



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103582458 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201280026478. 0

(22) 申请日 2012. 05. 30

(30) 优先权数据

2011-125233 2011. 06. 03 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/063941 2012. 05. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/165484 JA 2012. 12. 06

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 野口雅史 宫地幸哉

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 夏东栋 陆锦华

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0113930 A1, 2010. 05. 06, 说明书第
[0057]、[0125]、[0189]–[0120] 段,附图 17–20.

US 2010/0113930 A1, 2010. 05. 06, 说明书第
[0057]、[0125]、[0189]–[0120] 段,附图 17–20.

JP 特开 2006–184058 A, 2006. 07. 13, 说明
书第 [0057]–[0058]、[0060]–[0062] 段.

CN 1785124 A, 2006. 06. 14,

JP 特开 2011–19993 A, 2011. 02. 03, 说明书
第 [0043]–[0049] 段、附图 5.

CN 1575775 A, 2005. 02. 09,

CN 1980606 A, 2007. 06. 13,

审查员 熊狮

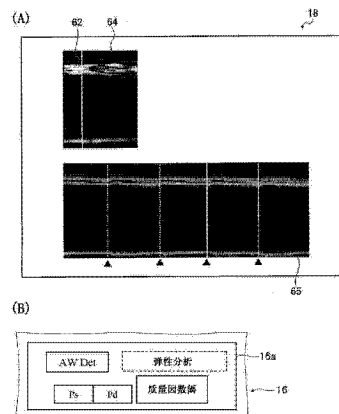
权利要求书2页 说明书15页 附图13页

(54) 发明名称

超声波诊断设备

(57) 摘要

提供的是一种测量血管壁的弹性的模量的超声波诊断设备,所述设备允许适于所述测量的心拍的选择。所述问题被解决如下:在B模式图像的方位方向上以规定间隔存储M模式图像,并且依照沿着所述方位方向的选择位置,在所述位置处的所述M模式图像连同所述B模式图像一起被显示。



1. 一种超声波诊断设备,所述超声波诊断设备包括:

超声波探测器,所述超声波探测器具有发射超声波、接收被受检者反射的超声波回声并且根据所接收到的超声波回声输出接收信号的超声波换能器;

图像产生部件,所述图像产生部件适于根据从所述超声波换能器输出的所述接收信号,来产生 B 模式图像以及所述 B 模式图像中的沿着方位方向的整个区域之上的 M 模式图像;

存储部件,所述存储部件适于存储由所述图像产生部件所产生的所述 M 模式图像;

显示部件;

显示处理部件,所述显示处理部件适于将由所述图像产生部件所产生的所述 B 模式图像和在所述存储部件中存储的 M 模式图像中的至少一个显示在所述显示部件上;

位置选择部件,所述位置选择部件适于选择在所述显示部件上显示的所述 B 模式图像中的所述方位方向上的位置;以及

感兴趣区域设定部件,所述感兴趣区域设定部件适于在所述显示部件上显示的 B 模式图像中设置感兴趣区域,

其中,当利用所述感兴趣区域设定部件设置感兴趣区域时,所述图像产生部件产生所述感兴趣区域的 B 模式图像和所述感兴趣区域沿着所述方位方向的整个区域之上的 M 模式图像;

其中当利用所述感兴趣区域设定部件设置感兴趣区域时,所述显示处理部件将所述感兴趣区域的所述 B 模式图像和所述 B 模式图像中的所述方位方向上的预定位置的 M 模式图像显示在所述显示部件上;以及

其中,当利用所述位置选择部件选择在所述显示部件上显示的所述 B 模式图像中的所述方位方向上的位置时,所述显示处理部件从所述存储部件读出与所选位置相对应的 M 模式图像并且将所述 M 模式图像连同所述 B 模式图像一起显示在所述显示部件上。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断设备,还包括:

心拍检测部件,所述心拍检测部件适于检测所述 M 模式图像中的心拍,

其中,所述显示处理部件在显示的 M 模式图像中显示由所述心拍检测部件检测到的全部心拍。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断设备,还包括:

心拍选择部件,所述心拍选择部件适于选择在所述 M 模式图像中显示的心拍。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断设备,其中,所述位置选择部件兼当所述心拍选择部件。

5. 根据权利要求 3 或 4 所述的超声波诊断设备,还包括:

位置调整部件,所述位置调整部件适于调整由所述心拍选择部件所选择的所述心拍的位置。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断设备,其中,所述位置选择部件兼当所述位置调整部件。

7. 根据权利要求 3 或 4 所述的超声波诊断设备,还包括:

心拍提取部件,所述心拍提取部件适于响应于通过所述心拍选择部件对心拍的选择,从存储在所述存储部件中的全部 M 模式图像中提取与在所述显示的 M 模式图像中选择的心

拍相对应的心拍。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断设备, 其中, 由所述超声波换能器所发射的超声波的帧率响应于设置所述感兴趣区域的指令而被增加到比在设置所述感兴趣区域的所述指令之前要高。

超声波诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种适于测量血管壁的弹性模量的超声波诊断设备。特别地,本发明涉及一种允许选择使得能实现血管壁的弹性模量的准确测量的良好心拍的超声波诊断设备。

背景技术

[0002] 在医疗领域中使用超声波图像的超声波诊断设备被付诸实用。

[0003] 一般而言,这种类型的超声波诊断设备具有超声波探测器(在下文中被称为探测器)和诊断设备主体。超声波诊断设备将超声波从探测器发射到受检者的身体中,用探测器接收来自受检者的身体的超声波回声,并且在诊断设备主体中电气地处理结果得到的接收信号以产生超声波图像。

[0004] 并且,超声波被朝血管、心脏壁等发射,超声波回声从那里被接收,接收信号被分析以获得血管壁的位移的量等,并且基于该位移量,血管壁、心脏壁(心肌)等的弹性模量被测量。

[0005] 例如,专利文献 1 描述了超声波向和从与心拍(心脏搏动)同步移动的对象被发射和接收以获得超声波回声的接收信号,对象的即时位置基于所述接收信号的幅度和相位而被确定,并且血管壁基于心拍的大幅度位移运动被跟踪,从而获得血管的弹性模量。

[0006] 具体地,血管壁的微小振动的运动速度波形基于血管壁的顺次位置被获得,在血管壁中的深度方向上以预定间隔给出的各段的跟踪轨迹被获得,并且每段的厚度的时间改变被计算以获得血管的弹性模量。

[0007] 专利文献 2 还描述了一种根据通过向和从与心拍同步移动的对象发射和接收超声波所获得的超声波回声的接收信号来获得血管等的位移的量、并且根据该位移量来获得弹性模量的超声波诊断设备。

[0008] 在这个超声波诊断设备中,B 模式图像和 M 模式图像使用从诸如血管的对象获得的接收信号来产生,由于手或身体移动而导致的模糊从 M 模式图像的接收信号中被检测到,探测器和受检者的位置变化使用检测出模糊的 M 模式图像的接收信号来检测,接收信号的准确度根据检测结果被确定,对象的位移的量使用其准确度被确定为高的 M 模式图像的接收信号来获得,并且血管壁等的弹性模量根据该位移量被测量。

[0009] [引用列表]

[0010] [专利文献]

[0011] 专利文献 1 :JP10-5226A

[0012] 专利文献 2 :JP2010-233956A

发明内容

[0013] [技术问题]

[0014] 为了基于与心拍同步移动的对象在这样的位移量来准确地测量血管等的弹性模

量,需要用 M 模式图像执行分析,所述 M 模式图像具有适于分析的心拍并且不太受到由于测试者的手移动或被检者的身体移动、不规则心拍、散斑(散斑噪声或散斑图案)等而导致的模糊影响。

[0015] 因此,例如,在专利文献 2 中陈述的超声波诊断设备检测由于测试者的手移动或受检者的身体移动而导致的模糊,并且使用不受由于手移动而导致的模糊影响而且具有高准确度的心拍的接收信号根据血管壁等的位移量来测量弹性模量。

[0016] 然而,在能够执行所谓的 B/M 模式显示的常规超声波诊断设备中,仅在 B 模式图像中设置的预定线(在方位方向上的预定位置处)的 M 模式图像被显示。

[0017] 因此,所显示的 M 模式图像未必包括不受到由于手移动、散斑等而导致的模糊影响以及因此适于分析的心拍的 M 模式图像。

[0018] 本发明的目的是解决现有技术的问题并且提供能够从 M 模式图像中的心拍中选择最适于分析的心拍,从而使用 M 模式图像中的血管壁等的位移的量来执行血管壁的弹性模量的准确测量以及其它操作的超声波诊断设备。

[0019] [问题的解决方案]

[0020] 为了达到前述目的,根据本发明的超声波诊断设备包括:超声波探测器,所述超声波探测器具有发射超声波、接收被受检者反射的超声波回声并且根据所接收到的超声波回声输出接收信号的超声波换能器;图像产生部件,所述图像产生部件适于根据从超声波换能器输出的接收信号来产生 B 模式图像以及在沿着所述 B 模式图像中的方位方向的整个区域之上产生 M 模式图像;存储部件,所述存储部件适于存储由所述图像产生部件所产生的 M 模式图像;显示部件;显示处理部件,所述显示处理部件适于将由所述图像产生部件所产生的 B 模式图像和在所述存储部件中存储的 M 模式图像中的至少一个显示在所述显示部件上;以及位置选择部件,所述位置选择部件适于选择显示在所述显示部件上的 B 模式图像中的方位方向上的位置,其中当利用所述位置选择部件选择显示在所述显示部件上的 B 模式图像中的方位方向上的位置时,所述显示处理部件从所述存储部件读出与所选位置相对应的 M 模式图像并且将所述 M 模式图像连同所述 B 模式图像一起显示在所述显示部件上。

[0021] 在如上所述的超声波诊断设备中,优选具有适于检测 M 模式图像中的心拍的心拍检测部件,其中所述显示处理部件在显示的 M 模式图像中显示由所述心拍检测部件检测到的全部心拍。

[0022] 优选具有适于选择在 M 模式图像中显示的心拍的心拍选择部件。优选地,所述位置选择部件兼当所述心拍选择部件。

[0023] 优选具有适于调整由心拍选择部件所选择的心拍的位置的位置调整部件。优选地,所述位置选择部件兼当所述位置调整部件。

[0024] 优选具有心拍提取部件,所述心拍提取部件适于响应于通过所述心拍选择部件对心拍的选择,从在所述存储部件中存储的全部 M 模式图像,提取与在所显示的 M 模式图像中选择的心拍相对应的心拍。

[0025] 优选具有适于在所述显示部件上显示的 B 模式图像中设置感兴趣区域的感兴趣区域设定部件。

[0026] 优选地,当利用所述感兴趣区域设定部件设置感兴趣区域时,所述图像产生部件产生所述感兴趣区域的 B 模式图像和在所述感兴趣区域沿着方位方向的整个区域之上的 M

模式图像；并且当利用所述感兴趣区域设定部件设置所述感兴趣区域时，所述显示处理部件将所述感兴趣区域的 B 模式图像和在所述 B 模式图像中的方位方向上的预定位置的 M 模式图像显示在所述显示部件上。

[0027] 优选地，由所述超声波换能器所发射的超声波的帧率响应于设置感兴趣区域的指令而被增加到比在设置感兴趣区域的指令之前要高。

[0028] [发明的有益效果]

[0029] 具有前述配置的本发明的超声波诊断设备不仅存储在 B 模式图像中的方位方向上的预定位置的 M 模式图像，而且存储在沿着 B 模式图像中的方位方向的整个区域之上的 M 模式图像，并且选择 B 模式图像中的位置，借此从存储部件读出在方位方向上的任意位置的 M 模式图像并且显示它成为可能。

[0030] 因此，根据本发明的超声波诊断设备，从所存储的 M 模式图像中，能够选择最适于分析的心拍的 M 模式图像。因此，根据本发明，在所述超声波诊断设备中，最适于分析的心拍能够被选择来执行血管壁的弹性模量的测量等，从而使得能够稳定地执行准确测量。

