart時点からEnd時点までの深度方向における輝度値の分布を示している。輝度値の分布における縦軸は輝度値を示しており、横軸はStart時点からEnd時点までの深度方向の距離を示している。図9において、一般に血管の上下壁と内膜は高輝度を示すことが知られているため、この部分の輝度値は255近くを示している。上下壁と内膜の間には、輝度値が極端に低い領域が示されている。

【0043】

上記Start時点からEnd時点まで、深度方向に輝度値の差分値を下記の式で求めていくと

$$\text{Pix_sub} = |\text{Pix}(n) - \text{Pix}(n+1)| \cdots (2) \quad (\text{但し、} n \text{ は整数})$$

血管上壁付近では、上壁と内膜との間での輝度値、或いは差分値が極端に大きくなる箇所が2箇所出現する。これを図10と下式(3)、(4)とを用いて説明する。図10(a)は、図9における血管の上壁付近を拡大したものである。注目すべき点(輝度値が極端に大きくなる箇所)におけるピクセル値を、 $\text{Pix}(n)$ 、 $\text{Pix}(n+1)$ 、 $\text{Pix}(n+)$ 、 $\text{Pix}(n+ +1)$ (但し、 $=$ 自然数)、閾値を とし輝度値の差分値をとると、下記のような式になる。下式において(3)、(4)に該当する箇所($n+ +1$)を始点とする。但し、閾値 は、一義的に決めるものではなく、自由に変更できるものとする。

$$\text{Pix_sub1} = |\text{Pix}(n) - \text{Pix}(n+1)| \quad (\text{Pix_sub1} >) \cdots (3)$$

$$\text{Pix_sub2} = |\text{Pix}(n+) - \text{Pix}(n+ +1)| \quad (\text{Pix_sub2} >) \cdots (4)$$

【0044】

血管の下壁においても、内膜と下壁との間での輝度値、或いは差分値が極端に大きくなる箇所が2箇所出現する。上記と同様に、図10(b)と下式(5)、(6)とを用いて説明する。上記同様に、注目すべき点(輝度値が極端に大きくなる箇所)におけるピクセル値を、 $\text{Pix}(q)$ 、 $\text{Pix}(q+1)$ 、 $\text{Pix}(q+)$ 、 $\text{Pix}(q+ +1)$ (但し、 $=$ 自然数)、閾値を とし輝度値の差分値をとる。下式(5)、(6)に示すような箇所(q)を終点とする。但し、閾値 は上記同様、一義的に決めるものではなく、自由に変更できるものとする。

10

20

30

40

50

$$\text{Pix_sub3} = |\text{Pix}(q) - \text{Pix}(q+1)| \quad (\text{Pix_sub3} > \quad) \quad \cdot \cdot \cdot \cdot (5)$$

$$\text{Pix_sub4} = |\text{Pix}(q+ \quad) - \text{Pix}(q+ \quad + 1)| \quad (\text{Pix_sub4} > \quad) \cdot \cdot \cdot \cdot (6)$$

【 0 0 4 5 】

以上により、始点と終点とを決定する。そして、以上の深度方向の演算を時間方向(横方向)に演算ラインをシフトさせながら繰り返すことによって、図8(a)の距離DmaxとDminとを計測する。

演算ラインの開始点と終了点は、例えば次のように定義することができる。例えば、図8(b)に示す一つのR波であるR1の時点から次のR波であるR2の時点までの血管壁の運動を詳細に検討する。R2から期間(c - d)後に血管の収縮末期となるが、c - d点にかけて動脈は、ほぼ収縮末期を迎えており、この区間の血管壁間には顕著な差が現れない。このため、R2点を自動計測の終了点とすることができる。一方、最初に血管壁間の距離が小さくなるのはd = a点であるので、このa点を開始点として終了点R2迄を計測に有効な期間とすることができる。

【 0 0 4 6 】

最後に、R時点を基準とし、血管壁間の距離DがDminとDmaxとになるような時点との時間差t1, t2をそれぞれ算出することで、自動計測が可能となる。

上記の様にしてフリーズモードでの自動計測が行われ、血管壁間の距離DがDminとDmaxとになるような時点の間の期間で、弾性像が連続的に取得される。

一方、リアルタイムモードでは、隣接するR - R期間で上記自動計測方法の処理が繰り返えされる。つまり、隣接するR - R期間毎に、血管壁間の距離DがDminとDmaxとになるような時点の検出及び隣接するR - R期間における基準時点(通常は最初のR時点とする)との時間差t1, t2とが求められる。そして、血管壁間の距離DがDminとDmaxとになるような時点の間の期間で連続的な弾性像の取得が隣接するR - R期間毎に繰り返される。

【 0 0 4 7 】

以上説明したマニュアル計測方法又は自動計測方法のいずれかにより、1心拍における特異的な時点を検出することが可能となる。そして、これらの特異的な時点間の変位量の大きいRFフレームデータを用いて弾性像を取得することにより、安定して高画質の弾性像の取得を行うことが可能となる。

