

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5649519号
(P5649519)

(45) 発行日 平成27年1月7日(2015.1.7)

(24) 登録日 平成26年11月21日(2014.11.21)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2011-125183 (P2011-125183)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成23年6月3日(2011.6.3)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-249843 (P2012-249843A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年12月20日(2012.12.20)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成25年12月9日(2013.12.9)		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) 【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、

画像の静止を指示するフリーズ手段と、

前記Mモード画像中で心拍を検出する心拍検出手段とを有し、

かつ、前記Bモード画像およびMモード画像が前記表示手段に表示されている状態で、前記フリーズ手段によって画像静止が指示されたら、前記表示処理手段は、前記画像形成手段が形成したMモード画像から、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止の指示時点に対応する心拍の少なくとも一部を除去したM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。

【請求項2】

前記表示処理手段は、前記フリーズ手段によって画像の静止が指示されたら、前記Mモード画像とBモード画像とを、前記表示手段の長手方向に並べて表示する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記 M モード画像および B モード画像は、倍率が等しい請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示処理手段は、前記フリーズ手段によって画像静止が指示されたら、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止が指示された時点に対応する心拍の全て、および、前記フリーズ手段によって画像静止が指示された時点の直前の心拍の少なくとも一部を除去した M モード画像を前記表示手段に表示させる請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フリーズ手段によって画像静止が指示された際に、前記表示処理手段が、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止の指示時点に対応する心拍の少なくとも一部を除去した M モード画像を前記表示手段に表示させるのか、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止が指示された時点に対応する心拍の全て、および、前記フリーズ手段によって画像静止が指示された時点の直前の心拍の少なくとも一部を除去した M モード画像を前記表示手段に表示させるのかを選択する、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。

10

【請求項 6】

前記フリーズ手段によって画像の静止が指示された後に前記 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 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記表示処理手段は、前記フリーズ手段によって画像の静止が指示されたら、前記表示手段に表示された前記 M モード画像の最新の心拍の開始時点に対応する B モード画像を前記表示手段に表示させる請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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 に記載の超音波診断装置。

30

【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、弾性率の計測に適した心拍の M モード画像を良好な状態で表示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気的に処理することにより超音波画像が形成される。

40

【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間的

50

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、Mモード画像の中から、検査者の手ブレや被検者の体動ブレ、不整な脈、スペckル（スペckルノイズ/スペck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】

ここで、正確な血管壁の弾性率を計測するためには、このような手ブレ等による影響がないことに加え、心拍の開示から終了までが含まれる（撮り切れた）、完全な心拍のMモード画像を用いて解析を行なう必要がある。

【0009】

従来の超音波診断装置では、画像を解析するためにフリーズ（画像の停止）が行なわれると、Mモード画像は、フリーズが行なわれた時点の画像が表示され、解析に供される。

そのため、表示されたMモード画像中に、血管壁の弾性率を計測するための解析に適した、完全な心拍が無い場合が有る。また、複数の心拍が表示される場合には、完全な心拍が存在しても、その表示画像が小さくなってしまい、視認性が低くなってしまふ。

【0010】

また、超音波診断装置において、フリーズは、通常、操作パネルに設けられたフリーズボタンを押下することで行なわれる。

このようなボタンの押下等の操作を行なう際には、手ブレが生じ易い。そのため、Mモード画像中に1つあるいは複数の完全な心拍が存在しても、必ずしも、表示される画像の中に、解析に適した心拍が含まれるとは限らない。

【0011】

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、画像がフリーズされた状態において、血管壁の弾性率計測等を行なうのに適した心拍を含むMモード画像を、無駄なく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。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0012】

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、画像の静止を指示するフリーズ手段と、前記Mモード画像中で心拍を検出する心拍検出手段とを有し、かつ、前記Bモード画像およびMモード画像が前記表示手段に表示されている状態で、前記フリーズ手段によって画像静止が指示されたら、前記表示処理手段は、前記画像形成手段が形成したMモード画像から、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止の指示時点に対応する心拍の少なくとも一部を除去したM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。

10

【0013】

このような本発明の超音波診断装置において、前記表示処理手段は、前記フリーズ手段によって画像の静止が指示されたら、前記Mモード画像とBモード画像とを、前記表示手段の長手方向に並べて表示するのが好ましい。

また、前記Mモード画像およびBモード画像は、倍率が等しいのが好ましい。

【0014】

20

また、前記表示処理手段は、前記フリーズ手段によって画像静止が指示されたら、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止が指示された時点に対応する心拍の全て、および、前記フリーズ手段によって画像静止が指示された時点の直前の心拍の少なくとも一部を除去したMモード画像を前記表示手段に表示させるのが好ましい。

また、前記フリーズ手段によって画像静止が指示された際に、前記表示処理手段が、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止の指示時点に対応する心拍の少なくとも一部を除去したMモード画像を前記表示手段に表示させるのか、前記心拍検出手段が検出した、前記画像静止が指示された時点に対応する心拍の全て、および、前記フリーズ手段によって画像静止が指示された時点の直前の心拍の少なくとも一部を除去したMモード画像を前記表示手段に表示させるのかを選択する、選択手段を有するのが好ましい。

30

【0015】

また、前記フリーズ手段によって画像の静止が指示された後に前記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。

また、前記表示処理手段は、前記フリーズ手段によって画像の静止が指示されたら、前記表示手段に表示された前記Mモード画像の最新の心拍の開始時点に対応するBモード画像を前記表示手段に表示させるのが好ましい。

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。

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。

40

【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、いわゆるB/Mモード表示において、画像がフリーズされたら、Mモード画像中で心拍を検出して、フリーズされた時点の心拍、あるいはさらにフリーズ直前の心拍を切り捨てて、Mモード画像を表示する。

【0017】

そのため、本発明の超音波診断装置によれば、開始から終了までが入らない中途半端な心拍や、手ブレ等の可能性が有る心拍等の不要な心拍を切り捨てて、解析に適した心拍を含むMモード画像を良好な視認性で表示できる。

特に、Bモード画像とMモード画像とを横並びに表示する際には、解析に適正と考えら

50

れる心拍を含むMモード画像を、Bモード画像と並べて大きく表示することができる。そのため、検査者は、サイズの大きなBモード画像とMモード画像とを見て、処理や判断を行なうことができる。

【0018】

従って、本発明によれば、超音波診断装置を操作する医師等の検査者は、解析に適した心拍を含み、かつ、視認性の良好なMモード画像を観察しつつ、指示入力等の処理や判断などを行なえるので、正確な血管壁の弾性計測等を安定して行なうことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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。

10

【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での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)~(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7】(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。

20

【図8】図1に示す超音波診断装置での画像表示の別の例を示す概念図である。

【図9】(A)~(C)は、図1に示す超音波診断装置における画像表示の一例を示す概念図である。

【図10】(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11】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)~(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13】(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14】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】

【0020】

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。

【0021】

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。

40

【0022】

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。

【0023】

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

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。

【0024】

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。

【0025】

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7（B）参照）。

【0026】

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等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。

【0027】

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。

【0028】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

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 3 0 】

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 3 1 】

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 3 2 】

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 3 3 】

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 4 】

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 5 】

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14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。

【0036】

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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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ROI60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。

【0040】

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。

【0041】

また、Mモード画像65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 4 2 】

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 3 】

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、少なくとも、一般的な心拍が 2 拍以上、好ましくは 3 拍以上が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 4 】

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 に表示させる。

【 0 0 4 5 】

操作者が、適正な画像（心拍）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、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）。

20

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、表示処理部 5 2 および記憶部 3 6 に送られ、記憶部 3 6 では、対応する M モード画像に、情報として付加される。

【 0 0 4 6 】

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。

30

【 0 0 4 7 】

図 6（A）に、M モード画像における心拍の検出結果の一例を示す。

なお、図 6 では、心拍の境界（前の心拍の終了時で、かつ、次の心拍の開始時）を、破線で示す。従って、M モード画像上における完全な心拍（撮り切れた心拍）とは、2 本の破線で挟まれた心拍である。また、図 6 においては、作用を分かり易くするために、フリーズボタンが押された時点を最も右（最新時）として、並べ替えが行なわれている。

一例として、図 6（A）に示すように、フリーズ時に対応する心拍 6 5 a と、フリーズ前の完全な心拍 6 5 b ~ 6 5 d と、最も古い完全な心拍 6 5 d の前の不完全な心拍 6 5 e が検出されたとする。