附图说明

[0031] [图 1] 图 1 是概念性地示出本发明的超声波诊断设备的示例的图。

[0032] [图 2] 图 2 是概念性地示出图 1 中所示出的超声波诊断设备的配置的框图。

[0033] [图 3] 图 3 是用于说明图 1 中所示出的超声波诊断设备中的血管壁的弹性测量的示例的流程图。

[0034] [图 4] 图 4 是用于说明针对血管壁的弹性测量的超声波诊断的概念图。

[0035] [图 5] 图 5 (A) 和 5 (B) 是各示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0036] [图 6] 图 6 (A) 和 6 (B) 是各示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0037] [图 7] 图 7 (A) 至 7 (C) 是各示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0038] [图 8] 图 8 (A) 和 8 (B) 是各示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0039] [图 9] 图 9 是示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0040] [图 10] 图 10 (A) 至 10 (G) 是各示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0041] [图 11] 图 11 (A) 和 11 (B) 是各示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0042] [图 12] 图 12 是示出图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0043] [图 13] 图 13 是用于说明图 1 中所示出的超声波诊断设备中的图像显示的另一示例的概念图。

具体实施方式

[0044] 在下面参考附图中所示出的优选实施例来详细地描述本发明的超声波诊断设备。

[0045] 图 1 概念性地示出本发明的超声波诊断设备的示例的外观。

[0046] 如图 1 中所示, 超声波诊断设备 10 基本上具有诊断设备主体 12、超声波探测器 14、操作面板 16 以及显示器 18。脚轮 24 被布置在超声波诊断设备 10 的底部以便该设备能够被人力容易地移动。

[0047] 超声波探测器 14 (在下文中被称为探测器 14) 执行超声波的发射和接收, 并且根据接收的超声波回声将接收信号提供给诊断设备主体 12。

[0048] 作为在各种超声波诊断设备中使用的已知超声波探测器的探测器 14, 具有以一维或二维阵列布置的所谓的超声波换能器(超声波压电元件), 所述超声波换能器朝受检者发射超声波、接收被受检者反射的超声波回声、并且根据所接收的超声波回声输出电信号(接收信号)。

[0049] 在本发明中, 探测器 14 的类型未被特别限制, 并且可以使用诸如凸型、直线型、扇型的各种类型。可以使用用于超声波内窥镜的外部探测器或径向扫描型探测器。此外, 探测器 14 可以具有与用于接收发射超声波的二次或高次谐波的谐波成像相容的超声波振动器。

[0050] 在图示的示例中, 探测器 14 和诊断设备主体 12 利用电缆 20 互连。然而, 本发明不限于此。在下面描述的发射电路 28、接收电路 30、发射 / 接收控制单元 32 等等可以被布置在探测器 14 中, 并且探测器 14 和诊断设备主体 12 可以通过无线通信来互连。

[0051] 显示器 18 是已知显示器(显示装置)。

[0052] 在超声波诊断设备 10 中, 如在各种超声波诊断设备中一样, 显示器 18 显示根据从探测器 14 输出的接收信号的超声波图像、受检者的信息、用于通过 GUI (图形用户界面) 操作的选择部件和指示部件、感兴趣区域(在下文中被缩写为 ROI)、待在下面描述的血管壁的弹性测量结果等等。

[0053] 操作面板 16 被提供来操作超声波诊断设备 10。

[0054] 尽管未图示, 但是在超声波诊断设备 10 中, 操作面板 16 中布置有用于选择诸如 B 模式和 M 模式的各种模式的选择部件、用于移动在显示器 18 上显示的光标、线等的轨迹球(跟踪板 / 触摸板)、用于确定(确认)选择或操作的设置按钮、用于在运动图像显示与静止图像显示之间切换的冻结按钮、用于改变超声波图像的视野深度的改变部件、增益调整部件、用于扩大超声波图像的缩放按钮等等。

[0055] 在超声波诊断设备 10 中, 还设置用于测量血管壁的弹性模量的 VE 模式(血管弹性模式), 作为除诸如 B 模式和 M 模式的常见超声波诊断设备的模式之外的模式。

[0056] 尽管未再次图示, 但是操作面板 16 中还布置了作为用于通过 GUI 操作的显示装置的触摸板 16a (见图 6 (B))。

[0057] 诊断设备主体 12 控制超声波诊断设备 10 的整体操作并且根据从探测器 14 输出的接收信号来产生待显示在显示器 18 上的超声波图像, 以及执行用于测量血管弹性模量的各种处理。诊断设备主体 12 使用例如计算机等来构成。

[0058] 图 2 是概念性地示出超声波诊断设备 10 的配置的框图。

[0059] 如图 2 中所示, 诊断设备主体 12 具有发射电路 28、接收电路 30、发射 / 接收控制

单元 32、图像产生单元 34、存储单元 36、边界检测单元 40、跟踪单元 42、心拍检测单元 46、弹性模量计算单元 50 以及显示处理单元 52。

[0060] 图像产生单元 34 具有 B 模式图像产生单元 56 和 M 模式图像产生单元 58。

[0061] 上述的探测器 14 被连接到发射电路 28 和接收电路 30。发射 / 接收控制单元 32 被连接到发射电路 28 和接收单元 30。接收电路 30 被连接到图像产生单元 34。

[0062] 图像产生单元 34 被连接到显示处理单元 52。图像产生单元 34 的 B 模式图像产生单元 56 和 M 模式图像产生单元 58 被连接到存储单元 36。B 模式图像产生单元 58 还被连接到边界检测单元 40。

[0063] 存储单元 36 被连接到跟踪单元 42、心拍检测单元 46 以及显示处理单元 52。心拍检测单元 46 和边界检测单元 40 被连接到跟踪单元 42 和显示处理单元 52。跟踪单元 42 被连接到显示处理单元 52 和弹性模量计算单元 50。弹性模量计算单元 50 被连接到显示处理单元 52。

[0064] 发射 / 接收控制单元 32 通过发射电路 28 和接收电路 30 顺序地设置探测器 14 的超声波束的发射方向和超声波回声的接收方向。

[0065] 发射 / 接收控制单元 32 还具有依照所设置的发射方向来选择发射延迟模式的发射控制功能和依照所设置的接收方向来选择接收延迟模式的接收控制功能。

[0066] 发射延迟模式是被给予各个超声波换能器的驱动信号以便通过使用从探测器 14 的超声波换能器发射的超声波在期望方向上产生超声波束的延迟时间的模式。接收延迟模式是被给予接收信号以便通过使用由超声波换能器所接收的超声波提取来自期望方向的超声回声的延迟时间的模式。

[0067] 多个发射延迟模式和多个接收延迟模式被存储在内部存储器(未图示)中,并且取决于情形而被适当地选择和使用。

[0068] 发射电路 28 具有多个通道并且产生多个驱动信号以供分别地施加到探测器 14 的各个超声波换能器。这时,能够基于由发射 / 接收控制单元 32 所选择的发射延迟模式将延迟时间给予各个驱动信号。

[0069] 发射电路 28 可以调整驱动信号的延迟量并且然后将经调整的驱动信号提供给探测器 14 的相应超声波换能器以便从超声波换能器发射的超声波形成超声波束,或者可以将被配置以便从超声波换能器一次发射的超声波到达受检者的整个成像区域的驱动信号提供给探测器 14。

[0070] 类似于发射电路 28 具有多个通道的接收电路 30,放大通过超声波换能器接收的多个模拟信号并且将放大后的模拟信号转换为数字接收信号。

[0071] 此外,通过基于由发射 / 接收控制单元 32 所选择的接收延迟模式将延迟时间给予各个接收信号并且加上那些接收信号,来执行接收聚焦处理。采用这个接收聚焦处理,超声波回声被很好地聚焦以便产生声线信号(声线数据)。

[0072] 所产生的声线数据被提供给图像产生单元 34。

[0073] 图像产生单元 34 对所提供的声线数据执行诸如 Log (对数) 压缩和增益调整的预处理以产生超声波图像的图像数据,根据正常的电视信号扫描系统将该图像数据转换(栅格转换)为图像数据,对所述图像数据执行诸如层次(gradation)处理的必要图像处理,并且将图像数据输出到显示处理单元 52。

[0074] 图像产生单元 34 具有产生 B 模式图像的 B 模式图像产生单元 56 和产生 M 模式图像的 M 模式图像产生单元 58。B 模式图像和 M 模式图像可以通过已知方法来产生。

[0075] 显示处理单元 52 依照从图像产生单元 34 所提供的超声波图像的图像数据、从存储单元 36 读出的超声波图像的图像数据、通过操作面板 16 进行的操作(输入指令)、在下面描述的血管壁弹性模量的测量结果(分析结果)等等来产生用于在显示器 18 上显示的显示数据,并且将它们显示在显示器 18 上。

[0076] 在图示示例的超声波诊断设备 10 中,诊断设备主体 12 的存储单元 36、边界检测单元 40、跟踪单元 42、心拍检测单元 46 以及弹性模量计算单元 50 被主要用在 VE 模式下,在所述 VE 模式下血管壁的弹性模量被测量。

[0077] 在下文中,将通过参考图 3 的流程图和图 5 至 12 说明超声波诊断设备 10 在 VE 模式下的功能,来更详细地说明诸如存储单元 36 和边界检测单元 40 的各个单元以及本发明的超声波诊断设备 10。

[0078] 在以下说明中,即使未特别描述,针对显示器 18 上的显示,显示处理单元 52 执行诸如线的产生的必要处理。

[0079] 当开始通过超声波诊断设备 10 的超声波诊断时,在发射 / 接收控制单元 32 的控制下,发射电路 28 使探测器 14 的超声波换能器发射超声波,而接收电路 30 处理从探测器 14 输出的接收信号以产生声线信号并且将该声线信号输出到图像产生单元 34。

[0080] 作为示例,假定 B 模式被选择,受检者的劲动脉 c 被视为测量目标,并且使得探测器 14 像在图 4 中概念性地示出的那样与颈 n 接触,由图像产生单元 34 (B 模式图像产生单元 56)所产生的 B 模式图像利用显示处理单元 52 进行处理并且显示在显示器 18 上。

[0081] 当目标劲动脉 c 能够被适当地观察到并且 VE 模式被用操作面板 16 的模式选择部件(在以下描述中,“操作面板 16 的”被省略)选择时,显示处理单元 52 像在图 5 (A) 中概念性地示出的那样在 B 模式图像中显示表示感兴趣区域的 ROI60。

[0082] 在这种条件下,ROI60 在 B 模式图像中的位置能够通过轨迹球的操作来移动。当设置按钮被按下时,ROI60 的位置被固定并且 ROI60 的尺寸能够通过轨迹球的操作来改变。

[0083] 每当设置按钮被按下,可实现的操作在 ROI60 的位置改变与 ROI60 的尺寸调整之间被交替地切换。

[0084] 当缩放按钮在这种条件下被按下(压下)时,确定的是 ROI60 的位置和尺寸的调整已结束并且 ROI60 的设定已被指示。作为响应,发射 / 接收控制单元 32 将帧率增加到高于在 ROI60 的设定被指示之前的帧率(例如,到等于或高于 200Hz 或在 ROI 设定被指示之前的值的至少五倍)。此外,响应于缩放按钮的压下,M 模式图像产生单元 58 开始产生 ROI60 的 M 模式图像,并且如图 5 (B) 中所示,其中 ROI60 的部分被扩大的 B 模式图像 64 和 ROI60 (在其选择线 62 处)的 M 模式图像 65 被同时地显示。

[0085] 可以以与已知超声波诊断设备中所谓的 B/M 模式显示相同的方式执行 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 的同时显示(双模式显示)。

[0086] 在图 5 (B) 中,上侧是 B 模式图像 64,而下侧是 M 模式图像 65。

[0087] 在 B 模式图像 64 中,绘图中的水平方向是方位方向(沿着超声波换能器的阵列的方向(在二维阵列的情况下,纵向方向)),垂直方向是深度方向(超声波的发射 / 接收方向),并且上侧是在其上深度较浅的侧(探测器 14 侧)。

[0088] 在深度方向上延伸并且用来选择在 B 模式图像中的方位方向上的 M 模式图像显示位置的选择线 62 (M 模式图像的显示线) 被显示在 B 模式图像中。选择线 62 通过轨迹球可在方位方向(左右方向)上移动。

[0089] 在 M 模式图像 65 中, 水平方向表示时间轴, 时间从左向右流动, 并且在间隙 65a 左侧的帧是当前帧(也就是说, 在间隙 65 右侧的帧是过去的帧)。类似于 B 模式图像 64, 垂直方向是深度方向并且上侧是在其上深度是较浅的侧。

[0090] 在图 5 (B) 中, 在显示器 18 上显示的 M 模式图像 65 是其位置被提前设置的选择线 62 的位置的 M 模式图像 65。

[0091] M 模式图像产生单元 58 不仅产生在方位方向上的预定位置(提前设置的预定位置或选择位置)或在方位方向上的选择位置的 M 模式图像, 而且在 B 模式图像 64 中沿着方位方向的整个区域之上产生 M 模式图像。

