

(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2012-249845

(P2012-249845A)

(43) 公開日 平成24年12月20日(2012.12.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2011-125233 (P2011-125233)
 (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

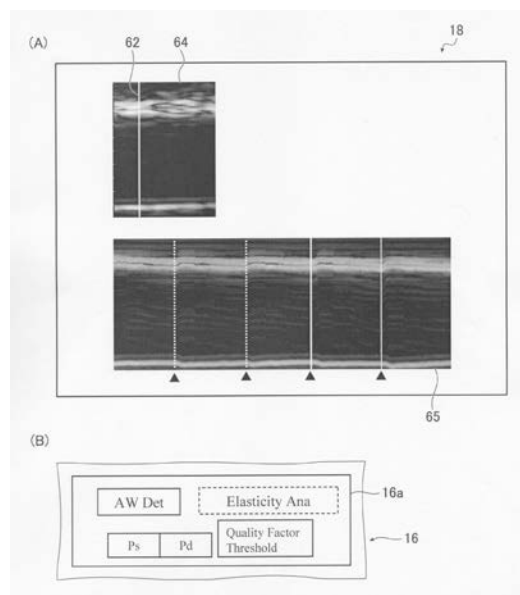
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(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、弾性率の計測に好適な血管の心拍を選択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モード画像中のアジマス方向の所定間隔でMモード画像を記憶しておき、Bモード画像中におけるアジマス方向の位置選択に応じて、選択された位置のMモード画像をBモード画像と共に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モード画像を形成し、さらに、前記Bモード画像のアジマス方向の全域でMモード画像を形成する、画像形成手段と、前記画像形成手段が形成したMモード画像を記憶する記憶手段と、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、前記記憶手段が記憶する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、

前記表示手段に表示されたBモード画像中におけるアジマス方向の位置を選択する位置選択手段とを有し、

かつ、前記表示処理手段は、前記表示手段に表示されたBモード画像中で、前記位置選択手段によってアジマス方向の位置を選択されたら、選択された位置に対応するMモード画像を前記記憶手段から読み出して、前記Bモード画像と共に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モード画像中で心拍を検出する拍検出手段を有し、

前記表示処理手段は、表示した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も表示する請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記Mモード画像中に表示された心拍を選択する心拍選択手段を有する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置選択手段が、前記心拍選択手段を兼ねる請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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3または4に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記位置選択手段が、前記位置調整手段を兼ねる請求項5に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記心拍選択手段による心拍の選択に応じて、前記記憶手段が記憶している全てのMモード画像から、前記表示されているMモード画像中で選択された心拍に対応する心拍を抽出する心拍抽出手段を有する請求項3～6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記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1～7のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像形成手段は、前記ROI設定手段によって関心領域が設定されたら、この関心領域のBモード画像、および、この関心領域のアジマス方向の全域でMモード画像を形成し、

40

前記表示処理手段は、前記ROI設定手段によって関心領域が設定されたら、前記表示手段に、この関心領域のBモード画像と、このBモード画像中のアジマス方向の所定位置のMモード画像を表示する請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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8または9に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

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、正確な弾性率計測を可能にする良好な心拍を選択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。

【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、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時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。

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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【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

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

このような心拍に同期して動く対象物の変位量から、正確に血管壁等の弾性率を計測するためには、検査者の手ブレや被検者の体動ブレ、不整な脈、スペックル（スペックルノイズ/スペックルパターン）等の影響が少ない、解析に適した心拍のMモード画像で解析を行なう必要が有る。

そのため、例えば、特許文献2に記載される超音波診断装置では、前述のように、検査者の手ブレや被検者の体動ブレを検出し、手ブレの影響の無い確度の高い心拍の受信信号を用いて、血管壁等の変位量から弾性率を計測している。

【0008】

しかしながら、従来のいわゆるB/Mモード表示が可能な超音波診断装置では、Bモード画像中で設定された、所定ライン（アジマス方向の所定位置）のみのMモード画像しか表示されない。

10

20

30

40

50

そのため、表示されたMモード画像の中に、手ブレやスペックル等による影響がない、解析に適正な心拍のMモード画像が含まれるとは、限らない。

【0009】

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、Mモード画像の中から最も解析に適した心拍を選択ことができ、これにより、Mモード画像における血管壁の変位量等を用いて、正確な血管壁の弾性率計測等を行なうことを可能にする超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

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モード画像を形成し、さらに、前記Bモード画像のアジマス方向の全域でMモード画像を形成する、画像形成手段と、前記画像形成手段が形成したMモード画像を記憶する記憶手段と、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、前記記憶手段が記憶する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、前記表示手段に表示されたBモード画像中におけるアジマス方向の位置を選択する位置選択手段とを有し、かつ、前記表示処理手段は、前記表示手段に表示されたBモード画像中で、前記位置選択手段によってアジマス方向の位置を選択されたら、選択された位置に対応するMモード画像を前記記憶手段から読み出して、前記Bモード画像と共に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。

【0011】

このような本発明の超音波診断装置において、前記Mモード画像中で心拍を検出する拍検出手段を有し、前記表示処理手段は、表示した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も表示するのが好ましい。

また、前記Mモード画像中表示された心拍を選択する心拍選択手段を有するのが好ましい。この際において、前記位置選択手段が、前記心拍選択手段を兼ねるのが好ましい。

また、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。この際において、前記位置選択手段が、前記位置調整手段を兼ねるのが好ましい。

また、前記心拍選択手段による心拍の選択に応じて、前記記憶手段が記憶している全てのMモード画像から、前記表示されているMモード画像中で選択された心拍に対応する心拍を抽出する心拍抽出手段を有するのが好ましい。

【0012】

前記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。

また、前記画像形成手段は、前記ROI設定手段によって関心領域が設定されたら、この関心領域のBモード画像、および、この関心領域のアジマス方向の全域でMモード画像を形成し、前記表示処理手段は、前記ROI設定手段によって関心領域が設定されたら、前記表示手段に、この関心領域のBモード画像と、このBモード画像中のアジマス方向の所定位置のMモード画像を表示するのが好ましい。

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】

【0013】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置は、Bモード画像中におけるアジマス方向の所定位置のMモード画像のみならず、Bモード画像中のアジマス方向の全領域のMモード画像を記憶し、Bモード画像中で位置を選択することにより、記憶手段から読み出して、アジマス方向の任意の位置のMモード画像を表示できる。

そのため、本発明の超音波診断装置によれば、記憶したMモード画像の中から、最も解

析に適した心拍のMモード画像を選択することができる。従って、本発明によれば、超音波診断装置において、最も解析に適した心拍を選択して、血管壁の弾性率計測等を行なうことができるので、安定して、正確な計測を行なうことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

【図13】図1に示す超音波診断装置における画像表示の別の例を説明するための概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

30

【0016】

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、超音波診断装置10の下端部には、キャスタ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。

【0017】

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次元的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。

40

【0018】

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

50

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。

【0019】

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。

【0020】

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）。

【0021】

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。

【0022】

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、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。

【0023】

前述のプローブ 14 は、送信回路 28 および受信回路 30 に接続される。また、送信回路 28 および受信回路 30 には、送受信制御部 32 が接続される。さらに、受信回路 30 は、画像形成部 34 に接続される。

画像形成部 34 は、表示処理部 52 に接続される。また、画像形成部 34 の B モード画像形成部 56 および M モード画像形成部 58 は、記憶部 36 に接続される。B モード画像形成部 58 は、さらに境界検出部 40 にも接続される。