【 0 0 4 8 】

次に、本実施形態の第二の例である、運動組織の変位量に応じて弾性像の抽出頻度を制御することにより、安定して高画質の弾性像を取得する例について説明する。

例えば、運動組織の変位量の大小に応じて弾性像の抽出頻度を大小する。或いは、運動組織の変位が急峻な第1の期間と、運動組織の変位が第1の期間よりも緩慢な第2の期間とを選択し、第1の期間における弾性像の取得頻度を、第2の期間よりも大きくする。

尚、本例は、リアルタイムモードとフリーズモードのいずれでも実施することが可能であるが、以下は、フリーズモードでの本例を説明する。

【 0 0 4 9 】

本第二の例は、前述の第一の例で説明した自動計測方法を応用して行うので、図8を用いて本第二の例を説明する。最初、前述の第一の例で説明した自動計測方法の処理と同様に、ユーザーにより、時間計測手段16の選択部16aで自動計測部16cが選択され、計測する画面が決定された後、操作卓15のキャリパー起動ボタン15bによって、図8中に示すような計測範囲Aが設定される。計測範囲Aが設定された後、操作卓15の自動計測ボタン15eにより、数秒間の自動計測モードへ遷移する。この自動計測モードで行う血管内部の距離Dの自動計測方法は前述の第一の例で説明した自動計測方法と同じであるので、詳細な説明は省略する。

【 0 0 5 0 】

自動計測部16cは、演算ライン毎に算出される血管内部の距離Dの差分を求め、この差分値を隣接するライン間にける血管壁の変位量とする。例えば、基準演算ラインNの血管内部距離D(N)と比較演算ライン(N + 1)の血管内部距離D(N + 1)との差分 (N、N + 1)を求め

10

20

30

40

50

る。ここで、図8(b)に示す期間a - bでは、血管壁が急峻に変位するので、血管壁の変位量の大きい期間となる。一方、図8(b)に示す期間b - cでは、血管壁が緩やかに変位するので、血管壁の変位量の小さい期間となる。

【 0 0 5 1 】

そこで、算出された差分 $(N, N + 1)$ が所定の閾値K以上となれば期間a - b(第1の期間)とみなし、データ転送用信号出力部16dは、この2つの演算ラインN、N + 1の時点に対応するRFフレームデータを保存手段10から弾性演算手段11に対して転送を行うように、保存手段10に対してデータの読み出し信号を出力する。そして、弾性演算手段11はこの2つのRFフレームデータを用いて弾性像の画像化を行う。

【 0 0 5 2 】

一方、算出された差分 $(N, N + 1)$ が所定の閾値K未満となれば期間b - d(第2の期間)とみなし、次の比較演算ラインN + 2の血管内部距離D(N + 2)及び基準演算ラインNの血管内部距離D(N)との差分 $(N, N + 2)$ とを求める。この処理が算出された差分値 が所定の閾値K以上になるまで比較演算ラインをシフトさせながら繰り返される。そして、差分値 が所定の閾値K以上となる度に弾性像の画像化を行う。弾性像の画像化に際しては、前述のように、データ転送用信号出力部16dが、この2つの演算ラインの時点に対応するRFフレームデータを保存手段10から弾性演算手段11に対して転送を行うように、保存手段10に対してデータの読み出し信号を出力し、弾性演算手段11がこの2つのRFフレームデータを用いて弾性像の画像化を行う。

【 0 0 5 3 】

弾性像の画像化の後には、次の隣接する2つの演算ラインを基準演算ラインと比較演算ラインとして同様の演算が繰り返される。また、次のR時点が検出された時も同様に、隣接する2つの演算ラインを基準演算ラインと比較演算ラインとして同様の演算が繰り返される。

ただし、図8(b)に示すR時点から収縮末期までの期間c - dでは血管壁の変位量が小さいので、閾値Kの如何によっては弾性像が画像化されないようにすることも可能である。或いは、この期間c - dでは、算出される血管内部距離Dが小さくなるので、前述の弾性解析部11cによる歪み平均値を利用した閾値処理により、算出された歪みを除去して弾性像が画像化されないようにすることもできる。

【 0 0 5 4 】

なお、上記説明では、血管壁の変位量を閾値Kと比較することにより、期間a - bか又は期間b - dかを判定して弾性像の取得頻度を制御することを説明したが、いずれの期間であるかの判定をすること無く、単に変位量と閾値Kとの比較により弾性像の取得を制御することにより、変位量に応じた弾性像の取得頻度の制御を無段階に行うことが可能になる。また、上記説明はフリーズモードでの弾性像の取得頻度の制御を行う例を説明したが、リアルタイムモードにおいて上記血管内部距離Dの自動計測と血管壁の変位量と閾値Kとの比較とをリアルタイムで行って弾性像の取得を行う期間を適宜更新していけば、リアルタイムに弾性像の取得頻度を制御することが可能になる。