[0092] 由 B 模式图像产生单元 56 所产生的 ROI60 的 B 模式图像(B 模式图像数据)和由 M 模式图像产生单元 58 所产生的 M 模式图像(M 模式图像数据)都被存储在存储单元 36 中。

[0093] 虽然在存储单元 36 中存储的图像在时间方面的量未被特别限制, 但是与常见水平的两个或更多个心拍相对应的时间长度是优选的。因此, 存储单元 36 优选存储各与三秒或更长时间相对应的最新的 B 模式图像和 M 模式图像。

[0094] 如上所述, 选择线 62 通过轨迹球可在方位方向上移动。

[0095] 选择线 62 的位置和 M 模式图像是联动的。具体地, 当选择线 62 通过轨迹球在左右方向上移动时, 显示处理单元 52 将移动后的选择线 62 的位置的 M 模式图像显示在显示器 18 上。

[0096] 在确定适当的图像已被获得时, 操作员按下冻结按钮。

[0097] 当冻结按钮被按下时, 显示处理单元 52 从存储单元 36 读出必要的图像数据, 并且如图 6 (A) 中所示, 在重新布置图像之后将选择线 62 的位置的 M 模式图像 65 显示在显示器 18 上, 以便冻结按钮被按下所在的时间位于在最右边的位置处(作为最新的时间), 以及显示 B 模式图像 64 的静止图像。同时地, 选择线 62 改变为虚线并且变得不可移动(变得非激活)。

[0098] 如图 6 (B) 中所示, 用于指示待在下面描述的血管壁的边界的设定的“AW Det”按钮、用于指示血管壁弹性模量的分析开始的“弹性分析(Elasticity Ana)”按钮、用于输入受检者的血压的“Ps”按钮和“Pd”按钮以及用于输入可靠性阈值的“质量因数阈”按钮被显示在操作面板 16 的触摸板 16a 中。注意, 这时, “弹性分析”按钮处于不可选择状态。

[0099] 当冻结按钮被按下时, 心拍检测单元 46 针对在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像来检测心拍(执行心拍的自动检测)。心拍的检测结果被发送到存储单元 36 以被作为信息添加到对应的 M 模式图像。

[0100] 心拍的检测结果还被发送到显示处理单元 52, 以便心拍的检测结果被显示在当前显示的 M 模式图像 65 中。

[0101] 虽然检测心拍的方法未被特别限制, 但是作为示例, 心拍可以通过分析 M 模式图像并且使用在水平方向上延伸的白线(亮线)的深度方向上的移动速度(速度开始增加的时间点)、白线在深度方向上的运动的脉动等等来检测。替换地, 心电图描记器(心电图)可以被用来检测心拍。

[0102] 如图 6 中所示,显示处理单元 52 用三角形标记和直线将心拍的检测结果显示在 M 模式图像 65 中。在图示的示例中,最新的心拍开始于的时间点由实线指示,同一心拍结束的时间点由虚线指示,而与其它心拍相关的位置由虚线指示。那些线可以通过代替或除线类型之外改变线颜色来区别。

[0103] 当存在未能被检测到的心拍时,该心拍依照在所述心拍周围的各心拍的间隔等而被显示在适当的位置处。

[0104] 当冻结按钮被按下时的 B 模式图像 64 是在当最新的心拍开始时的时间处的 B 模式图像,所述时间在 M 模式图像 65 中由实线指示。

[0105] 当心拍的线被显示在 M 模式图像 65 中时, B 模式图像中的选择线 62 改变为实线并且变得借助于轨迹球可在左右方向上移动。也就是说,选择线 62 成为激活的。线是否是激活的可以通过与上文相似的方式代替或除线类型之外改变线颜色而被区别。

[0106] 在这种条件下,当选择线 62 通过轨迹球在左右方向上移动时,显示处理单元 52 从存储单元 36 读出与选择线 62 的位置相对应的 M 模式图像,并且将该图像连同心拍的检测结果一起显示在显示器 18 上。具体地,甚至在冻结之后,M 模式图像 65 在 B 模式图像 64 中的显示位置(显示线)也能够通过经由轨迹球移动选择线 62 从 B 模式图像 64 中沿着方位方向的整个区域中选择。

[0107] 因此,根据本发明,在所设置 ROI60 中的方位方向上的任意位置的 M 模式图像 65 被显示,以便 M 模式图像 65 和与该 M 模式图像中的各心拍相对应的图像能够被观察和检查。

[0108] 当设置按钮在其中 B 模式图像 64 中的选择线 62 是可移动的条件下被按下时,确定了 M 模式图像的显示位置(显示线)的选择已结束,并且如图 7 (A)中所示,B 模式图像 64 中的选择线 62 改变为虚线并且通过轨迹球的移动变得不可能。同时地,指示最新的心拍的线在 M 模式图像 65 中都改变为实线。

[0109] 当指示最新的心拍的线在 M 模式图像 65 中都改变为实线时,借助于轨迹球的心拍的选择变得可用。

[0110] 作为示例,当设置按钮被按下时,如图 7 (A)和 7 (B)中所示,指示最新的心拍的线改变为实线,即,被选择。在这种条件下,例如,当轨迹球向左旋转时,如图 7 (C)中所示,与最新的心拍的结束相对应的线改变为虚线,而与次新的心拍相对应的线改变为实线,以便这个心拍被选择。当轨迹球被进一步向左旋转时,与次新的心拍相对应的线改变为虚线,而与再次新的心拍相对应的线改变为实线,以便这个心拍被选择。

[0111] 当轨迹球向右旋转时,以相同的方式,与更迟的心拍相对应的线被顺序地选择。

[0112] 此外,响应于心拍的选择,显示处理单元 52 从存储单元 36 读出所选心拍的开始位置的 B 模式图像,也就是说,在与所选心拍的开始位置相对应的时间(时间相位)处被捕获的 B 模式图像,并且将在显示器 18 上显示的 B 模式图像 64 改变为这个图像。

[0113] 当设置按钮在心拍选择可用的条件下被按下时,确定该心拍选择已结束,所选心拍被确认,并且所选心拍的微调变得可执行。

[0114] 当在显示器 18 上显示的 M 模式图像 65 中的心拍被选择和确认时,相同心拍在存储在存储单元 36 中的所有 M 模式图像(也就是说,B 模式图像 64 中沿着方位方向的整个区域之上的 M 模式图像)中被选择。

[0115] 作为示例,在其中最新的心拍被选择的情况下,当设置按钮被按下时,如图 8 (A) 中所示,与所选心拍的结束相对应的线改变为虚线,而与所选心拍的开始相对应的线的位置(时间)如由箭头 t 所指示的那样变得借助于轨迹球可在左右方向(时间方向)上移动,以便心拍的开始位置的微调能够被执行。

[0116] 在心拍的开始位置通过轨迹球根据需要而被调整之后,当设置按钮被再次按下时,如图 8 (B)中所示,与所选心拍的结束相对应的线改变为正常实线同时与所选心拍的开始相对应的线改变为虚线,并且与所选心拍的结束相对应的线的位置如由箭头 t 所指示的那样变得借助于轨迹球可在左右方向上移动,以便心拍的结束位置的微调能够被执行。

[0117] 虽然心拍的微调结果可能被仅反映在经历微调的 M 模式图像 65 中,但是结果优选还被反映在存储在存储单元 36 中的所有 M 模式图像中。

[0118] 在其中心拍的开始位置被调整的情况下,显示处理单元 52 从存储单元 36 读出经调整的心拍开始位置的 B 模式图像,并且在显示器 18 上显示的 B 模式图像 64 被改变为这个图像。

[0119] 心拍选择和可能的微调的结果还被提供给跟踪单元 42。

[0120] 当设置按钮在其中与所选心拍的结束相对应的位置是可调整的条件下被按下时,选择线 62 在上面提到的图 6 中所示出的 B 模式图像 64 中的状态返回到为可移动的。也就是说,状态返回到其中 M 模式图像 65 在 B 模式图像 64 中的显示线是可选择的条件。

[0121] 具体地,在图示示例的超声波诊断设备 10 中,“显示线选择”→“心拍选择”→“心拍微调”的处理能够被重复地执行。换句话说,“显示线选择”→“心拍选择”→“心拍微调”的处理能够被以环回的方式执行。

[0122] 因此,以进一步优选的方式从所有存储的 M 模式图像中选择对于待在下面描述的血管壁弹性的测量的分析最佳的心拍成为可能。

[0123] 当不是设置按钮而是触摸板的“AW Det”按钮在与所选心拍的结束相对应的位置是可调整的条件下被按下时,如图 9 中所示,B 模式图像 64 中的选择线 62 和 M 模式图像 65 中表示心拍的线全部成为虚线和不可操作的,并且血管壁检测模式被建立。

[0124] 当血管壁检测模式被建立时,如图 10 (A) 中所示,与血管前壁的外膜中膜边界相对应的线 68 被显示在 B 模式图像 64 中。

[0125] 线 68 通过轨迹球可在上下方向(深度方向)上平行移动。如图 10 (B) 中所示,当线 68 被轨迹球移动到血管前壁的外膜中膜边界的位置时,设置按钮被按下。

[0126] 当设置按钮被按下时,如图 10 (C) 中所示,与血管前壁的外膜中膜边界相对应的线 68 在 B 模式图像 64 中改变为虚线并且因此被确认,而与血管前壁的内膜内腔边界相对应的线 70 被显示。

[0127] 类似地,线 70 通过轨迹球也可在上下方向上移动,并且当线 70 被移动到血管前壁的内膜内腔边界的位置时,设置按钮被按下。

[0128] 当设置按钮在线 70 是可移动的情况下被按下时,如图 10 (D)中所示,与血管前壁的内膜内腔边界相对应的线 70 在 B 模式图像 64 中改变为虚线并且因此被确认,而与血管后壁的内膜内腔边界相对应的线 72 被显示。类似地,当线 72 被轨迹球移动到血管后壁的内膜内腔边界的位置时,设置按钮被按下。

[0129] 然后,当设置按钮在线 72 是可移动的情况下被按下时,如图 10 (E) 中所示,与血

管后壁的内膜内腔边界相对应的线 72 在 B 模式图像 64 中改变为虚线并且因此被确认,而与血管后壁的外膜中膜边界相对应的线 74 被显示。类似地,当线 74 被轨迹球移动到血管后壁的外膜中膜边界的位置时,设置按钮被按下。

[0130] 关于血管壁的每个边界的信息被提供给边界检测单元 40。

[0131] 当设置按钮在线 74 是可移动的情况下被按下时,与所有边界相对应的线的设定结束,并且边界检测单元 40 使用用于内膜内腔边界的设置线 72 和用于外膜中膜边界的设置线 74 来执行血管后壁的内膜内腔边界和外膜中膜边界的自动检测。两个边界的自动检测的结果被发送到显示处理单元 52 和跟踪单元 42,并且如图 10 (F)中所示,检测结果被显示。

[0132] 那些边界的自动检测的方法未被特别限制并且若干方法可以被使用。作为示例,其中 B 模式图像被分析并且线 72 和线 74 上的连续高亮度部分被跟踪从而检测内膜内腔边界和外膜中膜边界的方法被提到。

[0133] 当血管后壁的内膜内腔边界和外膜中膜边界通过边界检测单元 40 的自动检测结束时,如图 10 (F)中所示,光标 78 被显示在 B 模式图像 64 中(这个光标 78 在血管后壁的自动检测结束之前未被显示)。

[0134] 光标 78 可由轨迹球移动。当光标 78 朝指示自动检测的内膜内腔边界和外膜中膜边界的各线中的任一条移动并且设置按钮被按下时,较靠近光标 78 的线改变为实线。已改变为实线的线是可校正的。

[0135] 作为示例,如图 10 (G)中所示,假定指示外膜内腔边界的线 74 被选择并且改变为实线。当光标 78 通过轨迹球沿着线 74 移动并且设置按钮被再次按下时,被该光标跟踪的区域的线 74 再次被边界检测单元 40 检测出并且重写,而且结果被发送到跟踪单元 42。

[0136] 当后壁的内膜内腔边界和外膜中膜边界的自动检测结束并且血管后壁根据需要而被校正时,如图 11 (A)中所示,所有线都成为虚线并且如图 11 (B)中所示,触摸板 16a 的“弹性分析”按钮成为可选择的。

