

(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2012-249852

(P2012-249852A)

(43) 公開日 平成24年12月20日(2012.12.20)

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

F I  
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 28 頁)

(21) 出願番号 特願2011-125361 (P2011-125361)  
(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 望稔  
(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 宮地 幸哉  
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

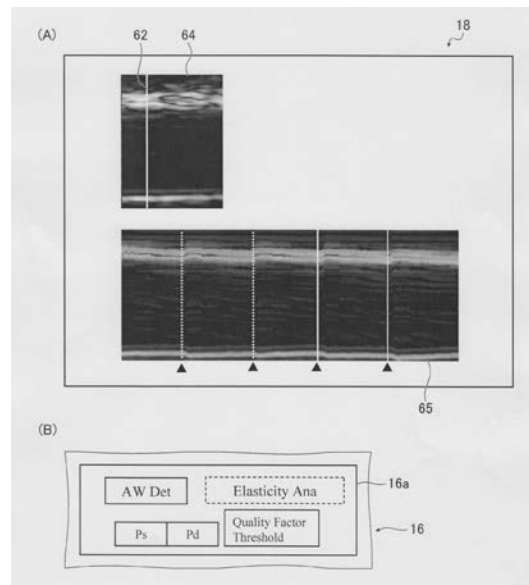
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(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、血管前壁の境界を検出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モード画像およびMモード画像を生成して、Mモード画像中におけるBモード画像に対応する時相を用いて、Bモード画像の血管前壁境界を検出することにより、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、

前記Mモード画像の前記Bモード画像に対応する時相を用いて、前記Bモード画像の血管前壁の境界を検出する境界検出手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記境界検出手段は、前記Mモード画像を二値化して仮の内腔を検出し、前記Mモード画像の前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相において、この仮の内腔から深度が浅い方向に3mm以内における最高輝度の位置を検出して、この最高輝度の位置を前記Bモード画像における血管前壁境界とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

**【請求項 3】**

前記画像形成手段は、前記Bモード画像のアジマス方向の複数点に対応するMモード画像を形成する請求項1または2に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記画像形成手段は、前記Bモード画像のアジマス方向の全域に対応するMモード画像を形成する請求項3に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記境界検出手段は、前記Bモード画像のアジマス方向の複数点に対応するMモード画像を用いて、前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相における前記最高輝度の位置の検出を行なう請求項2～4のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 6】**

前記境界検出手段は、前記Mモード画像の前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相を含む所定領域において、前記最高輝度の位置の検出を行なう請求項2～5のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記境界検出手段は、前記Mモード画像の全域において、前記最高輝度の位置を検出する請求項6に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 8】**

前記境界検出手段は、検出した前記最高輝度の位置を結んで、スムージングおよび異常成分除去の少なくとも一方を行い、

その後、前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相における前記最高輝度の位置を検出する請求項6または7に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

表示手段と、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設定手段とを有する請求項1～8のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記画像形成手段は、まず、前記表示手段に表示するためのBモード画像を形成し、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Mモード画像を形成する請求項9に記載の超音波診断装置。

40

**【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9または10に記載の超音波診断装置。

**【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モード画像で血管前壁の境界を自動検出できる超音波診断装置に関する。

50

## 【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。

10

## 【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。

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】

20

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】

30

## 【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】

このような超音波診断装置での血管弾性率等の計測は、通常、Bモード画像上で表示ライン（関心線）等を用いて、Mモード画像を表示するアジマス方向の位置を選択し、選択した表示ラインのMモード画像を表示して解析し、血管壁の移動量や移動速度等を検出することで行なわれる。

40

また、特許文献2にも記載されるように、超音波診断装置では、血管の後壁（深度が深い側）に比べ、血管の前壁は検出しにくいという性質が有る。そのため、解析は、多くの場合、血管後壁を用いて行なわれる。

## 【0008】

ここで、血管が管状（チューブ状）であることを考慮すると、より正確な解析を行なうためには、検出が困難な血管前壁の位置や変位等の情報が必要になる場合も有る。

また、血管前壁の位置や変位の情報を適正に得るためには、Mモード画像のみならず、血管の断層像であるBモード画像中の血管前壁の位置を、適正に把握することが必要になる場合も有る。

50

## 【0009】

しかしながら、現状の超音波診断装置では、Bモード画像において血管前壁を自動で適正に検出することは、非常に困難である。

そのため、血管弾性率の計測等において、Bモード画像における血管前壁の情報が必要な場合には、例えば、医師等の操作者が画像を観察して、トラックボール等を操作して、血管前壁（血管前壁境界）の位置設定を行なう必要が有る。しかしながら、Bモード画像での血管前壁の境界は、不明確で目視による判別が難しいことが多く、Bモード画像で血管前壁に設定することは、操作者に大きな負担を強いる結果となる。

## 【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、血管弾性率の計測等を行なう超音波診断装置であって、Bモード画像における血管前壁の境界を好適に検出することができ、これにより、より正確な血管弾性率の計測等における操作性を向上し、かつ、より正確な計測を可能にする、超音波診断装置を提供することにある。

10

## 【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、前記Mモード画像の前記Bモード画像に対応する時相を用いて、前記Bモード画像の血管前壁の境界を検出する境界検出手段とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

## 【0012】

このような本発明の超音波診断装置において、前記境界検出手段は、前記Mモード画像を二値化して仮の内腔を検出し、前記Mモード画像の前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相において、この仮の内腔から深度が浅い方向に3mm以内における最高輝度の位置を検出して、この最高輝度の位置を前記Bモード画像における血管前壁境界とするのが好ましい。

また、前記画像形成手段は、前記Bモード画像のアジマス方向の複数点に対応するMモード画像を形成するのが好ましい。

30

また、前記画像形成手段は、前記Bモード画像のアジマス方向の全域に対応するMモード画像を形成するのが好ましい。

また、前記境界検出手段は、前記Bモード画像のアジマス方向の複数点に対応するMモード画像を用いて、前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相における前記最高輝度の位置の検出を行なうのが好ましい。

また、前記境界検出手段は、前記Mモード画像の前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相を含む所定領域において、前記最高輝度の位置の検出を行なうのが好ましい。

また、前記境界検出手段は、前記Mモード画像の全域において、前記最高輝度の位置を検出するのが好ましい。

40

また、前記境界検出手段は、検出した前記最高輝度の位置を結んで、スムージングおよび異常成分除去の少なくとも一方を行い、その後、前記血管前壁境界を検出するBモード画像に対応する時相における前記最高輝度の位置を検出するのが好ましい。

## 【0013】

また、表示手段と、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設定手段とを有するのが好ましい。

また、前記画像形成手段は、まず、前記表示手段に表示するためのBモード画像を形成し、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Mモード画像を形成するのが好ましい。

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

50

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】

【0014】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置は、Mモード画像を利用してBモード画像における血管前壁の境界、特に外膜中膜境界を、自動で適正に検出することができる。

従って、本発明の超音波診断装置によれば、血管弾性率の計測を行なう際にBモード画像における血管前壁の位置等が必要な場合に、操作者による血管前壁の設定等の手間を省くことができると共に、より正確な計測を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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。

【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)および(B)は、本発明の超音波診断装置における血管前壁の外膜中膜境界の検出方法を説明するための概念図である。

【図11】(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12】(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13】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】

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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

10

20

30

40

50

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、ハーモニッ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。

#### 【0020】

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。

#### 【0021】

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）。

#### 【0022】

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、コンピュータ等を利用して構成される。

#### 【0023】

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。

#### 【0024】

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、境界検出部40、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、境界検出部40および拍検出部46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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

送受信制御部 3 2 は、送信回路 2 8 および受信回路 3 0 を介してプローブ 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 6 】

