

(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2012-249848

(P2012-249848A)

(43) 公開日 平成24年12月20日(2012.12.20)

(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 11 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2011-125283 (P2011-125283)
(22) 出願日 平成23年6月3日(2011.6.3)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 野口 雅史
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

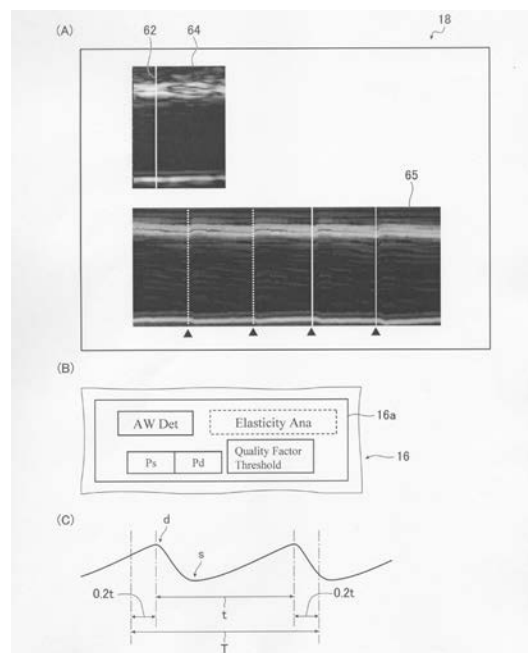
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血管壁の弾性率計測を行なう超音波診断装置において、解析する心拍に対応する適正なBモード画像を表示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】B/Mモード表示において、Mモード画像中で心拍を選択する手段を有し、心拍が選択されたら、心拍を中心とする心拍の140%の期間内で予め設定された所定位置に応じて、選択された心拍の所定位置のBモード画像を表示することにより、前記課題を解決する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じた受信信号を出力する超音波トランスデューサを有する超音波プローブと、前記超音波トランスデューサが出力した受信信号から、Bモード画像およびMモード画像を形成する、画像形成手段と、

表示手段と、

前記画像形成手段が形成したBモード画像およびMモード画像の少なくとも一方を、前記表示手段に表示させる表示処理手段と、

前記Bモード画像およびMモード画像が表示された状態において、表示画像を静止画にするフリーズ手段と、

前記Bモード画像およびMモード画像が静止画にされた状態において、Mモード画像中で心拍を選択する心拍選択手段とを有し、

かつ、前記表示処理手段は、前記Mモード画像中で心拍が選択されたら、心拍の長さに対して心拍の前20%から心拍の後20%までの期間内で予め設定された所定位置に対応して、前記選択された心拍における前記所定位置のBモード画像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Mモード画像中の心拍を検出する拍検出手段を有し、

前記表示処理手段は、前記拍検出手段が心拍を検出したら、Mモード画像中に、前記拍検出手段が検出した全ての心拍を表示する請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記拍検出手段は、前記Mモード画像を解析することにより、前記Mモード画像中の心拍を検出する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記所定位置を選択する選択手段を有する請求項1～3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記心拍選択手段は、前記拍検出手段が検出した心拍の内、開始から終了までの全てがMモード画像中で取得されている、最も新しい心拍が選択されたとする請求項2～4のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記所定位置は、心臓の拡張期よりも後で、かつ、心臓の収縮期よりも前の期間以外に設定される請求項1～5のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記心拍選択手段によって選択された心拍の位置を調整する位置調整手段を有する請求項1～6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記位置調整手段によって心拍の位置調整が行なわれたら、前記表示処理手段は、この心拍の位置調整および前記所定位置に応じて、前記表示手段に表示するBモード画像に対応する位置の画像に変更する請求項7に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記Bモード画像中において血管壁の境界位置を設定する、血管壁境界設定手段を有する請求項1～8のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

表示手段に表示されたBモード画像中で、関心領域を設定するROI設定手段を有する請求項1～9のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記関心領域の設定指示に応じて、前記超音波トランスデューサによる超音波のフレームレートを、設定指示前よりも高くする請求項10に記載の超音波診断装置。

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管壁の弾性率計測に好適な超音波診断装置に関し、特に、Bモード画像とMモード画像との同時表示において、解析する心拍に対応する適正なBモード画像を表示することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。

一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとする）と、診断装置本体とを有しており、プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーをプローブで受信して、その受信信号を診断装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が形成される。

10

【0003】

また、超音波を血管や心臓壁等に送信し、その超音波エコーを受信して、受信信号を解析することで、心臓壁や血管壁等の変位量を求め、この変位量から、血管壁や心臓壁（心筋）等の弾性率を計測することも行なわれている。

【0004】

例えば、特許文献1には、心拍（心臓拍動）に同期して動く対象物に超音波を送受信して超音波エコーの受信信号を得、この受信信号の振幅および位相を用いて対象物の瞬間的な瞬時的な位置を決定して、心拍に基づく血管壁の大きな振幅変位運動をトラッキングすることにより、血管の弾性率を求めることが記載されている。

20

具体的には、血管壁の順次の位置に基づき、血管壁の微小振動の運動速度波形を求め、血管壁内部の深さ方向に所定間隔でとられた局所ごとのトラッキング軌跡を求め、局所毎の厚みの時間変化を算出することにより血管の弾性率を求めている。

【0005】

また、特許文献2にも、同様に、心拍に同期して動く対象物に超音波を送受信して得られた超音波エコーの受信信号から、血管等の変位量を求め、この変位量から弾性率を求める超音波診断装置が記載されている。

この超音波診断装置では、血管等の対象物から得た受信信号を用いてBモード画像およびMモード画像を形成し、Mモード画像の受信信号から手ブレや体動ブレを検出して、このブレが検出されたMモード画像の受信信号を用いてプローブと被検体との位置変化量を検出して、この検出結果から受信信号の確度を判断し、確度が高いと判断されたMモード画像の受信信号を用いて、対象物の変位量を求め、この変位量から血管壁等の弾性率を計測している。

30

【0006】

ところで、特許文献2に示されるように、Bモード画像およびMモード画像の同じ表示を行なう超音波診断装置においては、通常、画像を静止画にするフリーズボタンが押圧されると、フリーズボタンが押された時点でMモード画像を静止し、かつ、フリーズボタンが押された時点のBモード画像を表示する。

40

そのため、表示されるBモード画像は、必ずしも、行なう診断などに適した画像であるとは限らない。

【0007】

これに対して、特許文献3には、Bモード画像とMモード画像とを同時に表示する際に、心電図等の生体組織の活動情報に基づく波形図を表示すると共に、この波形図の特定時相をMモード画像中表示し、かつ、この特定時相に対応するBモードのサムネイル画像を表示する超音波診断装置が記載されている。また、この特許文献3に記載される超音波診断装置では、Mモード画像中で時相を任意に選択することにより、この時相に対応するBモードのサムネイル画像を表示する。

特許文献3に記載される超音波診断装置においては、このような構成を有することによ

50

り、弾性率や歪みなどの生体組織の性状に関する情報等を効率よく取得して、超音波診断を内の診断効率を向上することを可能にしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【特許文献2】特開2010-233956号公報

【特許文献3】特開2004-8350号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0009】

心拍に同期して動く対象物の変位量から、血管壁の弾性率等を正確に計測するためには、Mモード画像から解析に適した心拍を選択すると共に、Bモード画像も、選択した心拍すなわち解析する心拍に対応し、かつ、解析にも好適なBモード画像である必要が有る。

しかしながら、従来の超音波診断装置では、必ずしも、Mモード画像から任意の心拍を選択できるとは限らず、さらに、Mモード画像で任意の心拍を選択できても、選択された心拍に対応し、かつ、解析にも好適なBモード画像が表示されとは限らない。

【0010】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにより、Bモード画像とMモード画像とを表示して、Mモード画像の中から血管弾性率の計測を行なうための解析に適した心拍を選択ことができ、かつ、Mモード画像中で選択された心拍に対応し、解析にも好適なBモード画像を表示することができる超音波診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

前記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じた受信信号を出力する超音波トランスデューサを有する超音波プローブと、前記超音波トランスデューサが出力した受信信号から、Bモード画像およびMモード画像を形成する、画像形成手段と、表示手段と、前記画像形成手段が形成したBモード画像およびMモード画像の少なくとも一方を、前記表示手段に表示させる表示処理手段と、前記Bモード画像およびMモード画像が表示された状態において、表示画像を静止画にするフリーズ手段と、前記Bモード画像およびMモード画像が静止画にされた状態において、Mモード画像中で心拍を選択する心拍選択手段とを有し、かつ、前記表示処理手段は、前記Mモード画像中で心拍が選択されたら、心拍の長さに対して心拍の前20%から心拍の後20%までの期間内で予め設定された所定位置に対応して、前記選択された心拍における前記所定位置のBモード画像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を提供する。

30

【0012】

このような本発明の超音波診断装置において、前記Mモード画像中の心拍を検出する拍検出手段を有し、前記表示処理手段は、前記拍検出手段が心拍を検出したら、Mモード画像中に、前記拍検出手段が検出した全ての心拍を表示するのが好ましい。

40

また、前記拍検出手段は、前記Mモード画像を解析することにより、前記Mモード画像中の心拍を検出するのが好ましい。

【0013】

また、前記所定位置を選択する選択手段を有するのが好ましい。

また、前記心拍選択手段は、前記拍検出手段が検出した心拍の内、開始から終了までの全てがMモード画像中で取得されている、最も新しい心拍が選択されたとするのが好ましい。

また、前記所定位置は、心臓の拡張期よりも後で、かつ、心臓の収縮期よりも前の期間以外に設定されるのが好ましい。

【0014】

50

前記心拍選択手段によって選択された心拍の位置を調整する位置調整手段を有するのが好ましい。

また、前記位置調整手段によって心拍の位置調整が行なわれたら、前記表示処理手段は、この心拍の位置調整および前記所定位置に応じて、前記表示手段に表示するBモード画像を対応する位置の画像に変更するのが好ましい。

また、前記Bモード画像中において血管壁の境界位置を設定する、血管壁境界設定手段を有するのが好ましい。

【0015】

また、表示手段に表示されたBモード画像中で、関心領域を設定するROI設定手段を有するのが好ましい。

10

さらに、前記関心領域の設定指示に応じて、前記超音波トランスデューサによる超音波のフレームレートを、設定指示前よりも高くするのが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置は、Bモード画像とMモード画像とを同時に表示して、血管弾性の計測等を行なうに際し、Mモード画像中から目的とする計測を行なうための解析に適した心拍を選択できると共に、心拍に対する所定期間内で予め設定された所定位置に応じて、選択された心拍における所定位置のBモード画像を表示する。

そのため、本発明の超音波診断装置では、血管弾性率の計測等に適した心拍を選択した上で、この選択した心拍に対応する、解析に適したBモード画像を表示することができ、正確な血管弾性率の計測等を、安定して行なうことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の超音波診断装置の一例を概念的に示す図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置の構成を概念的に示すブロック図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置における血管壁の弾性計測の一例を説明するためのフローチャートである。

【図4】血管壁の弾性計測のための超音波診断を説明するための概念図である。

【図5】(A)および(B)は、図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

30

【図6】(A)および(B)は、図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図、(C)は、本発明の超音波診断装置の作用を説明するための概念図である。

【図7】(A)～(C)は、図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

【図8】(A)および(B)は、図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

【図9】図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

【図10】(A)～(G)は、図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

【図11】(A)および(B)は、図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

40

【図12】図1に示す超音波診断装置での画像表示の一例を示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の超音波診断装置について、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0019】

図1に、本発明の超音波診断装置の一例の外観を概念的に示す。

図1に示すように、超音波診断装置10は、基本的に、診断装置本体12と、超音波プローブ14と、操作パネル16と、ディスプレイ18とを有して構成される。また、超音

50

波診断装置 10 の下端部には、キャスト 24 が配置されており、人力で容易に装置を移動することが可能になっている。

【0020】

超音波プローブ 14（以下、プローブ 14 とする）は、超音波の送受信を行なって、受信した超音波エコーに応じた受信信号を診断装置本体 10 に供給するものである。