[0137] 在“弹性分析”按钮成为可选择的之后,受检者的收缩血压使用“Ps”按钮来输入同时受检者的舒张末期血压使用“Pd”按钮来输入,而可靠性阈值使用“质量因数阈”按钮来输入。那些数值可以通过已知方法来输入。

[0138] 受检者的血压和可靠性阈值的输入不限于在血管壁边界的检测结束之后输入,并且可以被以任何定时执行,只要它是在下面描述的分析开始之前(在下面描述的“弹性分析”按钮的压下之前)。

[0139] 在超声波诊断设备 10 中,受检者信息通常在诊断被执行之前被获取和输入,并且从而,当受检者信息包含关于血压的信息时,可以使用该信息。

[0140] 当受检者的血压和可靠性阈值被输入并且“弹性分析”按钮被按下时,B 模式图像的分析开始并且血管壁的弹性模量被计算。

[0141] 当“弹性分析”按钮被按下时,首先,跟踪单元 42 在 M 模式图像 65 中的所选心拍中执行血管前壁(外膜中膜边界和内膜内腔边界)和血管后壁(内膜内腔边界和外膜中膜边界)的运动的跟踪。也就是说,血管前壁和后壁被跟踪。

[0142] M 模式图像 65 中血管壁的跟踪在如在 B 模式图像 64 中预先检测(设置)的血管前壁的外膜中膜边界、血管前壁的内膜内腔边界、血管后壁的内膜内腔边界以及血管后壁的

外膜中膜边界被定义为位置起始点(在深度方向上的起始点)情况下被执行。

[0143] 在 M 模式图像 65 中血管壁的跟踪中,时间起始点(在 M 模式图像的时间轴上的起始点)是 B 模式图像 64 的时间相位,也就是说,B 模式图像 64 被捕获的时间。具体地,在图示的示例中,根据需要在位置上被选择和调整的心拍的开始位置将是用于血管壁的跟踪的时间起始点。

[0144] 在超声波诊断设备 10 中,作为优选实施例,除血管壁的已检测(设置)的边界之外,可以在血管后壁中的深度方向上设置一个或多个测量点。在其中一个或多个测量点被如此设置在血管后壁中的情况下,血管壁的跟踪在各个测量点处被执行。

[0145] 血管壁中的测量点可以被提前设置,可以基于特定算法被自动地设置,可以由超声波诊断设备 10 的操作员在查看图像时设置,或者可以通过那些方法的组合来设置。

[0146] 跟踪 M 模式图像 65 中的血管壁的方法未被特别限制,并且示例性方法包括使用图像(亮度)自跟踪的起始点起的连续性的方法、模式匹配方法、过零方法、组织多普勒(Doppler)方法以及相位差跟踪,其中的任一个可以被使用。

[0147] M 模式图像中的血管壁通过跟踪单元 42 的跟踪结果被提供给弹性模量计算单元 50 和显示处理单元 52。

[0148] 弹性模量计算单元 50 首先基于血管壁的跟踪结果来产生血管壁(内膜中膜)的厚度的改变波形和血管直径(内径)的改变波形。当一个或多个测量点像上面所描述的那样被设置在血管壁中时,针对各测量点之间的各个部分产生血管壁的改变波形。

[0149] 血管壁的厚度的改变波形和血管直径的改变波形被发送到显示处理单元 52。

[0150] 弹性模量计算单元 50 使用等式(1) 计算血管在径向方向上的应变。

[0151] $\epsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \cdots (1)$

[0152] 在等式(1)中, ϵ_i 表示各测量点之间的血管在径向方向上的应变, Δh_i 表示在一次心拍期间血管壁最薄的收缩期中在各测量点之间的血管壁厚度的改变的最大值,而 h_{di} 表示在血管壁是最厚的舒张末期中的各测量点之间的厚度。

[0153] 另外,弹性模量计算单元 50 使用提前输入的血压的最大值和最小值通过等式(2)来计算血管壁在周向上的弹性模量 $E_{\theta i}$ 。

[0154] $E_{\theta i} = 1/2 * [1 + (r_d/h_d)] * [\Delta p / (\Delta h_i/h_{di})] \cdots (2)$

[0155] 替换地,血管壁在径向方向上的弹性模量 E_{ri} 可以通过等式(3)来计算。

[0156] $E_{ri} = \Delta p / (\Delta h_i/h_{di}) \cdots (3)$

[0157] 在等式(2)和(3)中, Δh_i 和 h_{di} 如上文一样是相同的, Δp 表示收缩期与舒张末期之间的血压差, r_d 表示血管内腔在舒张末期时的半径,而 h_d 表示血管壁在舒张末期时的厚度。

[0158] 在计算了弹性模量之后,弹性模量计算单元 50 计算弹性模量的可靠性。

[0159] 计算弹性模量的可靠性的方法未被特别限制,并且可以使用各种已知方法。作为示例,提到的是一种方法,其中,产生由于诸如 1000 个人的许多人的心拍而导致的血管直径改变的波形;基于那许多波形产生血管直径改变的模型波形;并且使用相对于模型波形的偏移量来计算所计算的弹性模量的可靠性。

[0160] 如上所述,当心拍在显示在显示器 18 上的 M 模式图像 65 中被选择和确认时,相同心拍在存储在存储单元 36 中的所有 M 模式图像中被选择。

[0161] 因此,针对不仅在显示在显示器 18 上的 M 模式图像 65 中而且在存储在存储单元 36 中的所有 M 模式图像中的所选心拍,执行诸如血管壁的跟踪、血管壁的厚度和血管直径的改变波形的产生、血管壁的应变的计算以及血管壁的弹性模量和所述弹性模量的可靠性的计算的处理。具体地,使用对应的 M 模式图像针对在显示器 18 上显示的 B 模式图像 64 的沿着方位方向的整个区域,执行诸如所选心拍中的血管壁的弹性模量的计算的处理。

[0162] 那些的结果被作为信息添加到在存储单元 36 中存储的 M 模式图像。

[0163] 在沿着方位方向的整个区域上的计算结束之后,弹性模量计算单元 50 计算血管壁的弹性模量的平均值(E_{ave})、血管壁的应变的平均值(Str_{ave})以及弹性模量的可靠性的平均值(QF_{ave})。

[0164] 当计算结束时,结果被显示在显示器 18 上。

[0165] 其示例在图 12 中被示出。在图示的示例中,在绘图中原先显示的 B 模式图像 64 的右侧,在这个 B 模式图像 64 中示出的血管后壁的弹性模量被显示在 B 模式图像 64e 中。另外,在显示血管后壁的弹性模量的 B 模式图像 64e 的绘图中的右侧,所计算的血管壁的弹性模量的可靠性被以相似的方式显示在 B 模式图像 64q 中。

[0166] 在绘图中的 B 模式图像 64 的左侧,血管壁的弹性模量的平均值(E_{ave})、血管壁的应变的平均值(Str_{ave})以及弹性模量的可靠性的平均值(QF_{ave})被显示。

[0167] 血管壁的弹性模量被以条形状显示在 B 模式图像 64e 中以便与 B 模式图像 64 中自动检测(并且根据需要校正)的血管后壁重叠。在 B 模式图像 64e 的右上侧,弹性模量的指标被显示。在图示的示例中,图像密度越高,弹性模量越高。

[0168] 具体地,在 B 模式图像 64e 中,与血管后壁重叠的条的密度表示在血管的那个位置处的血管壁的弹性模量。

[0169] 类似地,弹性模量的可靠性被以条形状显示在 B 模式图像 64q 中以便与 B 模式图像 64 中自动检测的血管后壁重叠。在 B 模式图像 64q 的右上侧,弹性模量的可靠性的指标被显示。在图示的示例中,图像密度越高,弹性模量的可靠性越高。

[0170] 具体地,在 B 模式图像 64q 中,与血管后壁重叠的条的密度表示在血管的那个位置处的血管壁的弹性模量的可靠性。

[0171] 弹性模量或弹性模量的可靠性的幅度可以代替或除图像的密度以外通过改变图像的颜色来表示。

[0172] 在图 12 中所示出的结果的显示中,在其中可靠性低于提前输入的阈值的方位方向上的位置处的结果被自动地省略。

[0173] 在结果被省略所在的位置处,如在 B 模式图像 64e 中的弹性模量的结果显示的右拐角部分和 B 模式图像 64q 中的可靠性的结果显示的右拐角部分中所指示的,条的显示成为淡色的。

[0174] 在下侧的 M 模式图像 65 中, M 模式图像中的血管前壁的跟踪结果 80 和血管后壁的跟踪结果 82 以及血管直径的改变波形 84 和血管壁的厚度的改变波形 86 被显示在所选心拍中。

[0175] 如上所述,当在深度方向上在血管壁中设置一个或多个测量点时,可以针对各测量点之间的各个部分输出血管厚度的改变波形。

[0176] 当血管壁的弹性模量的测量结果等等被显示在显示器 18 上时, B 模式图像 64 中

的选择线 62 改变为实线并且变得通过轨迹球可在方位方向上移动。

[0177] 当选择线 62 在 B 模式图像 64 中移动时,显示处理单元 52 从存储单元 36 读出与选择线 62 的位置相对应的 M 模式图像并且将该 M 模式图像显示在显示器 18 上。具体地,当选择线 62 被轨迹球移动时,M 模式图像 65 被改变为选择线 62 的位置的 M 模式图像,并且 M 模式图像中的血管前壁的跟踪结果 80 和血管后壁的跟踪结果 82 以及血管直径的改变波形 84 和血管壁的厚度的改变波形 86 被改变为在 B 模式图像 64 的选择线 62 的位置处的数据。

[0178] 因此,可以选择用于在 B 模式图像的沿着方位方向的整个区域中显示 M 模式图像 65 和分析结果的显示线。

[0179] 与选择线 62 在 B 模式图像 64 中的移动同步,B 模式图像 64e 中的选择线 62e 和 B 模式图像 64q 中的选择线 62q 也被移动。

[0180] 当在设置按钮被按下之后,选择线 62e 和选择线 62q 被轨迹球移动以选择 B 模式图像 64e 和 B 模式图像 64q 中沿着方位方向的任意区域,并且其后,设置按钮被再次按下时,所选区域被与其中可靠性小于阈值的上述区域类似地处理,以便数据被删除。

[0181] 具体地,当测试者查看结果并且找到其中波形等看起来奇怪的位置时,对应数据能够被删除,从而使得有可能执行更准确的分析。

[0182] 在删除数据的这个操作中,前一个条件可以通过压下删除按钮等来恢复。

[0183] 如上所述,为了在通过分析 M 模式图像来测量血管壁的弹性模量时执行准确测量,重要的是选择这样的心拍,利用该心拍再现不太受到由于手移动或身体移动、不规则心拍、散斑等而导致的模糊影响以及因此适于分析的图像。

[0184] 然而,在能够执行 B/M 模式显示的常规超声波诊断设备中,仅 B 模式图像中的预定位置的 M 模式图像被显示并且从而,所显示的 M 模式图像未必包括不受由于手移动、散斑等而导致的模糊影响的适合心拍。

[0185] 相比之下,在本发明的超声波诊断设备中,通过不仅具有在 B 模式图像 64 中的方位方向上的预定位置的 M 模式图像而且具有在 B 模式图像 64 中的沿着方位方向的整个区域之上的 M 模式图像,并且在 B 模式图像 64 中选择选择线 62 的位置(选择显示线),显示在方位方向上的任意位置的 M 模式图像成为可能。

[0186] 因此,根据本发明的超声波诊断设备,从 M 模式图像中,最适于分析的心拍的 M 模式图像能够被选择。此外,心拍被自动地检测并且自动检测到的心拍的微调能够被执行,这使得有可能使用更适合的心拍来执行分析,以及改进可操作性。此外,如上所述的适合的心拍的选择和其它操作能够仅通过诸如轨迹球和设置按钮的位置选择部件和确定部件来执行。

[0187] 在 M 模式图像中,可能出现其中相同心拍在方位方向上的一个位置处是适合的而在另一位置处不适当的情形。至于这一点,根据本发明,因为相同心拍能够在方位方向上的多个位置处被检查,所以适合的心拍能够被以更有利的方式选择。特别地,因为响应于所显示的 M 模式图像 65 中的心拍的选择,所以其中对应心拍在所有其它 M 模式图像中处于所选状态的条件被建立,相同心拍在方位方向上的多个位置处的检查能够被以更有利的方式执行。