40

【 0 0 4 8 】

拍検出部 4 6 から、心拍の検出結果を受けた表示処理部 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（B）に示すように、フリーズ時（フリーズボタンが押下された時点）に対応する心拍 6 5 a を切り捨てて（除去（削除）して）、M モード画像を表示するように、表示用の M モード画像を生成する。すなわち、表示処理部 5 2 は、最新の心拍の境界線よりも新しい領域を切り捨てて、M モード画像を表示するように、表示用の M モード画像を生成する。

なお、M モード画像から心拍を切り捨てるのは、あくまで表示画像の上のみであって、記憶部 3 6 に記憶した M モード画像からのデータの削除は行なわない。

50

【0049】

あるいは、表示処理部52は、図6(C)に示すように、フリーズ時に対応する心拍65aに加え、さらに、フリーズ時の心拍65aの直前の心拍(以下、フリーズ直前の心拍とも言う)である心拍65bも切り捨てて、Mモード画像を表示するように、表示用のMモード画像を生成する。

すなわち、この際には、表示処理部52は、心拍65bと心拍65cとの境界線よりも新しい領域を切り捨てて、Mモード画像を表示するように、表示用のMモード画像を生成する。

【0050】

なお、フリーズ時に対応する心拍のみを切り捨ててMモード画像を表示するか、もしくは、フリーズ直前の心拍も切り捨ててMモード画像を表示するかは、装置の特性等に応じて、予め設定されていてもよい。

あるいは、フリーズ時のみの心拍を切り捨てたMモード画像の表示と、フリーズ時およびフリーズ直前の心拍を切り捨てたMモード画像の表示とを、超音波診断を行なう医師等の検査者が、選択できるようにしてもよい。この表示の選択は、GUIや切り換え手段等を用いた公知の手段で行なえばよい。

【0051】

また、図6(B)および図6(C)に示す例では、後に詳述する、ディスプレイ18に表示するMモード画像65での見やすさを考慮して、破線で示す心拍の境界に対して、若干、余裕を持って(新しい側を残して)、心拍の切り捨てを行なっている。

しかしながら、本発明は、これに限定はされず、表示の際に切り捨てるのは、心拍65a等の切り捨てる心拍の全部であってもよい。

なお、心拍の境界に対して余裕を持って表示を切り捨てる際に、心拍を残す量は、表示するMモード画像の時間方向のサイズ等に応じて、その心拍を切り捨てた事が確実に分かる量を、適宜、設定すればよい。

【0052】

表示用のMモード画像を生成した表示処理部52は、必要に応じてBモード画像のデータを記憶部36から読み出して、図7(A)に示すように、ディスプレイ18の長手方向(通常、いわゆるH方向 以下、『横方向』とする)に配列して、図中左にBモード画像64を、同右にMモード画像65を表示させる。ここで、Bモード画像64のアジマス方向と、Mモード画像65の時間軸方向とは、一致している。

なお、Bモード画像64およびMモード画像65の配置は、図7(A)に示す位置に限定はされず、逆に、図中右にBモード画像64を、同右にMモード画像65を、それぞれ配置して表示してもよい。

図示例においては、ディスプレイ18には、サイズの的に、一拍強分のMモード画像しか表示できない。そのため、一例として、Mモード画像65は、切り捨てられなかった最も新しい心拍が中心になるように表示している。本例においては、表示処理部52は、フリーズ時の心拍65aおよびフリーズ直前の心拍65bを切り捨てた表示用のMモード画像を生成したとして、フリーズ直前の心拍65bの前の心拍65cを中心にして、Mモード画像65が表示されている。

【0053】

さらに、表示処理部52は、図7(A)に示すように、拍検出部46による心拍の検出結果を、Mモード画像65中に三角マークおよび直線(破線)で表示させる。

また、この時点でのBモード画像64は、Mモード画像65中に示される、心拍の開始時点(図中左側の破線の位置)におけるBモード画像となる。

【0054】

なお、図7(A)に示す例では、好ましい態様として、Bモード画像64とMモード画像とを、横方向に配列して表示しているが、本発明は、これに限定はされない。

すなわち、図8に、フリーズ時およびフリーズ直前の心拍を切り捨てた図6(C)のMモード画像を例示して示すように、上にBモード画像64を、下にMモード画像65を、

10

20

30

40

50

それぞれ配置して、ディスプレイ 18 に画像を表示してもよい。

【0055】

図7に示すような横並びの画像表示は、Bモード画像64およびMモード画像65を大きく表示できるという利点がある。

さらに、横並びの画像表示では、表示画像の倍率を一致させれば、Bモード画像64とMモード画像65とで、血管壁の位置等を一致した状態にできる。そのため、例えば、後述するBモード画像64における血管壁の境界設定のような作業を行う際に、Mモード画像を参照しつつ、処理を行なうことが可能になるという利点も有る。また、逆に、Mモード画像で何らかの処理を行なう際に、Bモード画像を参照することもできる。

他方、図8に示す、縦方向の配列によれば、多数の心拍を含むMモード画像を表示することが可能になる。

10

【0056】

ここで、後に詳述するが、血管壁の弾性計測等を行なうためには、心拍の開始から終了までを有する（心拍の開始から終了までが撮り切れた）、完全な心拍のMモード画像を解析する必要がある。

しかしながら、B/Mモードの画像表示において、フリーズ時に表示されるMモード画像は、フリーズ時の画像となる。このフリーズ時と、心拍の境界とが一致することは稀であり、従って、多くの場合、フリーズ時に対応する心拍は、開始から終了まで撮り切れていない、不完全な心拍となる。

すなわち、Mモード画像中のフリーズが行なわれた時点の心拍は、多くの場合、画像の解析には用いられない、不要な心拍の画像（データ）である。

20

【0057】

また、好適な解析を行なうためには、検査者の手ブレに起因する画像の乱れが少ないMモード画像を用いるのが好ましい。

超音波画像のフリーズは、通常、前述のようにフリーズボタンを押すことによって行なわれるが、このような動作を行なう際には、検査者の手ブレが起こり易い。従って、フリーズ時に心拍が撮り切れていても、フリーズ直前の心拍のMモード画像は、手ブレによる悪影響を受けた、解析には適さない画像である可能性が有る。

【0058】

その一方で、超音波診断装置において、フリーズは、通常、医師等の検査者が、解析や診断に好適な画像が得られたと判断した時点で行なわれる。

30

従って、フリーズ時の心拍の1~3拍程度前の心拍は、完全な心拍で、かつ、手ブレ等の影響を受けない、血管弾性率の計測等のための解析に適した、好適な心拍のMモード画像である可能性が高い。

【0059】

本発明の超音波診断装置10では、前述のように、B/Mモードの画像表示においてフリーズが行なわれたら、前述のように、フリーズ時の心拍、あるいはさらに、フリーズ直前の心拍を切り捨てて（表示画像から除去して）、Mモード画像65を表示する。

【0060】

そのため、本発明によれば、解析に用いられることが無いフリーズ時の心拍、あるいはさらに、解析に不適性である可能性が有るフリーズ直前の心拍を表示せず、解析に適した心拍のみを表示できる。

40

特に、画像の拡大表示が可能である等の利点を有する、図7に示すようなBモード画像64とMモード画像65との横並び表示では、前述のように、Mモード画像は一拍分程度しか表示できないので、フリーズ時等の心拍を切り捨てることで、不適正な心拍を切り捨て、解析に適正な心拍のMモード画像を表示できる。中でも特に、近年、一般化されているワイド画面（例えば、横縦比1.6:9以上の横長画面）のディスプレイでは、横並び表示でも、2拍以上の心拍を有するMモード画像を表示できるので、不要な心拍を切り捨てた上で、より確実に解析に好適な心拍を表示できる。

また、Mモード画像の不要な部分を切り捨てることにより、Mモード画像65の表示ス

50

ペースを節約することができる。そのため、切り捨てによって余ったスペースを、情報の表示等の各種の用途に、有効に使うことができる。特に、図8に示すようなBモード画像64とMモード画像65の縦並び表示では、この効果は大きい。

【0061】

前述のように、Bモード画像64と心拍が表示されたMモード画像65とが表示されると、図7(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

10

【0062】

また、Bモード画像64と心拍が表示されたMモード画像65とが表示されると、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、線種に変えて、あるいは加えて、線の色を利用してよい。

【0063】

この状態で、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、記憶部36から、選択ライン62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18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62を移動することで、Bモード画像64中のアジマス方向の全域から、Bモード画像64中におけるMモード画像65の表示位置(表示ライン)を選択できる。

20

従って、超音波診断装置10では、設定したROI60のアジマス方向の任意の位置のMモード画像65を表示して、Mモード画像65、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。