記憶部 36 は、トラッキング部 42、拍検出部 46、および表示処理部 52 に接続される。また、拍検出部 46 および表示処理部 52 は、共に、トラッキング部 42 および表示処理部 52 に接続される。トラッキング部 42 は、さらに弾性率算出部 50 にも接続され、この弾性率算出部 50 は、表示処理部 52 に接続される。

【0024】

送受信制御部 32 は、送信回路 28 および受信回路 30 を介してプローブ 14 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 32 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

10

20

30

40

50

有している。

【 0 0 2 5 】

送信遅延パターンとは、プローブ 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 6 】

送信回路 2 8 は、複数のチャンネルを備えており、プローブ 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。

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ブ 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ブ 1 4 に供給するようにしても良い。

【 0 0 2 7 】

受信回路 3 0 は、送信回路 2 8 と同様に複数のチャンネルを備えており、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。

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 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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、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 VE 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、VE 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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、2 0 0 H z 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。

【 0 0 3 5 】

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 (左右方向) に移動可能になっている。

【 0 0 3 6 】

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、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 である。

【 0 0 3 7 】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

Bモード画像形成部56が形成したROI60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58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36に記憶される。

なお、記憶部36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36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 3 9 】

前述のように、選択ライン62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62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62を左右方向に移動すると、表示処理部52は、選択ライン62の位置のMモード画像をディスプレイ18に表示する。

【 0 0 4 0 】

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52は、必要な画像データを記憶部36から読み出し、図6（A）に示すように、ディスプレイ18に、フリーズボタンが押された時点が最も右（最新の位置）となるように並べ直して、選択ライン62の位置のMモード画像65を表示させ、また、Bモード画像64の静止画を表示させる。同時に、選択ライン62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16のタッチパネル16aに、後述する血管壁の境界の設定を指示するための「AW Det」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「Ps」ボタンおよび「Pd」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 1 】

また、フリーズボタンが押されると、拍検出部46が、記憶部36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36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52にも送られ、現在、表示しているMモード画像65には、心拍の検出結果が表示される。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

表示処理部52は、図6に示すように、心拍の検出結果を、Mモード画像65中に三角マークおよび直線で表示させる。図示例においては、一例として、最新の心拍の開始時点を実線で、同終了時点を細い線で、それ以外の拍に関連する位置は、破線で示す。これらの線の区別は、線種に変えて、あるいは加えて、線の色を利用してもよい。

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、適当な位置に心拍の表示をする。

また、フリーズボタンが押された時点でのBモード画像64は、Mモード画像65中において実線で示される、最新の心拍の開始時点におけるBモード画像となる。

【 0 0 4 4 】

Mモード画像65に心拍のラインが表示されると、Bモード画像中の選択ライン62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62が、アクティブな状態になる。なお、ラインがアクティブか否かの区別は、先と同

10

20

30

40

50

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、本発明によれば、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。

10

【 0 0 4 5 】

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、最新の心拍を示すラインが、共に実線となる。

【 0 0 4 6 】

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。

一例として、セットボタンが押された時点では、図 7（A）や（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、トラックボールを左に回すと、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が破線となり、次に新しい心拍に対応するラインが実線となって、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を左に回すと、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。

20

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。

さらに、この心拍の選択に応じて、表示処理部 5 2 は、記憶部 3 6 から、選択された心拍の開始位置の B モード画像、すなわち、選択された心拍の開始位置の時点（時相）で撮影された 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。

30

【 0 0 4 7 】

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、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、同じ心拍が選択された状態となる。

【 0 0 4 8 】

一例として、最新の心拍が選択されたとして、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）に移動可能となり、心拍の開始位置の微調整が可能な状態となる。

40

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。

50

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。

【0049】

心拍の選択あるいはさらに微調整の結果は、トラッキング部 4 2 にも供給される。

【0050】

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。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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、B モード画像 6 4 において、血管前壁の中膜内腔境界に対応するライン 7 0 が破線になって確定し、血管後壁の内膜内腔境界に対応するライン 7 2 が表示される。同様に、トラックボールによってライン 7 2 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 7 2 が移動可能な状態でセットボタンが押されると、図 1 0 (E) に示すように、B モード画像 6 4 において、血管後壁の内膜内腔境界に対応するライン 7 2 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 7 4 が表示される。同様に、トラックボールによってライン 7 4 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。

【0055】

血管壁の各境界の情報は、境界検出部 4 0 に供給される。

ライン 7 4 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 4 0 は、設定された内膜内腔境界のライン 7 2 および外膜中膜境界のライン 7 4 を用いて、後壁の内膜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 5 2 およびトラッキング部 4 2 に送られ、図 1 0 (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、内膜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。

【0056】

境界検出部40による、血管後壁の内膜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)。

【0057】

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、自動検出された内膜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が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。

【0058】

後壁の内膜内腔境界および外膜中膜境界の自動検出が終了し、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り、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。

【0059】

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、これを利用してよい。

【0060】

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。

Mモード画像65における血管壁のトラッキングは、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(深度方向の出発点)として行なう。

また、Mモード画像65における血管壁のトラッキングにおいて、時間的な出発点(Mモード画像の時間軸上の出発点)は、Bモード画像64の時相すなわちBモード画像64が撮られた時点とする。すなわち、図示例においては、選択され、さらに必要に応じて位置を調節された心拍の開始位置が、血管壁のトラッキングの時間的な出発点となる。

【0061】

10

20

30

40

50

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。

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。

【0062】

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。

10

【0063】

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。

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。

20

【0064】

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。

【0065】

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。

30

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

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。

【0066】

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。

40

【0067】

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。

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

50

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。

【0068】

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 ($S_{tr ave}$)、および、弾性率の信頼性の平均値 (QF_{ave}) を、演算する。

【0069】

演算が終了すると、ディスプレイ 18 に結果が表示される。

10

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 64 e 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 64 e 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 64 q 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 ($S_{tr ave}$)、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。

【0070】

血管壁の弾性率は、B モード画像 64 e 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 64 e 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、画像の高密度であるほど、弾性率が高い。

20

すなわち、B モード画像 64 e 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。

【0071】

弾性率の信頼性は、B モード画像 64 q 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 64 q 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。

30

すなわち、B モード画像 64 q 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。

【0072】

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。

【0073】

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 64 e における弾性率の結果表示の右隅部や、B モード画像 64 q 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。

40

【0074】

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。

【0075】

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。

50

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。

【0076】

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。

【0077】

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、波形等が怪しいと感じられる場所がある場合に、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。

【0078】

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。

【0079】

前述のように、Mモード画像を解析することで血管壁の弾性を計測する際に、正確な計測を行なうためには、手ブレや体動ブレ、不整な心拍やスペックル等に起因する乱れの無い、解析に適した画像が再生された心拍を選択することが重要である。

しかしながら、従来のB/Mモード表示が可能な超音波診断装置では、Bモード画像中の所定位置のみのMモード画像が表示されるので、表示されたMモード画像の中に、手ブレやスペックル等による乱れが無い、適正な心拍が含まれるとは、限らない。

【0080】

これに対し、本発明の超音波診断装置では、Bモード画像64中におけるアジマス方向の所定位置のMモード画像のみならず、Bモード画像64中のアジマス方向の全域のMモード画像を有し、Bモード画像64中で、選択ライン62の位置を選択（表示ラインを選択）することにより、アジマス方向の任意の位置のMモード画像を表示できる。