[0188] 另外,因为响应于所显示的 M 模式图像 65 中的心拍的选择,所以对应心拍在所有 M

模式图像中被选择, B 模式图像中的沿着方位方向的整个区域之上的弹性模量的测量和其它操作也能够使用适合的心拍来准确地执行。

[0189] 在前述示例中, B 模式图像 64 被显示在显示器 18 的上侧同时 M 模式图像 65 被显示在下侧, 但是本发明不限于此。

[0190] 例如, 如图 13 中所示, B 模式图像 90 和 M 模式图像 92 可以被横向地布置在显示器 18 上。替换地, B 模式图像和 M 模式图像分别显示在上侧和下侧的显示形式, 或者图 13 中所示出的横向布置的显示形式可能是可选择的。

[0191] 借助于在其中 B 模式图像 90 和 M 模式图像 92 被横向地布置的这样的显示方法, B 模式图像和 M 模式图像能够被进一步扩大, 这使得有可能进一步准确地执行例如血管壁边界的设定。

[0192] 然而, 在横向布置的这个显示方法中, 仅一个心拍或大约一个心拍能够被显示在 M 模式图像 92 中。

[0193] 因此, 当采用横向布置显示时, 优选的是 M 模式图像 92 能够被横向地(在时间过程的方向上)滚动以便过去的心拍能够被显示, 并且显示能够从过去的心拍返回到新的心拍。虽然滚动方法未被特别限制, 但是作为示例, 一个方法能够通过在使用轨迹球来选择心拍的前述操作中自动地将所选心拍显示在 M 模式图像中间来实现。

[0194] 虽然已经在上面详细地描述了本发明的超声波诊断设备, 但是本发明绝不限于上述示例, 并且在不背离本发明的范围和精神的情况下可以作出各种修改和改进。

[0195] 工业适用性

[0196] 本发明的超声波诊断设备能够适用于引起心肌梗死、狭窄症、脑疾病等的动脉硬化的诊断的医疗实践中。

[0197] [参考符号列表]

[0198] 10 超声波诊断设备

[0199] 12 诊断设备主体

[0200] 14 (超声波) 探测器

[0201] 16 操作面板

[0202] 18 显示器

[0203] 20 电缆

[0204] 24 脚轮

[0205] 28 发射电路

[0206] 30 接收电路

[0207] 32 发射 / 接收控制单元

[0208] 34 图像产生单元

[0209] 36 存储单元

[0210] 40 边界检测单元

[0211] 42 跟踪单元

[0212] 46 心拍检测单元

[0213] 50 弹性模量计算单元

[0214] 52 显示处理单元

- [0215] 56 B 模式图像产生单元
- [0216] 58 M 模式图像产生单元
- [0217] 60 ROI
- [0218] 62 选择线
- [0219] 64, 64e, 64q, 90 B 模式图像
- [0220] 65, 92 M 模式图像
- [0221] 68, 70, 72, 74 线
- [0222] 80, 82 跟踪结果
- [0223] 84 血管直径改变波形
- [0224] 86 血管壁厚度改变波形