【0064】

なお、トラックボールによる選択ライン62の移動に応じて、表示するMモード画像(Bモード画像中のMモード画像の表示ライン)を切り換える際にも、表示処理部52は、フリーズ時の心拍、あるいはさらに、フリーズ直前の心拍を切り捨てた、Mモード画像を表示する。

30

【0065】

Bモード画像64の選択ライン62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9(A)に示されるように、Bモード画像64の選択ライン62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65において、最新の心拍を示すラインが、共に実線となる。

【0066】

Mモード画像65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。

40

一例として、セットボタンが押された時点では、図9(A)および(B)に実線で示すように、切り捨てられなかった中で最新の心拍65cが表示され、選択された状態になっている。この状態から、トラックボールを左に回すと、図9(C)に示すように、心拍65c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65dが実線で示すように選択された状態となる。これに応じて、表示処理部52は、画像を右方向にスクロールして、心拍65dをMモード画像65の中心に表示させる。

【0067】

また、トラックボールを右に回せば、逆に、新しい心拍が選択され、図9(B)に示すように、再度、心拍65cが選択された状態になり、表示処理部52は、画像を左方向に

50

スクロールして、心拍 6 5 c を M モード画像 6 5 の中心に表示させる。

なお、心拍 6 5 c が選択された状態から、さらに、トラックボールが右に回された場合には、表示処理部 5 2 は、これ以上の画像のスクロールはしなくてもよく、あるいは、記憶部 3 6 から必要なデータを読み出し、表示を切り捨てた心拍 6 5 b や心拍 6 5 a を M モード画像 6 5 に表示するようにしてもよい。

なお、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。

【 0 0 6 8 】

10

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 6 9 】

一例として、表示された中で最も新しい心拍 6 5 c が選択されたとして、セットボタンが押されると、図 1 0 (A) に示すように、まず、心拍 6 5 c の終了に対応する線が破線となる。この状態では、選択された心拍 6 5 c 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。

20

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 1 0 (B) に示すように、選択された心拍 6 5 c の終了に対応する線が実線に、同開始に対応する線が破線になる。この状態では、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 6 5 c 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。

30

【 0 0 7 0 】

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 7 1 】

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 7 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。

40

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。

【 0 0 7 2 】

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 1 1 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 7 3 】

血管壁の検出モードになると、まず、図 1 2 (A) に示すように、B モード画像 6 4 中

50

に、血管前壁の外膜中膜境界に対応するライン 68 が表示される。

このライン 68 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 12（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 68 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。

【0074】

セットボタンが押されると、図 12（C）に示すように、Bモード画像 64 において、血管前壁の外膜中膜境界に対応するライン 68 が破線になって確定し、血管前壁の内腔内腔境界に対応するライン 70 が表示される。

このライン 70 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 70 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。

10

【0075】

ライン 70 が移動可能な状態でセットボタンが押されると、図 12（D）に示すように、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 12（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、

20

セットボタンが押される。

ここで、図示例においては、Bモード画像 64 とMモード画像 65 とを、横並びに表示している。

従って、前述のように、図 8 に示すような縦並びの表示に比して、Bモード画像 64 およびMモード画像 65 共に、大きく表示することができる。しかも、横並びであるので、Bモード画像 64 とMモード画像 65 画像とで、深度方向（上下方向）に血管壁の位置を合せて、表示を行なうことができる。

そのため、本例によれば、大きなBモード画像 64 およびMモード画像を用いて、Mモード画像を参照しながら、Bモード画像中で血管壁の境界を設定できるので、正確な境界の設定を容易に行なうことが可能になる。

30

【0077】

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 およびトラック部 42 に送られ、図 12（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。

40

【0078】

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 12（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）。

【0079】

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

50

、修正が可能な状態となる。

一例として、図12(G)に示すように、外膜内膜境界を示すライン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。

【0080】

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13(A)に示すように、全てのラインが破線になり、さらに、図13(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。

10

「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。

【0081】

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

20

もよい。

【0082】

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、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。

30

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。

【0083】

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

40

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。

【0084】

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、組織ドプラ法、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。

50

【 0 0 8 5 】

トラッキング部 4 2 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 5 0 および表示処理部 5 2 に供給される。

弾性率算出部 5 0 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 5 2 に送られる。

【 0 0 8 6 】

また、弾性率算出部 5 0 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、 ϵ_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。

【 0 0 8 7 】

さらに、弾性率算出部 5 0 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、 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。

【 0 0 8 8 】

弾性率を計算したら、弾性率算出部 5 0 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。

【 0 0 8 9 】

ここで、前述のように、ディスプレイ 1 8 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 3 6 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 1 8 に表示されている M モード画像 6 5 のみならず、記憶部 3 6 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 1 8 に表示されている B モード画像 6 4 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 3 6 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。

【 0 0 9 0 】

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 5 0 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。

【 0 0 9 1 】

演算が終了すると、ディスプレイ 1 8 に結果が表示される。

その一例を、図 1 4 に示す。本例において、結果の表示は、上に B モード画像 6 4 を表示し、下に M モード画像 6 5 を表示して行なう。また、M モード画像は、切り捨てなかつ

10

20

30

40

50

た全ての心拍を表示している。

なお、図14に示す例では、Mモード画像65をディスプレイ18の表示枠の左側に配置しているが、本発明は、これに限定はされない。すなわち、本発明においては、Mモード画像65をディスプレイ18の表示枠の右側に配置し、最新のフレームが表示枠の右側になるように、Mモード画像65を表示してもよい。あるいは、Mモード画像65の表示枠の中央に配置してもよい。

図示例においては、解析に用いられた元のBモード画像64を図中左に表示し、この元の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。

10

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。

【0092】

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。

20

【0093】

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。

【0094】

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。

30

【0095】

ここで、図14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。

【0096】

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。

40

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。

【0097】

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

50

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。

【0098】

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。

【0099】

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。

【0100】

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。

【0101】

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】

【0102】

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】

【0103】

- 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

10

20

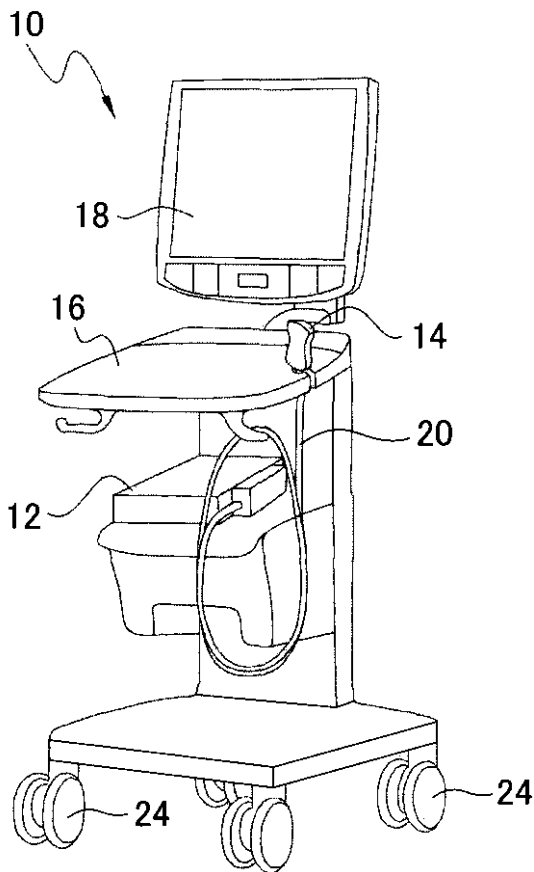
30

40

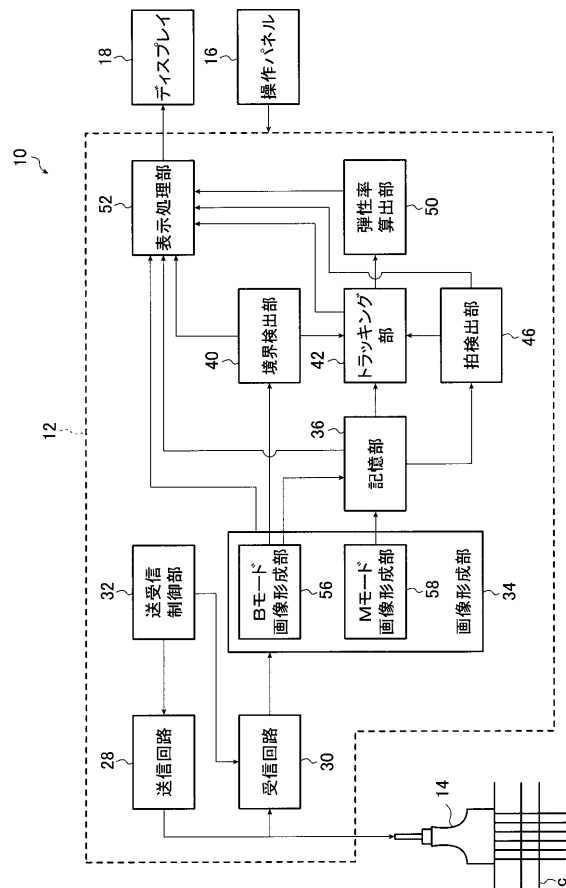
50

- 6 2 選択ライン
- 6 4 , 6 4 e , 6 4 q , 9 0 Bモード画像
- 6 5 , 9 2 Mモード画像
- 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