そのため、本発明の超音波診断装置によれば、Mモード画像の中から、最も解析に適した心拍のMモード画像を選択することができる。加えて、心拍の自動検出を行い、自動検出した心拍の微調整を可能にすることにより、操作性の向上に加え、より適正な心拍を用いた解析が可能となる。しかも、このような適正な心拍の選択等を、トラックボールとセットボタンのように、位置選択手段と決定手段のみで行なうことができる。

【0081】

また、Mモード画像では、同じ心拍であっても、アジマス方向の或る位置では適正で、他の位置では不適正である場合もある。これに対し、本発明によれば、アジマス方向の複数箇所において、同じ心拍の確認を行なうことができるので、より好適に、適正な心拍の選択を行なうことが可能である。特に、表示されたMモード画像65で心拍を選択することで、他の全Mモード画像で対応する心拍が選択された状態とすることにより、アジマス方向の複数箇所での同一心拍の確認を、より好適に行なうことができる。

また、表示されたMモード画像65で心拍を選択することで、全てのMモード画像において、対応する心拍が選択されることにより、Bモード画像のアジマス方向全域での弾性率の計測等も、適正な心拍を用いて正確に行なうことができる。

【0082】

10

20

30

40

50

以上の例では、ディスプレイ 18 の上部に B モード画像 64 を表示し、下方に M モード画像 65 を表示したが、本発明は、これに限定はされない。

【0083】

例えば、図 13 に示すようにディスプレイ 18 に、B モード画像 90 と M モード画像 92 を横方向に並べて表示してもよい。もしくは、B モード画像を上、M モード画像を下に表示する表示形式と、図 13 に示す横並びの表示形式を、選択可能にしてもよい。

このような B モード画像 90 と M モード画像 92 とを横並びにする表示方法によれば、B モード画像および M モード画像を、より拡大した状態で表示することができ、例えば、血管壁境界の設定等を、より正確に行なうことが可能となる。

【0084】

その反面、この横並びの表示方法では、M モード画像 92 中に心拍を一拍程度しか表示することができなくなってしまう。

そのため、このような横並びの表示を行なう場合には、M モード画像 92 を横方向（時間経過方向）にスクロール可能にして、過去の心拍も表示でき、かつ、過去の心拍から新しい心拍に戻れるようにするのが好ましい。スクロールの方法には、特に限定はないが、一例として、前述のトラックボールを用いた心拍の選択において、選択された心拍を自動的に M モード画像の中央に表示するようにして、実現できる。

【0085】

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のは、もちろんである。

【産業上の利用可能性】

【0086】

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】

【0087】

- 10 超音波診断装置
- 12 診断装置本体
- 14 (超音波)プローブ
- 16 操作パネル
- 18 ディスプレイ
- 20 ケーブル
- 24 キャスタ
- 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
- 42 トラッキング部
- 46 拍検出部
- 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
- 65, 92 M モード画像