【 0 0 5 5 】

上記の様な処理により、血管壁が急峻に変位する期間では、変位量が大きいので、弾性像を高頻度で取得することができ、血管壁が緩やかに変化する期間では、弾性像の取得頻度を低下させることによって十分な変位量を有するRFフレームデータを用いて弾性像を取得することができる。つまり、血管壁の変位量に応じて弾性像の取得頻度を制御することにより、安定して高画質の弾性像を取得することが可能になる。

【 0 0 5 6 】

以上説明したように本実施形態によれば、1心拍における血管壁の収縮末期から最大収縮期に見られるような血管壁が急峻に変位する期間において、或いは血管の変位量の大小に対応して適切な変位量を含んだ1組のRFフレームデータを取得して血管壁の変位量を計測することにより、高画質な弾性像を安定して取得することができるという効果を奏する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

(第2の実施形態)

次に本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、呼吸動に起因する胸腹部内組織の変位量に対応して、弾性像の取得期間の選択や取得頻度の制御を行う形態である。胸腹部内組織の変位量は、例えば断層像(Bモード画像)データを用いて検出される。前述の第1の実施形態と異なる点は、被検体の体動の種類の違いに基づく変位量検出法と具体的な弾性像取得制御であり、その他は同じである。以下、異なる部分のみ説明し、同じ部分の説明は省略する。尚、本実施形態もリアルタイムモードとフリーズモードのいずれのモードにおいても実施可能である。

【 0 0 5 8 】

本実施形態の一例として肝臓の弾性像を取得する例を図14に基づいて説明する。図14(a)に、被検体の腹部に探触子3を当接させて肝臓の断層像を取得している状態の上面図(左図)及び被検体の左側から見た側面図(右図)を示す。また、図14(b)に、呼吸により肝臓への圧迫が周期的に変動する様子の一例を示す。

【 0 0 5 9 】

呼吸による横隔膜の周期的上下移動に応じて、肝臓への圧迫量が周期的に変化する。つまり、図15(b)の左図に示すように、呼期(息を吐いている期間)においては横隔膜が頭側に移動するので肝臓への圧迫量は小さくなる。その結果、肝臓の変位量(歪み量)は小さくなるので肝臓は大きく伸びる。その後、吸期(息を吸っている期間)に転じると横隔膜が足側に移動するので肝臓への圧迫量は大きくなる。その結果、肝臓の変位量(歪み量)は大きくなるので肝臓は小さく縮む。その後また呼期に転じると肝臓の変位量(歪み量)は小さくなる。このように、呼吸とともに肝臓への圧迫量が周期的に変化し、圧迫量の周期的変化に応じて肝臓の変位量(歪み量)も周期的に変化する。

【 0 0 6 0 】

肝臓の変位量(歪み量)の周期的変化の様子を図14(c)に示す。一般的に呼吸動では、息を吐いた後から息を吸い始めるまでの暫くの間に呼吸休止期間があり、この休止期間の後に息を急激に吸う期間(吸期)がある。そして、この吸期から息を吐く呼期に転じる時点の近傍で一瞬息が止まる。その後から息を吐く呼期が始まる。このような呼吸動に追従して肝臓の変位量及び変位量の時間変化(グラフの傾き)も変動する。具体的には、図14(c)に示すように、吸期から呼期に移行する期間(51A)と呼期から吸期に移行する期間(51C)は、呼吸動が緩慢になるので肝臓の変位量も小さくなる期間である。一方、この移行期間の前後の期間は、呼吸動が急峻になるので肝臓の変位量も大きくなる期間(51B)である。

【 0 0 6 1 】

次に、上記の様な呼吸動による内部組織の変位量及び変位の方向の検出方法について図15を用いて説明する。

図15(a)は、この本例を実施するために好適な弾性演算手段11の構成例であり、図11に示す構成例に更に変位解析部11dが組織変位量演算部11aと弾性率・歪み演算部11bとの間に挿入されている。組織変位量演算部11aで複数のRFフレームデータを用いて演算された変位量が変位解析部11dに入力されて、変位解析部11dでその変位量と所定の閾値との比較が行われる。変位量が閾値以上となった場合に、そのときの変位量分布が弾性率・歪み演算部11bに出力され、弾性率・歪み演算部11bでその変位量分布を用いて弾性像が演算される。

【 0 0 6 2 】

また、図15(b)は、図15(a)に示す弾性演算手段11において行われる変位量の大きい期間を検出する処理フローの概要を示す。R時点を基準として、弾性演算手段11内の組織変位量演算部11aには、時系列に生成されるRFフレームデータ $\dots, N, N+1, N+2, N+3, N+4, \dots$ の内の2フレーム分のRFフレームデータが常に入力される。組織変位量演算部11aは、この入力された2つのRFフレームデータを用いて各点の変位量及び変位の方向(つまり変位ベクトル)を求める演算を行う。そして、変位解析部11dが組織変位量演算部11aで演算された変位量を解析する。例えば、算出された変位量の平均値等を求める。