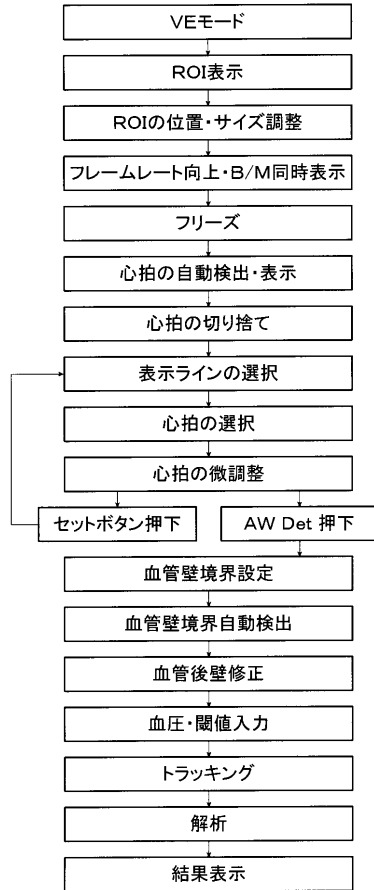
【図1】



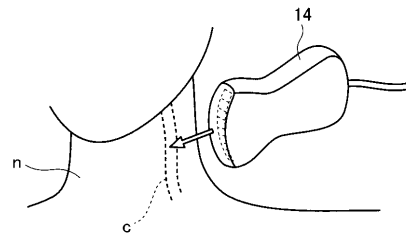
【図2】



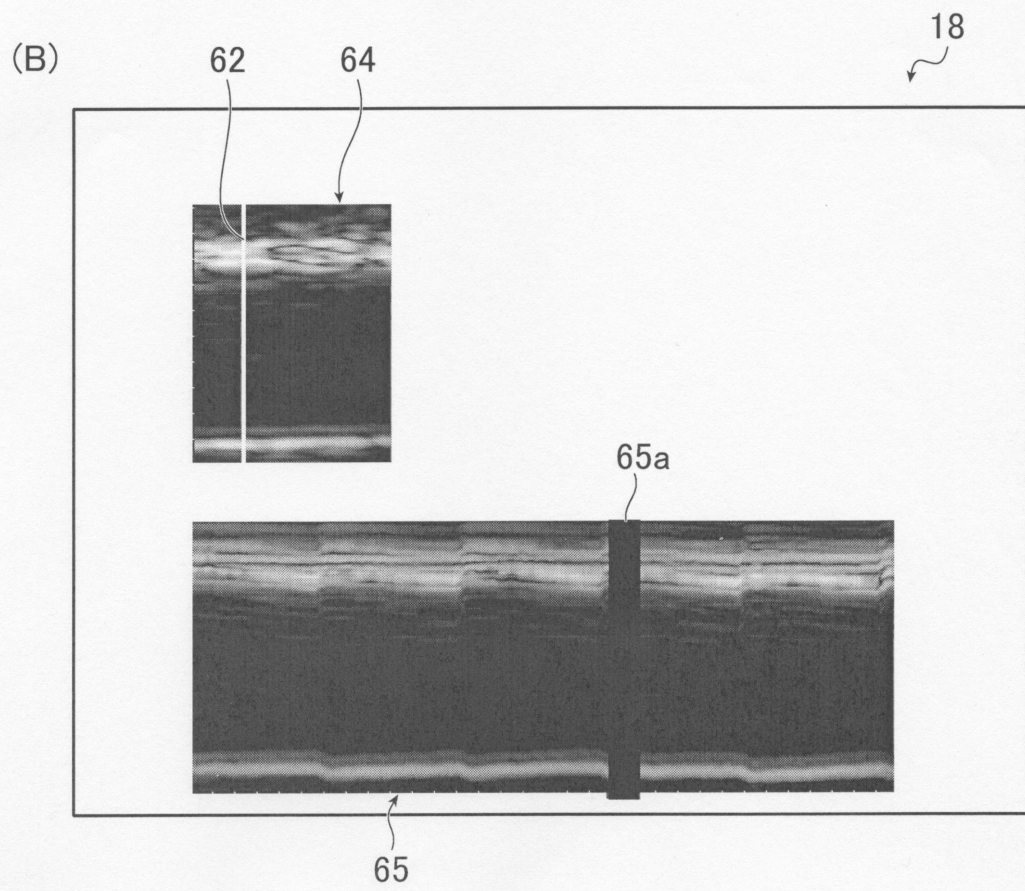
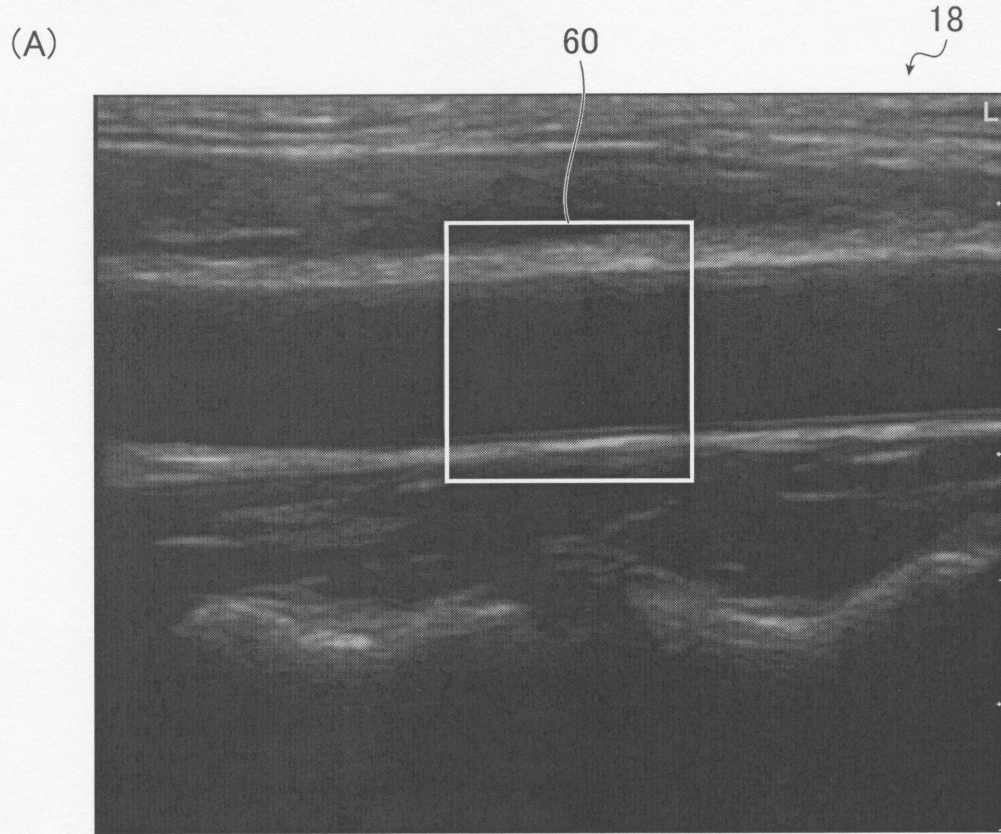
【 図 3 】