このプローブ 14 は、被検体に超音波を送信し、被検体に反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じた電気信号（受信信号）を出力する、いわゆる超音波トランスデューサ（超音波圧電素子）を 1 次元のもしくは二次元的に配列してなる、各種の超音波診断装置に利用される公知の超音波プローブである。

【0021】

本発明において、プローブ 14 の種類には、特に限定はなく、コンベックス型、リニア型、セクタ型等の各種の形式が利用可能である。また、体外式プローブでもよいし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでもよい。さらに、プローブ 14 は、ハーモニクイメージングに対応する、送信した超音波の二次以上の高調波を受信するための超音波振動子を有するものであってもよい。

また、図示例においては、プローブ 14 と診断装置本体 12 とは、ケーブル 20 によって接続されている。しかしながら、本発明は、これに限定はされず、プローブ 14 内に後述する送信回路 28、受信回路 30、送受信制御部 32 等を配置して、無線通信によってプローブ 14 と診断装置本体 12 とを接続するものであってもよい。

【0022】

ディスプレイ 18 は、公知のディスプレイ（表示装置）である。

超音波診断装置 10 において、ディスプレイ 18 は、各種の超音波診断装置と同様、プローブ 14 が出力した受信信号に応じた超音波画像、被検者の情報、GUI（Graphical User Interface）による操作を行なうための選択手段や指示手段、関心領域（Region of Interest 以下、ROI とする）、後述する血管壁の弾性計測結果等を表示する。

【0023】

操作パネル 16 は、超音波診断装置 10 の操作を行なうものである。

図示は省略するが、超音波診断装置 10 において、操作パネル 16 には、B モードや M モードなどの各種のモードの選択手段、ディスプレイ 18 に表示されたカーソルやライン等を移動するためのトラックボール（トラックパッド / タッチパッド）、選択や操作を決定（確定）するためのセットボタン、動画表示と静止画表示との切り換え等を行なうためのフリーズボタン、超音波画像の視野深度の変更手段、ゲイン調整手段、超音波画像を拡大するためのズームボタン等が配置される。

なお、超音波診断装置 10 においては、モードとして、B モードや M モードなどの通常の超音波診断装置が有するモードに加え、血管壁の弾性率を計測するためのモードである VE モード（Vascular Elasticity モード）も設定されている。

また、同じく図示は省略するが、操作パネル 16 には、GUI による操作等を行なうための表示装置であるタッチパネル 16a も配置される（図 6（B）参照）。

【0024】

診断装置本体 12 は、超音波診断装置 10 の全体の動作の制御を行なうと共に、プローブ 14 が出力した受信信号に応じた超音波画像を形成してディスプレイ 18 に表示させ、さらに、血管弾性率の計測のための各種の処理を行なうものである。

診断装置本体 12 は、例えば、コンピュータを利用して構成される。

【0025】

図 2 に、超音波診断装置 10 の構成をブロック図で概念的に示す。

図 2 に示すように、診断装置本体 12 は、送信回路 28、受信回路 30、送受信制御部 32、画像形成部 34、記憶部 36、境界検出部 40、トラッキング部 42、拍検出部 46、拍選択部 48、弾性率算出部 50、および、表示処理部 52 を有する。

また、画像形成部 34 は、B モード画像形成部 56 および M モード画像形成部 58 を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

前述のプロープ 1 4 は、送信回路 2 8 および受信回路 3 0 に接続される。また、送信回路 2 8 および受信回路 3 0 には、送受信制御部 3 2 が接続される。さらに、受信回路 3 0 は、画像形成部 3 4 に接続される。

画像形成部 3 4 は、表示処理部 5 2 に接続される。また、画像形成部 3 4 の B モード画像形成部 5 6 および M モード画像形成部 5 8 は、記憶部 3 6 に接続される。B モード画像形成部 5 8 は、さらに境界検出部 4 0 にも接続される。

記憶部 3 6 は、トラッキング部 4 2、拍検出部 4 6、および表示処理部 5 2 に接続される。また、拍検出部 4 6 および表示処理部 5 2 は、共に、トラッキング部 4 2 および表示処理部 5 2 に接続される。トラッキング部 4 2 は、さらに、弾性率算出部 5 0 にも接続され、この弾性率算出部 5 0 は、表示処理部 5 2 に接続される。また、拍検出部 4 6 は、さらに、拍選択部 4 8 にも接続され、この拍選択部 4 8 も、同じく表示処理部 5 2 に接続される。

10

【 0 0 2 7 】

送受信制御部 3 2 は、送信回路 2 8 および受信回路 3 0 を介してプロープ 1 4 の超音波ビームの送信方向および超音波エコーの受信方向を、順次、設定する。

また、送受信制御部 3 2 は、設定した送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定した受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

【 0 0 2 8 】

20

送信遅延パターンとは、プロープ 1 4 の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために各超音波トランスデューサの駆動信号に与えられる遅延時間のパターンである。他方、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために受信信号に与えられる遅延時間のパターンである。

複数の送信遅延パターンおよび複数の受信遅延パターンが内部メモリ（図示せず）に格納されていて、状況に応じて、適宜、選択して使用する。

【 0 0 2 9 】

送信回路 2 8 は、複数のチャネルを備えており、プロープ 1 4 の複数の超音波トランスデューサにそれぞれ印加する複数の駆動信号を形成する。その際に、送受信制御部 3 2 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。

30

なお、送信回路 2 8 は、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号の遅延量を調節して複数の駆動信号をそれぞれプロープ 1 4 の複数の超音波トランスデューサに供給するようにしても良く、複数の超音波トランスデューサから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように構成した複数の駆動信号をプロープ 1 4 に供給するようにしても良い。

【 0 0 3 0 】

受信回路 3 0 は、送信回路 2 8 と同様に複数のチャネルを備えており、複数の超音波トランスデューサを介して受信された複数のアナログ信号を増幅し、デジタルの受信信号に変換する。

40

さらに、送受信制御部 3 2 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（音線データ）が形成される。

【 0 0 3 1 】

形成された音線データは、画像形成部 3 4 に供給される。

画像形成部 3 4 は、供給された音線データに対して、 $\log$ （対数）圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して超音波画像の画像データを形成し、この画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスタ変換）し、さらに階調

50

処理等の必要な画像処理を施した上で表示処理部 5 2 へ出力する。

また、画像形成部 3 4 は、B モード画像を形成する B モード画像形成部 5 6 と、M モード画像を形成する M モード画像形成部 5 8 とを有する。B モード画像および M モード画像の形成は、公知の方法によればよい。

【0032】

表示処理部 5 2 は、画像形成部 3 4 から供給された超音波画像の画像データ、記憶部 3 6 から読み出した超音波画像の画像データ、操作パネル 1 6 で行なわれた操作（入力指示）、後述する心拍の検出結果や心拍の選択、血管壁弾性率の計測結果（解析結果）等に応じて、ディスプレイ 1 8 に表示するための表示用データを形成し、ディスプレイ 1 8 に表示させる部位である。

10

【0033】

図示例の超音波診断装置 1 0 において、診断装置本体 1 2 の記憶部 3 6、境界検出部 4 0、トラッキング部 4 2、拍検出部 4 6、拍選択部 4 8、および、弾性率算出部 5 0 は、主に、血管壁の弾性率を計測する V E モードの際に用いられる部位である。

以下、図 3 のフローチャートおよび図 5 ~ 図 1 2 を参照して、V E モードにおける超音波診断装置 1 0 の作用を説明することにより、上記記憶部 3 6 や境界検出部 4 0 等の各部位、ならびに、本発明の超音波診断装置 1 0 について、より詳細に説明する。

なお、以下の説明では、特に記載がなくても、ディスプレイ 1 8 の表示に関しては、表示処理部 5 2 がラインの形成等の必要な処理を行なう。

20

【0034】

超音波診断装置 1 0 による超音波診断が開始されると、送受信制御部 3 2 による制御の下、送信回路 2 8 がプローブ 1 4 の超音波トランスデューサから超音波を送信させ、また、受信回路 3 0 はプローブ 1 4 が出力した受信信号を処理して音線信号を形成し、画像形成部 3 4 に出力する。

一例として、B モードが選択され、図 4 に概念的に示すように、被検者の頸動脈 c を測定対象として、プローブ 1 4 が首 n に当てられたとして、画像形成部 3 4（B モード画像形成部 5 6）によって形成された B モード画像が、表示処理部 5 2 で処理されて、ディスプレイ 1 8 に表示される。

【0035】

目的とする頸動脈 c が適正に観察できるようになり、操作パネル 1 6 のモード選択手段（以下の説明では、「操作パネル 1 6」は省略する）によって V E モードが選択されると、表示処理部 5 2 は、図 5（A）に概念的に示すように、B モード画像中に、関心領域を示す R O I 6 0 を表示させる。

30

【0036】

この状態では、トラックボールでの操作によって B モード画像中の R O I 6 0 の位置を移動できる。また、セットボタンを押すと、R O I 6 0 の位置が固定され、トラックボールでの操作によって R O I 6 0 のサイズを変更できる。

さらに、セットボタンを押すたびに、R O I 6 0 の位置変更および R O I 6 0 のサイズ調整が、交互に実施可能になる。

40

【0037】

この状態からズームボタンが押されると（押下されると）、R O I 6 0 の位置やサイズの調整が終了して R O I 6 0 の設定が指示されたとして、送受信制御部 3 2 は、フレームレートを R O I 6 0 の設定指示前よりも高くする（例えば、200 Hz 以上あるいは R O I 設定指示前の 5 倍以上）。また、このズームボタンの押下に応じて、M モード画像形成部 5 8 によって、R O I 6 0 の M モード画像の形成が開始され、図 5（B）に示されるように、R O I 6 0 の部分が拡大された B モード画像 6 4、および、R O I 6 0（その選択ライン 6 2）の M モード画像 6 5 が、同時に表示される。

なお、B モード画像 6 4 と M モード画像 6 5 との同時表示（デュアルモード表示）は、公知の超音波診断装置における、いわゆる B / M モード表示と同様に行なえば良い。

50

【0038】

図 5 (B) において、上側が B モード画像 6 4 で、下側が M モード画像 6 5 である。

B モード画像 6 4 において、図中横方向はアジマス方向 (超音波振動子の配列方向 (二次元配列の場合は長手方向)) であり、縦方向は深度方向 (超音波の送受信方向) で、上方が深度が浅い側 (プローブ 1 4 側) である。

また、B モード画像中には、B モード画像中のアジマス方向における M モード画像表示位置 (M モード画像の表示ライン) を選択するための、深度方向に延在する選択ライン 6 2 が表示される。この選択ライン 6 2 は、トラックボールによって、アジマス方向 (図中左右方向) に移動可能になっている。

【 0 0 3 9 】

また、M モード画像 6 5 において、横方向は時間軸で、時間は左から右に流れており、
10 間隙 6 5 a の左側が、現在のフレームとなる (すなわち、間隙 6 5 a の右側は過去のフレーム) 。また、B モード画像 6 4 と同様、縦方向は深度方向で、上方が深度が浅い側である。

図 5 (B) において、ディスプレイ 1 8 に表示されている M モード画像 6 5 は、予め位置が設定された選択ライン 6 2 の位置の M モード画像 6 5 になっている。

【 0 0 4 0 】

ここで、M モード画像形成部 5 8 は、アジマス方向の所定位置 (予め設定された所定位置や選択された位置) や、アジマス方向で選択された位置のみではなく、B モード画像 6 4 のアジマス方向の全域について、M モード画像を形成する。

【 0 0 4 1 】

B モード画像形成部 5 6 が形成した R O I 6 0 の B モード画像 (B モード画像データ) 、および、M モード画像形成部 5 8 が形成した M モード画像 (M モード画像データ) は、共に、記憶部 3 6 に記憶される。

なお、記憶部 3 6 が記憶する画像の時間的な量には、特に限定はないが、一般的な心拍が 2 以上、入る長さであるのが好ましい。従って、記憶部 3 6 は、最新の 3 秒以上の B モード画像および M モード画像を記憶するのが好ましい。