10

20

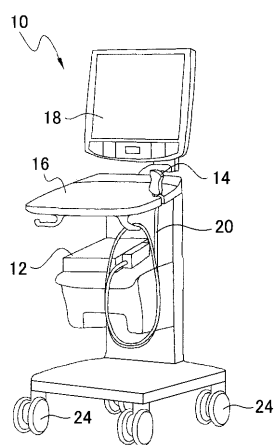
30

40

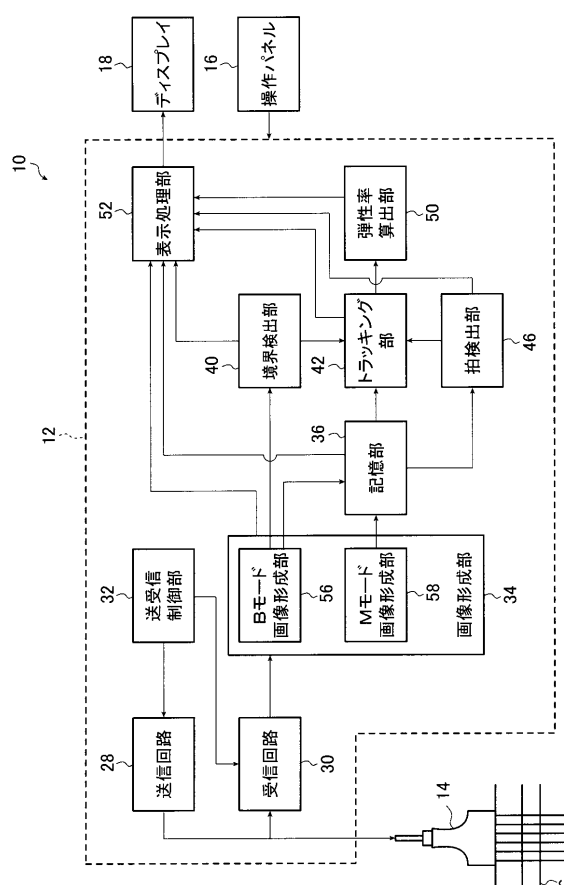
50

6 8 , 7 0 , 7 2 , 7 4 ライン
8 0 , 8 2 トラッキング結果
8 4 血管径変化波形
8 6 血管壁厚み変化波形

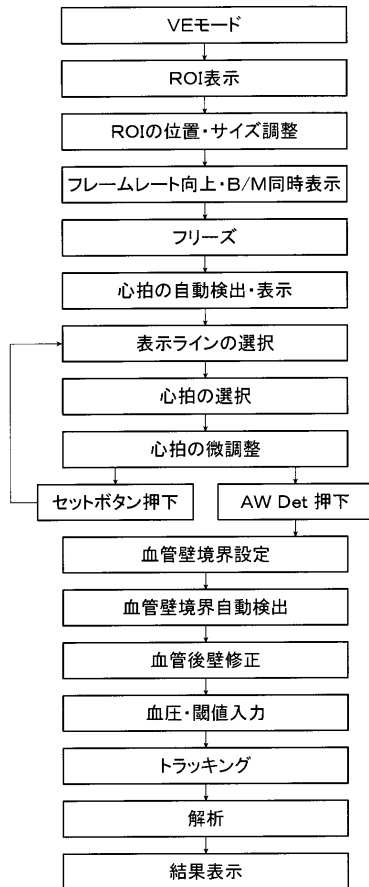
【 図 1 】



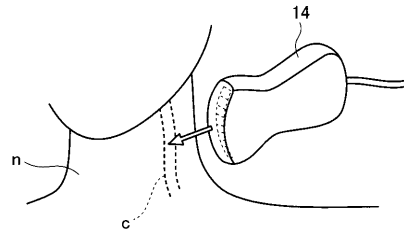