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 7 】

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 8 】

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 9 】

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 3 0 】

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 1 】

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。

10

20

30

40

50

以下、図3のフローチャートおよび図5～図13を参照して、VEモードにおける超音波診断装置10の作用を説明することにより、上記記憶部36や境界検出部40等の各部位、ならびに、本発明の超音波診断装置10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18の表示に関しては、表示処理部52がラインの形成等の必要な処理を行なう。

#### 【0032】

超音波診断装置10による超音波診断が開始されると、送受信制御部32による制御の下、送信回路28がプローブ14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30はプローブ14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34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14が首nに当てられたとして、画像形成部34(Bモード画像形成部56)によって形成されたBモード画像が、表示処理部52で処理されて、ディスプレイ18に表示される。

#### 【0033】

目的とする頸動脈cが適正な状態で観察できるようになり、操作パネル16のモード選択手段(以下の説明では、「操作パネル16」は省略する)によってVEモードが選択されると、表示処理部52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ROI60を表示させる。

#### 【0034】

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ROI60の位置を移動できる。また、セットボタンを押すと、ROI60の位置が固定され、トラックボールでの操作によってROI60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、ROI60の位置変更およびROI60のサイズ調整が、交互に実施可能になる。

#### 【0035】

この状態からズームボタンが押されると(押下されると)、ROI60の位置やサイズの調整が終了してROI60の設定が指示されたとして、送受信制御部32は、フレームレートをROI60の設定指示前よりも高くする(例えば、200Hz以上あるいはROI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58によって、ROI60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、ROI60の部分が拡大されたBモード画像64、および、ROI60(その選択ライン62)のMモード画像65が、同時に表示される。

なお、Bモード画像64とMモード画像65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。

#### 【0036】

図5(B)において、上側がBモード画像64で、下側がMモード画像65である。

Bモード画像64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14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62が表示される。この選択ライン62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。

#### 【0037】

また、Mモード画像65において、横方向は時間軸である。Mモード画像65において、時間は左から右に流れており、間隙65aの左側が現在のフレームとなる(すなわち、間隙65aの右側は過去のフレーム)。また、Bモード画像64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18に表示されているMモード画像65は、予め位

10

20

30

40

50

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 8 】

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 3 9 】

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。

10

【 0 0 4 0 】

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 1 】

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。

20

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（最新の位置）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、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。

30

【 0 0 4 2 】

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 にも送られ、現在、表示している M モード画像 6 5 には、心拍の検出結果が表示される。

【 0 0 4 3 】

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。

40

【 0 0 4 4 】

表示処理部 5 2 は、図 6 に示すように、心拍の検出結果を、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。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 6 4 は、M モード画像 6 5 中に

50

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 5 】

M モード画像 6 5 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 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。なお、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 4 6 】

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、

【 0 0 4 7 】

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 4 8 】

さらに、この M モード画像 6 5 で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。

【 0 0 4 9 】

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 5 0 】

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 a 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。

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

10

20

30

40

50

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 a 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。

#### 【 0 0 5 1 】

なお、選択された心拍において、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

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。

#### 【 0 0 5 2 】

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。

20

#### 【 0 0 5 3 】

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 5 4 】

血管壁の検出モードは、境界検出部 4 0 によって、血管前壁の外膜中膜境界、血管前壁の内膜内腔境界、血管後壁の内膜内腔境界、および、血管後壁の外膜中膜境界の検出を行なうものである。

30

#### 【 0 0 5 5 】

境界検出部 4 0 は、最初に、血管前壁の外膜中膜境界を検出するために、血管の仮の内腔を設定する。

血管において、内腔には超音波を反射する組織は、基本的に、存在しない。従って、M モード画像において、内腔は、低輝度な帯が時間軸方向に延在する状態となる。これを利用して、血管検出部 4 0 は、まず、M モード画像 6 5 を輝度（濃度）で二値化して、帯状の低輝度領域を検出し、これを仮の内腔として設定する。

#### 【 0 0 5 6 】

次いで、境界検出部 4 0 は、図 1 0 ( A ) に概念的に示すように、M モード画像 6 5 で仮設定した内腔 1 0 0 の境界から、深度方向（矢印 e 方向）の浅い側に 3 m m 以内の領域における、最高輝度点（最低濃度点）x を検出する。

40

一般的に、前壁の外膜中膜境界と内膜内腔境界との間隔は、通常、1 m m 以下であり、3 m m を超えることは、殆ど無い。また、超音波画像においては、B モード画像では、前壁は非常に不明確な場合が多いが、M モード画像では、前壁の外膜中膜境界は、高輝度な点（ライン）として検出できる場合が多い。

従って、M モード画像 6 5 において、仮の内腔 1 0 0 から深度方向に 3 m m 以内の領域で最高輝度点 x を検出することにより、B モード画像 6 4 における選択ライン 6 2 での、各時相での外膜中膜境界を検出できる。

#### 【 0 0 5 7 】

境界検出部 4 0 は、図 1 0 ( A ) に示すように、このような最高輝度点 x の検出を、B

50

モード画像 6 4 の時相 T を中心とする M モード画像 6 5 の所定領域 t ( 所定期間 ) において、全フレーム ( 時間的な全サンプリング点 ) に対して行なう。図示例においては、選択された心拍の開始位置の B モード画像 6 4 を表示するので、この心拍の開始位置を中心に、所定領域 t の全フレームで最高輝度点 x の検出を行なう。

なお、この所定領域 t には、特に限定はなく、要求される精度等に応じて、適宜、設定すればよい。一般的には、一拍分程度の長さが有れば十分である。具体的には、心拍の一拍程度 ( 1 秒程度 )、20 フレーム程度、フレームレートの 1 / 10 程度、選択した心拍の長さを  $t_0$  として時相 T を中心に前後に  $0.2 t_0$  程度 ( 0.2 秒程度 ) の期間が例示される。あるいは、上記各例等を選択肢として操作者が所定領域 t を選択できるようにしてもよく、所定領域 t を操作者が任意に設定できるようにしてもよく、所定領域 t の選択と任意設定とを選択できるようにしてもよい。

10

#### 【 0 0 5 8 】

次いで、図 1 0 ( B ) に概念的に示すように、検出した最高輝度点 x を連結して、スムージングおよび異常サンプル除去の少なくとも一方を行ない、得られたラインを、M モード画像 6 5 中における前壁の外膜中膜境界の検出結果とする。

検出した最高輝度点 x には、スペックル等に起因する異常成分やノイズが含まれている可能性も有る。従って、このような処理を行なうことにより、スペックル等に起因する異常成分やノイズを除去して、より正確な前壁の外膜中膜境界の検出が可能となる。

スムージングや、異常成分の除去は、各種の画像処理装置等で行なわれている公知の方法を利用すればよい。

20

#### 【 0 0 5 9 】

なお、より高精度に前壁の外膜中膜境界を検出するために、このような M モード画像 6 5 における外膜中膜境界すなわち最高輝度点 x の検出を、所定領域 t のみではなく、M モード画像の時間軸方向の全域で行なって、スムージング等の処理を行なってもよい。

あるいは、逆に、M モード画像の B モード画像 6 4 に対応する時相 T の 1 点のみで最高輝度点 x の検出を行なってもよい。

もしくは、最高輝度点 x の検出領域において、1 フレーム置きや 2 フレーム置き等で最高輝度点 x の検出を行なって、スムージング等の処理を行なってもよい。

あるいは、操作者が、これらのいずれかを選択できるようにしてもよい。

30

#### 【 0 0 6 0 】

スムージング等の処理が終了したら、境界検出部 4 0 は M モード画像 6 5 中で検出した外膜中膜境界 ( そのライン ) と、B モード画像 6 4 に対応する時相 T との交点の深度方向の位置を検出する。すなわち、この交点が、表示している B モード画像 6 4 における、M モード画像 6 5 を表示する選択ライン 6 2 上における外膜中膜境界の位置となる。