【0063】

その結果、例えば、図14(c)の期間51Aの吸期から呼期に移行する期間と、期間51Cの呼期から吸期に移行する期間では、呼吸動が緩慢になるため算出される変位量(平均値)は小さくなる。逆に期間51Bの吸期又は呼期では、呼吸動が急峻になるため算出される変位量(平均値)は大きくなる。また、変位の方向からどの時点又は期間であるかも認識することが可能になる。例えば、頭側への変位であれば呼期と認識でき、足側への変位であれば吸期と認識することができる。また、変位の方向が頭側から足側に变化すれば呼期から吸期への移行及びその時点が認識でき、変位の方向が足側から頭側に变化すれば吸期から呼期への移行及びその時点が認識できる。

【0064】

10

以上の様にして検出される変位量及び変位の方向の情報をを用いて、前述の第1の実施形態と同様に、胸腹部内組織の弾性像の連続的取得、及び、変位量に応じた弾性像の抽出頻度の制御が可能になる。以下、それぞれを具体的に説明する。

最初に、胸腹部内組織の弾性像の連続的取得を行う本実施形態の第一の例について説明する。上述の様に認識された呼期と吸期における変位量の急峻な期間を選択して、その期間にRFフレームデータを連続的に取得する。RFフレームデータの取得については前述の第1の実施形態と同様である。

【0065】

変位量の急峻な期間の選択は、例えば次の様に行うことができる。変位解析部11dは、呼期内において、変位解析部11dで算出された変位量(平均値)と所定の閾値Lとの比較を行う。そして、変位量(平均値)が閾値Lより大きくなる時点から小さくなる時点までの、変位量(平均値)が閾値L以上となり続ける期間を選択する。そして、この期間内で変位量分布を弾性率・歪み演算部に出力することにより弾性像を連続的に取得する。吸期内でも同様に、変位量(平均値)が閾値L以上となり続ける期間を選択して、この期間内で弾性像を連続的に取得する。尚、閾値Lは吸期と呼期とで異ならせても良い。

20

以上の様に、変位量(平均値)が閾値L以上となり続ける期間を選択すれば、これらの期間では組織の変位量が大きいために、安定して正確な変位量を演算することができる。従って、これらの期間では、高画質な弾性像を安定して取得することが可能になる。

【0066】

次に、胸腹部内組織の変位量に応じて弾性像の取得頻度を制御する本実施形態の第二の例について説明する。前述の様に認識された変位量の情報をを用いて、この変位量が大きくなる期間(51B)に弾性像を高頻度で、好ましくは断層像のフレームレートで弾性像を取得する。一方、変位量が小さくなる期間(51Aと51C)に弾性像を低頻度で、極端な場合として弾性像を取得しないように制御することができる。このように変位量の大きい期間に高頻度で弾性像を取得することにより、高画質の弾性像を安定して取得することが可能になる。

30

【0067】

具体的には、変位量と所定の閾値との比較により弾性像の取得を制御することにより、変位量に応じた弾性像の取得頻度を制御することが可能になる。即ち、算出された変位量(平均値)が所定の閾値M以上であれば、期間51B(第1の期間)とみなし、組織変位量演算部11aで演算された変位量分布を弾性率・歪み演算部11bに出力して弾性像を取得する。一方、算出された変位量(平均値)が閾値M未満であれば期間51A又は51C(第2の期間)とみなし、組織変位量演算部11aで演算された変位量分布を弾性率・歪み演算部11bに出力することは行わない。これにより、期間51A及び51Cでは弾性像が取得されていないことになる。

40

なお、リアルタイムモードでは、上記変位量(平均値)と閾値Mとの比較をリアルタイムに行って弾性像の取得を行う期間を適宜更新していくことになる。

【0068】

算出された変位量(平均値)が閾値M未満の場合には、組織変位量演算部11aのメモリ空間から(N+1)番目のRFフレームデータが削除され、代わって(N+2)番目のRFフレームデータが入力される。そして、(N)フレームと(N+2)フレームのRFフレームデータ間で、再度変

50

変位量(平均値)演算が行われ、閾値Mと比較されて弾性像取得の要否が判定される。この処理が算出された変位量(平均値)が所定の閾値M以上になるまで繰り返される。そして、変位量(平均値)が所定の閾値M以上となる度に弾性像の画像化を行うと共に、組織変位量演算部11aのメモリ空間には、新たな2つの隣接するRFフレームデータが入力されて、上記演算が繰り返される。

【0069】

なお、期間51Aと51Cでは、胸腹部内組織の変位量(平均値)が小さく、算出される歪み値(平均値)も小さくなる。そのため、前述の第1の実施形態と同様に、閾値Mの如何によっては弾性像が画像化されないようにすることも可能である。或いは、前述の弾性解析部11cによる歪み平均値を利用した閾値処理により、算出された歪みを除去して弾性像が画像化されないようにすることもできる。