【圖 2】



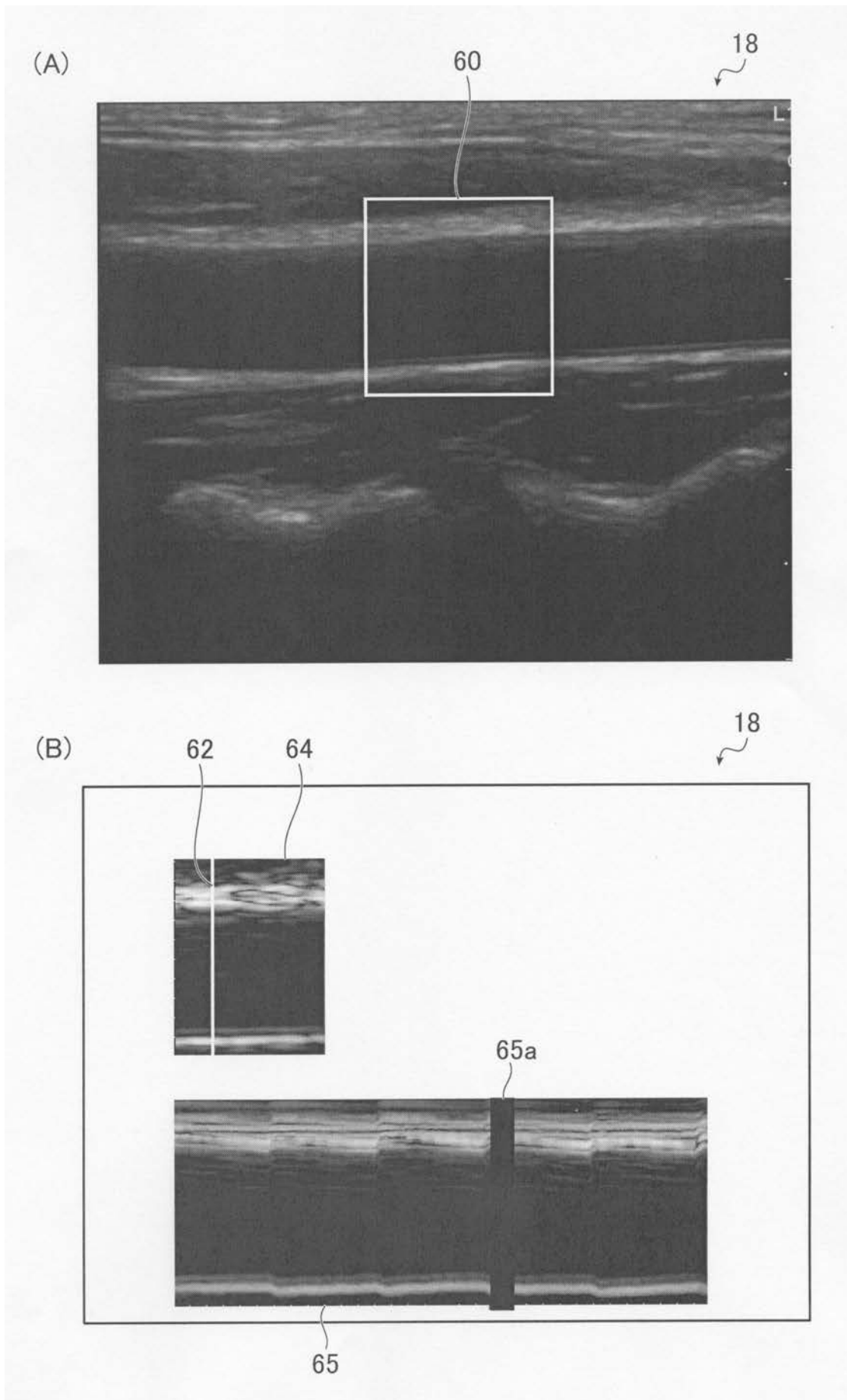
【 図 3 】



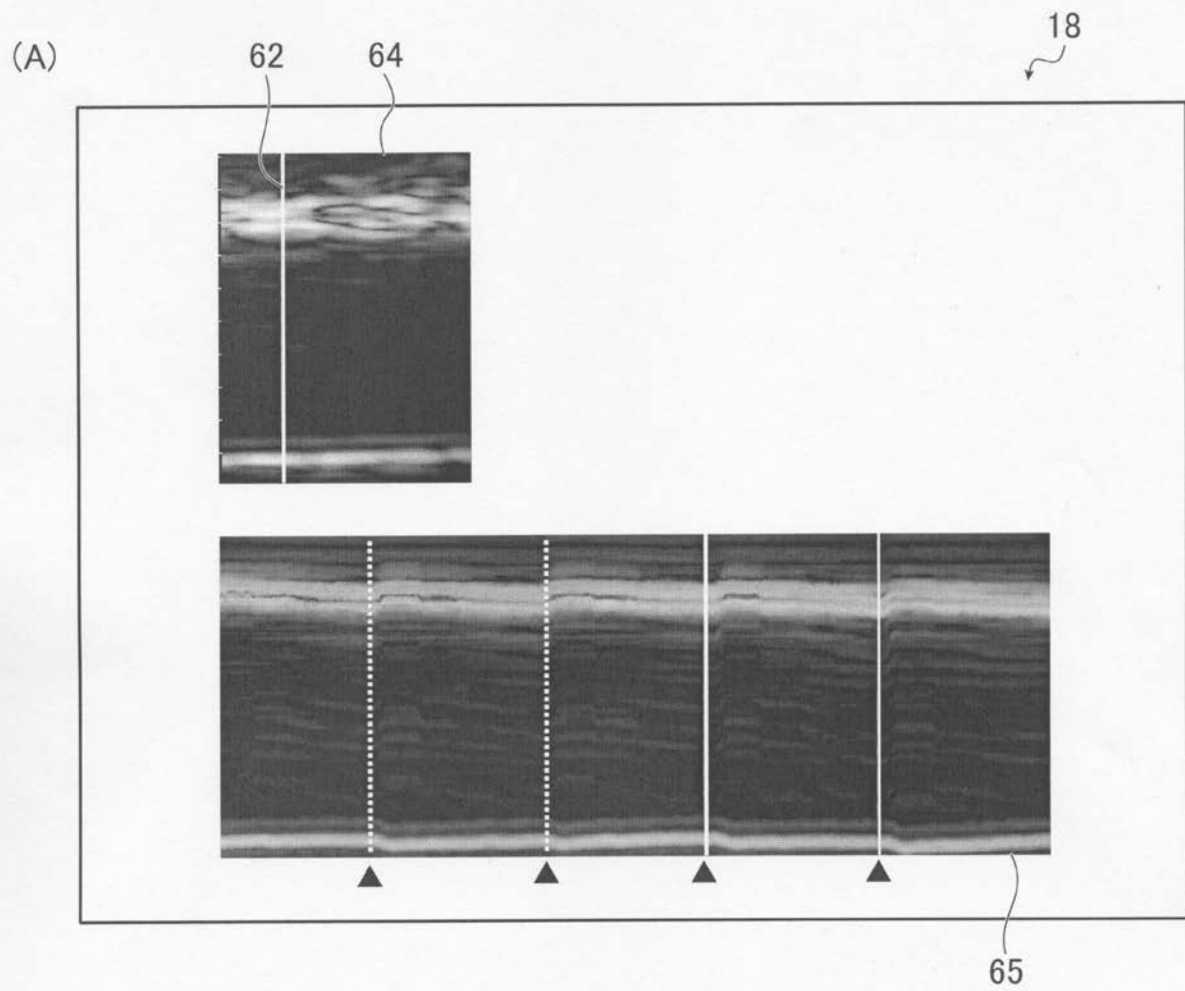
【 図 4 】



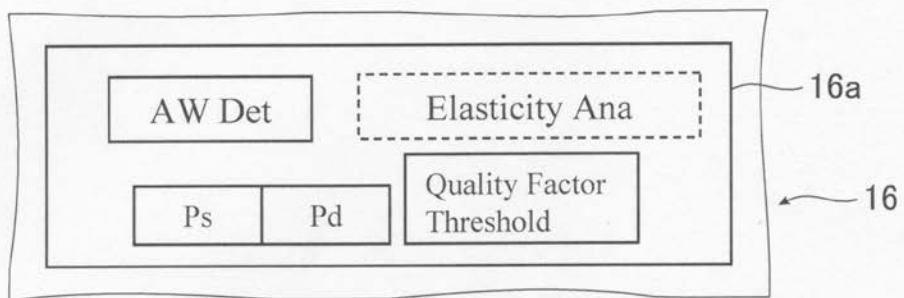
【図 5】



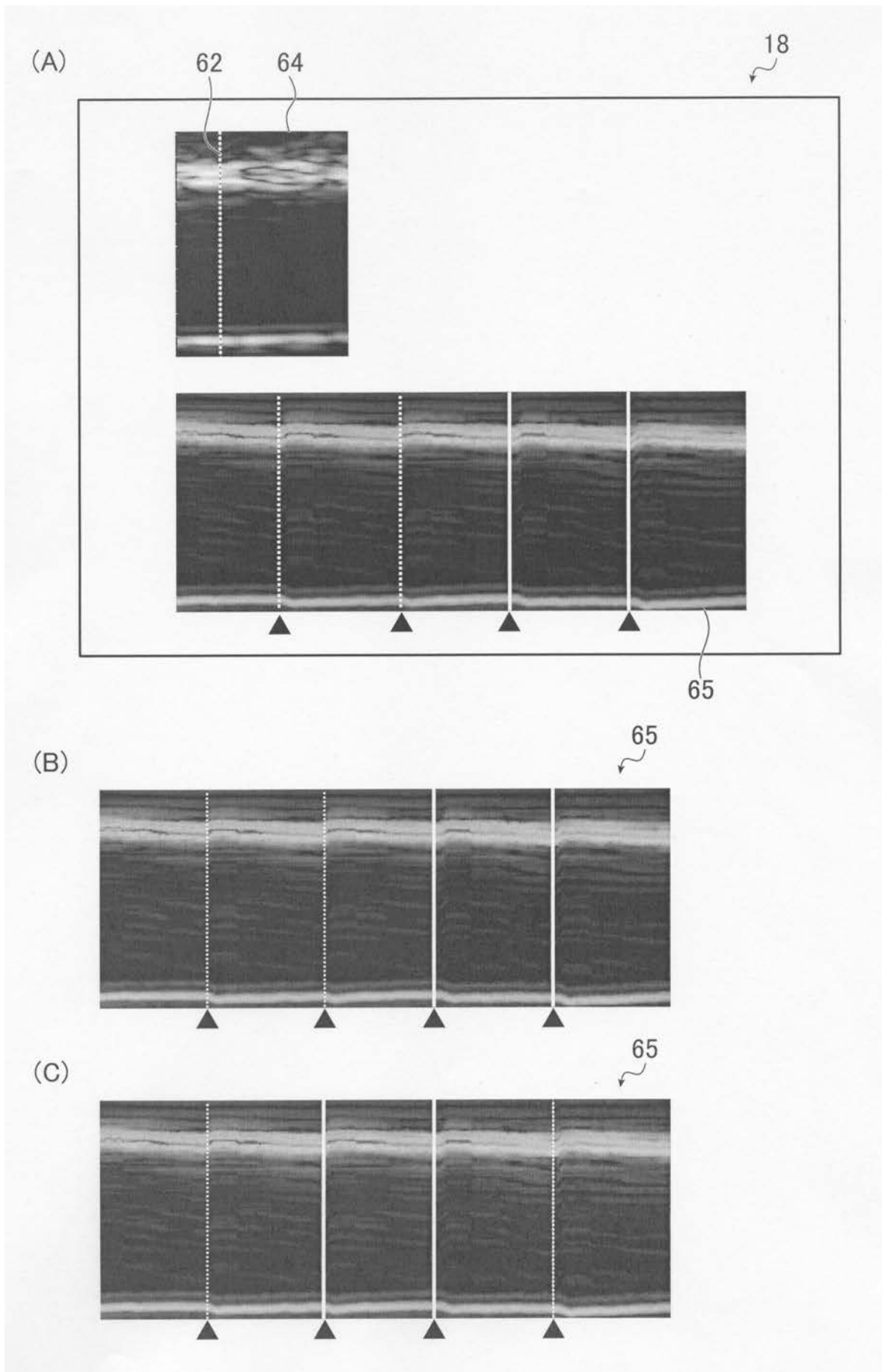
【図 6】



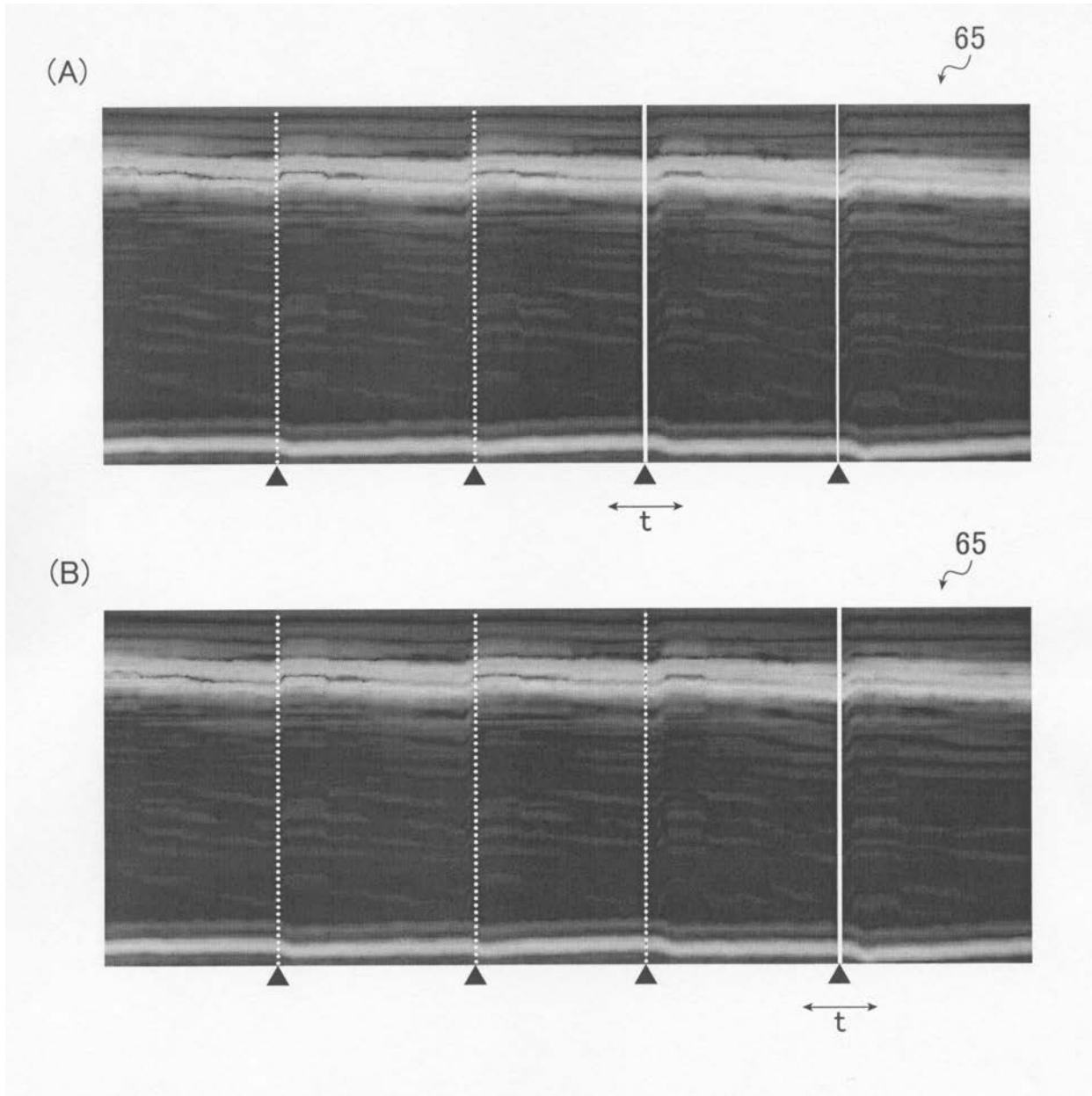
(B)