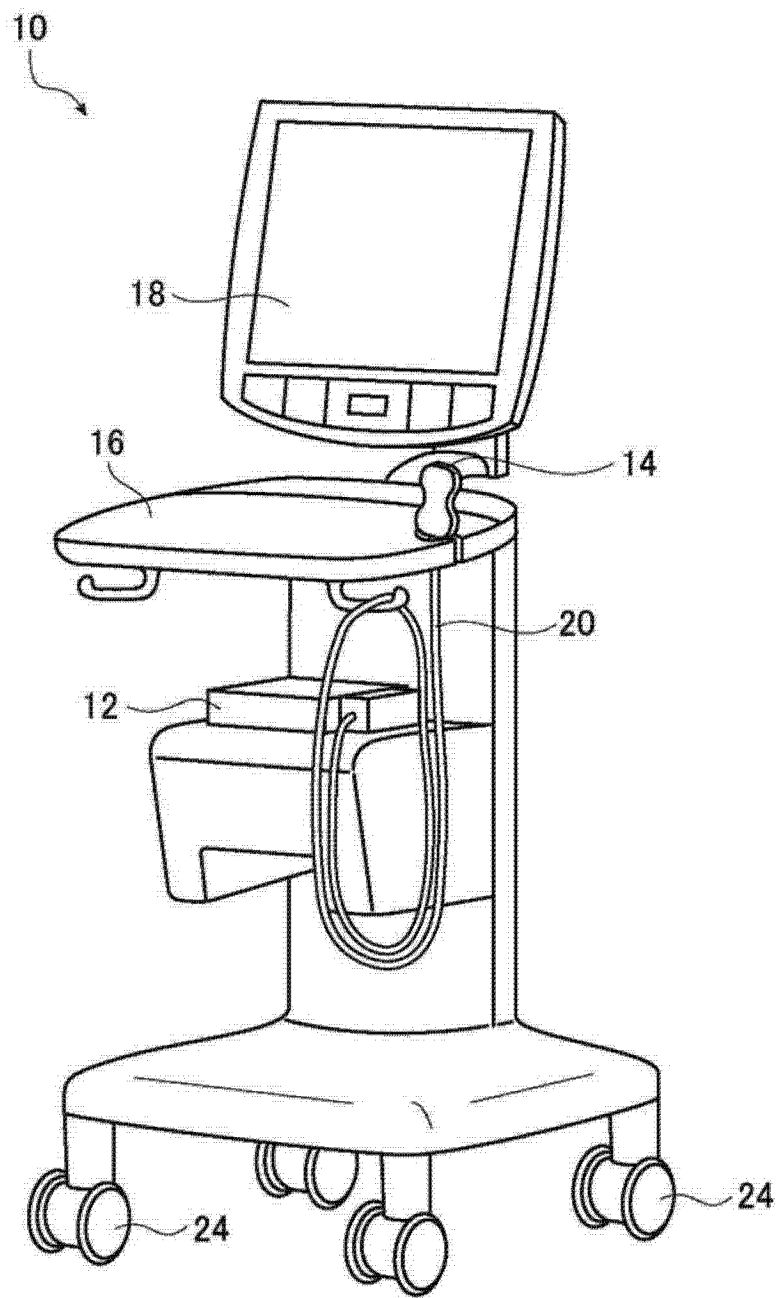


图 1

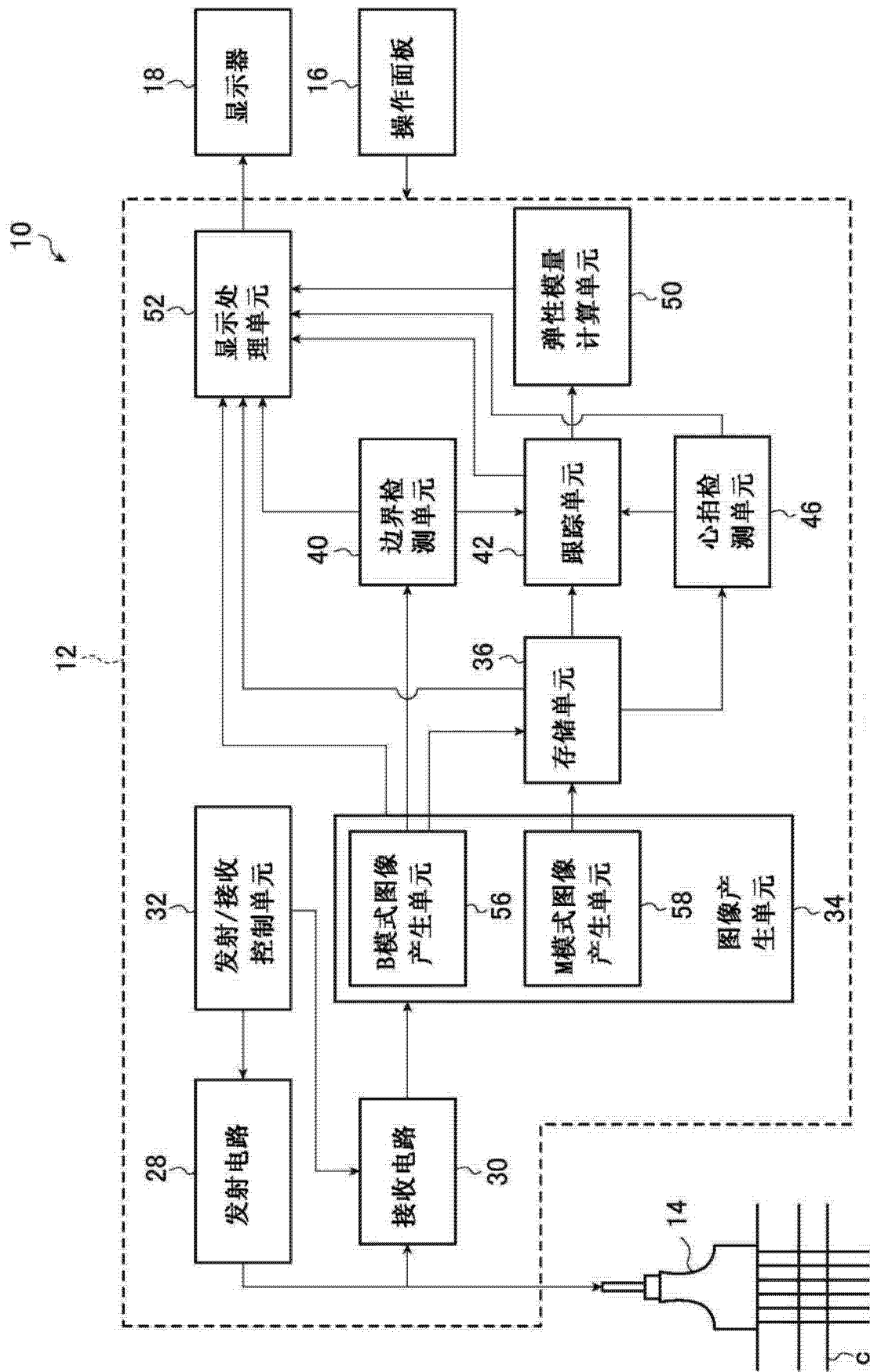


图 2

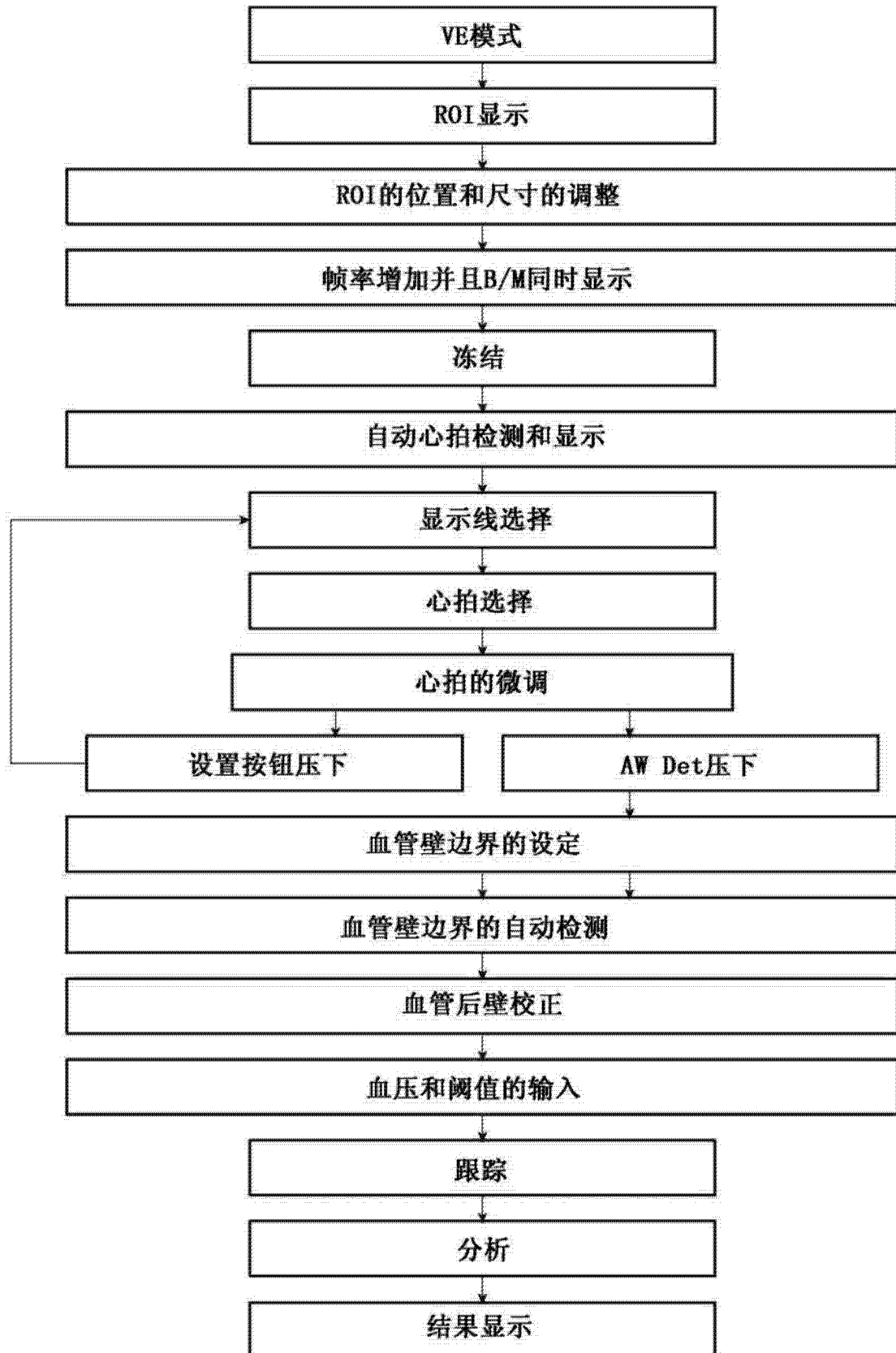


图 3

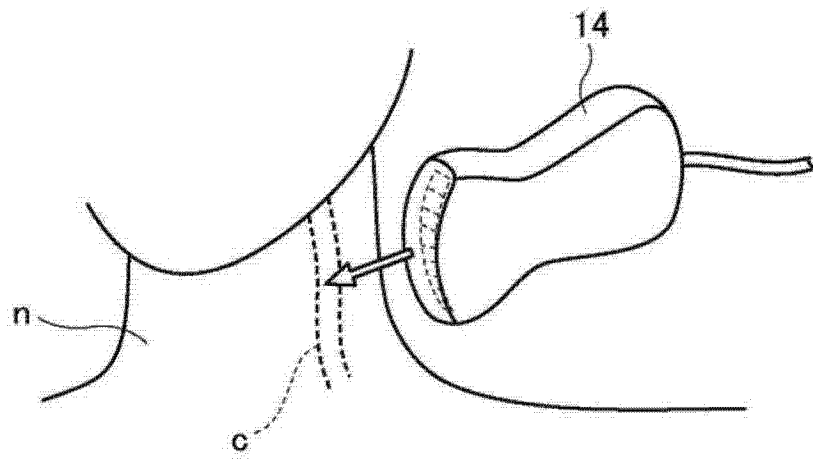


图 4

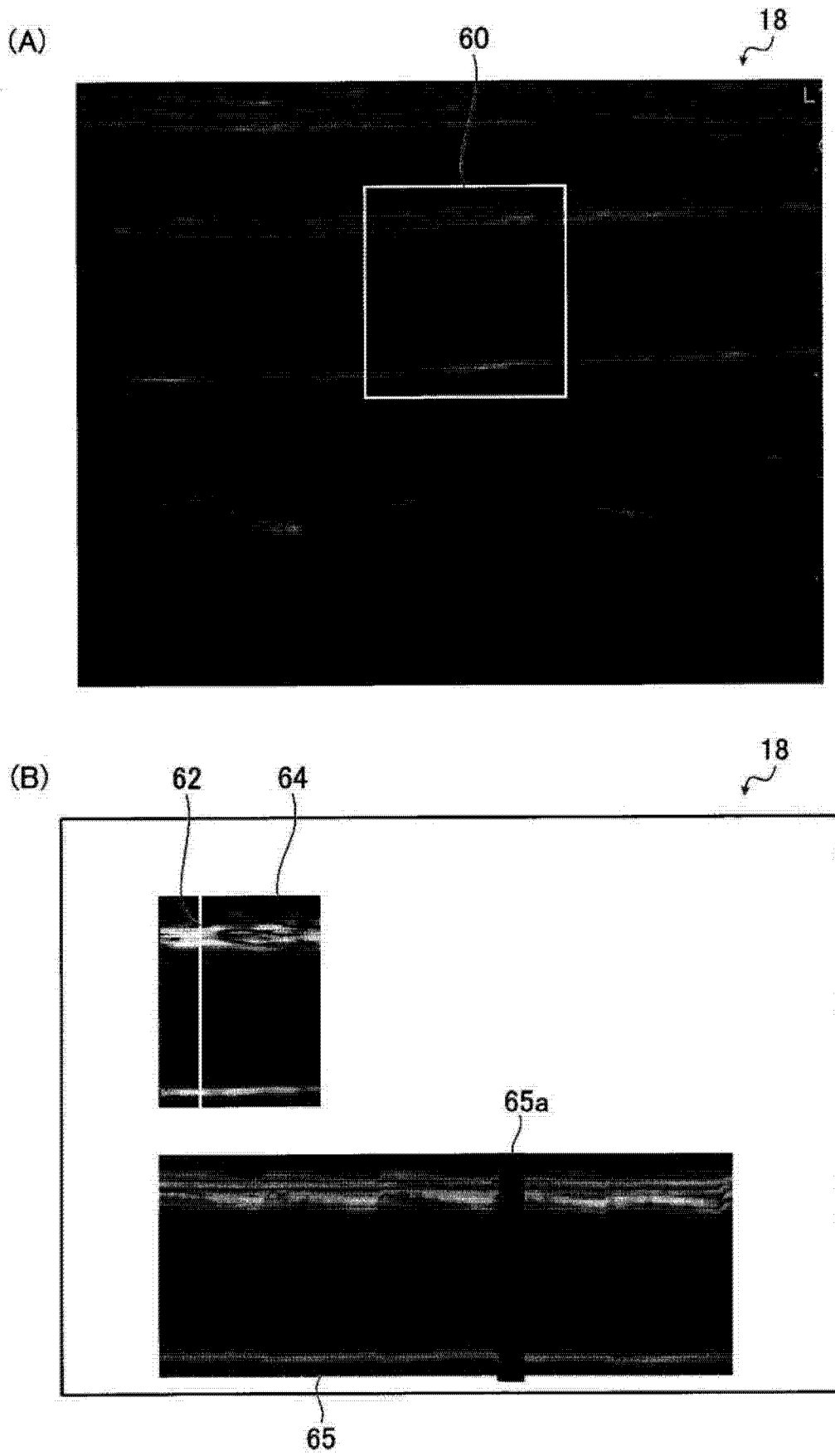


图 5

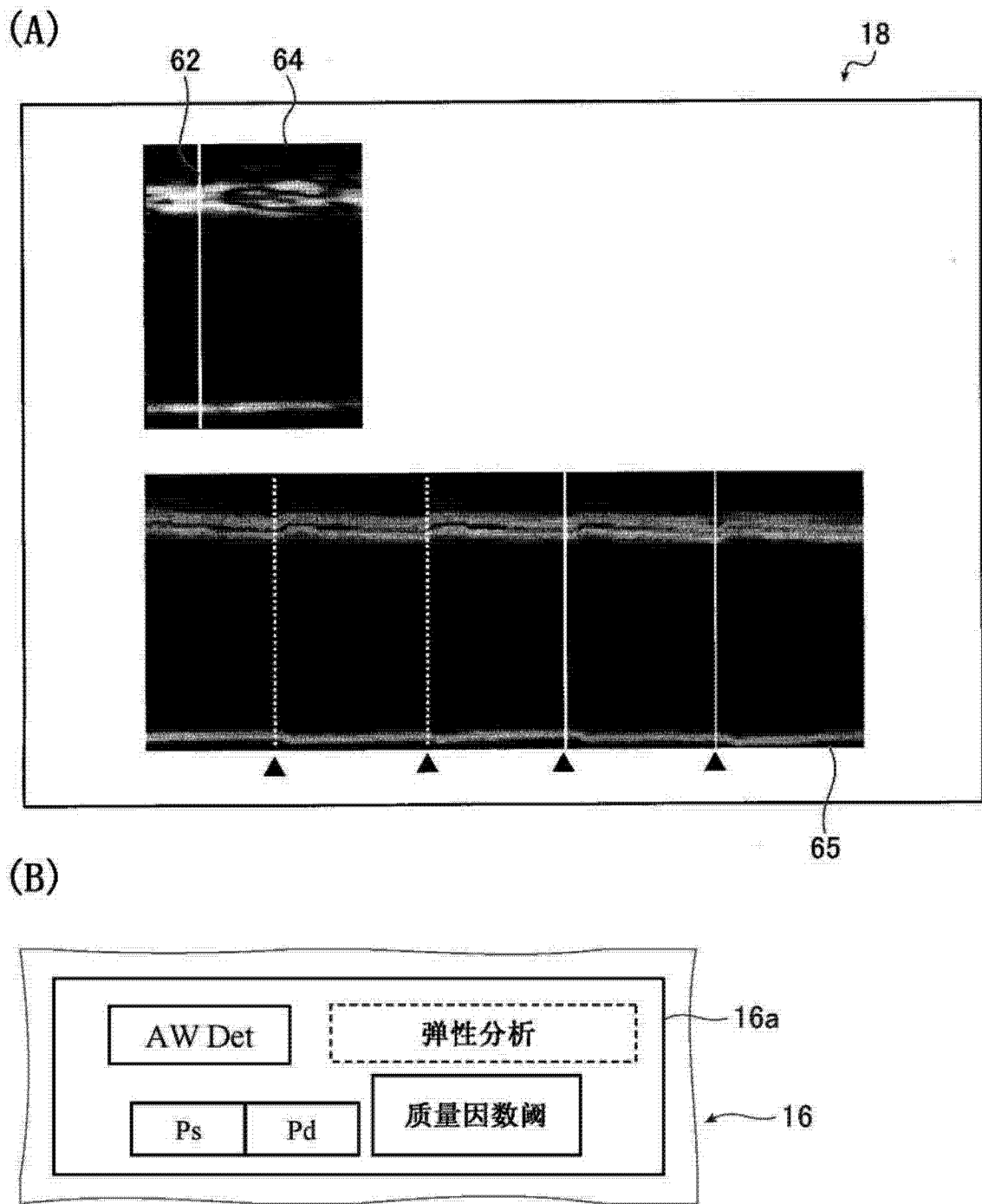


图 6

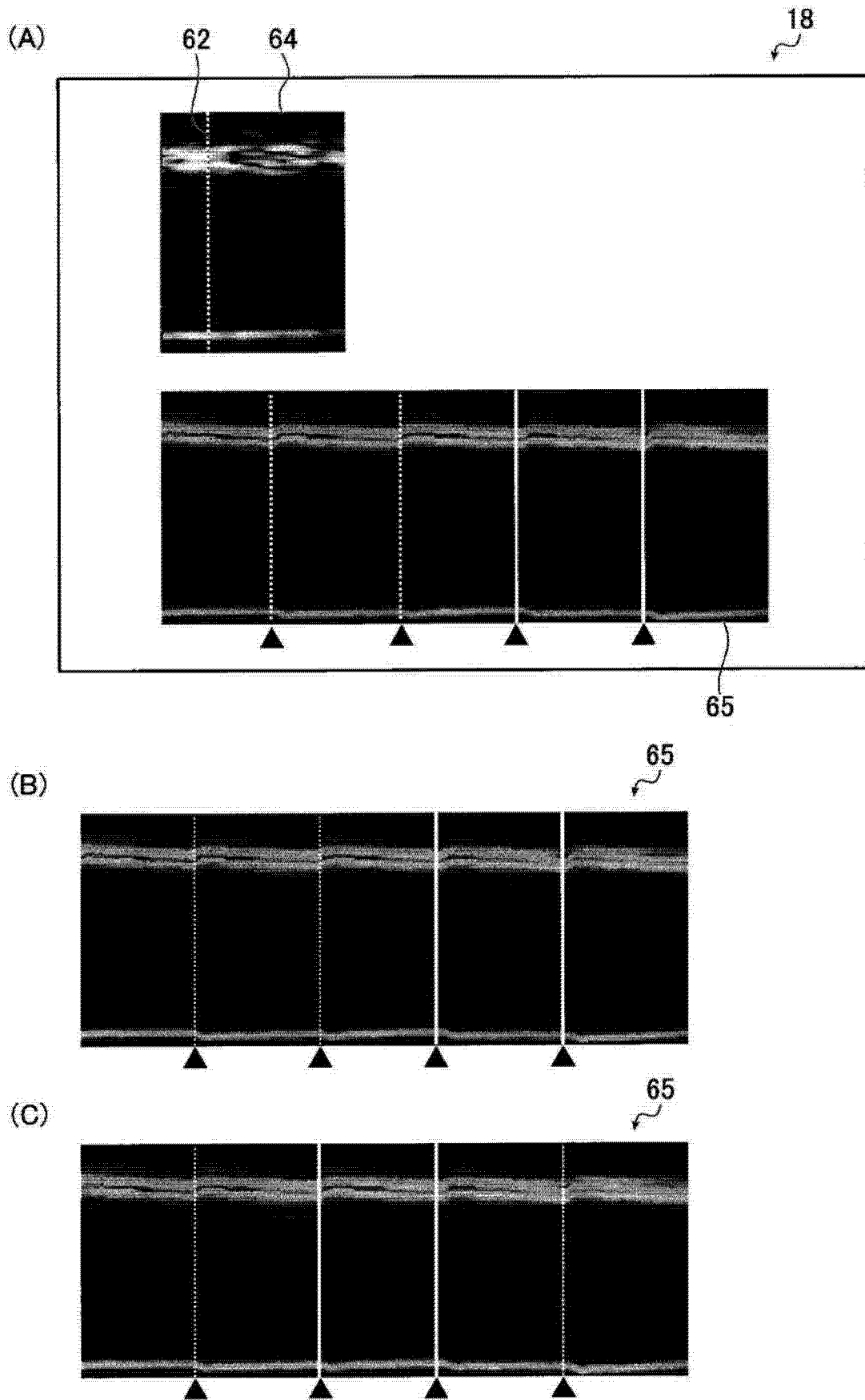


图 7

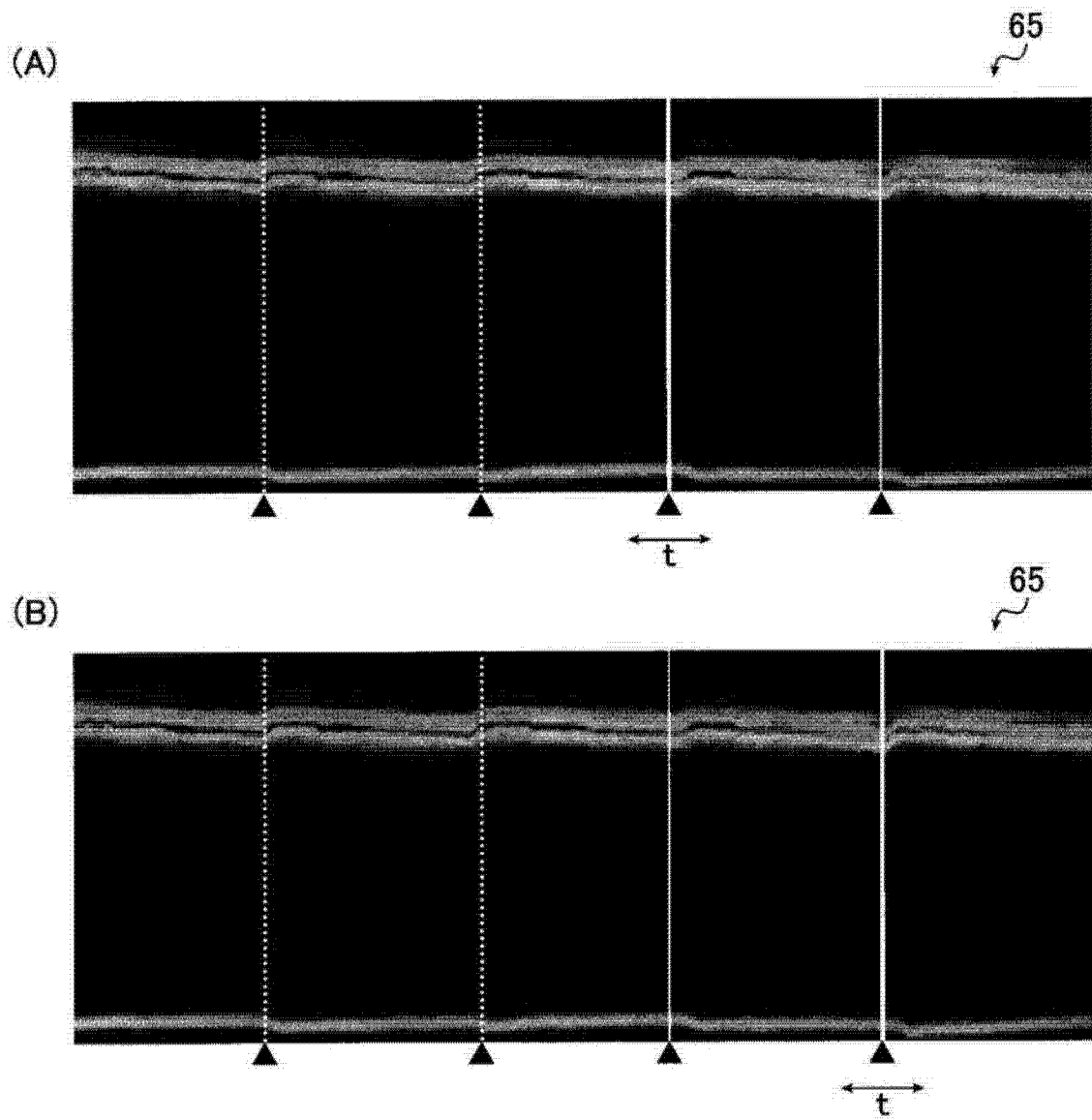


图 8