10

【0070】

また、上記説明では、変位量を閾値Mと比較することにより、期間51Bか又は期間51A若しくは51Cかを判定して弾性像の取得頻度を制御することを説明したが、前述の第1の実施形態と同様に、期間の判定をすること無く、単に変位量と閾値Mとの比較により弾性像の取得を制御することにより、変位量に応じた弾性像の取得頻度の制御を無段階に行うことが可能になる。

【0071】

上記の様に処理することにより、組織変位が急峻で隣接するRFフレームデータ間で変位量が大きくなる期間では、弾性像を高頻度取得することができる。一方、組織変位が緩慢で隣接するRFフレームデータ間で変位量が小さくなる期間では、弾性像の取得頻度を低下させることによって十分な変位量を有するRFフレームデータを用いて弾性像を取得することができる。つまり、胸腹部内組織の変位量に応じて弾性像の抽出頻度を制御することにより、安定して高画質の弾性像を取得することが可能になる。

20

【0072】

なお、以上説明では、時系列に生成されるRFフレームデータを用いて組織の変位量を検出し、変位量の大きい期間に弾性像を生成する例を示したが、RFフレームデータを用いずに、呼吸動を検出する外部検出手段を用いて呼吸動をモニタし、呼吸動の変位量に応じて弾性像の取得を制御しても良い。

以上説明したように、本実施形態によれば、呼吸動による組織変位量の変位の変動がある場合であっても、安定して高画質の弾性像を取得することが可能になる。

30

【0073】

以上までが、本発明の超音波診断装置及び超音波弾性像取得方法の各実施形態の説明である。しかし、本発明は、上記実施形態の説明で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で他の形態を取り得る。例えば前述の各実施形態の説明では血管や胸腹部内組織が対象であったが、拍動や呼吸動に応じて変位が生じる生体組織であれば他でもよい。また、基準時点を設定するために心電波形R波を利用していたが、必ずしもこれに限らないものとする。例えば、呼吸のような生体の動き(例えば横隔膜の動き)を検知してこれを利用してよいものとする(例えば探触子3に位置センサを設け、これを用いて検知するなど)。また、バイプレタ等の被検体外部からの作用により略定期的に変位させた際の生体の動きを検知してこれを利用してよいものとする。

40

【0074】

また、前述の各実施形態の説明では、主にフリーズ後に弾性像の取得演算をおこなうことを説明したが、特定時点の自動検出法と変位量の自動検出法を用いれば、リアルタイム撮影時においても、連続的、又は変位量に応じた弾性像の抽出頻度の制御を行うことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0075】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施の形態を示すブロック図である。