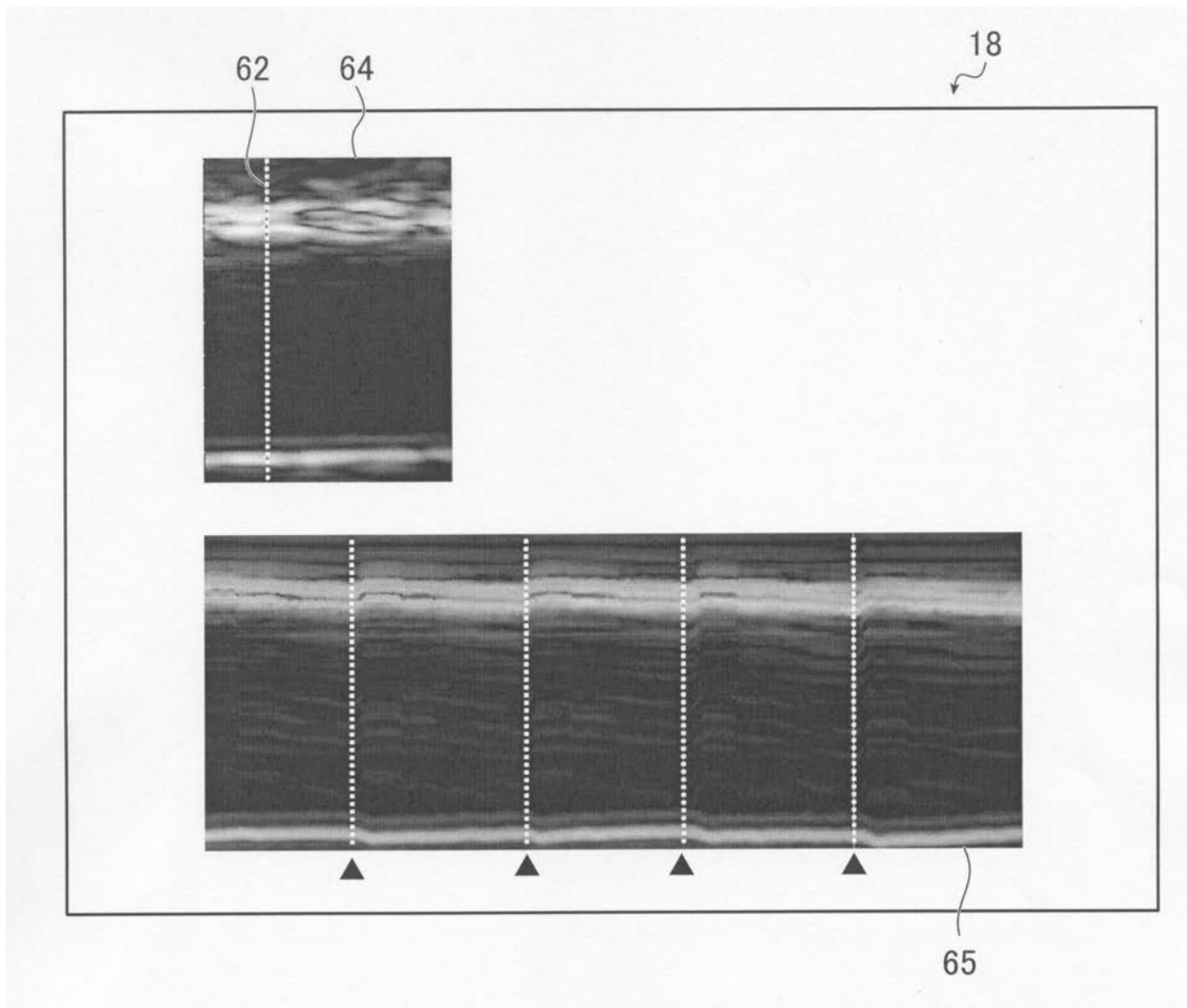
【図 7】



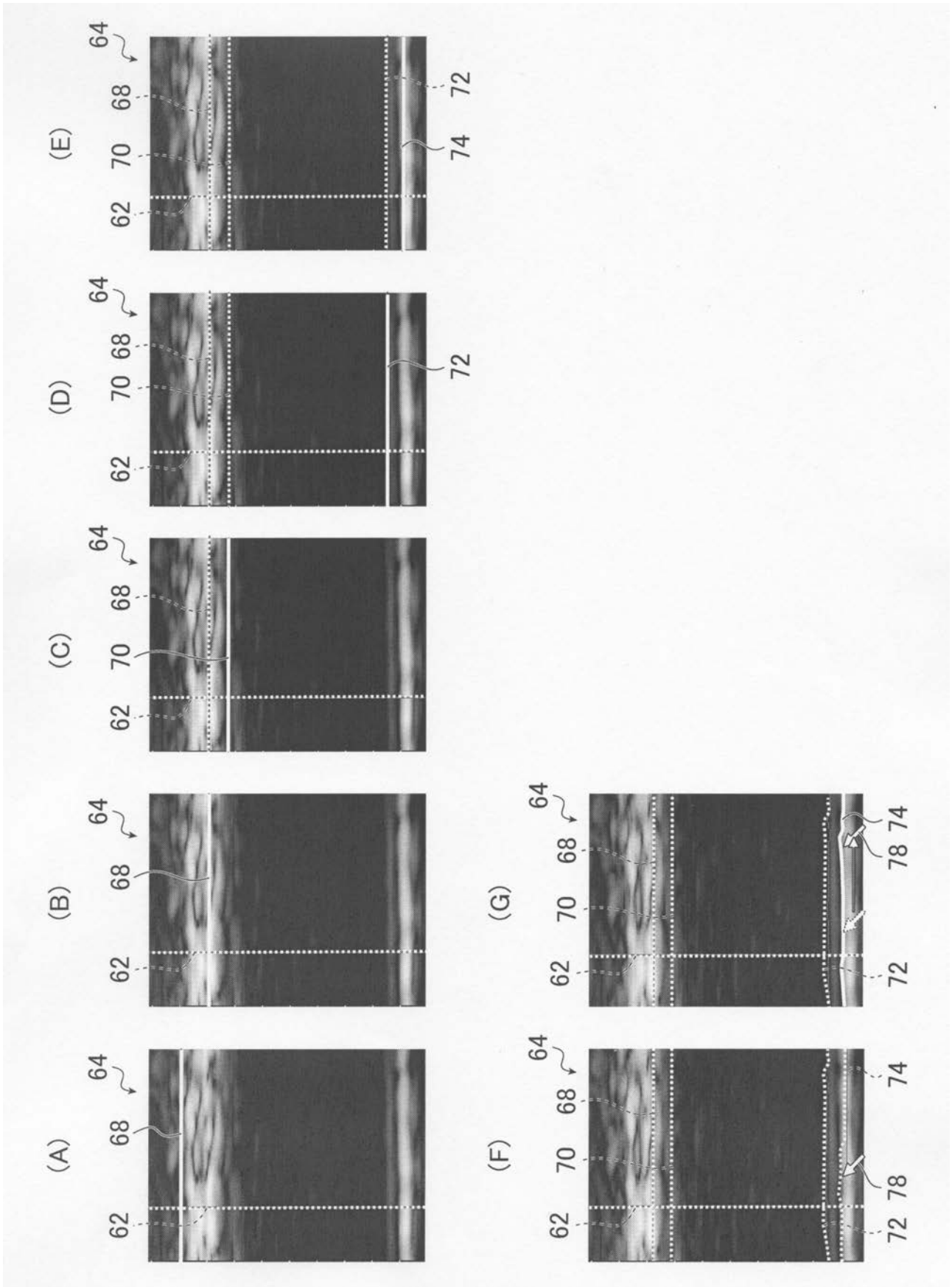