【 0 0 4 2 】

前述のように、選択ライン 6 2 は、トラックボールによってアジマス方向に移動することができる。

選択ライン 6 2 の位置と M モード画像とは、連動している。すなわち、トラックボールによって選択ライン 6 2 を左右方向に移動すると、表示処理部 5 2 は、選択ライン 6 2 の位置の M モード画像をディスプレイ 1 8 に表示する。

【 0 0 4 3 】

操作者が、適正な画像が得られたと判断したら、フリーズボタンが押される。

フリーズボタンが押されると、表示処理部 5 2 は、必要な画像データを記憶部 3 6 から読み出し、図 6 (A) に示すように、ディスプレイ 1 8 に、フリーズボタンが押された時点が最も右となるように並べ直して、選択ライン 6 2 の位置の M モード画像 6 5 の静止画を表示させ、また、後述する所定位置の B モード画像 6 4 の静止画を表示させる。同時に、選択ライン 6 2 が破線になって、移動ができなくなる (非アクティブになる) 。

さらに、図 6 (B) に示すように、操作パネル 1 6 のタッチパネル 1 6 a に、後述する血管壁の境界の設定を指示するための「A W D e t」ボタン、血管壁弾性率の解析開始を指示するため「Elasticity Ana」ボタン、被検者の血圧を入力するための「P s」ボタンおよび「P d」ボタン、信頼性閾値を入力するための「Quality Factor Threshold」ボタンが表示される。なお、この時点では、「Elasticity Ana」ボタンは、選択できない状態になっている。

【 0 0 4 4 】

また、フリーズボタンが押されると、拍検出部 4 6 が、記憶部 3 6 に記憶されている全ての M モード画像に対して、心拍の検出 (心拍の自動検出) を行なう。心拍の検出結果は、記憶部 3 6 に送られ、対応する M モード画像に、情報として付加される。

さらに、心拍の検出結果は、表示処理部 5 2 および拍選択部 4 8 にも送られる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

心拍の検出の検出方法には、特に限定はないが、一例として、Mモード画像を解析（例えば時間方向にトラッキング）して、横方向の延在する白線（輝線）の深度方向の移動速度（速度の上昇開始時点）や、同白線の深度方向の動きの脈動等を用いて、検出すればよい。あるいは、心拍の検出に心電計（心電図）を利用してもよい。

また、心拍を自動検出するのではなく、操作者がMモード画像を見て心拍の位置（心拍の開始と終了の位置）を入力するようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

表示処理部 5 2 は、図 6（A）に示すように、心拍（心拍の開始 / 終了位置）の検出結果を、Mモード画像 6 5 中に三角マークおよび直線で表示させる。

なお、検出に失敗した心拍が有る場合には、周囲の心拍の間隔等に応じて、適当な位置に心拍を表示してもよい。

また、拍選択部 4 8 は、検出部 4 6 による心拍の検出結果に応じて、心拍の開始から終了までが含まれる完全な心拍（撮り切れた心拍）の内、最も新しい心拍が選択されたとして、その情報を表示処理部 5 2 に送る。すなわち、拍選択部 4 8 は、2本の直線で挟まれた撮り切れている完全な心拍で、かつ、フリーズボタンが押される直前の心拍が選択されたとして、その情報を表示処理部 5 2 に送る。

さらに、拍検出部 4 8 は、記憶部 3 6 に記憶される全てのMモード画像に対して、同じ心拍が選択されたとする情報を付す。

【 0 0 4 7 】

表示処理部 5 2 は、拍選択部 4 8 による心拍の選択結果に応じて、一例として、Mモード画像 6 5 において、選択された心拍を実線で、それ以外の心拍を破線で示す。図 6（A）に示す例では、3つの完全な心拍が検出されているので、前述のように、最新の完全な心拍である一番右の心拍が選択されて、この心拍の開始位置および終了位置（開始時点および終了時点）が実線で示され、それ以外の心拍の開始 / 終了位置は、破線で示される。

なお、このような選択および非選択の区別は、線種に変えて、あるいは加えて、線の色を利用してもよい。

【 0 0 4 8 】

なお、超音波診断装置 1 0 においては、この後、操作者が心拍を選択（選択する心拍を変更）することが可能であり、この工程で確定された心拍が、最終的に選択された心拍として、後の血管弾性計測のための解析に供される。従って、この拍検出部 4 8 による心拍の自動選択は、いわば仮の心拍の選択である。

また、拍検出部 4 8 が自動選択する心拍は、最新の完全な心拍に限定はされず、その前の心拍であってもよく、検出された最も古い心拍であってもよい。さらに、超音波診断装置 1 0 は、拍検出部 4 8 が自動選択する心拍を操作者が選択するための、選択手段を有しても選択できるようにしてもよい。拍検出部 4 8 が自動選択する心拍の選択手段は、GUI等を用いた公知の方法で構成すればよい。

【 0 0 4 9 】

また、フリーズが押されると、Bモード画像 6 4 は、Mモード画像 6 5 で選択された心拍における、予め設定された所定位置（所定位置の時点（所定の時相））の画像となる。

【 0 0 5 0 】

具体的には、超音波診断装置 1 0 においては、心拍の長さ（一拍の時間）に対して、心拍の前 2 0 % の時点から心拍の後 2 0 % の時点までの期間内で、Bモード画像 6 4 を表示する所定位置（いわば、心拍（Mモード画像）の時間軸上における所定位置）が、予め設定されている。すなわち、図 6（C）に血管の後壁境界のMモード画像を模して概念的に示すように、心拍の長さを t とすると、心拍の前 $0.2t$ の時点から心拍の後 $0.2t$ の時点までの期間 T （長さ t の心拍を中心とする $1.4t$ ）の中から、心拍開始位置や心拍中央のような所定位置が、予め設定されている。

なお、図 6（C）では、図 6（A）等と同様、時間の進行方向は左から右であり、上方が深度が浅く、下方が深い。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

これに応じて、超音波診断装置 10 では、ROI が設定されてフリーズボタンが押され、さらに、心拍の検出および選択が行なわれたら、選択された心拍における、心拍の開始位置や心拍の中央位置などの、予め設定された所定位置の B モード画像（この所定位置の時点で撮られた B モード画像）を表示する。

【 0 0 5 2 】

図示例においては、一例として、心拍の開始位置が所定位置として設定されている。

従って、この時点では、表示処理部 52 は、拍選択部 48 によって自動選択された、最新の心拍の開始位置の B モード画像（自動選択された心拍の開始時点で撮られた B モード画像）を記憶部 36 から読み出して、M モード画像 65 と共にディスプレイに表示する。

10

【 0 0 5 3 】

前述のように、通常の超音波診断装置では、B モード画像と M モード画像との同時表示において、フリーズボタンが押されて表示される B モード画像は、フリーズボタンが押された時点の画像である。

他方、超音波診断措置において、血管壁の変位量から血管弾性率を計測する場合のように、心拍に応じた対象部位の変動を用いる計測では、正確な計測を行なうためには、M モード画像から解析に適正な心拍を選択し、かつ、選択した心拍に対応する B モード画像を表示して、解析を行なう必要がある。

しかしながら、フリーズ時点の B モード画像を表示する従来の装置では、必ずしも解析に用いる心拍に対応する B モード画像が表示されるとは、限らない。また、特許文献 3 に示されるように、心電図等による特定時相の B モード画像を表示する装置も提案されているが、やはり、M モード画像中で選択された心拍に対応するとは、限らない。

20

【 0 0 5 4 】

これに対し、本発明の超音波診断装置 10 においては、M モード画像中において心拍を選択し、心拍の長さに対して、心拍の前 20 % の時点から心拍の後 20 % の時点（以下、単純に、『心拍の前 20 % から心拍の後 20 % 』とも言う）までの期間内で、適宜、設定された所定位置に対応して、選択された心拍の所定位置の B モード画像を表示する。

そのため、本発明によれば、M モード画像中で選択された心拍に対応する B モード画像を表示して、好適な解析や診断を行なうことができる。例えば、後述するように、B モード画像を用いて血管壁の境界を設定し、B モード画像の時相および設定した血管壁境界を開始点として、M モード画像中で血管壁のトラッキング（追跡）等の解析を行なう際に、余分な時間分のトラッキングを行なうことなく、正確なトラッキングが可能となる。また、選択した心拍における心臓の拡張期や収縮期に対応する B モード画像など、解析に好適な B モード画像を表示することもできる。

30

【 0 0 5 5 】

本発明において、表示する B モード画像 64 が、選択された心拍の前 20 % の時点よりも前、および、心拍の後 20 % の時点よりも後では、表示する B モード画像 64 が、M モード画像 65 で選択された心拍と時間的に離れすぎてしまう。

その結果、選択された心拍に対して、表示された B モード画像 64 の状態が大きく異なってしまう場合があり、適正な解析や診断を行なうことが困難になってしまう。また、例えば、後述するように、B モード画像 64 を位置および時間的な開示位置として M モード画像中でトラッキングを行なう場合には、トラッキングの開始位置から選択された心拍に至るまでの距離（時間）が長くなり過ぎてしまう。その結果、トラッキングにエラーが生じ易くなってしまい、また、トラッキングの結果にスペckルに起因するノイズ等の不要な情報が多く拾われてしまう等の不都合が生じる。

40

【 0 0 5 6 】

B モード画像 64 を表示する所定位置は、心拍の前 20 % から心拍の後 20 % までの期間の中であれば、心拍の前（心拍開始前）10 % の位置、心拍の開始位置、心臓の収縮期すなわち血管最大径に対応する位置、心拍の中央、心拍の終了位置など、各種の位置が利用可能である。

50

ここで、心臓の拡張期 d から収縮期 s に至る期間は、図 6 (C) にも示されるように、血管壁の動きが激しい (血管壁の移動速度が速い) 。そのため、この間の B モード画像は、他の位置に比して、画質が良くない。また、後述するような血管壁のトラッキングを行なう場合に、このように動きが激しい場所を開始点とすると、トラッキングのエラーが発生し易い。

そのため、所定位置は、この心臓の拡張期 d すなわち心拍の開始位置よりも後で、かつ、収縮期 s よりも前の期間以外で設定するのが好ましい。

【 0 0 5 7 】

また、図 6 (C) にも示されるように、心臓の拡張期の前すなわち心拍の開始位置の前は、血管壁の移動は緩やかで、画質の良い B モード画像が得られる。加えて、血管壁の弾性の計測など、血管壁の移動量を用いた計測を行なう場合には、多くの場合、解析に重要なのは、血管径が最小から最大に変化する心臓の拡張期から収縮期までの間である。

従って、B モード画像 6 4 を表示する所定位置は、特に、心拍の開始位置から、前 2 0 % までの期間に設定するのが好ましい。すなわち、図 6 (C) に示す、心拍 (心拍の開始位置を含む) の前 0 . 2 t の期間に設定するのが好ましい。

【 0 0 5 8 】

本発明の超音波診断装置 1 0 において、B モード画像 6 4 を表示する所定位置は、デフォルトとして予め固定的に設定されていてもよく、もしくは、医師等の操作者が所定位置を選択して設定できるようにしてもよい。

また、操作者が所定位置を選択して設定する場合には、『心拍開始前 1 0 % の位置』、『心拍開始位置』、『心臓の収縮期の位置』、『心拍の中央』、『心拍終了位置』のように、複数の位置を選択肢として設定しておき、操作者が選択して所定位置を設定できるようにしてもよい。あるいは、心拍の前 2 0 % から後 2 0 % までの期間 (時間軸) において、任意の位置を選択して所定位置として設定できるようにしてもよい。あるいは、設定された選択肢から選択する方法と、時間軸上の任意の位置を選択する方法とを、選択できるようにしてもよい。

【 0 0 5 9 】

なお、本発明において、所定位置は 1 つに限定はされず、2 以上の所定位置を設定してもよい。

例えば、血管壁の弾性率を簡易的に計測する方法として、1 つの心拍における血管の最大径 (D_s) と、最小径 (D_d) との比 (D_d / D_s) を算出する方法が知られている。これに対応して、血管が最小径となる心臓拡張期 (心拍開始位置) と、血管が最大径になる心臓収縮期を所定位置として設定してもよい。