#### 【 0 0 6 1 】

前述のように、記憶部 3 6 は、選択ライン 6 2 のみならず、B モード画像 6 4 のアジマス方向の全域に対応して、M モード画像を記憶している。

境界検出部 4 0 は、同様の最高輝度点 x の検出、スムージング等による外膜中膜境界の検出、および、検出した外膜中膜境界と B モード画像 6 4 に対応する時相 T との交点の検出を、記憶部 3 6 が記憶している全ての M モード画像で行なう。

40

すなわち、これら交点は、表示している B モード画像 6 4 における、それぞれの M モード画像が対応するアジマス方向の位置における外膜中膜境界となる。

#### 【 0 0 6 2 】

全ての M モード画像で前記交点すなわち外膜中膜境界を検出したら、境界検出部 4 0 は、それぞれの M モード画像で検出した外膜中膜境界を、深度方向の位置を表示中の B モード画像 6 4 に合せて、各 M モード画像のアジマス方向の位置に応じて連結して、B モード画像 6 4 における前壁の外膜中膜境界の検出結果として表示処理部 5 2 に送る。

表示処理部 5 2 は、図 1 1 ( A ) に示すように、供給された前壁の外膜中膜境界の検出結果を、ライン 6 8 として B モード画像 6 4 に表示する。

#### 【 0 0 6 3 】

50

前述のように、Bモード画像では、血管前壁は不鮮明であることが多く、Bモード画像からの前壁境界の自動検出は、非常に困難である。Bモード画像で前壁の位置情報が必要な場合、操作者が不鮮明なBモード画像を見ながら手動で設定する必要があり、大きな負担になっていた。

これに対し、本発明においては、Bモード画像に対応するMモード画像を用いて、Bモード画像における血管前壁境界（外膜中膜境界）を検出することができる。

そのため、本発明によれば、操作者による血管前壁の設定等の手間を無くし、あるいは、大幅に負担を低減することができると共に、より正確な計測を行なうことができる。

#### 【0064】

なお、本例においては、アジマス方向の全てのMモード画像を用いて、Bモード画像64の前壁の外膜中膜境界の検出を行なったが、本発明は、これに限定はされない。

例えば、アジマス方向の全Mモード画像ではなく、1画像置きや3画像置きなど、アジマス方向に所定数間隔で抜き出したMモード画像を用いて、同様に、Bモード画像64の前壁の外膜中膜境界の検出を行ってもよい。

あるいは、1点もしくは複数点のMモード画像で、同様にして、前壁の外膜中膜境界の検出を行い、用いたMモード画像のアジマス方向の位置に応じて、その検出結果をBモード画像64に表示し、操作者が、この表示をアシストとして、後述する後壁境界の設定と同様に、トラックボール等を用いて前壁の外膜中膜の境界を設定するようにしてもよい。

あるいは、操作者が、これらを選択できるうにしてもよい。

#### 【0065】

前壁の外膜中膜境界の検出が終了したら、境界検出部40は、次いで、前壁の内膜内腔境界の検出を行なう。

Mモード画像において、外膜中膜境界と内膜内腔境界は、基本的に、同じ動きをするはずである。これに対して、Mモード画像において、スペックルなどのノイズ等は、外膜中膜境界の動きとは無関係な動きをし、あるいは、深度方向の位置が固定的である。

これを利用して、境界検出部40は、先に検出した仮の内腔100の情報と、各Mモード画像で検出した外膜中膜境界の情報を用いて、各Mモード画像において、外膜中膜境界を同様に動く境界を検出し、これを、各Mモード画像における内膜内腔境界とする。

なお、この検出は、前述と同様にBモード画像の時相Tを中心とする所定領域のみで行なっても、Mモード画像の時間軸全域で行なってもよい。

#### 【0066】

これ以降は、前述の外膜中膜境界の検出と同様に、各Mモード画像において検出した内膜内腔境界のラインと、Bモード画像の時相Tとの交点を検出し、この交点を、それぞれのMモード画像のアジマス方向の位置に応じて配列して、Bモード画像64の前壁の内膜内腔の検出結果として、検出結果として表示処理部52に送る。

表示処理部52は、図11(B)に示すように、供給された前壁の外膜中膜境界の検出結果を、ライン70としてBモード画像64に表示する。

#### 【0067】

前壁の内膜内腔の検出結果が表示されると、次いで、図11(C)に示すように、Bモード画像64中に、血管後壁の内膜内腔境界に対応する、アジマス方向に延在する直線状のライン72が表示される。

このライン72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。ライン72が表示されたら、図11(C)および図11(D)に示すように、トラックボールによって移動して、ライン72を血管後壁の内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。

なお、図11や他の図からも明らかのように、Bモード画像においては血管後壁の境界は、非常に鮮明に表示される。従って、このようなトラックボール等を用いた血管後壁の設定は、操作者の負担は、非常に少ない。

#### 【0068】

セットボタンが押されると、図11(E)に示すように、Bモード画像64において、

10

20

30

40

50

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。

このライン 7 4 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 4 を血管後壁を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。

【 0 0 6 9 】

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、  
10 図 1 1 ( 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 7 2 およびライン 7 4 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。

【 0 0 7 0 】

境界検出部 4 0 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 1 1 ( F ) に示すように、Bモード画像 6 4 にカーソル 7 8 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 7 8 は表示されていない）。

【 0 0 7 1 】

このカーソル 7 8 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 7 8 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 7 8 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 1 1 ( G ) に示すように、外膜内腔境界を示すライン 7 4 が選択されて実線になったとする。ライン 7 4 に沿って、トラックボールによってカーソル 7 8 を移動して、再度、セットボタンが押されると、境界検出部 4 0 が、カーソルによってなぞられた領域のライン 7 4 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 4 2 に送られる。

【 0 0 7 2 】

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 1 2 ( A ) に示すように、全てのラインが破線になり、さらに、  
30 図 1 2 ( B ) に示すように、タッチパネル 1 6 a 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、「P s」ボタンを用いて被検者の心臓収縮期の血圧を、「P d」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。

【 0 0 7 3 】

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  
40 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 1 0 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  
もよい。

【 0 0 7 4 】

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 4 2 が、Mモード画像 6 5 において、  
50 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、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。

10

#### 【0075】

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。

#### 【0076】

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。

20

なお、血管前壁に関しては、前述のMモード画像での最高輝度点の検出を心拍の全域で行なった場合には、この最高輝度点の検出による外膜中膜境界等の検出結果を血管前壁のトラッキング結果として用いてもよく、もしくは、このMモード画像を用いた外膜中膜境界等の検出結果（心拍の一部もしくは全部）を利用して（参照して）、血管前壁のトラッキングを行ってもよい。

#### 【0077】

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。

30

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。

#### 【0078】

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。

$$\epsilon_i = h_i / h_{di} \quad \dots (1)$$

なお、上記式（1）において、 $\epsilon_i$ は、各測定点の間における血管の径方向の歪みを、 $h_i$ 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。

40

#### 【0079】

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。

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

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。

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

なお、上記式（2）および式（3）において、 $h_i$ および $h_{di}$ は、先と同様であり、

50

$p$  は、心臓収縮期と心臓拡張末期とにおける血圧差を、 $r_d$  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。

【0080】

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。

【0081】

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。

10

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。

20

【0082】

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( $E_{ave}$ )、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。

【0083】

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13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。

30

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( $E_{ave}$ )、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。