【 図 8 】



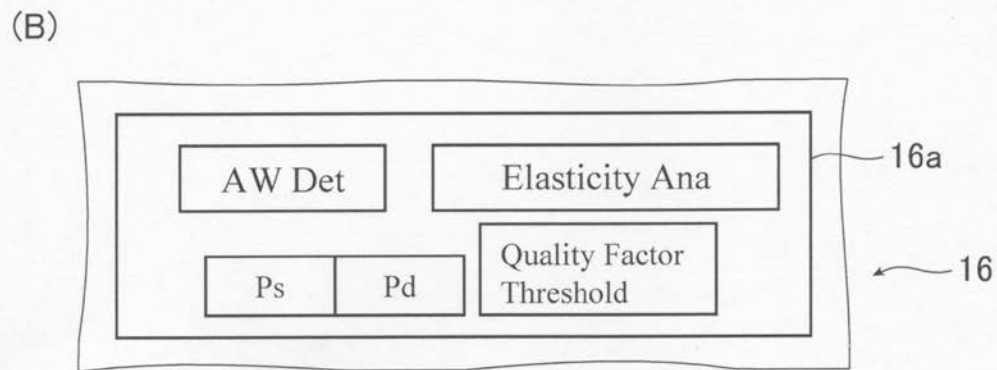
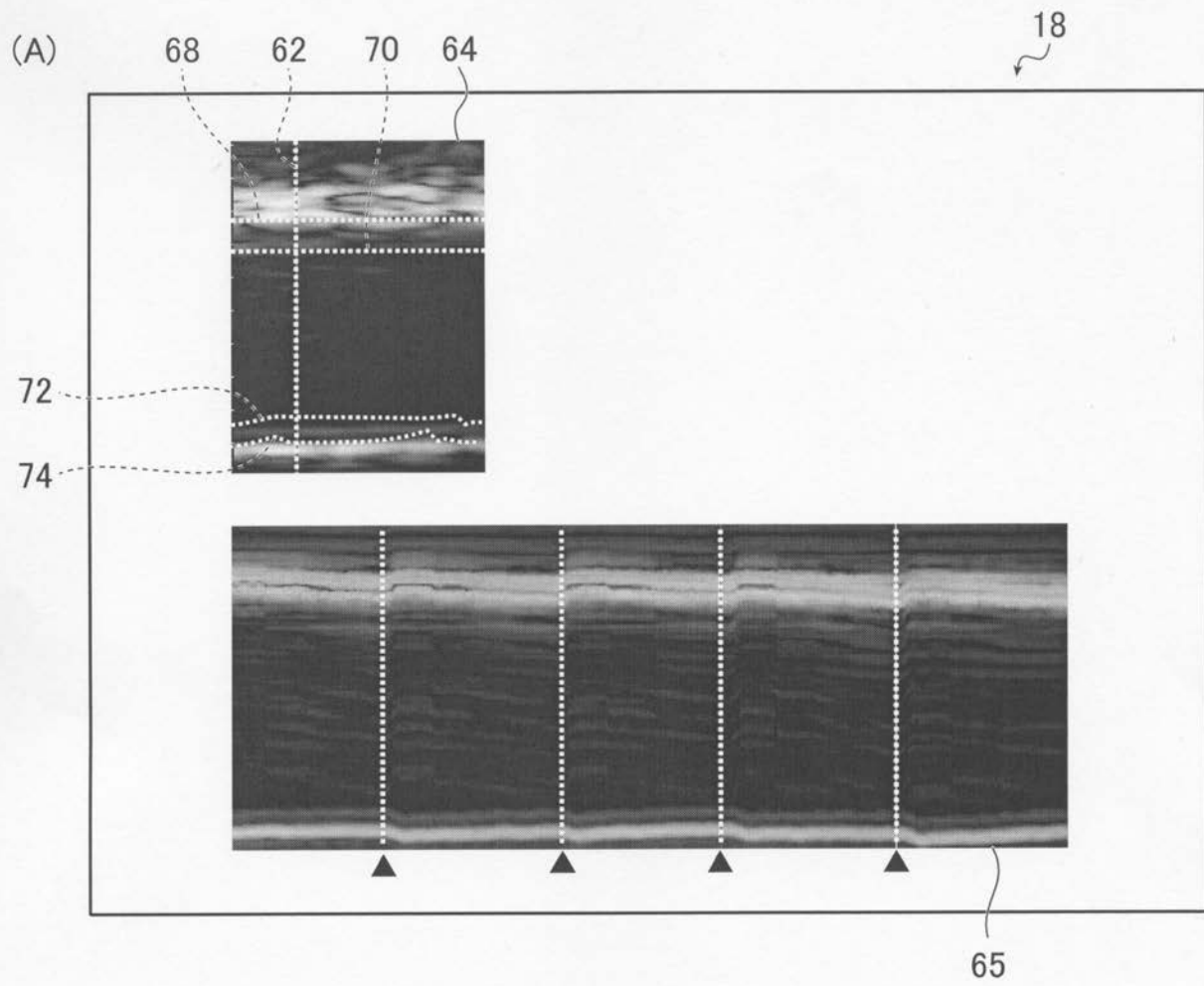
【図 9】