このように、複数の所定位置を設定する場合には、複数の B モード画像を切り換えて表示するようにすればよい。あるいは、ディスプレイ 1 8 に十分な表示スペースが有る場合には、M モード画像と共に複数の B モード画像を同時表示してもよい。

【 0 0 6 0 】

M モード画像 6 5 に心拍のラインが表示され、B モード画像 6 5 が選択された心拍に対応する所定位置の画像 (前述のように、図示例では心拍開始位置の画像) となると、B モード画像中の選択ライン 6 2 が実線になって、トラックボールによって左右方向に移動可能となる。すなわち、選択ライン 6 2 が、アクティブな状態になる。同時に、M モード画像の心拍を示すラインは、全て、破線になる。なお、各種のラインがアクティブか否かの区別は、先と同様、線種に変えて、あるいは加えて、線の色を利用してもよい。

この状態で、トラックボールによって選択ライン 6 2 を左右方向に移動すると、表示処理部 5 2 は、記憶部 3 6 から、選択ライン 6 2 の位置に対応する M モード画像を読み出し、心拍の検出結果と共に、その画像をディスプレイ 1 8 に表示させる。すなわち、フリーズ後にも、トラックボールによって選択ライン 6 2 を移動することで、B モード画像 6 4 中のアジマス方向の全域から、B モード画像 6 4 中における M モード画像 6 5 の表示位置 (表示ライン) を選択できる。

従って、本例によれば、設定した R O I 6 0 のアジマス方向の任意の位置の M モード画

10

20

30

40

50

像 6 5 を表示して、M モード画像 6 5、および、M モード画像中の各心拍に対応する画像を、観察 / 確認することができる。

【 0 0 6 1 】

B モード画像 6 4 の選択ライン 6 2 が移動可能な状態でセットボタンが押されると、M モード画像の表示位置（表示ライン）の選択が終了したとして、図 7（A）に示されるように、B モード画像 6 4 の選択ライン 6 2 が破線になって、トラックボールによる移動が不可能な状態となる。同時に、M モード画像 6 5 において、拍選択部 4 8 によって自動選択された最新の心拍を示すラインが、共に実線となる。

【 0 0 6 2 】

M モード画像 6 5 において、最新の心拍を示すラインが、共に実線になると、トラックボールによって、心拍の選択が可能な状態になる。

セットボタンが押された時点では、前述のように最新の心拍が選択（拍検出部 4 8 によって自動検出）された状態になっている。これに応じて、M モード画像 6 5 の表示では、図 7（A）および（B）に示すように、最新の心拍を示すラインが実線となって選択された状態となっている。

この状態から、例えば、トラックボールが左に回されると、その信号が拍選択部 4 8 に供給される。この回転量に応じて、拍選択部 4 8 は、最新の心拍の 1 つ前の心拍が選択されたとして、その旨の情報を表示処理部 5 2 に供給する。表示処理部 5 2 は、この情報に応じて、図 7（C）に示すように、最新の心拍の終了に対応するラインを破線とし、次に新しい心拍に対応するラインが実線として、この心拍が選択された状態となる。

さらにトラックボールが左に回されると、拍選択部 4 8 は、その回転量に応じて、3 番目に新しい心拍が選択されたとして、その旨の情報を表示処理部 5 2 に供給し、2 番目に新しい心拍に対応するラインが破線になり、3 番目に新しい心拍に対応するラインが実線となって、選択された状態となる。

また、トラックボールを右に回せば、同様に、順次、新しい心拍に対応するラインが選択された状態となる。

【 0 0 6 3 】

さらに、トラックボールの移動によって、選択された心拍が変更された場合には、表示処理部 5 2 は、選択された心拍の情報に応じて、この心拍の前記所定位置に対応する B モード画像を記憶部 3 6 から読み出して、ディスプレイ 1 8 に表示する。すなわち、B モード画像 6 4 を、新しく選択された心拍の所定位置の画像に変更する。

図示例においては、所定位置として、心拍の開始位置が設定されている。従って、例えば、図 7（C）に示すように、トラックボールによって 2 番目に新しい心拍が選択された場合には、表示処理部 5 2 は、この心拍の開始位置（開始時点）の B モード画像を記憶部 3 6 から読み出し、ディスプレイ 1 8 に B モード画像 6 4 として表示する。

【 0 0 6 4 】

心拍の選択が可能な状態でセットボタンが押されると、心拍の選択が終了したとして、選択された心拍が確定し、選択した心拍の微調整が行なえる状態となる。

また、ディスプレイ 1 8 に表示している M モード画像 6 5 中の心拍が選択 / 確定すると、拍選択部 4 8 は、記憶部 3 6 が記憶している全ての M モード画像（すなわち、B モード画像 6 4 のアジマス方向の全域の M モード画像）において、必要に応じて、選択された心拍の情報を更新する。すなわち、図示例においては、最新の心拍以外が選択されて確定された場合には、選択された心拍の情報を新たに選択 / 確定された心拍に変更する。

また、選択された心拍が確定すると、選択された心拍の情報は、トラッキング部 4 2 に供給される。

【 0 0 6 5 】

一例として、最新の心拍が選択（すなわち、自動選択された心拍からの変更は無し）されたとして、セットボタンが押されると、図 8（A）に示すように、まず、選択された心拍の終了に対応する線が細線となり、選択された心拍の開始に対応する線の位置（時間）が、トラックボールによって、矢印 t で示すように、左右方向（時間方向）に移動可能と

10

20

30

40

50

なり、心拍の開始位置の微調整が可能な状態となる。

必要に応じて、トラックボールによって心拍の開始位置が調整された後、再度、セットボタンが押されると、今度は、図 8 (B) に示すように、選択された心拍の終了に対応する線が通常の実線に、同開始に対応する線が細線になって、トラックボールによって、矢印 t で示すように、選択された心拍の終了に対応する線の位置が、左右方向に移動可能となり、心拍の終了位置の微調整が可能な状態となる。

この心拍の微調整の結果は、微調整を行った M モード画像 6 5 のみに反映してもよいが、記憶部 3 6 に記憶されている全ての M モード画像にも反映されるのが好ましい。

なお、心拍の開始位置が調整された場合には、表示処理部 5 2 は、記憶部 3 6 から、調整された心拍開始位置の B モード画像を読み出し、ディスプレイ 1 8 に表示する B モード画像 6 4 を、この画像に変更する。

10

【 0 0 6 6 】

心拍の微調整の結果は、表示処理部 5 2 にも供給される。表示処理部 5 2 は、心拍の微調整に応じて、選択された心拍中における所定位置が変動した場合には、変動した所定位置に応じた B モード画像を記憶部 3 6 から読み出し、ディスプレイ 1 8 に表示する。

図示例においては、心拍の開始位置が所定位置として設定されている。従って、必要に応じて心拍の開始位置が微調整されたら、表示処理部 5 2 は、調整された心拍開始位置に対応する B モード画像を記憶部 3 6 から読み出して、ディスプレイ 1 8 に表示する。

また、心拍の微調整の結果が、記憶部 3 6 に記憶されている全ての M モード画像にも反映される場合には、この心拍の微調整に応じた所定位置の変動は、記憶部 3 6 に記憶されている全ての M モード画像にも反映されるのが好ましい。

20

【 0 0 6 7 】

選択された心拍の終了位置が調整可能な状態で、セットボタンが押されると、前述の図 6 に示す B モード画像 6 4 の選択ライン 6 2 が移動可能な状態、すなわち、B モード画像 6 4 中における、M モード画像 6 5 の表示ラインの選択が可能な状態に戻る。

すなわち、図示例の超音波診断装置 1 0 では、「表示ラインの選択」→「心拍の選択」→「心拍の微調整」の各処理を繰り返し行うことができるようになっている。言い換えれば、「表示ラインの選択」→「心拍の選択」→「心拍の微調整」は、ループ状に処理を行なうことが可能になっている。

これにより、より好適に、記憶する全ての M モード画像から、後述する血管壁の弾性計測のための解析に最適な心拍を選択することが可能になる。

30

【 0 0 6 8 】

一方、選択された心拍の終了に対応する位置が調整可能な状態で、セットボタンではなく、タッチパネルの「A W D e t」ボタンが押されると、図 9 に示すように、B モード画像 6 4 の選択ライン 6 2、および、M モード画像 6 5 中における心拍を示すラインが、全て、破線となって操作ができない状態となり、血管壁の検出モードとなる。

【 0 0 6 9 】

血管壁の検出モードになると、まず、図 1 0 (A) に示すように、B モード画像 6 4 中に、血管前壁の外膜中膜境界に対応するライン 6 8 が表示される。

このライン 6 8 は、トラックボールによって上下方向（深度方向）に平行移動可能になっている。図 1 0 (B) に示すように、トラックボールによって移動して、ライン 6 8 を血管前壁の外膜中膜境界の位置に移動したら、セットボタンが押される。

40

【 0 0 7 0 】

セットボタンが押されると、図 1 0 (C) に示すように、B モード画像 6 4 において、血管前壁の外膜中膜境界に対応するライン 6 8 が破線になって確定し、血管前壁の内膜内腔境界に対応するライン 7 0 が表示される。

このライン 7 0 も、同様に、トラックボールによって上下方向に移動可能であり、ライン 7 0 を血管前壁の中膜内腔境界の位置に移動したら、セットボタンが押される。

【 0 0 7 1 】

ライン 7 0 が移動可能な状態でセットボタンが押されると、図 1 0 (D) に示すように

50

、Bモード画像64において、血管前壁の中膜内腔境界に対応するライン70が破線になって確定し、血管後壁の内腔内腔境界に対応するライン72が表示される。同様に、トラックボールによってライン72を血管後壁の中膜内腔境界の位置に移動したら、セットボタンが押される。

さらに、ライン72が移動可能な状態でセットボタンが押されると、図10(E)に示すように、Bモード画像64において、血管後壁の内腔内腔境界に対応するライン72が破線になって確定し、血管後壁の外膜中膜境界に対応するライン74が表示される。同様に、トラックボールによってライン74を血管後壁の外膜中膜境界の位置に移動したら、セットボタンが押される。

【0072】

10

血管壁の各境界の情報は、境界検出部40に供給される。

ライン74が移動可能な状態でセットボタンが押されると、全ての境界に対応するラインの設定が終了し、境界検出部40は、設定された内腔内腔境界のライン72および外膜中膜境界のライン74を用いて、後壁の内腔内腔境界および外膜中膜境界の自動検出を行なう。両境界の自動検出の結果は、表示処理部52およびトラッキング部42に送られ、図10(F)に示すように、検出結果が表示される。

なお、これらの境界の自動検出の方法には、特に限定はなく、各種の方法が利用可能である。一例として、Bモード画像を解析して、ライン72およびライン74の位置において連続する高輝度な部分をトレースして、内腔内腔境界および外膜中膜境界を検出する方法が例示される。

20

【0073】

境界検出部40による、血管後壁の内腔内腔境界および外膜中膜境界の自動検出が終了すると、図10(F)に示すように、Bモード画像64にカーソル78が表示される(血管後壁の自動検出が終了するまでは、このカーソル78は表示されていない)。

【0074】

このカーソル78は、トラックボールによって移動可能になっている。カーソル78を、自動検出された内腔内腔境界もしくは外膜中膜境界を示すラインに移動して、セットボタンが押されると、カーソル78に近い側のラインが実線となる。実線となったラインは、修正が可能な状態となる。

一例として、図10(G)に示すように、外膜内腔境界を示すライン74が選択されて実線になったとする。ライン74に沿って、トラックボールによってカーソル78を移動して、再度、セットボタンが押されると、境界検出部40が、カーソルによってなぞられた領域のライン74を再検出して書き換えが行なわれ、また、その結果がトラッキング部42に送られる。

30

【0075】

後壁の内腔内腔境界および外膜中膜境界の自動検出が終了し、さらに、必要に応じて血管後壁の修正が行なわれると、図11(A)に示すように、全てのラインが破線になっている状態になり、さらに、図11(B)に示すように、タッチパネル16aの「Elasticity Ana」ボタンが選択可能な状態となる。