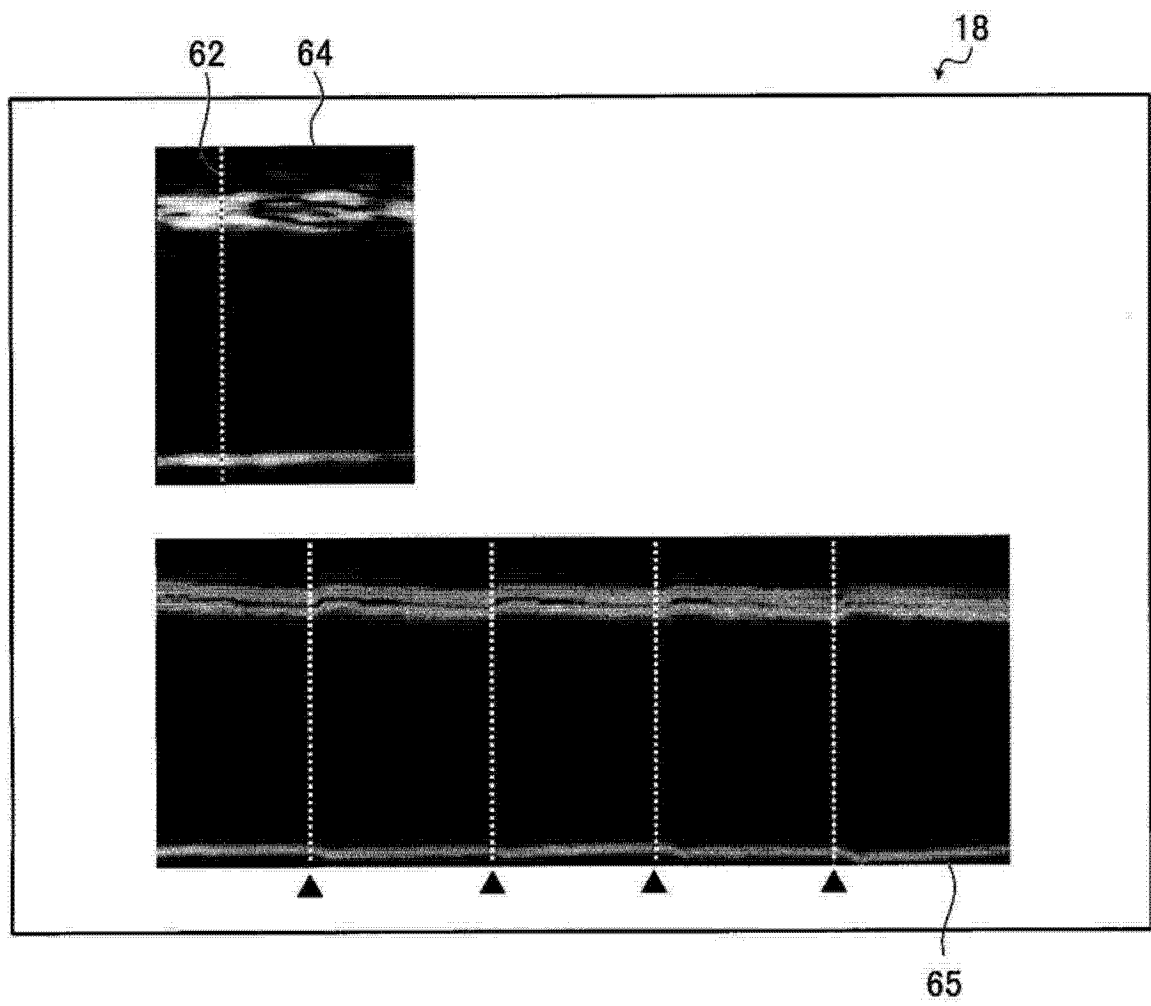


图 9

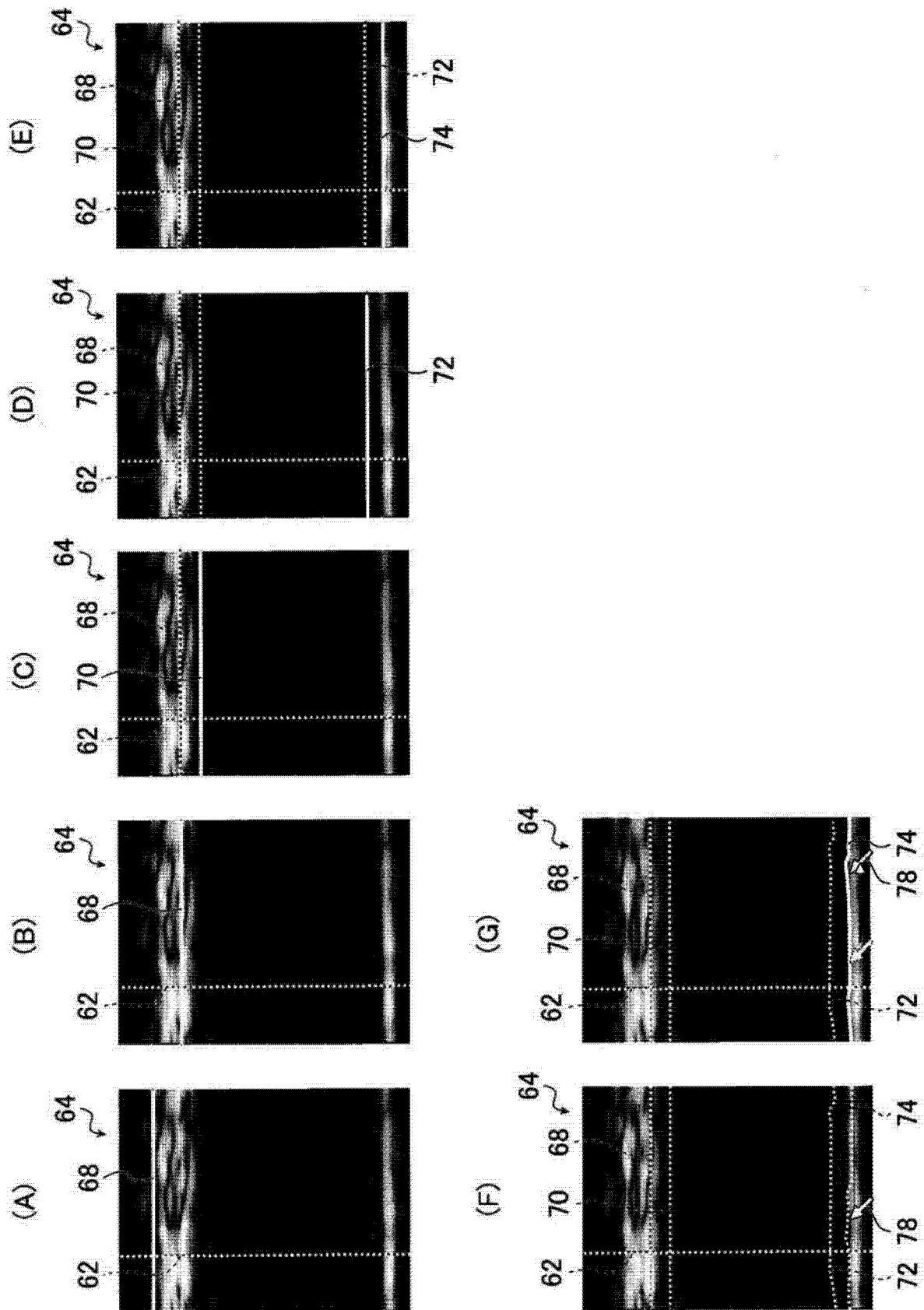


图 10

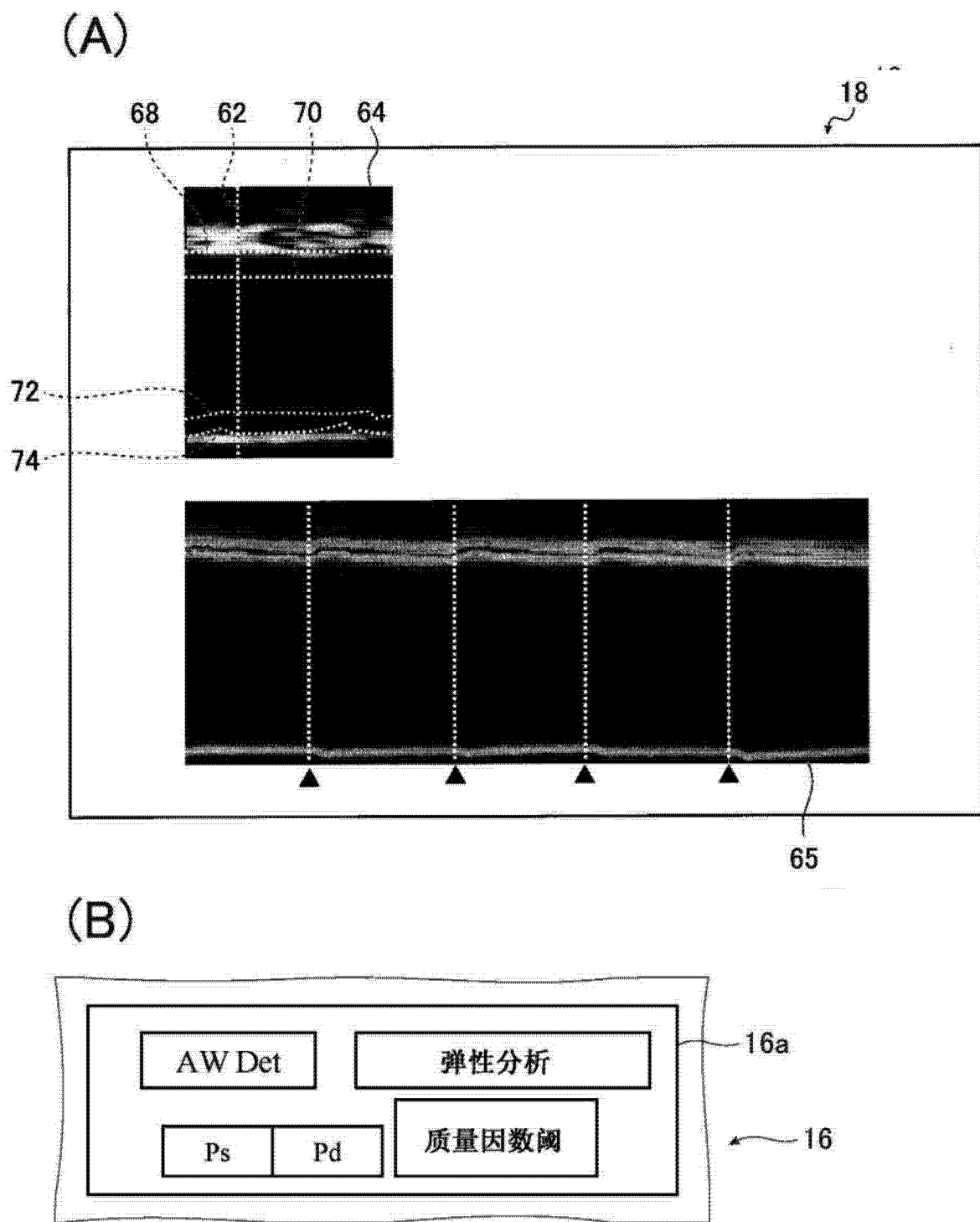


图 11

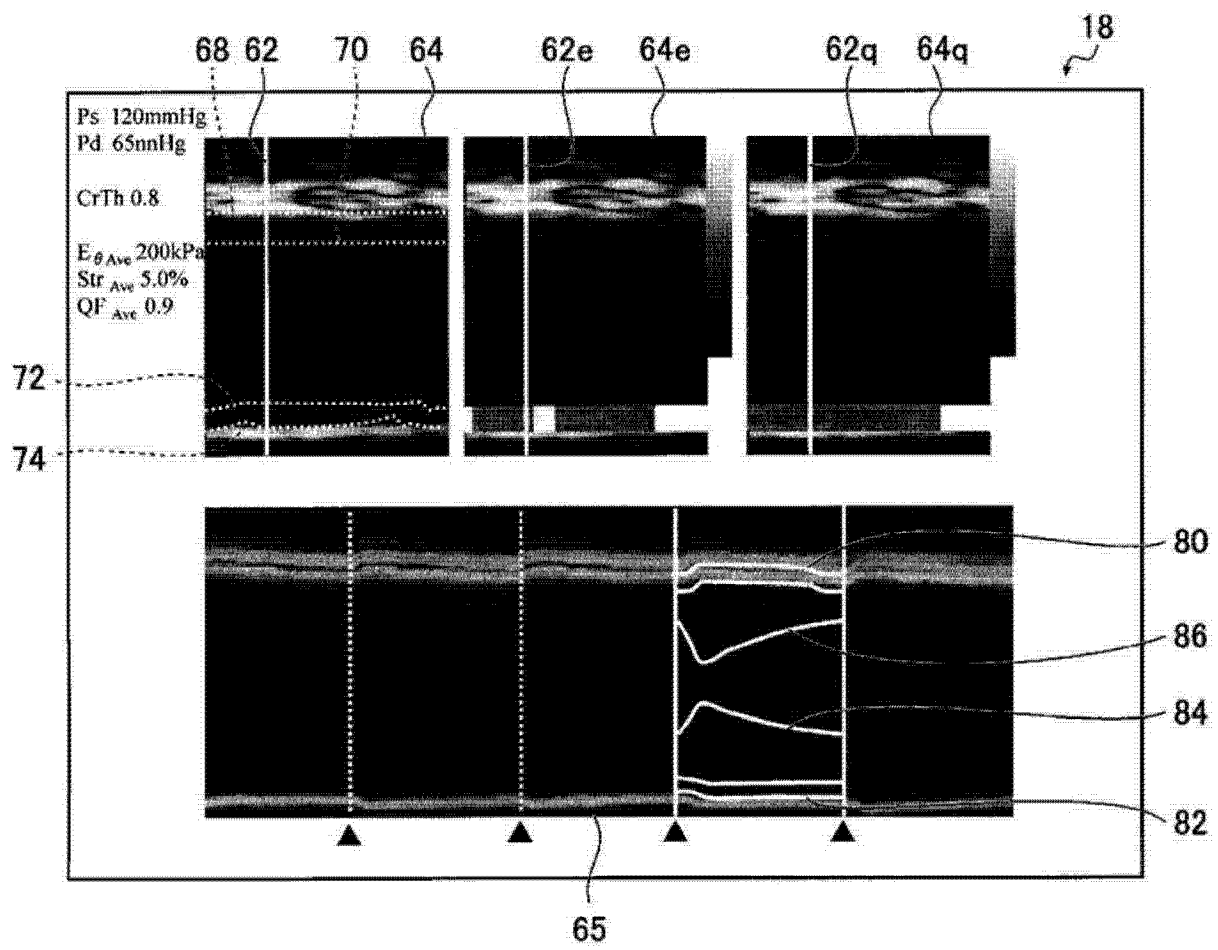


图 12

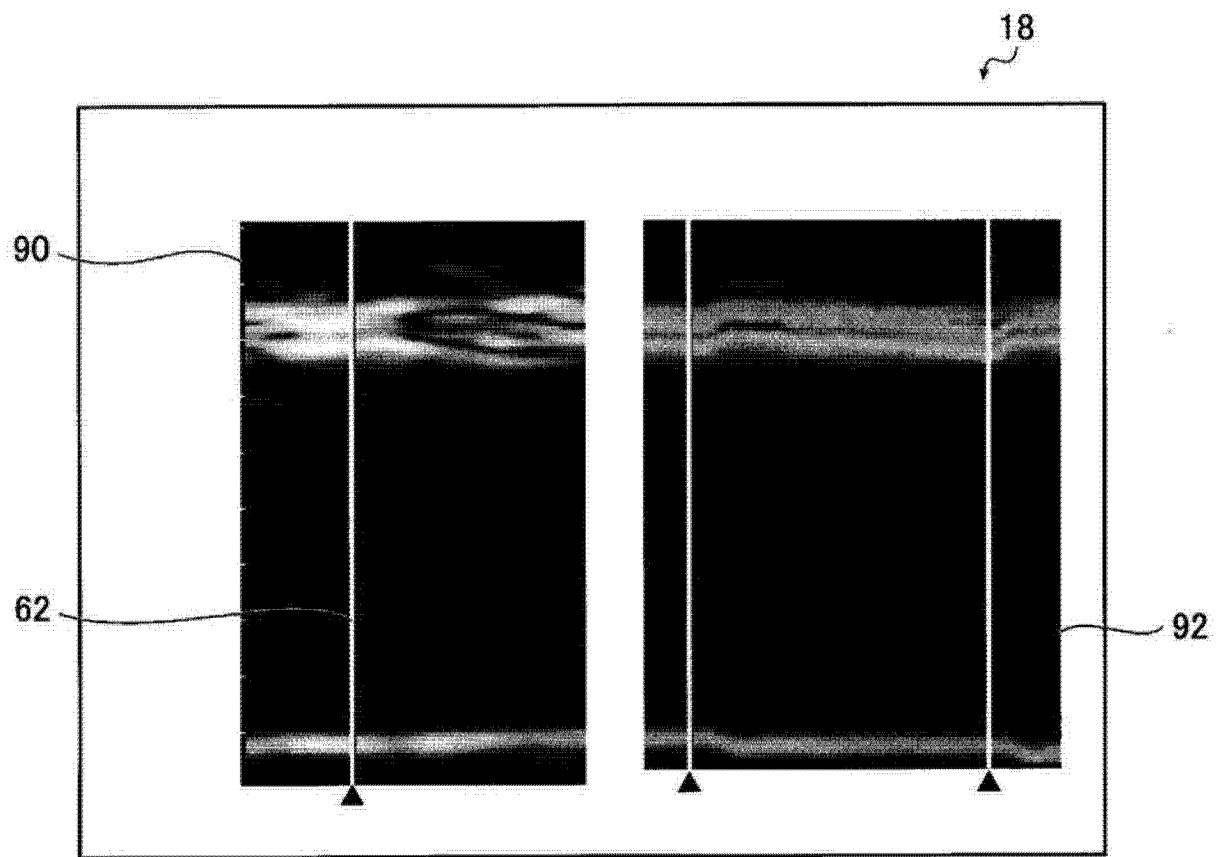


图 13

专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	CN103582458B	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201280026478.0	申请日	2012-05-30
[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 A61B8/14 A61B8/4405 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5284 G01S7/52042 G01S7/52066 G06T7/0012		
代理人(译)	夏东栋 陆锦华		
优先权	2011125233 2011-06-03 JP		
其他公开文献	CN103582458A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供的是一种测量血管壁的弹性的模量的超声波诊断设备，所述设备允许适于所述测量的心拍的选择。所述问题被解决如下：在B模式图像的方位方向上以规定间隔存储M模式图像，并且依照沿着所述方位方向的选择位置，在所述位置处的所述M模式图像连同所述B模式图像一起被显示。