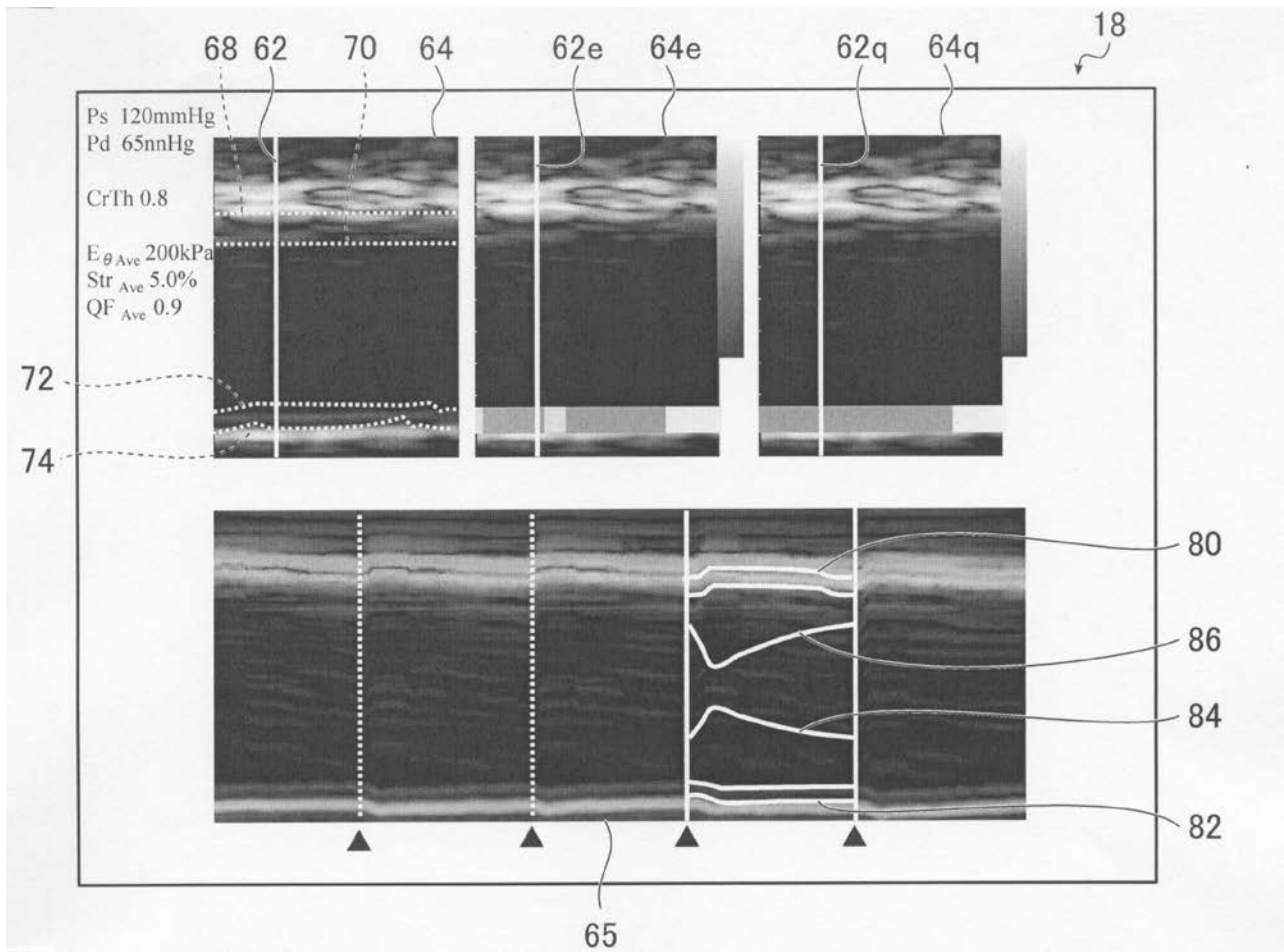
【図 10】



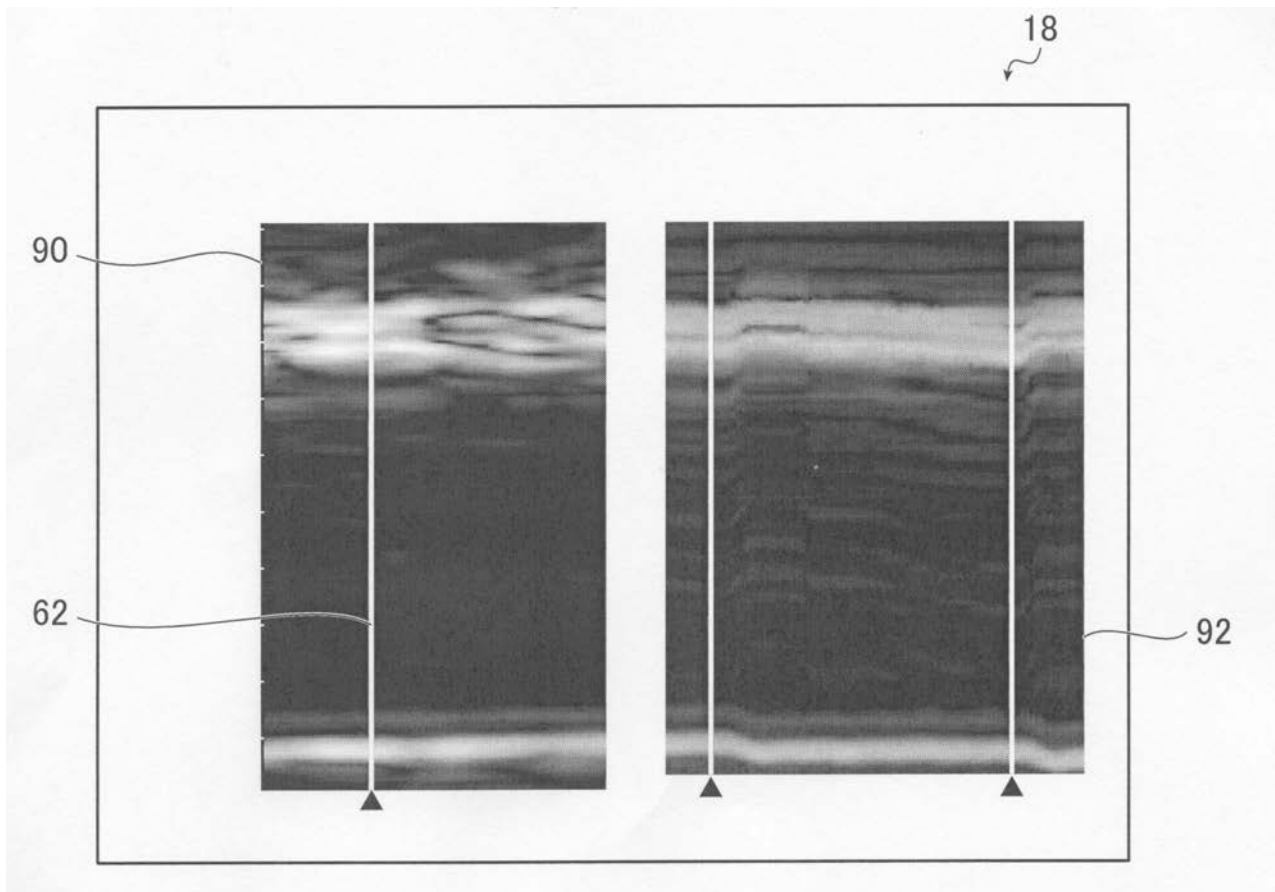
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



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 DD01 DD07 DD14 DD19 HH13 JC37 KK12 KK13 KK25

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012249845A	公开(公告)日	2012-12-20
申请号	JP2011125233	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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4405 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5284 G01S7/52042 G01S7/52066 G06T7/0012		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD07 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/HH13 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5588928B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在测量血管壁的弹性模量的超声波诊断装置中选择适合于测量弹性模量的血管的心跳的超声波诊断装置。 解决方案：M模式图像以预定的间隔在B模式图像中的方位方向上存储，并且根据B模式图像中在方位方向上的位置选择，将所选位置的M模式图像更改为B模式图像。 通过与之一起显示可以解决上述问题。 [选择图]图6