「Elasticity Ana」ボタンが選択可能な状態になったら、「Ps」ボタンを用いて被検者の心臓収縮期の血圧を、「Pd」ボタンを用いて被検者の心臓拡張末期の血圧を、それぞれ入力し、さらに、「Quality Factor Threshold」ボタンを用いて、信頼性閾値を入力する。これらの数値の入力は、公知の方法で行なえばよい。

40

【0076】

なお、被検者の血圧および信頼性閾値の入力は、血管壁境界の検出が終わった後に行なうのに限定はされず、後述する解析開始の前(後述する「Elasticity Ana」ボタンの押下の前)であれば、どのタイミングで行なってもよい。

また、超音波診断装置10においては、診断を行なう前に、被検者情報の取得や入力を行なうのが通常であるが、この被検者情報に血圧の情報が有る場合には、これを利用して

50

【 0 0 7 7 】

被検者の血圧および信頼性閾値が入力され、「Elasticity Ana」ボタンが押されると、Bモード画像の解析が開始され、血管壁の弾性率の計算が行なわれる。

「Elasticity Ana」ボタンが押されると、まず、トラッキング部 42 が、Mモード画像 65 において、選択された心拍における血管前壁（外膜中膜境界および中膜内腔境界）ならびに血管後壁（中膜内腔境界および外膜中膜境界）の動きを追跡する。すなわち、血管前壁および後壁のトラッキングを行なう。

【 0 0 7 8 】

Mモード画像 65 における血管壁のトラッキングは、先にBモード画像 64 において検出（設定）した、血管前壁の外膜中膜境界、血管前壁の中膜内腔境界、血管後壁の中膜内腔境界、および、血管後壁の外膜中膜境界を、位置的な出発点（焦点深度方向の出発点）として行なう。

10

他方、Mモード画像 65 における血管壁のトラッキングの時間的な出発点は、ディスプレイ 18 に表示した、選択された心拍の前記所定位置のBモード画像 64 に対応する位置（時相）である。すなわち、Mモード画像 65 中におけるBモード画像 64 が撮られた時点が、トラッキングの出発点となる。従って、図示例においては、選択された心拍の開始位置が、トラッキングの出発点となる。

【 0 0 7 9 】

前述のように、血管壁の境界を指定したBモード画像 64 は、心拍の前 20% から後 20% の期間内で設定された、選択された心拍の所定位置に対応するBモード画像である。

20

従って、図示例においては、トラッキングの出発点となるBモード画像 64 が、選択された心拍あるいは選択された心拍に近いので、トラッキングのエラーや、余分なノイズ等の影響を受けることなく、Mモード画像 65 において、選択された心拍における血管壁のトラッキングを行なうことができる。

【 0 0 8 0 】

ここで、超音波診断装置 10 においては、好ましい態様として、検出（設定）した血管壁の境界のみならず、血管後壁の中において、深さ方向に 1 以上の測定点が設定されていてもよい。このように、血管後壁の中に、1 以上の測定点が設定されている場合には、各測定点毎に、血管壁のトラッキングを行なう。

30

なお、血管壁中の測定点は、予め設定されていてもよく、あるいは、特定のアルゴリズムに基づいて自動設定してもよく、あるいは、超音波診断装置 10 の操作者が画像を見ながら設定してもよく、これらを併用してもよい。

【 0 0 8 1 】

Mモード画像 65 における血管壁のトラッキングの方法には、特に限定はなく、トラッキングの出発位置からの画像（輝度）の連続性を利用する方法、パターンマッチング法、ゼロクロス法、組織ドブラ法、位相差トラッキング等が例示され、いずれの方法を用いてもよい。

【 0 0 8 2 】

トラッキング部 42 によるMモード画像中での血管壁のトラッキング結果は、弾性率算出部 50 および表示処理部 52 に供給される。

40

弾性率算出部 50 は、血管壁のトラッキング結果から、まず、血管壁（内膜中膜）の厚みの変化波形、および、血管径（内径）の変化波形を形成する。なお、前述のように、血管壁内に 1 点以上の測定点が設定されている場合には、血管壁の変化波形は、各測定点の間毎に形成される。

血管壁の厚みの変化波形、および、血管径の変化波形は、表示処理部 52 に送られる。

【 0 0 8 3 】

また、弾性率算出部 50 は、下記式（1）を用いて、血管の径方向の歪みを算出する。

$$\varepsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \quad \cdots (1)$$

なお、上記式（1）において、 ε は、各測定点の間における血管の径方向の歪みを、 Δh_i は、1 つの心拍内で血管壁が最も薄くなる心臓収縮期における各測定点の間の血管壁

50

の厚み変化の最大値を、 h_{di} は、血管壁が最も厚くなる心臓拡張末期における各測定点の間の厚みを、それぞれ示す。

【0084】

さらに、弾性率算出部50は、先に入力された血圧の最高値および最低値を用いて、下記式(2)によって、血管壁の円周方向の弾性率 $E_{\theta i}$ を算出する。

$$E_{\theta i} = 1 / 2 * [1 + (r_d / h_d)] * [\Delta p / (\Delta h_i / h_{di})] \quad \cdots (2)$$

もしくは、下記式(3)によって、血管壁の径方向の弾性率 E_{ri} を算出してもよい。

$$E_{ri} = \Delta p / (\Delta h_i / h_{di}) \quad \cdots (3)$$

なお、上記式(2)および式(3)において、 Δh_i および h_{di} は、先と同様であり、 Δp は、心臓収縮期と心臓拡張末期における血圧差を、 r_d は、心臓拡張末期での血管内腔の半径を、 h_d は、心臓拡張末期における血管壁の厚みを、それぞれ示す。

10

【0085】

弾性率を計算したら、弾性率算出部50は、弾性率の信頼性を計算する。

弾性率の信頼性の計算方法には、特に限定はなく、公知の方法が、各種、利用可能である。一例として、1000人等の多数の人物の心拍による血管径変化の波形を作成して、これらの多数の波形から、血管径変化のモデル波形を作成し、このモデル波形からのズレの量を用いて、算出した弾性率の信頼性を計算する方法が例示される。

【0086】

ここで、前述のように、ディスプレイ18に表示されているMモード画像65で心拍が選択/確定すると、記憶部36が記憶している全てのMモード画像において、同じ心拍が選択された状態となる。

20

これに応じて、上述の血管壁のトラッキング、血管壁の厚みおよび血管径の変化波形の作成、血管壁の歪みの計算、血管壁の弾性率および弾性率の信頼性の計算などの処理は、ディスプレイ18に表示されているMモード画像65のみならず、記憶部36に記憶されている全てのMモード画像において、選択された心拍に対して行なわれる。すなわち、ディスプレイ18に表示されているBモード画像64のアジマス方向の全領域に対して、対応するMモード画像を用いて、選択された心拍での上記血管壁の弾性率算出などの処理が行なわれる。

これらの結果は、記憶部36に記憶されているMモード画像に情報として付加される。

【0087】

30

アジマス方向の全域における演算が終了したら、弾性率算出部50は、血管壁の弾性率の平均値($E_{\theta ave}$)、血管壁の歪みの平均値(Str_{ave})、および、弾性率の信頼性の平均値(QF_{ave})を、演算する。

【0088】

演算が終了すると、ディスプレイ18に結果が表示される。

その一例を、図12に示す。図示例においては、元々、表示されていたBモード画像64の図中右側に、このBモード画像64に示される血管後壁の弾性率が、Bモード画像64eで表示される。さらに、この血管後壁の弾性率を表示するBモード画像64eの図中右側に、算出した血管壁の弾性率の信頼性が、同じくBモード画像64qで表示される。

また、Bモード画像64の図中左側に、血管壁の弾性率の平均値($E_{\theta ave}$)、血管壁の歪みの平均値(Str_{ave})、および、弾性率の信頼性の平均値(QF_{ave})が、それぞれ、表示される。

40

【0089】

血管壁の弾性率は、Bモード画像64eにおいて、Bモード画像64で自動検出(あるいは必要に応じて修正)された血管後壁に重ねて、帯状に表示される。また、Bモード画像64eの右上側には、弾性率の指標が表示される。図示例においては、画像が高密度であるほど、弾性率が高い。

すなわち、Bモード画像64eにおいては、血管後壁に重なる帯の密度が、血管のその位置における血管壁の弾性率を示している。

【0090】

50

弾性率の信頼性は、Bモード画像64qにおいて、同様に、Bモード画像64中で自動検出された血管後壁に重ねて、帯状に表示される。また、Bモード画像64qの右上側には、弾性率の信頼性の指標が表示される。図示例においては、画像が高密度であるほど、弾性率の信頼性が高い。

すなわち、Bモード画像64qにおいては、血管後壁に重なる帯の密度が、血管のその位置における血管壁弾性率の信頼性を示している。

【0091】

なお、この弾性率や弾性率の信頼度の高低は、画像の密度に変えて、あるいは加えて、画像の色によって表現してもよい。

【0092】

ここで、図12に示す結果の表示では、先に入力した閾値よりも信頼性が低い、アジマス方向の位置では、結果が自動的に省かれる。

また、結果が省かれた位置に関しては、Bモード画像64eにおける弾性率の結果表示の右隅部や、Bモード画像64qにおける信頼性の結果表示の右隅部に示されるように、帯の表示が薄くなる。

【0093】

また、下側のMモード画像65においては、選択された心拍に、Mモード画像中での血管前壁のトラッキング結果80および血管後壁のトラッキング結果82、血管径の変化波形84、ならびに、血管壁の厚みの変化波形86が表示される。

なお、前述のように、血管壁の中に深度方向に1以上の測定点が設定されている場合には、血管厚みの変化波形は、各測定点の間毎に、出力するようにしてもよい。

【0094】

ここで、血管壁の弾性率の計測結果等がディスプレイ18に表示されると、Bモード画像64における選択ライン62が実線になって、トラックボールによってアジマス方向に移動可能になる。

Bモード画像64で選択ライン62が移動されると、表示処理部52は、記憶部36から、選択ライン62の位置対応するMモード画像を読み出して、ディスプレイ18に表示する。すなわち、トラックボールによって選択ライン62が移動されると、Mモード画像65が、この選択ライン62の位置のMモード画像に変わり、Mモード画像中での血管前壁のトラッキング結果80および血管後壁のトラッキング結果82、血管径の変化波形84、ならびに、血管壁の厚みの変化波形86が、Bモード画像64の選択ライン62の位置のデータに変更される。

従って、Bモード画像中のアジマス方向の全域において、Mモード画像65および解析結果を表示する表示ラインを、選択することができる。

【0095】

また、このBモード画像64での選択ライン62の移動に同期して、Bモード画像64eの選択ライン62e、および、Bモード画像64qの選択ライン62qも、移動する。

【0096】

さらに、セットボタンを押した後、Bモード画像64eおよびBモード画像64qにおいて、選択ライン62eおよび選択ライン62qをトラックボールによって移動してアジマス方向の任意の領域を選択し、その後、再度、セットボタンを押すと、選択された領域は前述の信頼性が閾値よりも低かった領域と同様の扱いとなり、データが取り除かれる。