【0084】

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、画像の高密度であるほど、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。

40

【0085】

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。

【0086】

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。

50

## 【 0 0 8 7 】

ここで、図 1 3 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 6 4 e における弾性率の結果表示の右隅部や、Bモード画像 6 4 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。

## 【 0 0 8 8 】

また、下側の Mモード画像 6 5 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 8 0 および血管後壁のトラッキング結果 8 2、血管径の変化波形 8 4、ならびに、血管壁の厚みの変化波形 8 6 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。

## 【 0 0 8 9 】

ここで、血管壁の弾性率の計測結果等がディスプレイ 1 8 に表示されると、Bモード画像 6 4 における選択ライン 6 2 が実線になって、トラックボールによってアジマス方向に移動可能になる。

Bモード画像 6 4 で選択ライン 6 2 が移動されると、表示処理部 5 2 は、記憶部 3 6 から、選択ライン 6 2 の位置対応する Mモード画像を読み出して、ディスプレイ 1 8 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 6 2 が移動されると、Mモード画像 6 5 が、この選択ライン 6 2 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 8 0 および血管後壁のトラッキング結果 8 2、血管径の変化波形 8 4、ならびに、血管壁の厚みの変化波形 8 6 が、Bモード画像 6 4 の選択ライン 6 2 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 6 5 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。

## 【 0 0 9 0 】

さらに、セットボタンを押した後、Bモード画像 6 4 e および Bモード画像 6 4 q において、選択ライン 6 2 e および選択ライン 6 2 q 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に選択し、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。

## 【 0 0 9 1 】

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。

## 【 0 0 9 2 】

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 】

## 【 0 0 9 3 】

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 】

## 【 0 0 9 4 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 2 診断装置本体
- 1 4 (超音波)プローブ
- 1 6 操作パネル

10

20

30

40

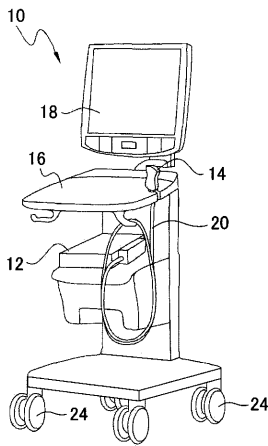
50

- 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
- 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