【図2】一般的に検出される心電波形の図である。

50

【図3】Bモード・Mモード・心電波形を表示させた表示例を示す図である。

【図4】図3のMモード・心電波形の拡大図である。

【図5】時間計測手段を示すブロック図である。

【図6】マニュアル計測時の説明図である。

【図7】マニュアル計測時のフローチャートである。

【図8】自動計測法の説明図である。

【図9】計測範囲A内の輝度値の分布図である。

【図10】距離Dの計測に関する説明図であり、(a)は血管上壁付近のピクセル輝度比較時の図、(b)は血管下壁付近のピクセル輝度比較時の図である。

【図11】弾性演算手段を示すブロック図である。

10

【図12】操作卓の一例を示す図である。

【図13】保存手段を示すブロック図である。

【図14】呼吸動による胸腹部内組織の圧迫及び変位量を示す図である。

【図15】変位量に応じて弾性像の抽出頻度を制御する構成例及び処理フローの概要を示す図である。

【符号の説明】

【0076】

1 送信手段

2 送受分離手段

3 探触子

4 受信手段

5 整相加算手段

6 白黒信号処理手段

7 白黒信号情報変換手段

8 切換え加算手段

9 表示手段

10 保存手段

11 弾性演算手段

12 カラー信号情報交換手段

13 超音波制御手段

14 超音波システム制御手段

15 操作卓

16 時間計測手段

17 生体信号解析手段

18 電極クリップ

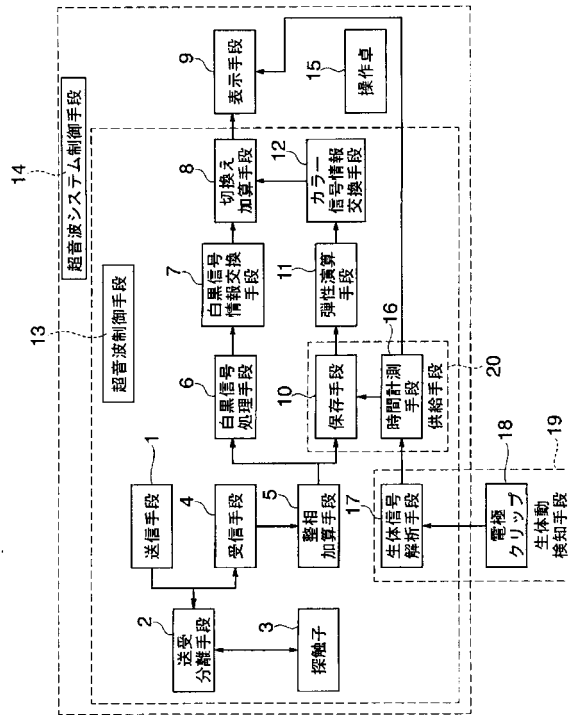
19 生体動検知手段

20 供給手段

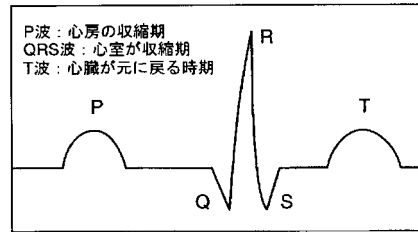
20

30

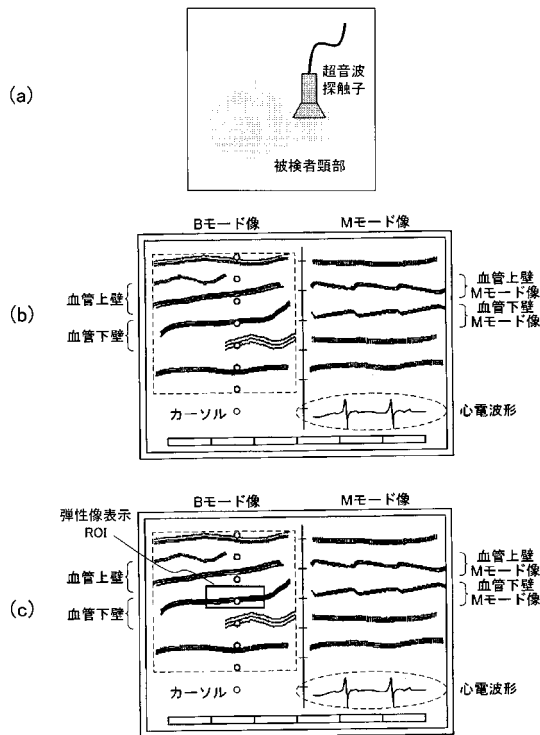
【図 1】



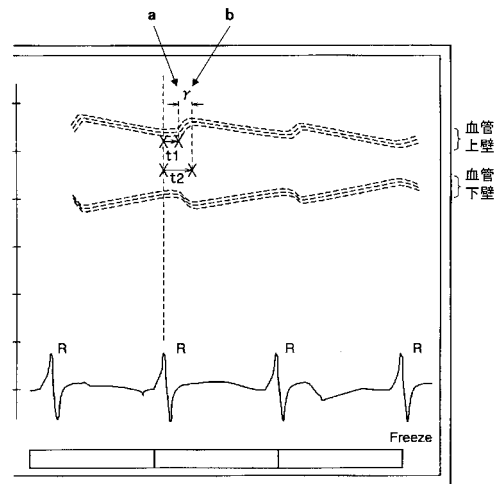
【図 2】



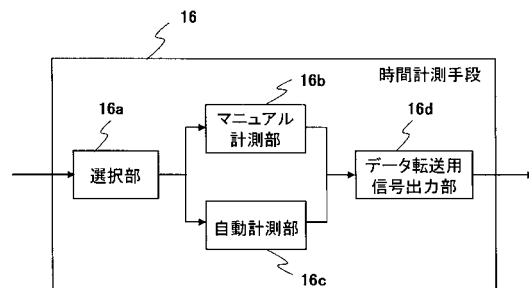
【図 3】



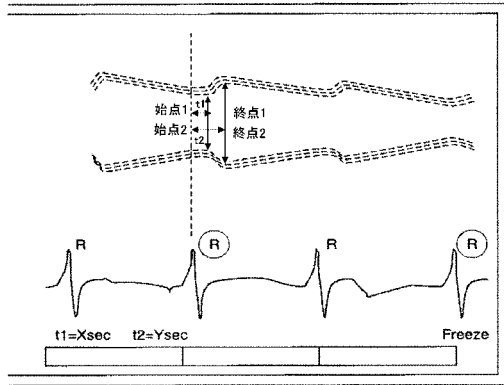
【図 4】



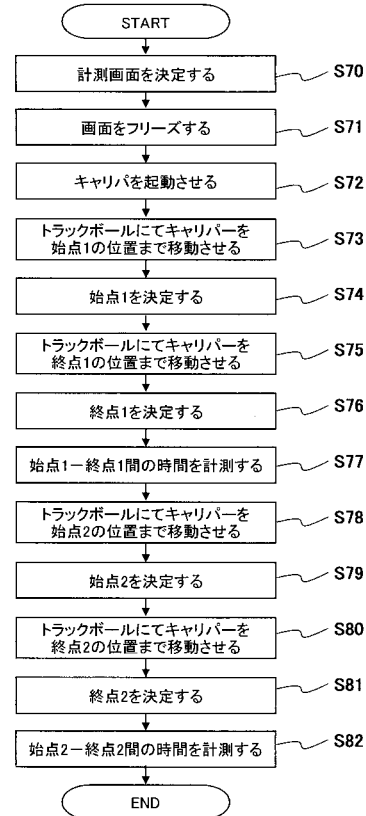
【図 5】



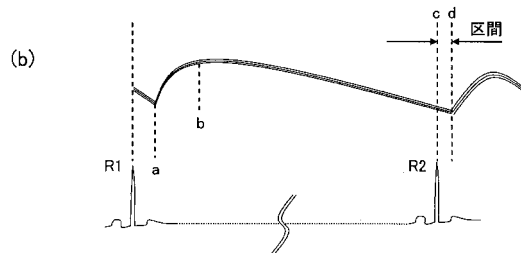
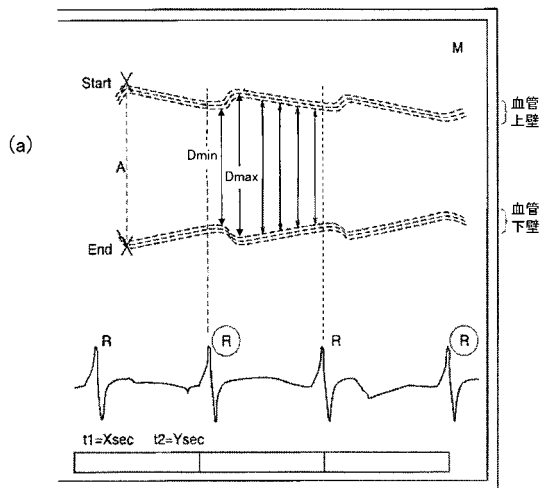
【図 6】