すなわち、検査者が結果を見て、波形等が奇怪しいと感じられる場所が有る場合に、そのデータを取り除くことができ、より正確な解析が可能となる。

【0097】

なお、このデータの除去は、Deleteボタン等の押下によって、1つ前の状態にも土切要にしてもよい。

【0098】

以上、本発明の超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の変更や改良を行なってもよい

10

20

30

40

50

のは、もちろんである。

【産業上の利用可能性】

【0099】

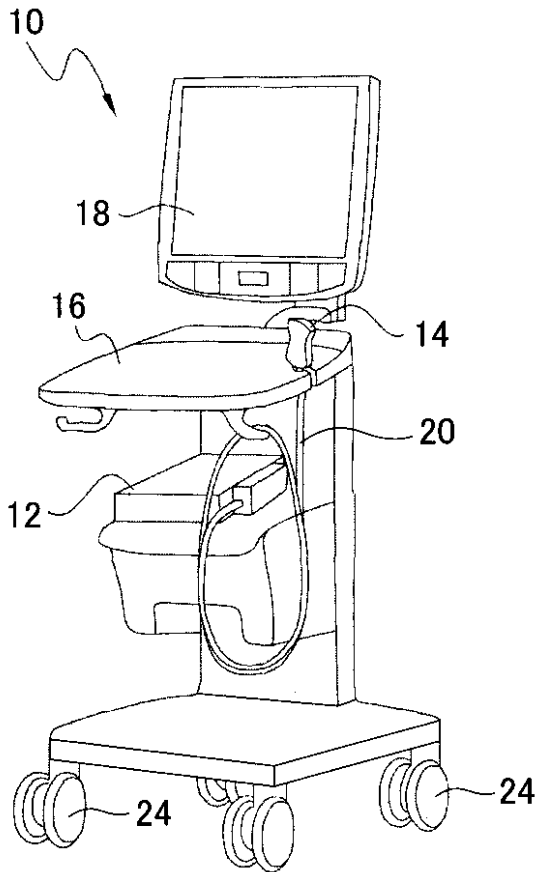
本発明の超音波診断装置は、心筋梗塞、狭心症、脳疾患等の原因となる動脈硬化の診断を行なう医療現場等において、好適に利用可能である。

【符号の説明】

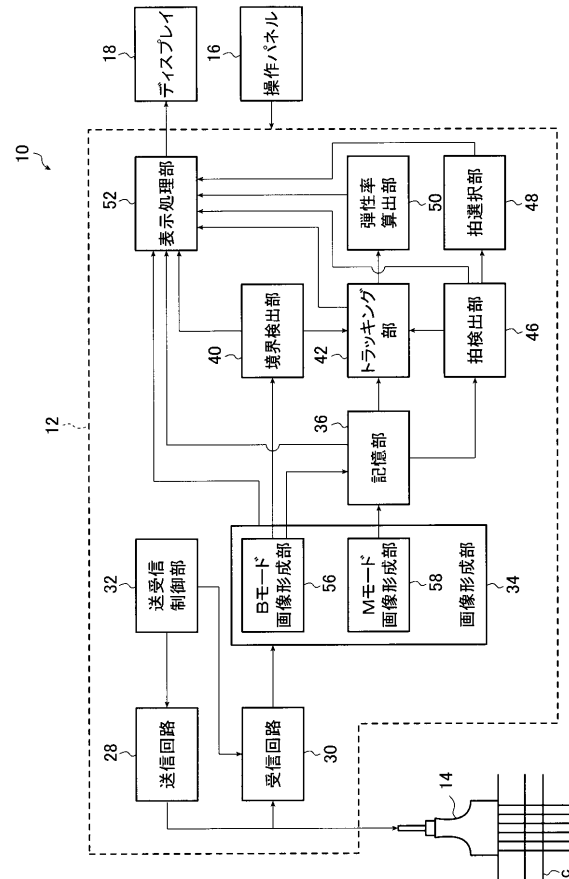
【0100】

10	超音波診断装置	
12	診断装置本体	
14	(超音波)プローブ	10
16	操作パネル	
18	ディスプレイ	
20	ケーブル	
24	キャスト	
28	送信回路	
30	受信回路	
32	送受信制御部	
34	画像形成部	
36	記憶部	
40	境界検出部	20
42	トラッキング部	
46	拍検出部	
48	拍選択部	
50	弾性率算出部	
52	表示処理部	
56	Bモード画像形成部	
58	Mモード画像形成部	
60	ROI	
62	選択ライン	
64, 64e, 64q, 90	Bモード画像	30
65, 92	Mモード画像	
68, 70, 72, 74	ライン	
80, 82	トラッキング結果	
84	血管径変化波形	
86	血管壁厚み変化波形	