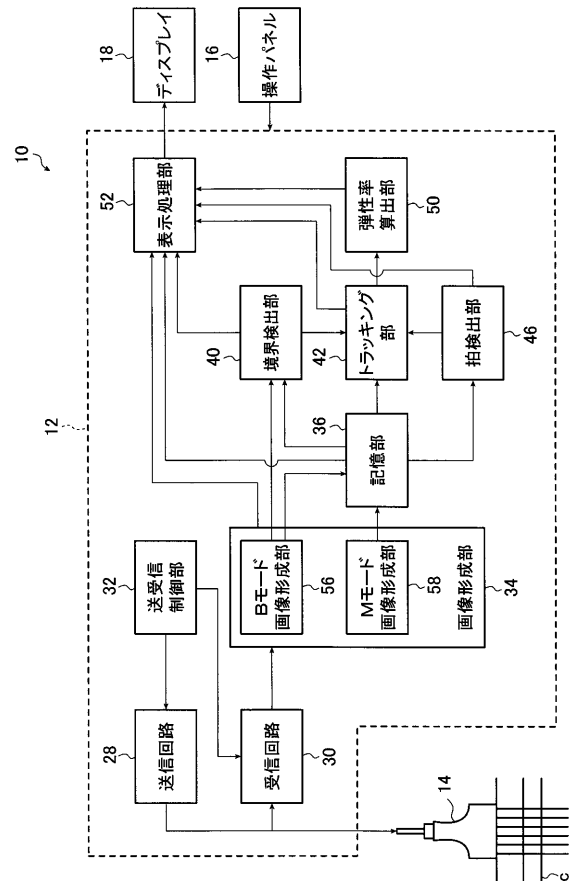
10

20

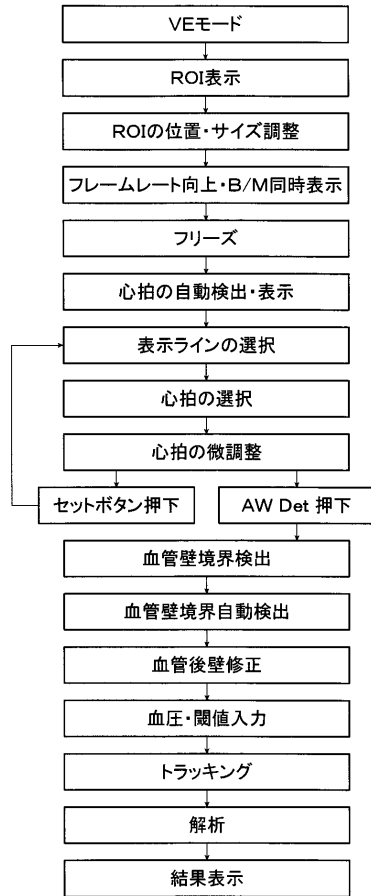
【図1】



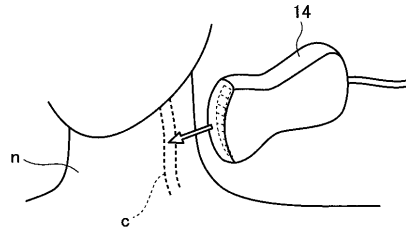
【図2】



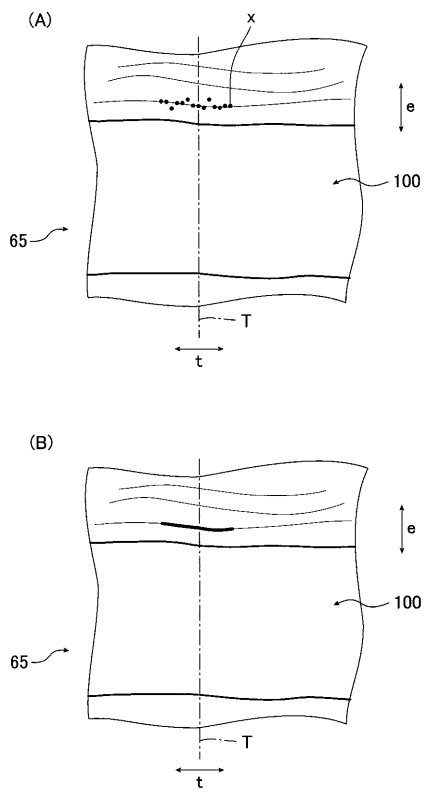
【 図 3 】



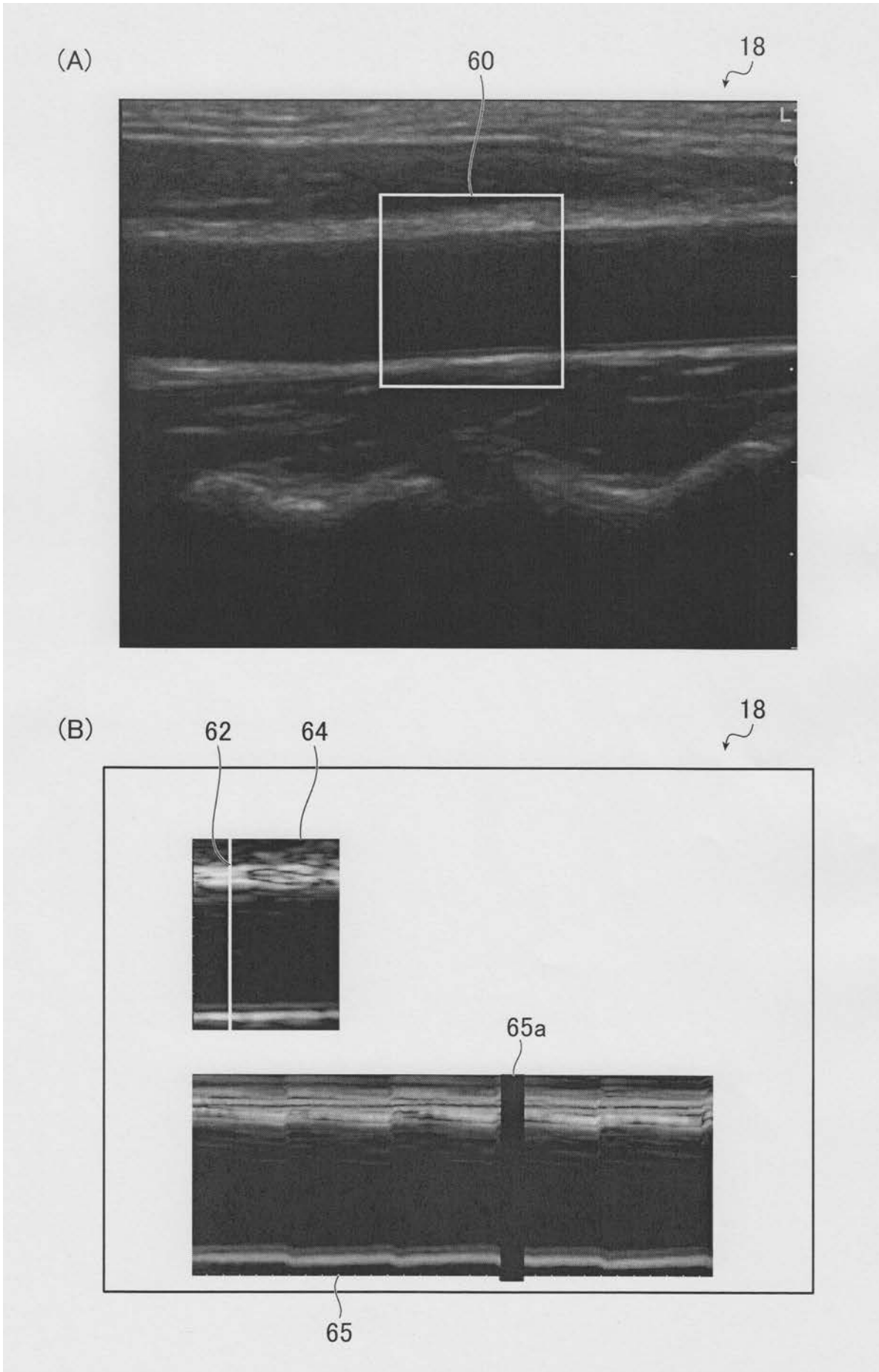
【 図 4 】



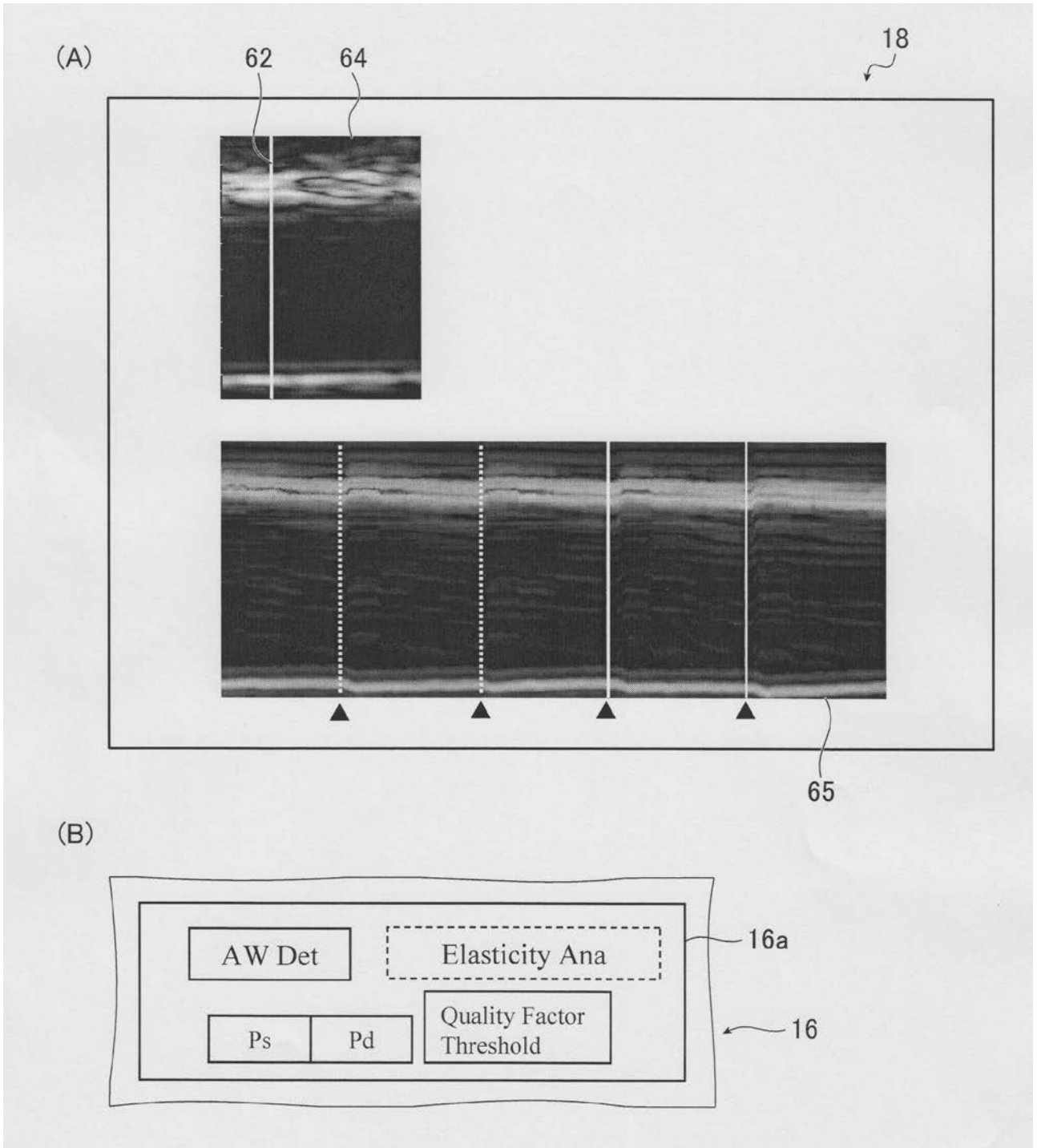
【 図 10 】



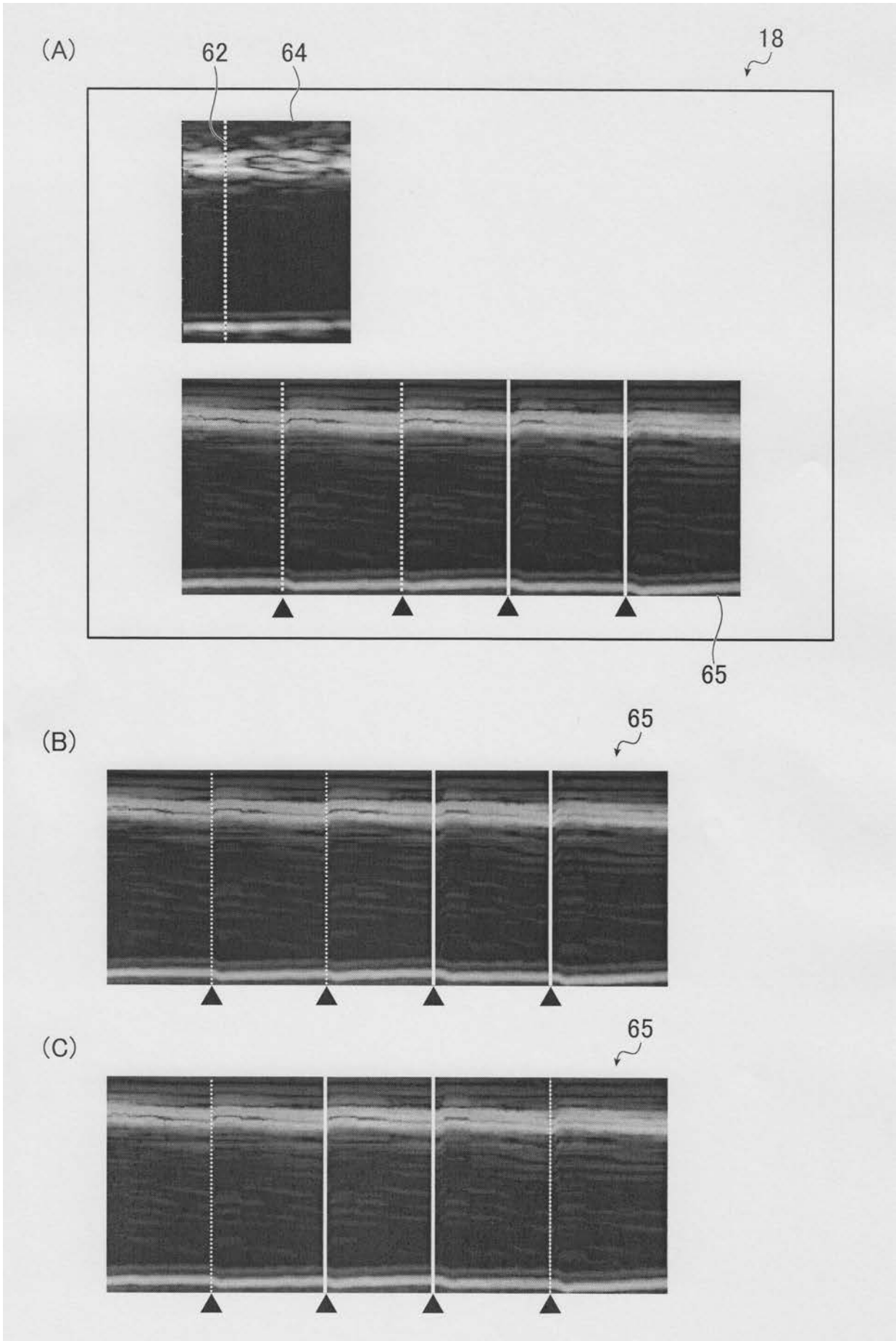