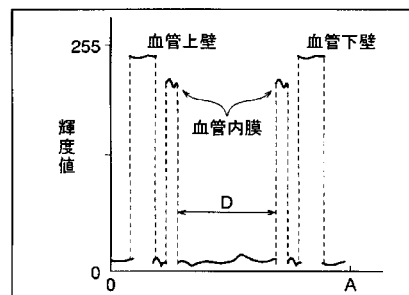
【図 7】



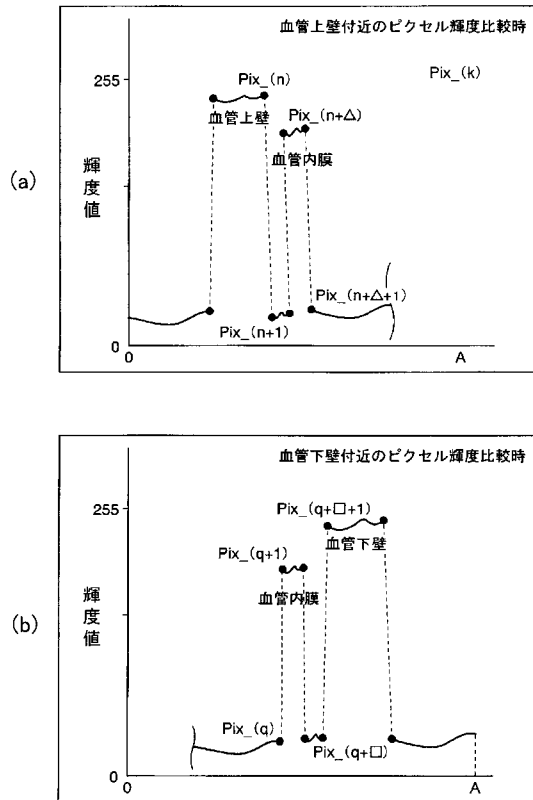
【図 8】



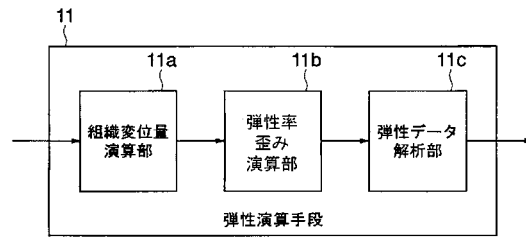
【図 9】



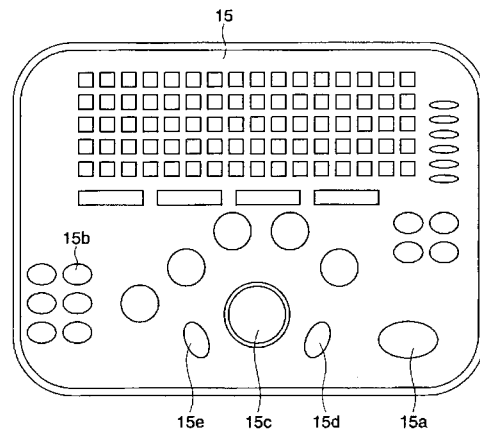
【図 10】



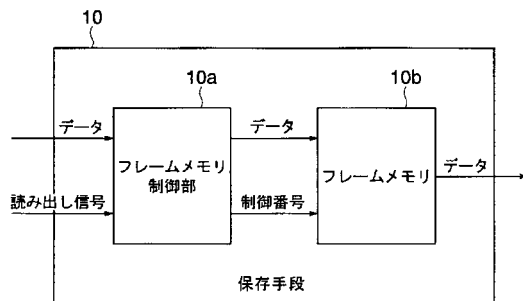
【図 11】



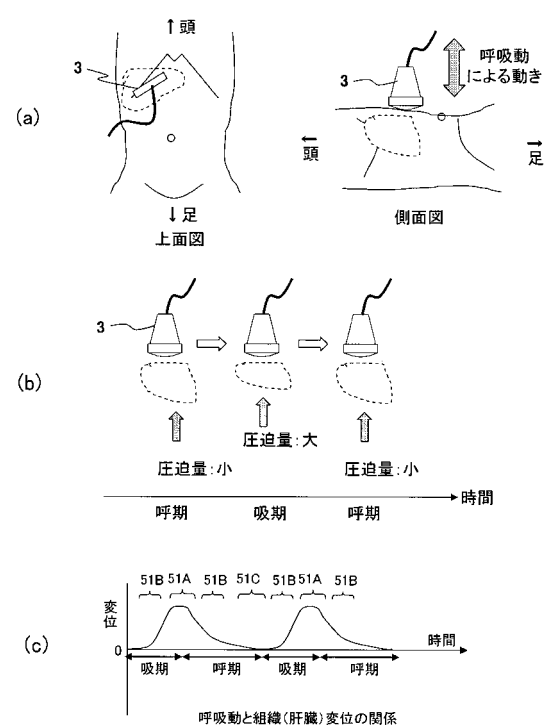
【図 12】



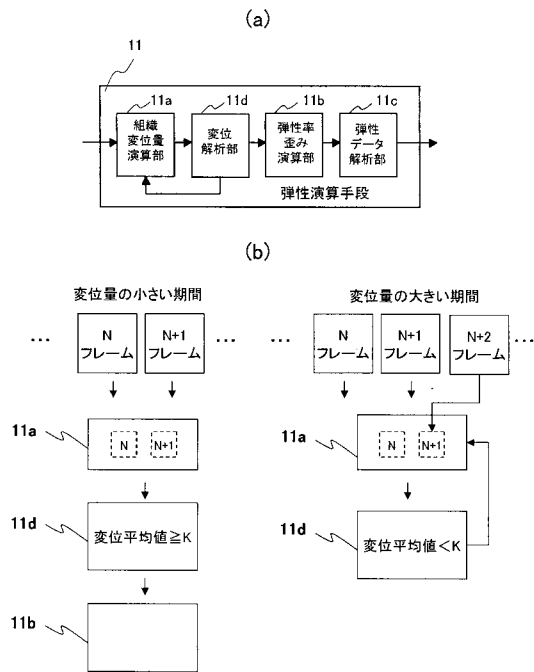
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-209857(JP,A)
特開2000-229078(JP,A)
特開2003-290225(JP,A)
特開平05-317313(JP,A)
国際公開第2004/103185(WO,A1)
米国特許第05846202(US,A)
特開2005-058533(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波弾性像取得方法		
公开(公告)号	JP5258291B2	公开(公告)日	2013-08-07
申请号	JP2007520102	申请日	2006-06-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	大坂卓司 村山直之		
发明人	大坂 卓司 村山 直之		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/06 A61B8/14 A61B8/485 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2005166387 2005-06-07 JP		
其他公开文献	JPWO2006132203A1 JPWO2006132203A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]当获取移动组织的弹性图像时，根据移动组织的位移量的变化选择适合于获取弹性图像的时段，从而稳定地获取高图像质量的弹性图像。

[解决方法]一种超声波诊断装置，包括：超声波探头，用于向/从包含受检者的移动组织的部位发送/接收超声波；超声波发送装置，用于输出用于驱动超声波探头的超声波信号，形态图像获取装置，用于从超声波探头接收的反射回波信号中获取表示包含移动组织的部位的形态信息的形态学图像，弹性图像获取装置，用于通过使用a获取表示包含移动组织的部位的弹性信息的弹性图像。多个形态图像数据，位移量检测装置，用于通过使用形态图像数据检测移动组织的位移量，以及选择装置，用于根据位移量选择弹性图像获取周期，其中弹性图像获取装置获得了一个elasti选定时段内的c图像。

【 図 4 】