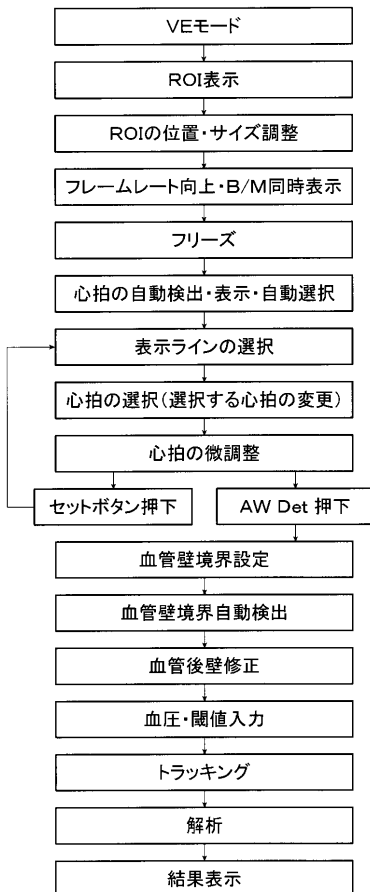
【図 1】



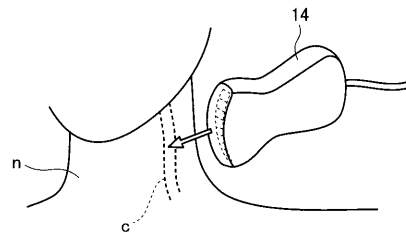
【図 2】



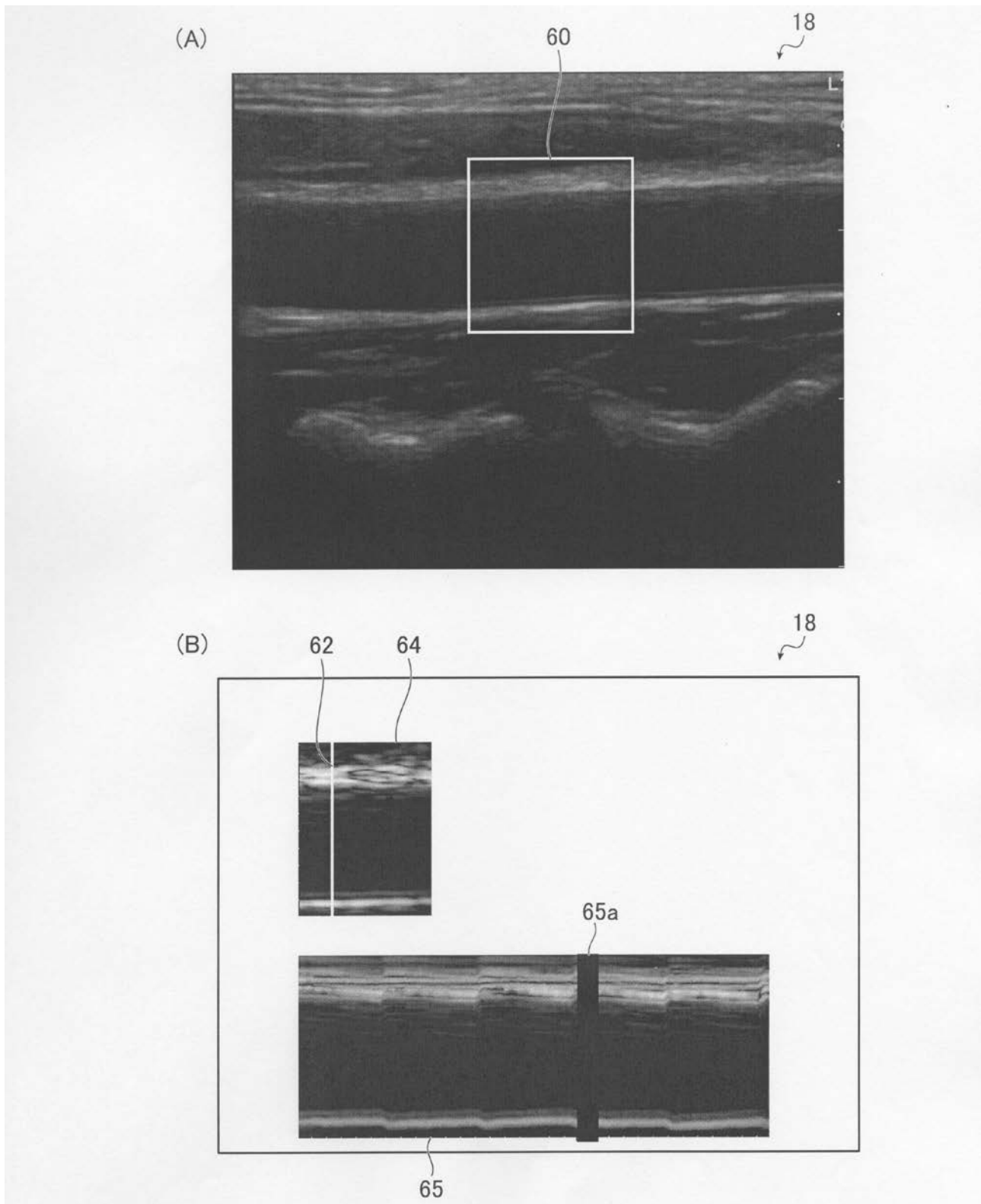
【図 3】



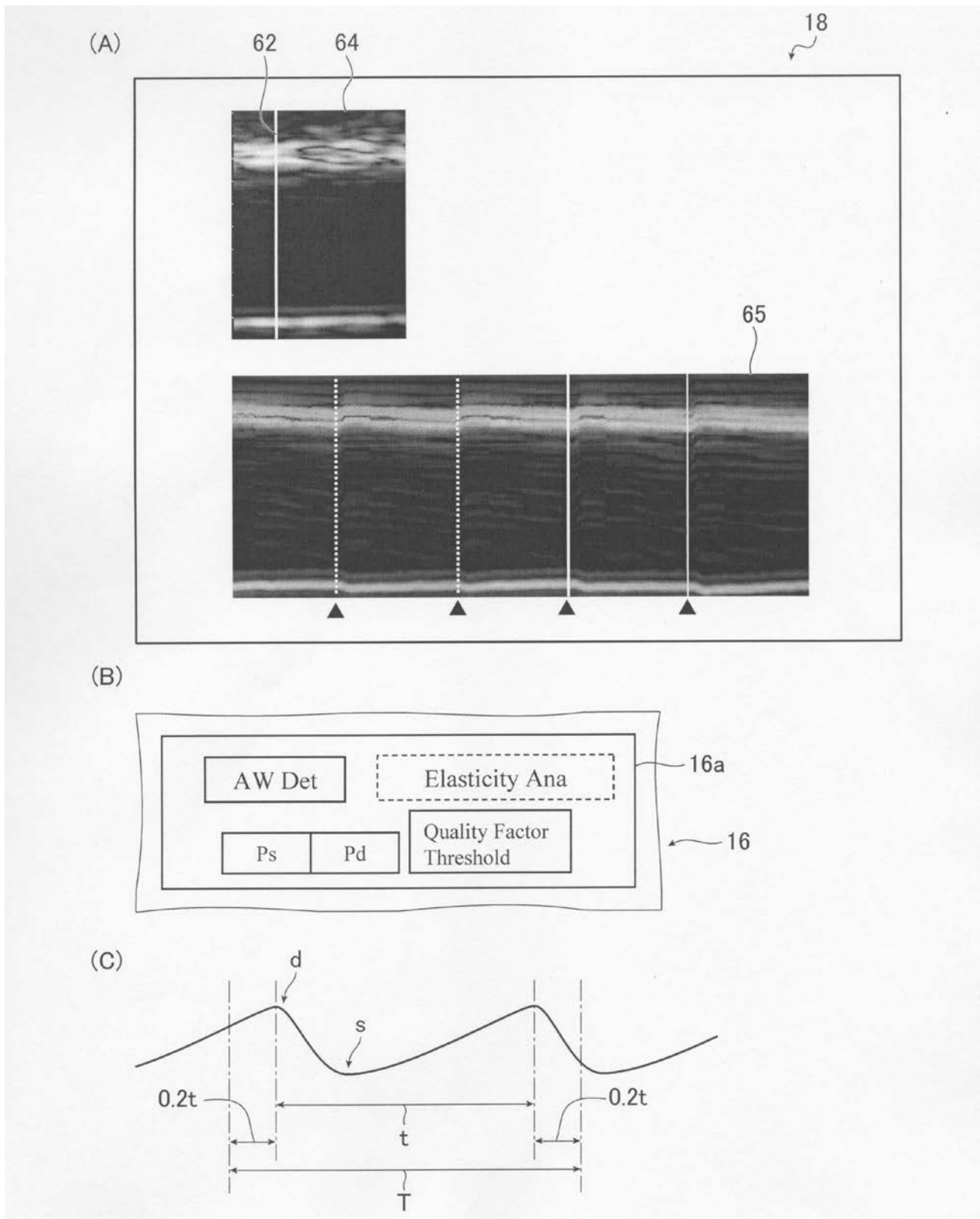
【図 4】



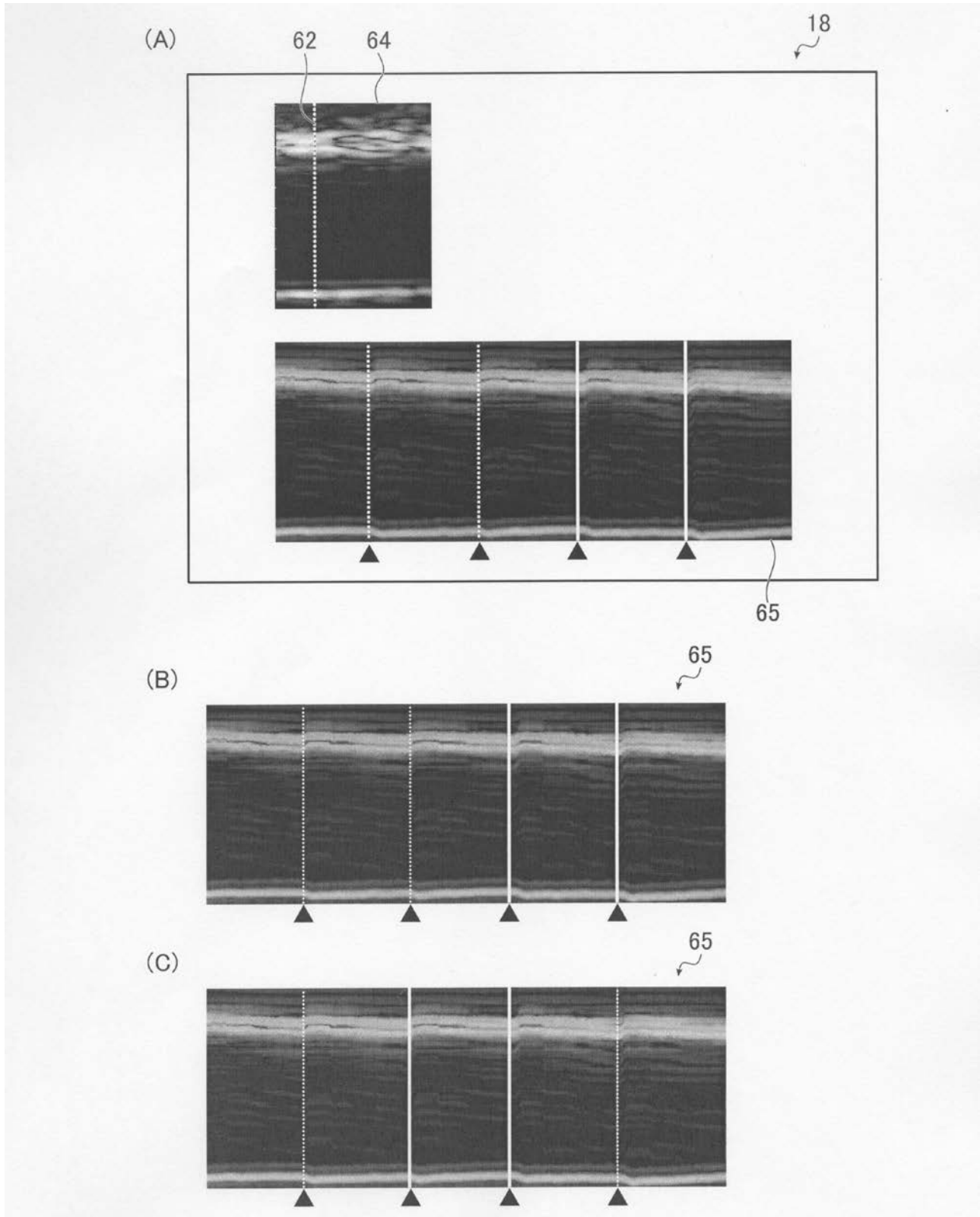
【図 5】



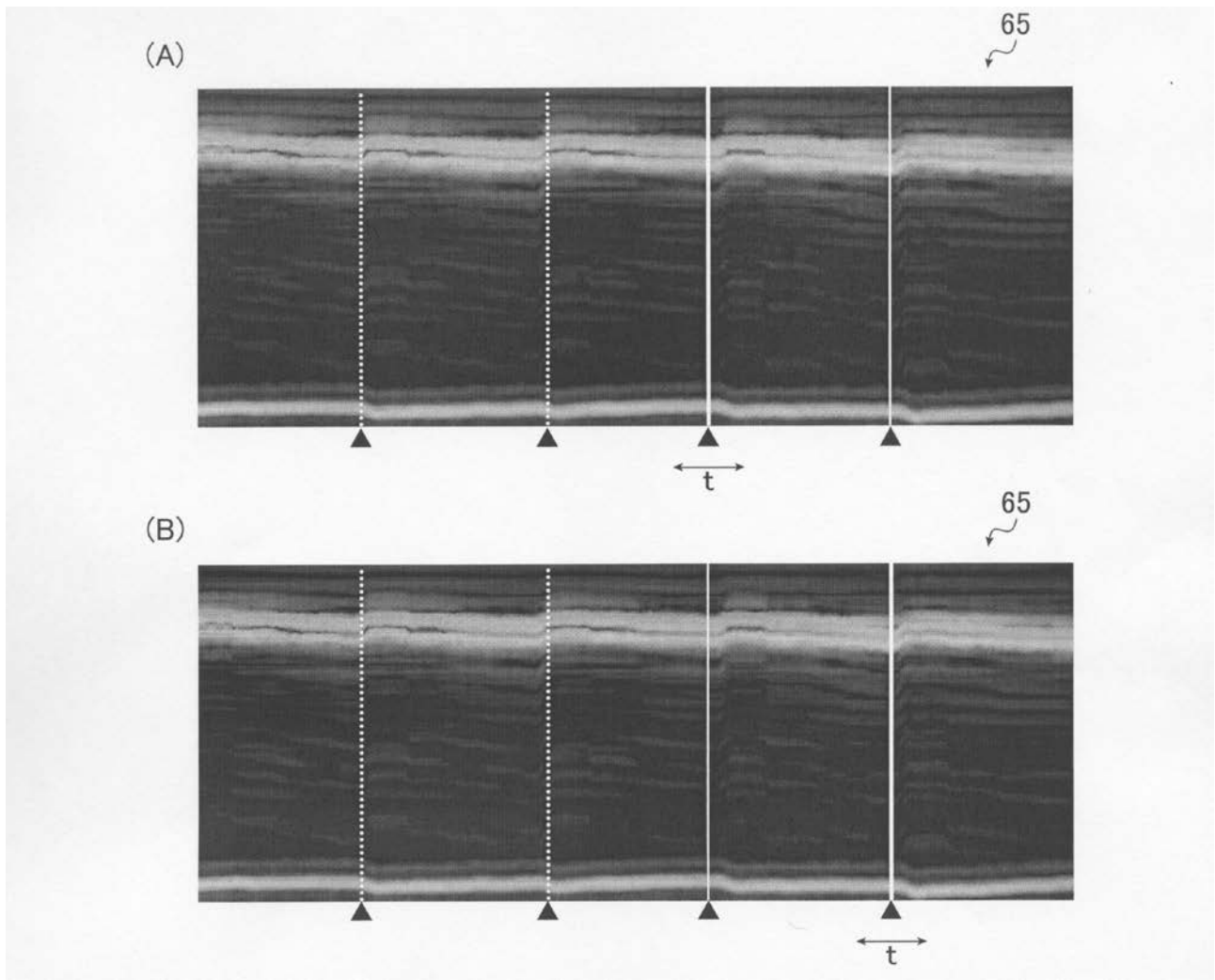
【図 6】



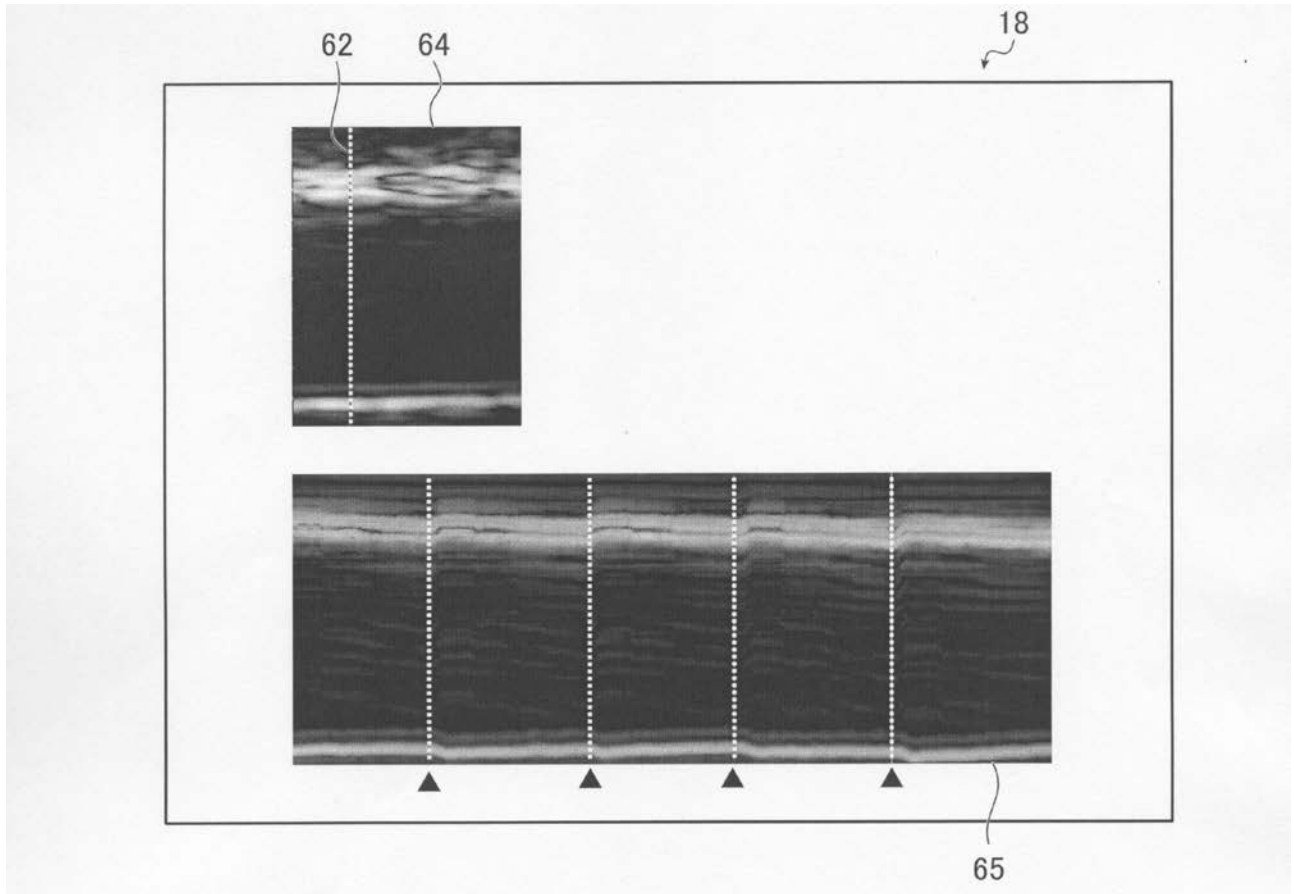
【図 7】



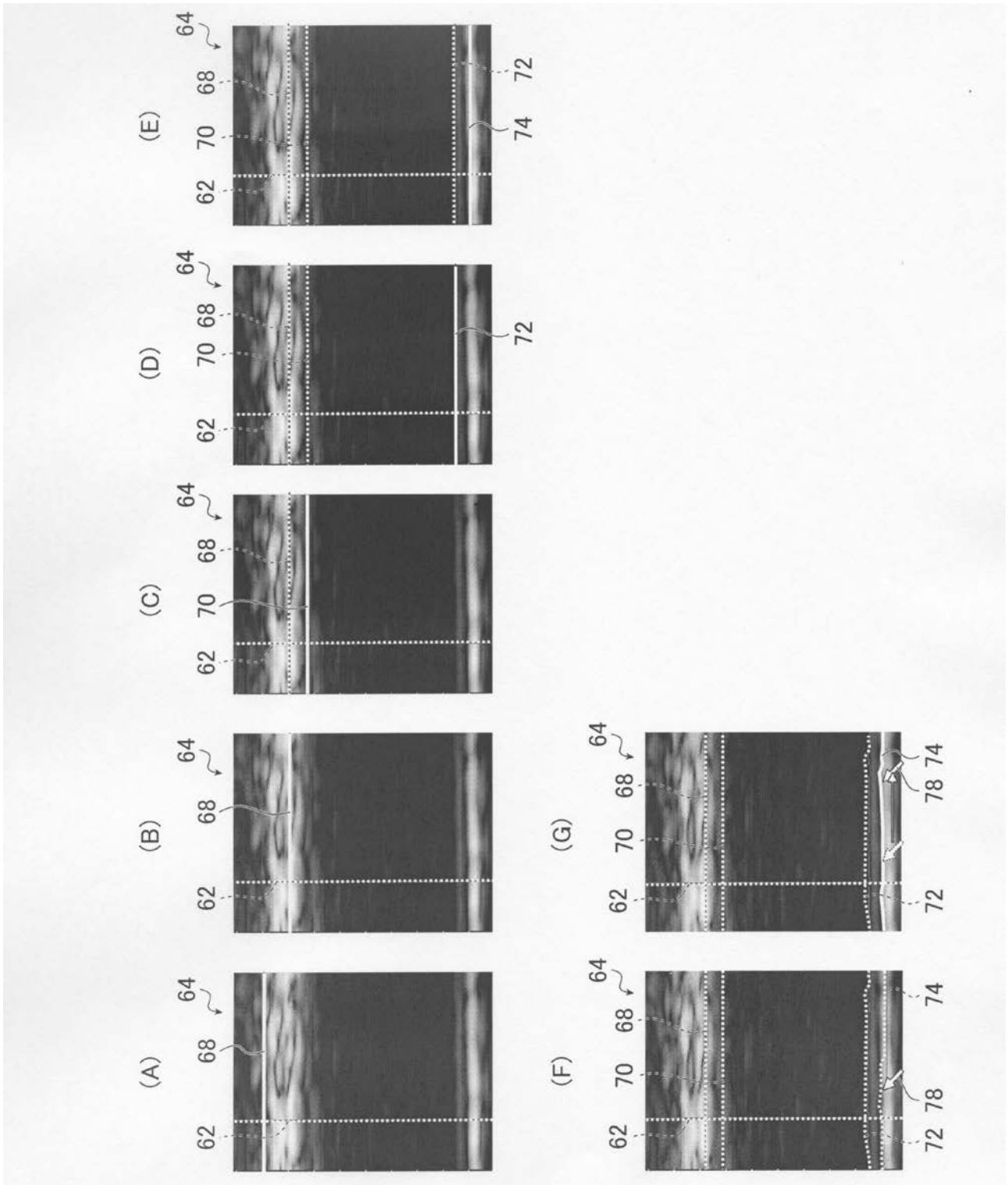
【 図 8 】



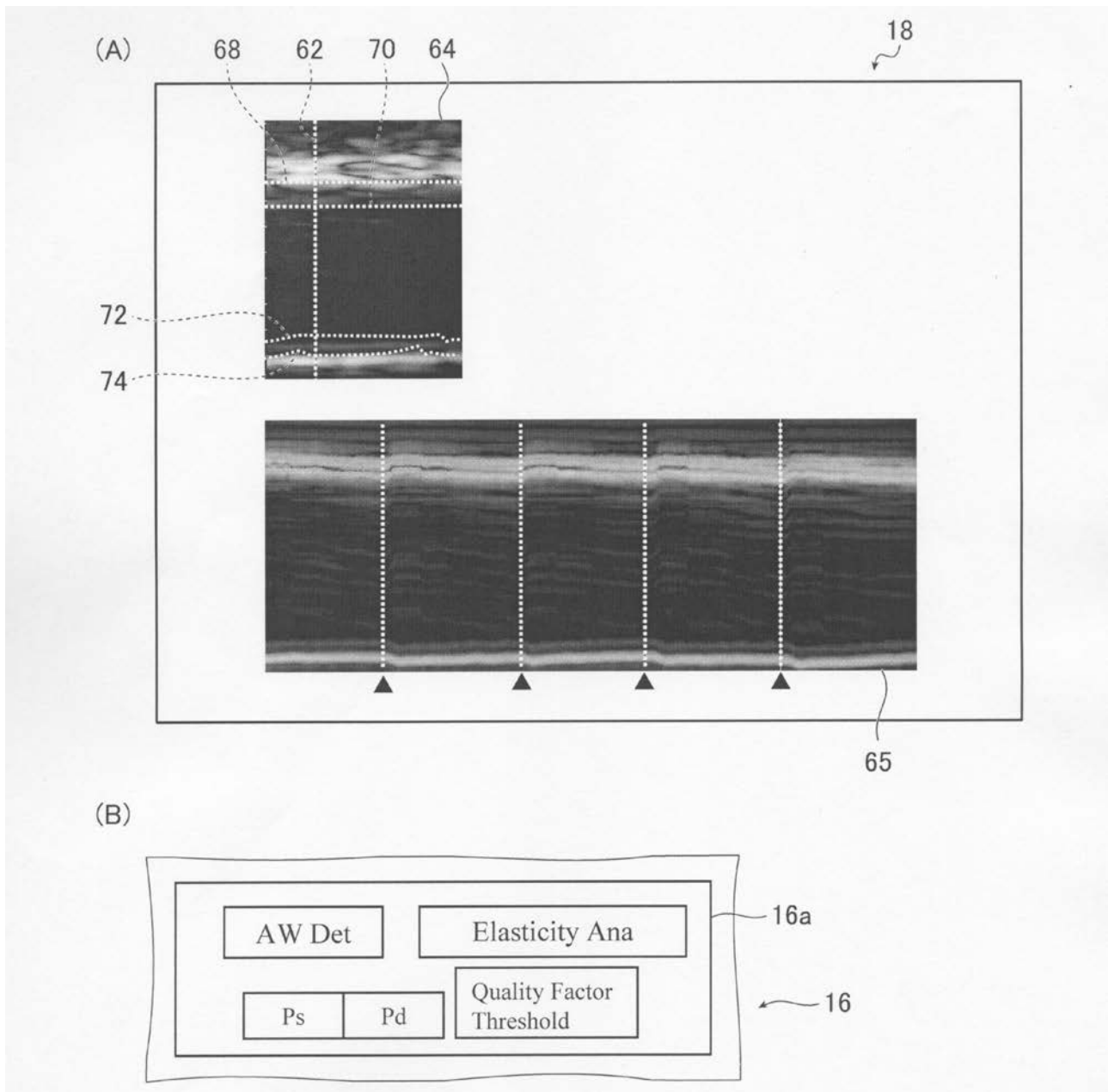
【図 9】



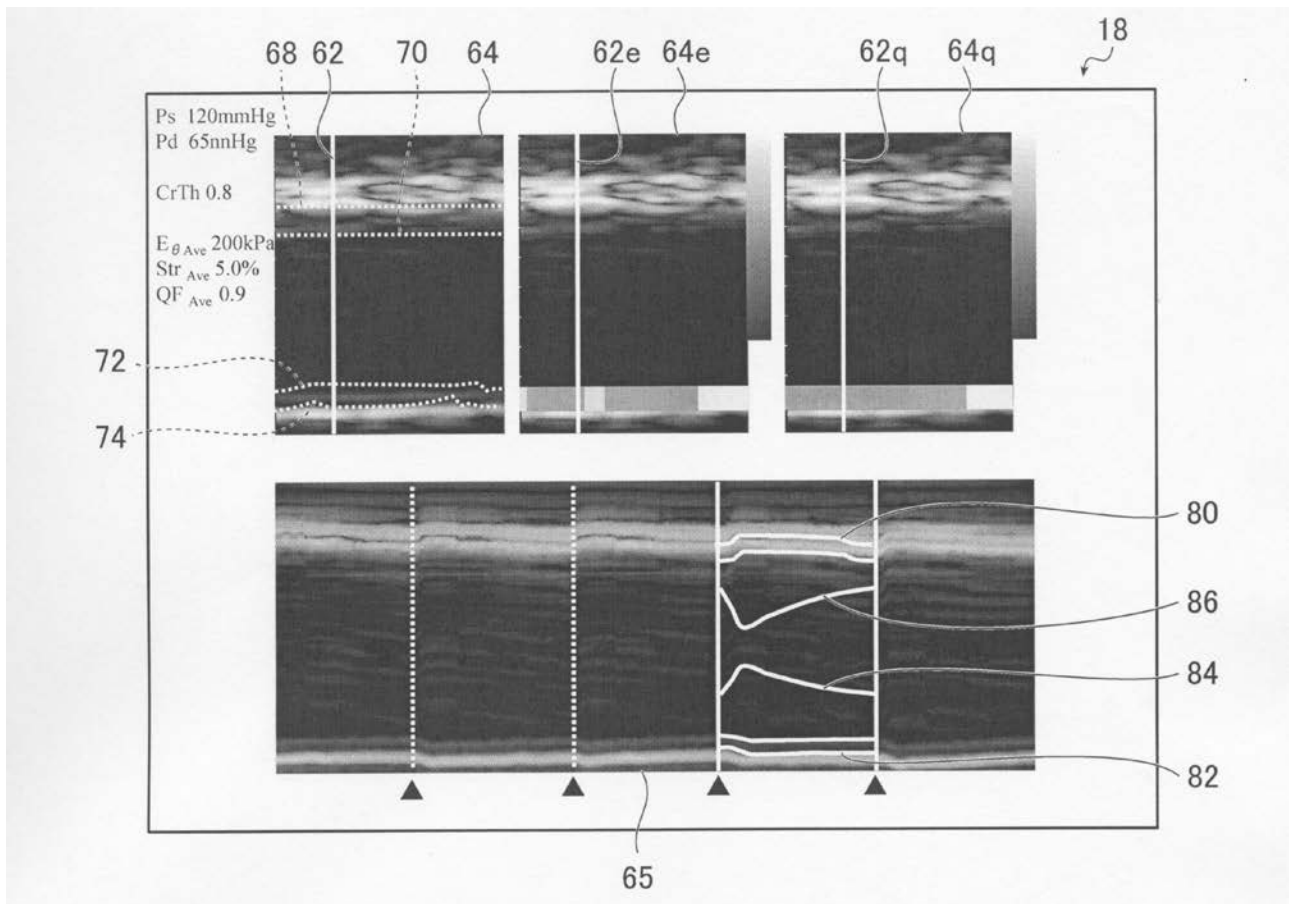
【図 10】



【図 1 1】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 宮地 幸哉

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD07 DD14 DD19 EE10 HH14 JC09 JC37 KK01 KK12 KK13
KK25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012249848A	公开(公告)日	2012-12-20
申请号	JP2011125283	申请日	2011-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口雅史 宫地幸哉		
发明人	野口 雅史 宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/543 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/HH14 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5400095B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够显示与要在超声诊断设备中分析的用于测量血管壁的弹性模量的心跳相对应的适当的B模式图像。 解决方案：在B / M模式显示中，它具有在M模式图像中选择心跳的装置，并且当选择心跳时，预先设置以心跳为中心的心跳的140%内的预定位置。 因此，通过在所选择的心跳的预定位置处显示B模式图像来解决上述问题。 [选择图]图6