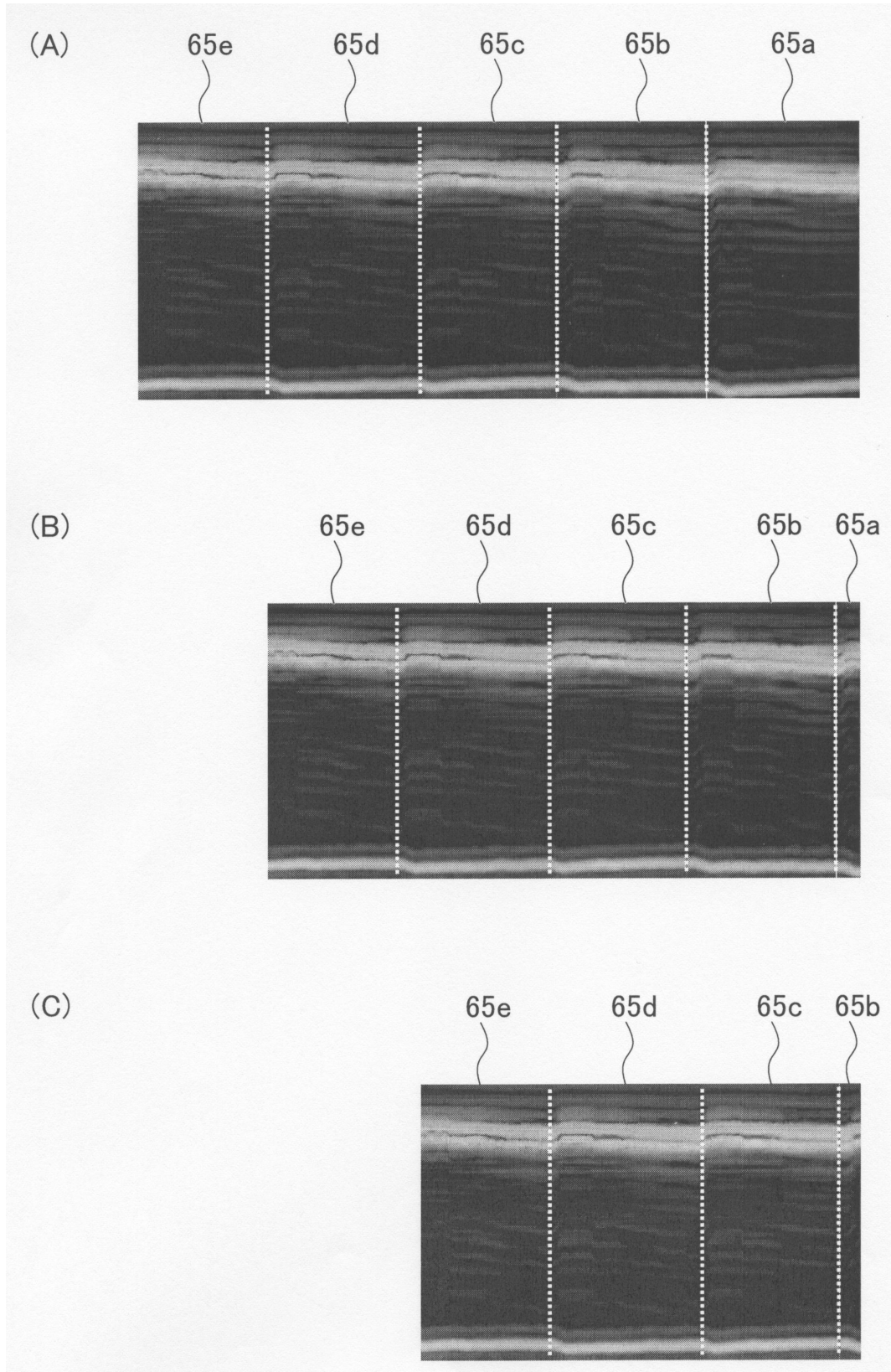
【 図 4 】



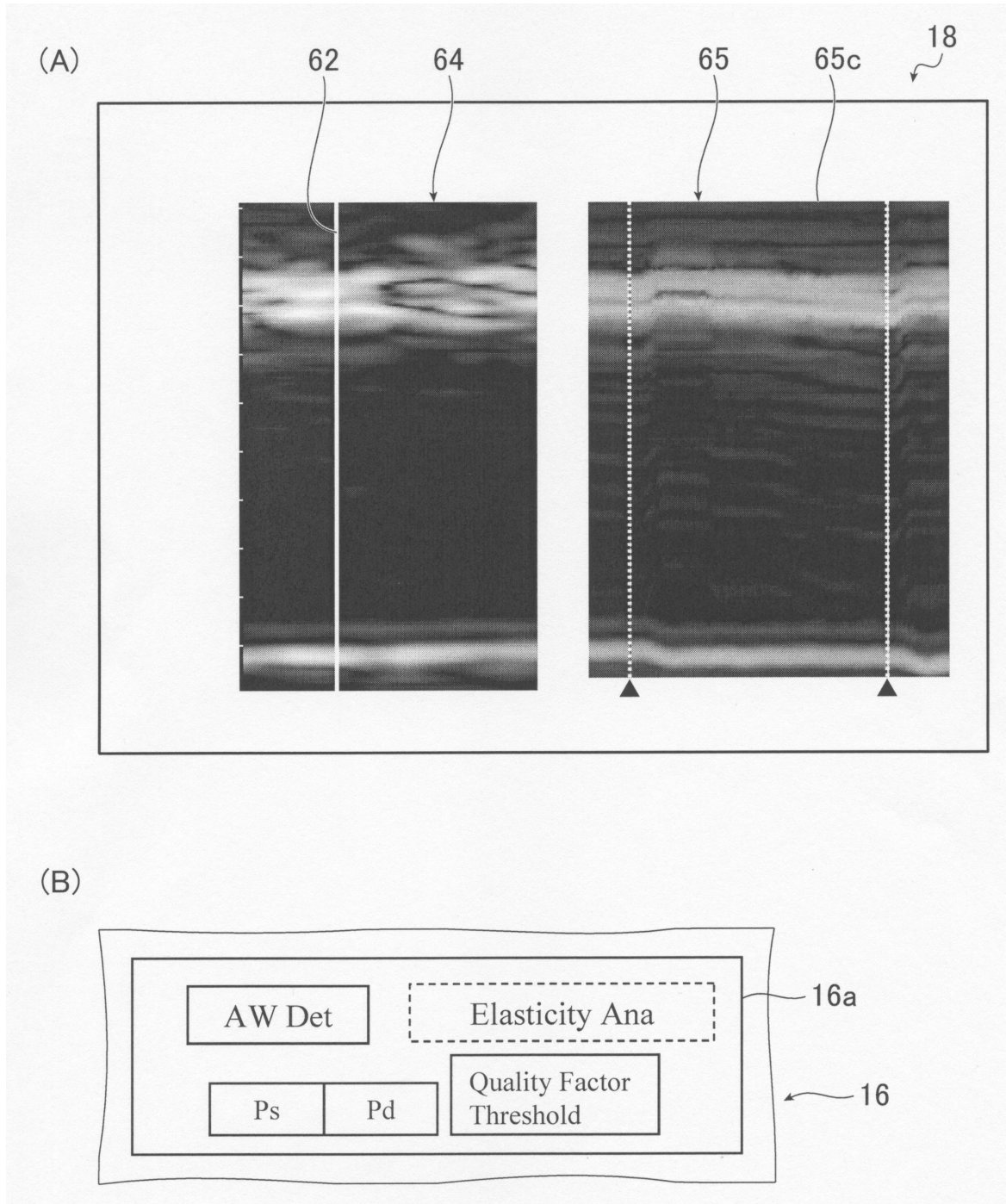
【図5】



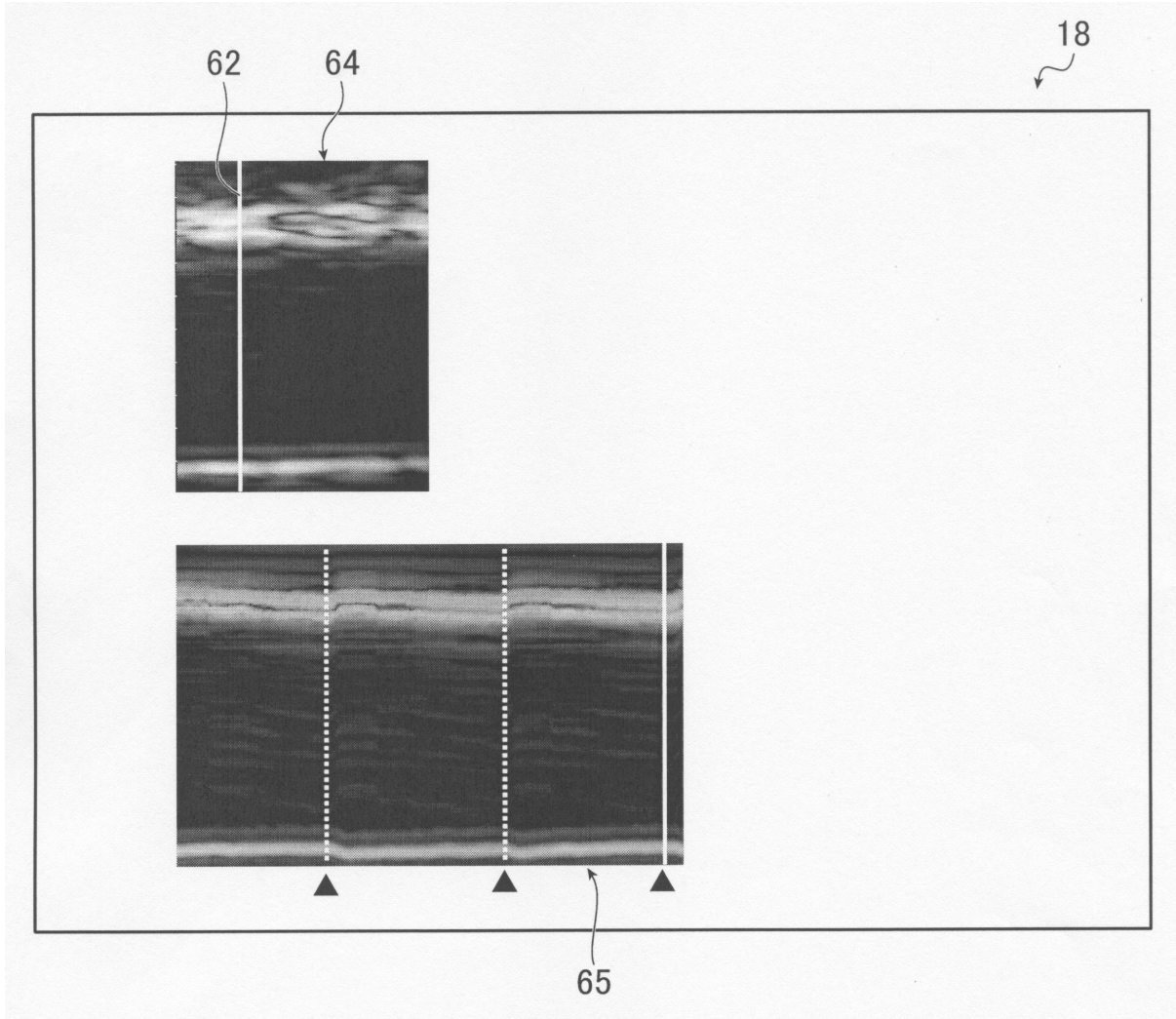
【 図 6 】



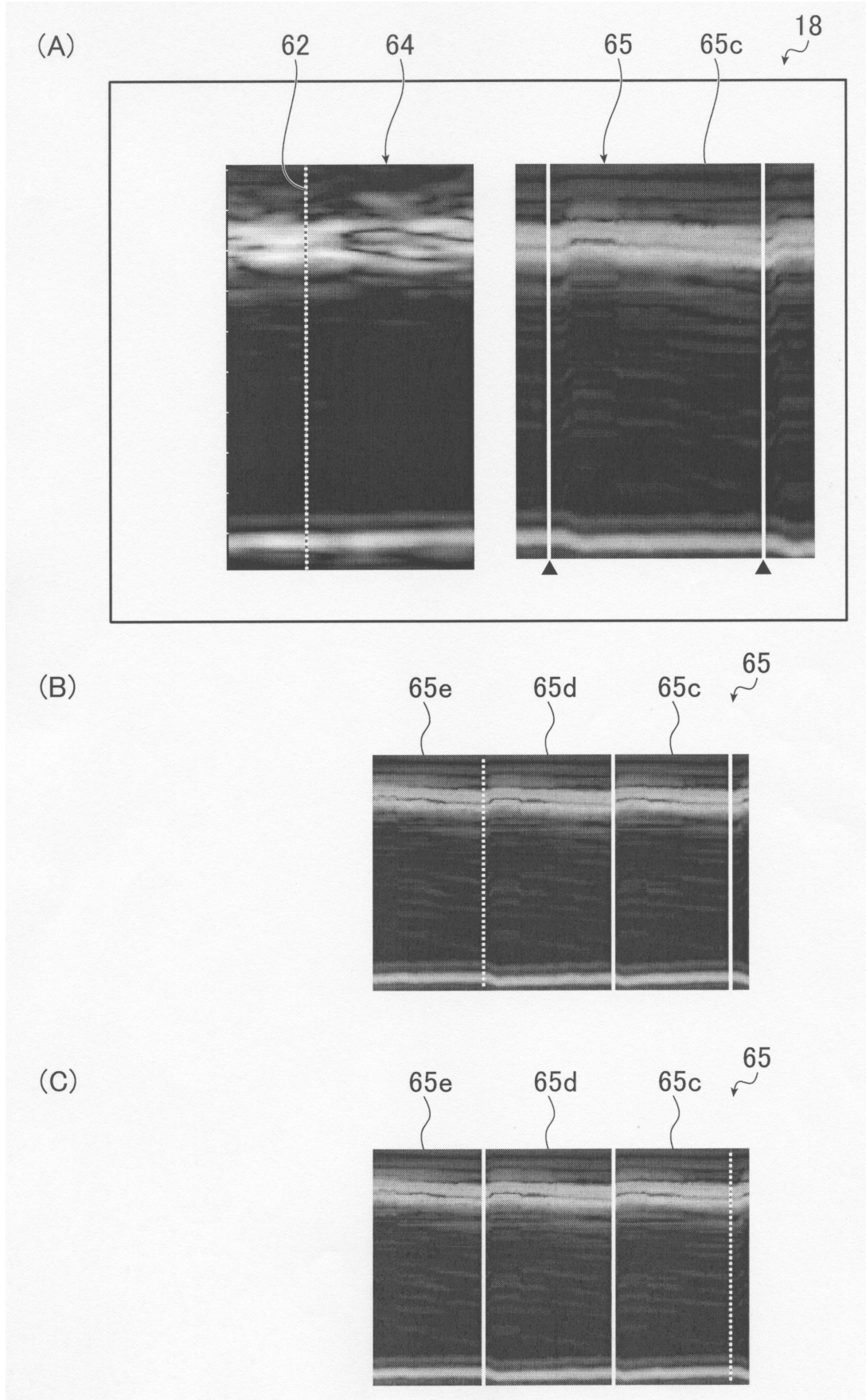
【 図 7 】



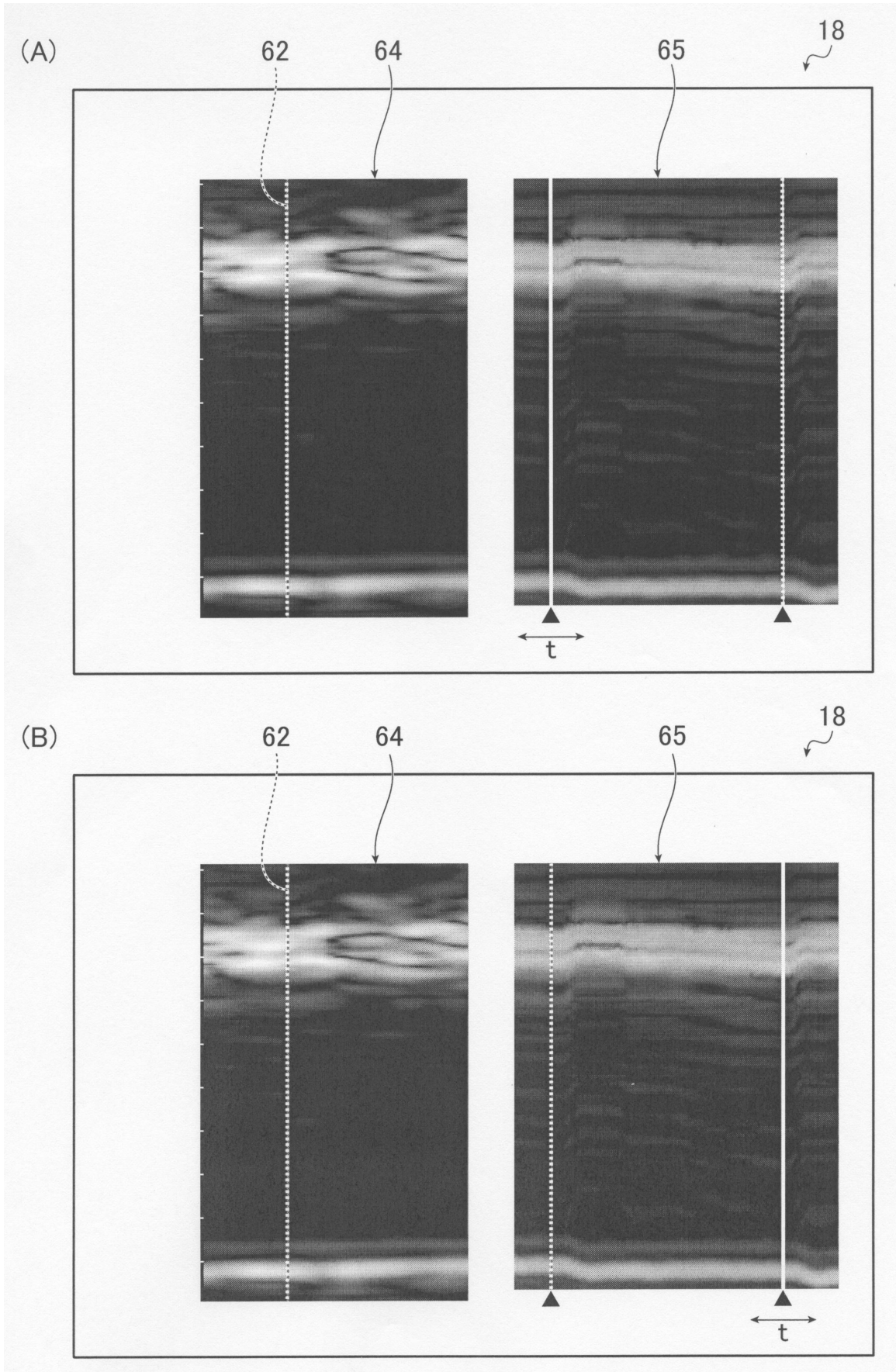
【 図 8 】



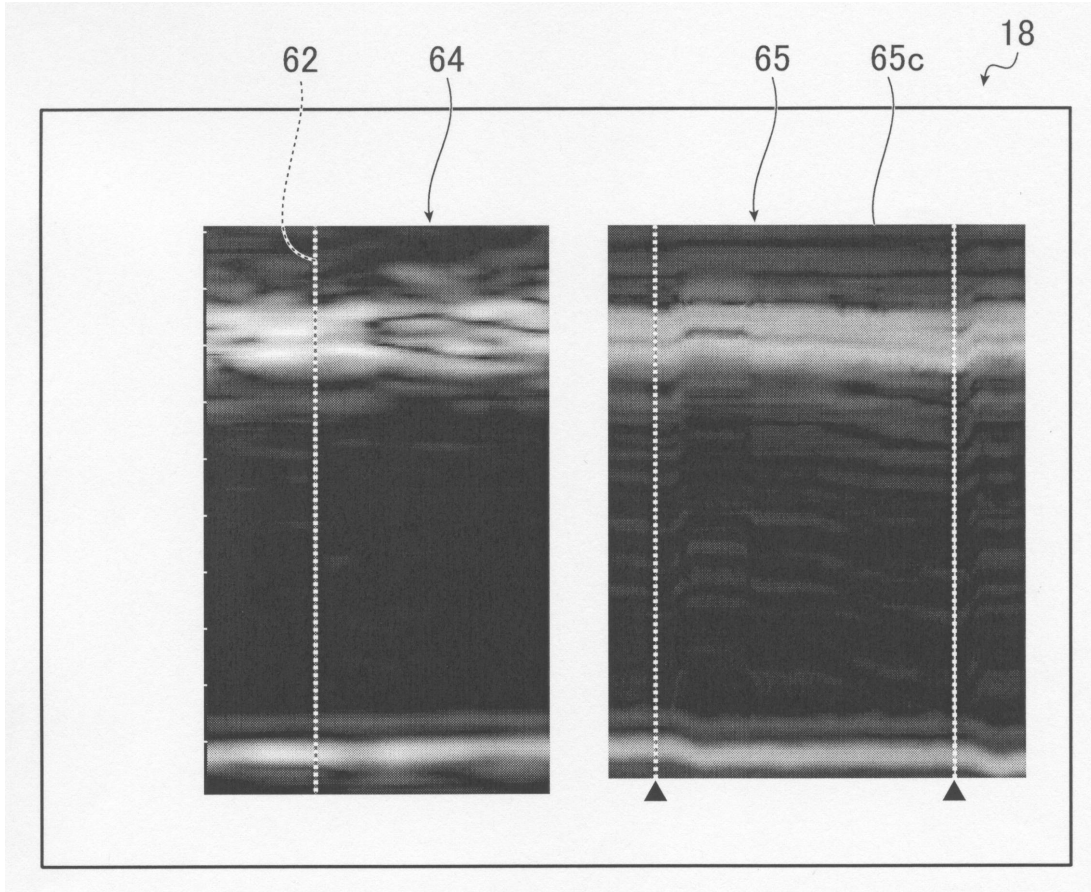
【 図 9 】



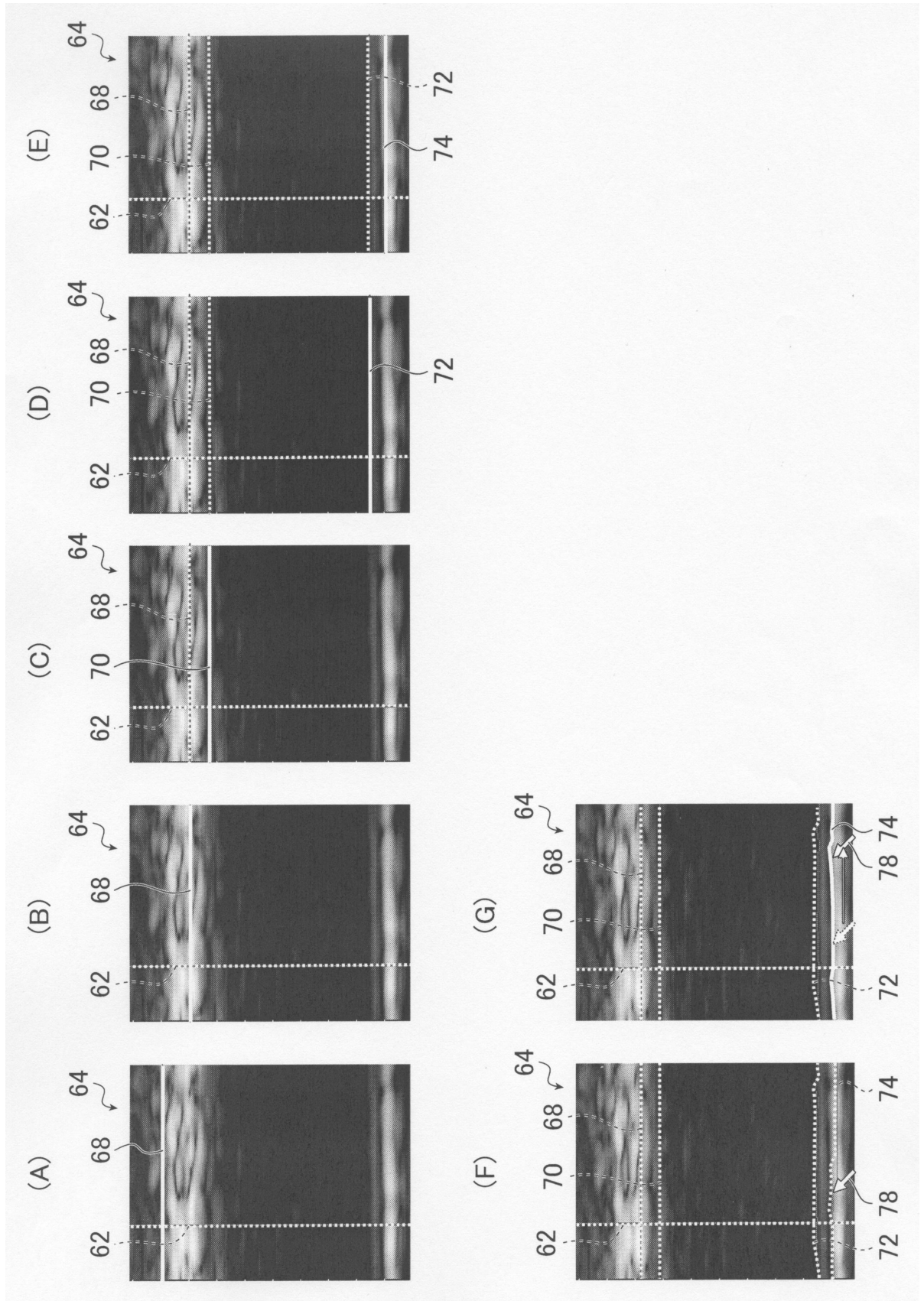