【 図 5 】



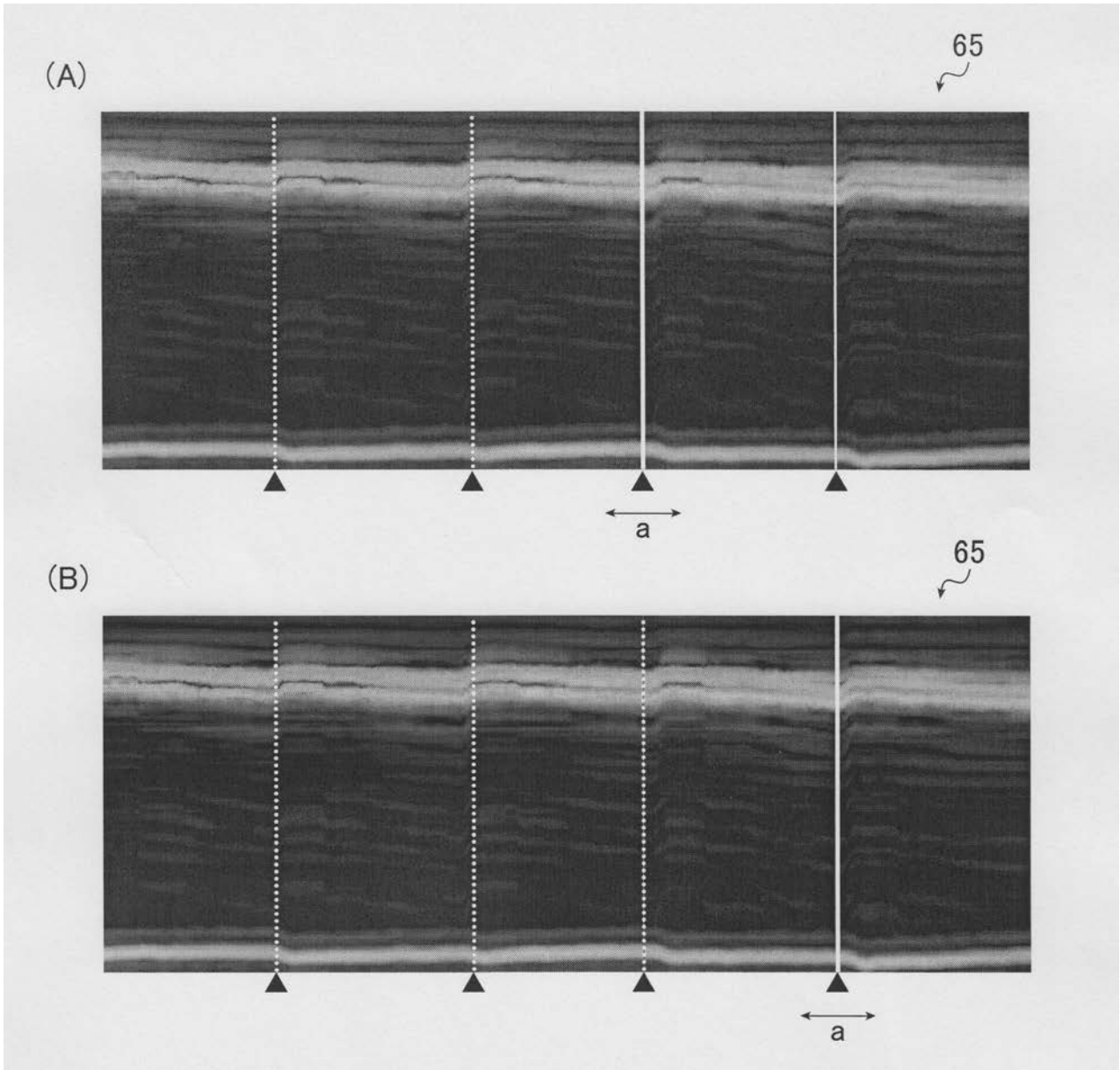
【 図 6 】



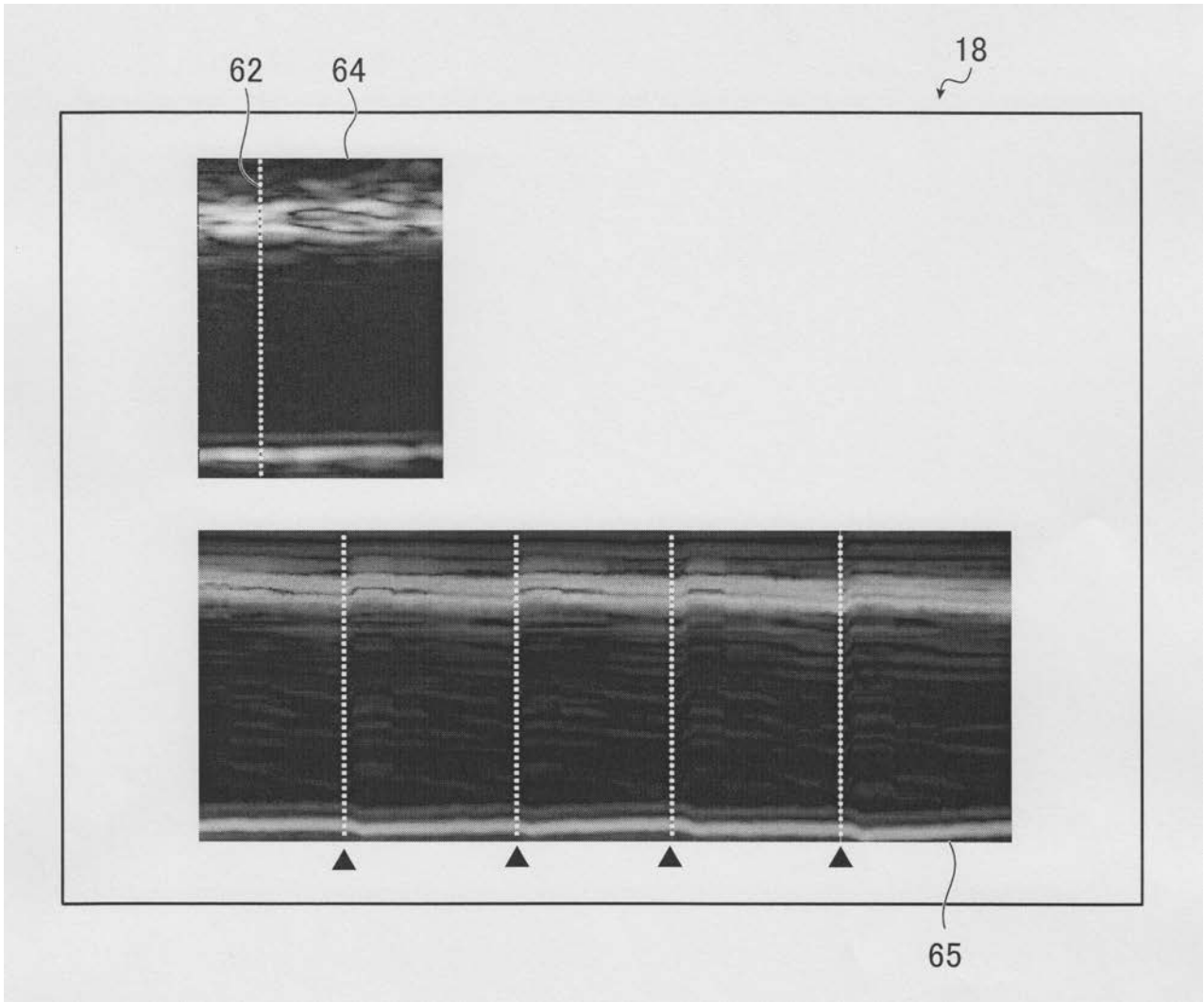
【 図 7 】



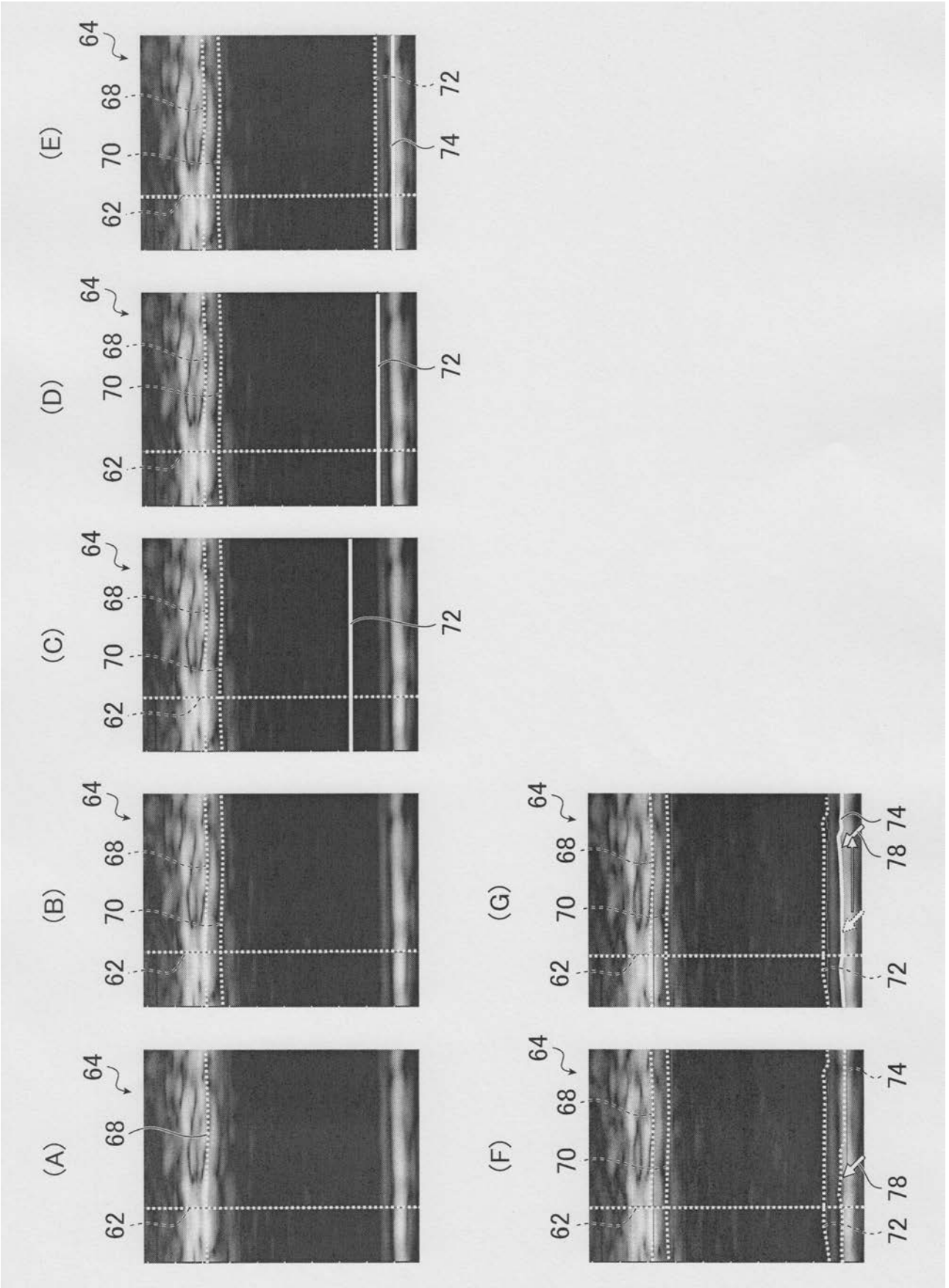
【 図 8 】



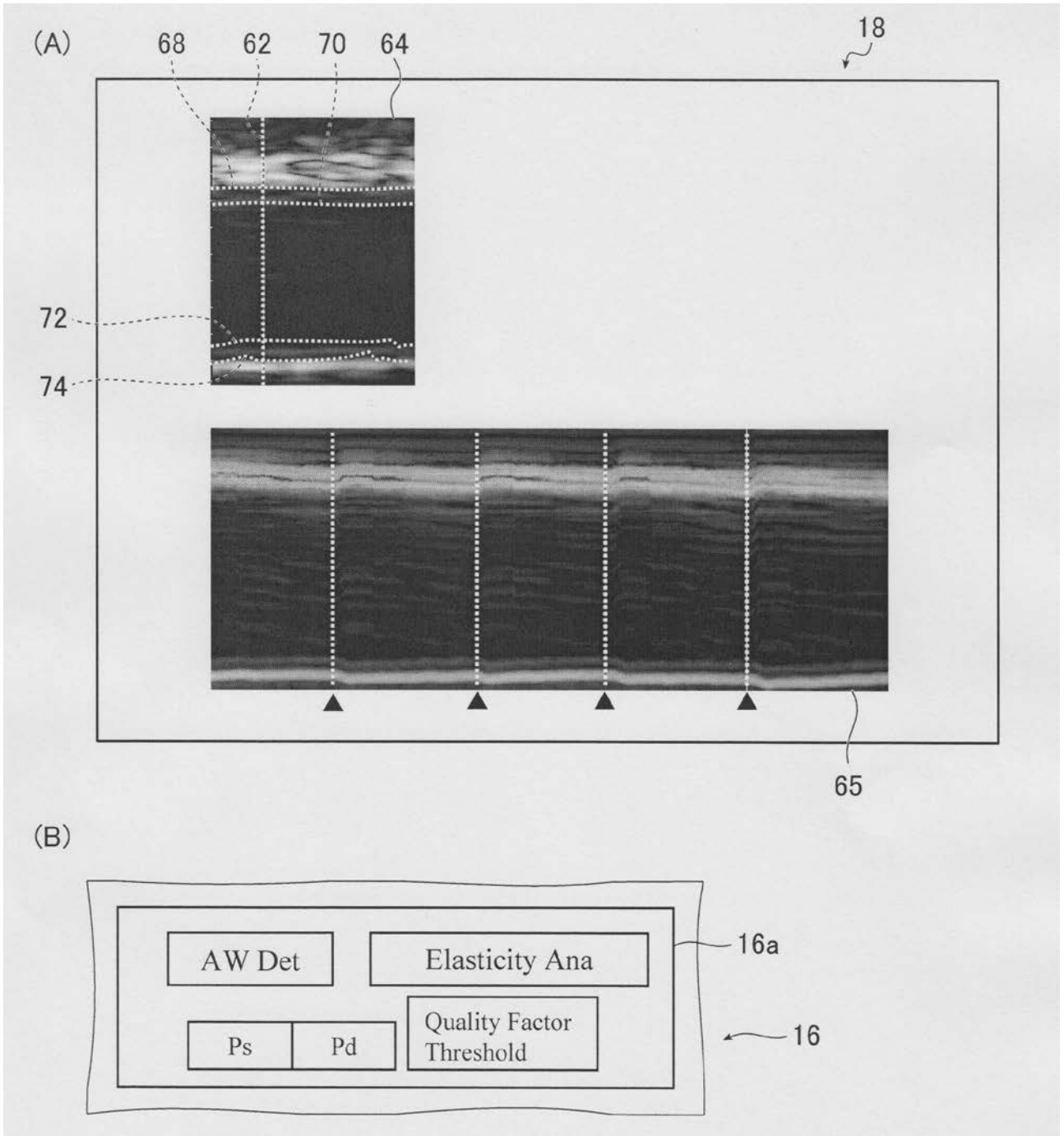
【 図 9 】



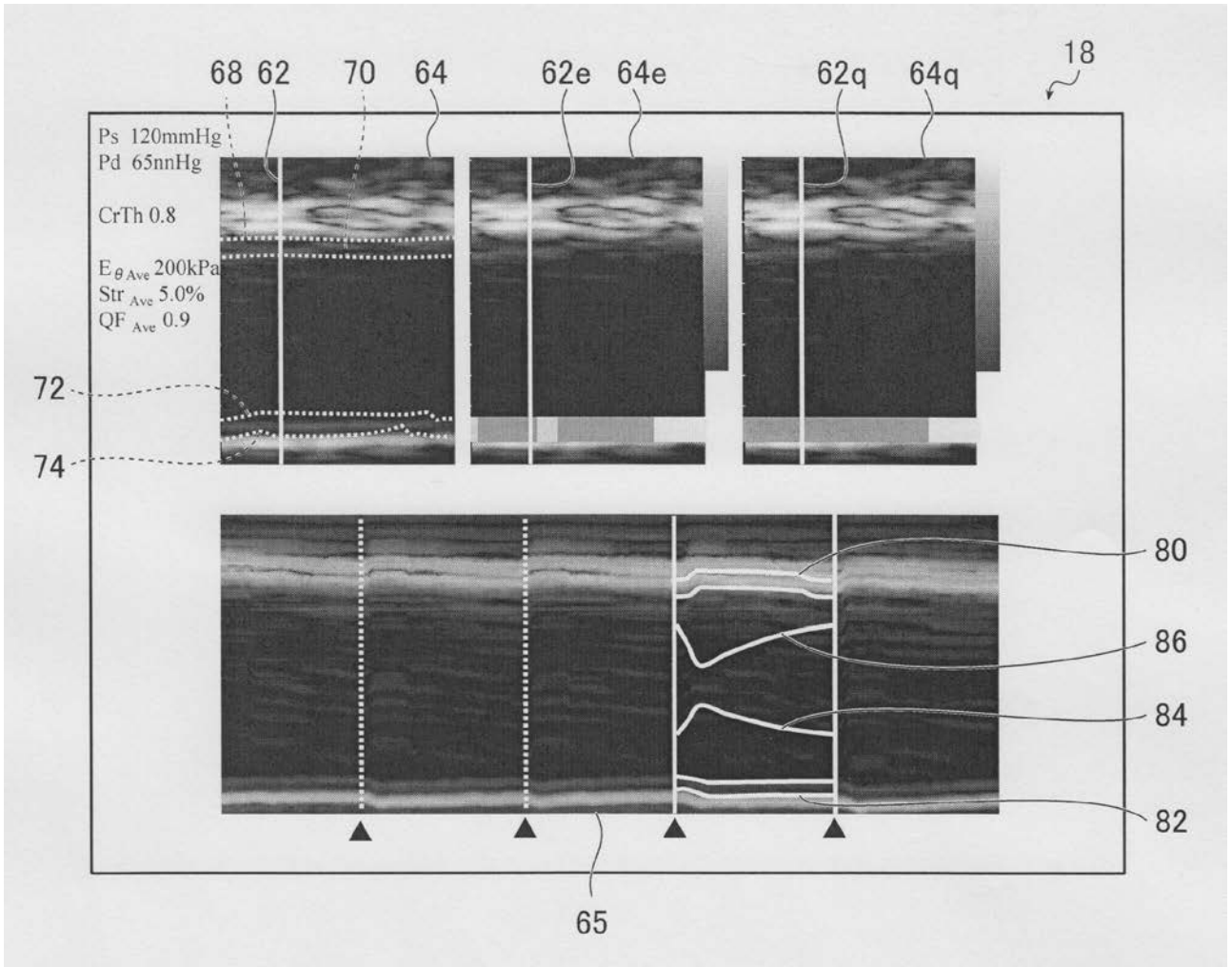
【図 11】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(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

Fターム(参考) 4C601 DD07 DD14 DD19 EE09 JB50 JC09 JC12 JC37 KK12 KK13  
KK25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012249852A</a>	公开(公告)日	2012-12-20
申请号	JP2011125361	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	宫地幸哉 野口雅史		
发明人	宫地 幸哉 野口 雅史		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/5223 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/JB50 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5438722B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够在用于测量血管壁的弹性模量的超声波诊断设备中检测血管的前壁边界。生成B模式图像和M模式图像，并且通过使用与M模式图像中的B模式图像相对应的时间相位来检测B模式图像的血管前壁边界。解决。[选择图]图6