【 図 10 】



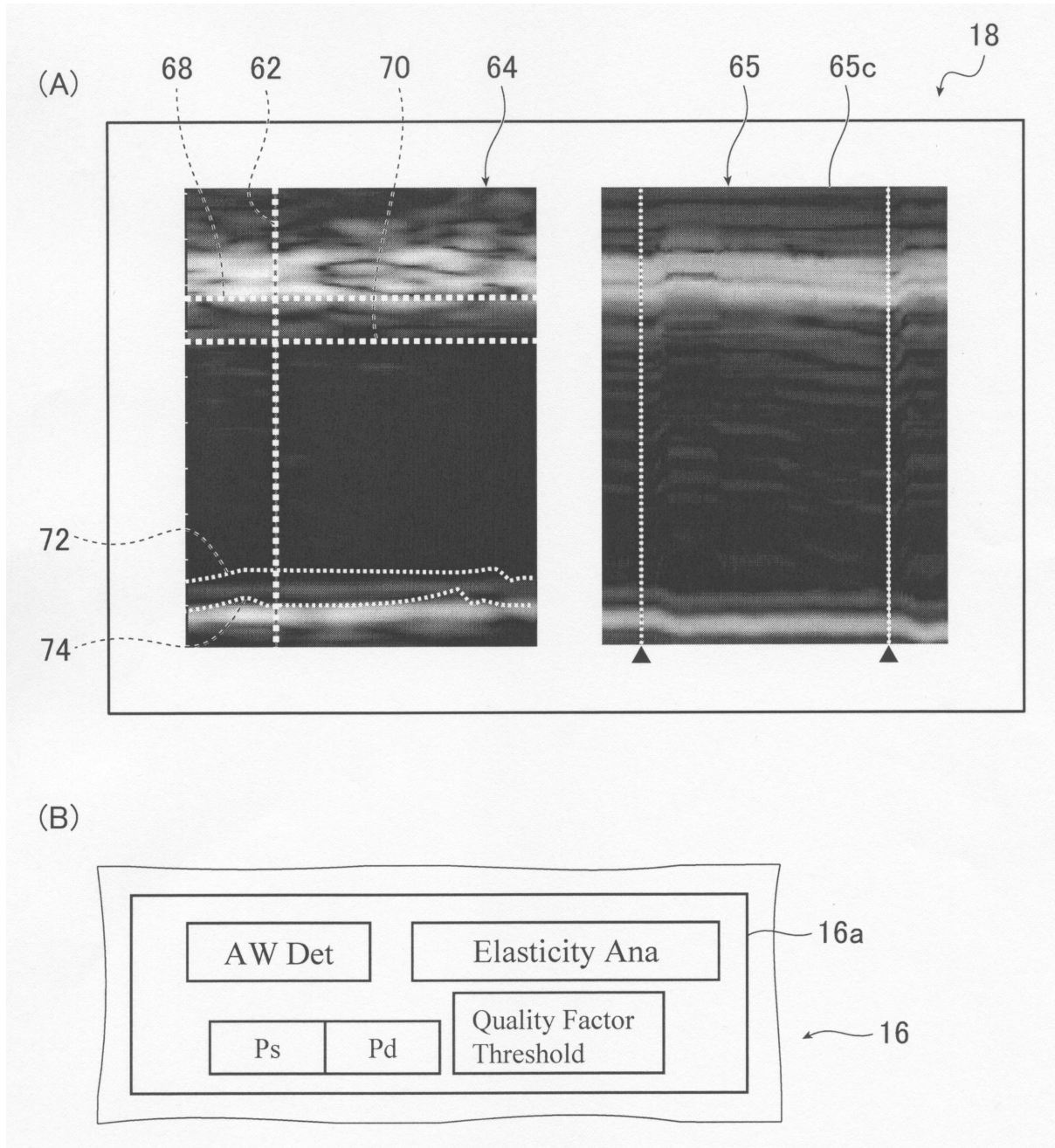
【 1 1】



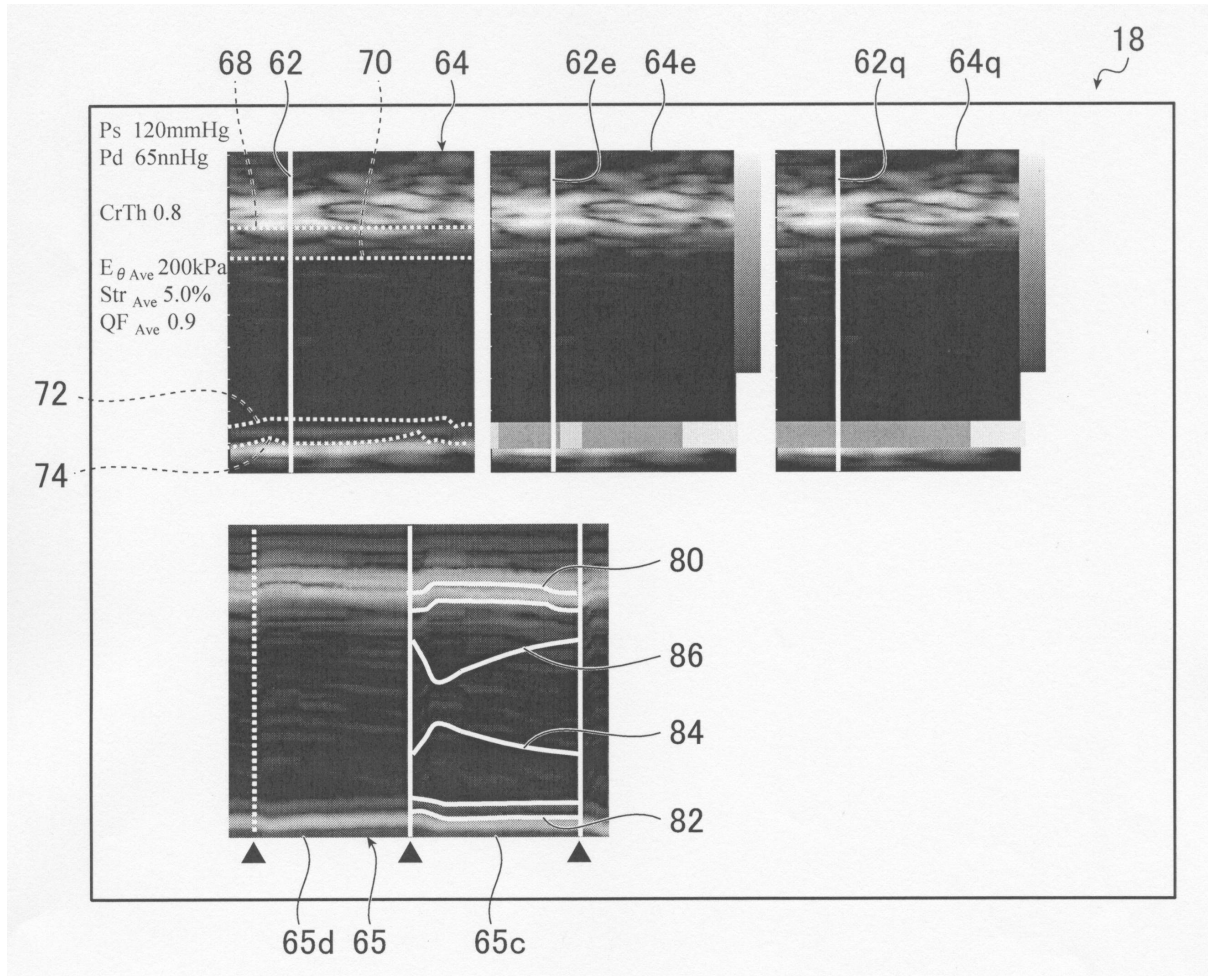
【 図 1 2 】



【 図 13 】



【 図 1 4 】



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798番地 富士フイルム株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2010-233956(JP,A)

特開2009-142335(JP,A)

特開2008-272033(JP,A)

特開2000-5179(JP,A)

実開平5-91615(JP,U)

特開平4-30840(JP,A)

国際公開第2009/031309(WO,A1)

米国特許出願公開第2010/0130866(US,A1)

米国特許出願公開第2010/0125206(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5649519B2	公开(公告)日	2015-01-07
申请号	JP2011125183	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		
当前申请(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 A61B8/486 A61B8/5276 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/HH13 4C601/JC07 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012249843A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：仅显示在超声诊断设备中测量所需的心跳的M模式图像，用于测量血管壁的弹性模量。在以B/M模式显示期间冻结时，通过在冻结M模式图像时截断心跳或在冻结前立即心跳来显示M模式图像，从而显示M模式图像来解决。点域7

【图1】

