



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102805647 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 05

(21) 申请号 201210177013. 7

(22) 申请日 2012. 05. 31

(30) 优先权数据

2011-125283 2011. 06. 03 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 野口雅史 宫地幸哉

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

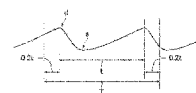
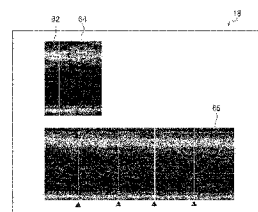
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声波诊断设备

(57) 摘要

一种适于测量血管壁的弹性模量的超声波诊断设备,包括:心跳选择器,用于在 B/M 模式显示期间在 M 模式图像中选择心跳,以及在选择心跳之后,显示在所选心跳下的预定位置的 B 模式图像。在心跳时段加上心跳前后的 2 个附加时段期间,事先设置预定位置,每个附加时段的长度是心跳长度的 20%。这样的超声波诊断设备允许显示与所要分析的心跳相对应的适当的 B 模式图像。



1. 一种超声波诊断设备,包括:

具有超声波换能器的超声波探头,所述超声波换能器发送超声波,接收由对象反射的超声回波,以及根据接收到的超声回波来输出接收信号;

图像产生装置,根据从所述超声波换能器输出的接收信号,产生B模式图像和M模式图像;

显示装置;

显示处理装置,在所述显示装置上显示由所述图像产生装置产生的所述B模式图像和所述M模式图像中的至少一个;

冻结装置,在显示所述B模式图像和所述M模式图像的状态下,将显示图像冻结为静止图像;以及

心跳选择装置,在所述B模式图像和所述M模式图像被冻结为静止图像的状态下,在所述M模式图像中选择心跳,

其中,在所述M模式图像中选择所述心跳之后,对应于相对所述心跳的长度、在从早于所述心跳20%到晚于所述心跳20%的时段中事先设置的预定位置,所述显示处理装置在所述显示装置上显示所选心跳下的所述预定位置的B模式图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断设备,还包括:

心跳检测装置,在所述M模式图像中检测心跳,

其中,在所述心跳检测装置检测到所述心跳之后,所述显示处理装置显示所述心跳检测装置在所述M模式图像中检测到的所有心跳。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,

其中,所述心跳检测装置分析所述M模式图像,以在所述M模式图像中检测心跳。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断设备,还包括:选择装置,选择所述预定位置。

5. 根据权利要求2至4中任一项所述的超声波诊断设备,

其中,所述心跳选择装置判定在由所述心跳检测装置检测到的所述心跳中选择了在M模式图像中从开始到结束无遗漏地获取的最新心跳。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的超声波诊断设备,

其中,在心脏舒张之后和心脏收缩之前的时段以外,设置所述预定位置。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的超声波诊断设备,还包括:

位置调节装置,调节由所述心跳选择装置选择的所述心跳的位置。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断设备,

其中,在所述位置调节装置调节了所述心跳的位置之后,所述显示处理装置根据心跳位置调节和所述预定位置,将要在所述显示装置上显示的B模式图像改变为对应位置的图像。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的超声波诊断设备,还包括:

血管壁边界设置装置,在所述B模式图像中设置血管壁边界的位置。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的超声波诊断设备,还包括:

关注区域设置装置,在所述显示装置上显示的B模式图像中设置关注区域。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断设备,

其中,响应于将所述关注区域设置为比之前高的指令,增加所述超声波换能器的超声波的帧率。

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 (elastic modulus) 的超声波诊断设备, 更具体地, 涉及一种超声波诊断设备, 可以在 B 模式图像和 M 模式图像的同时显示中显示与所要分析的心跳相对应的恰当的 B 模式图像。

背景技术

[0002] 迄今为止, 已将使用超声波图像的超声波诊断设备投入医疗领域的实际应用中。

[0003] 一般而言, 该类型的超声波诊断设备具有超声波探头 (下文中称为探头) 和诊断设备本体。从探头向对象发送超声波, 由探头接收来自对象的超声回波, 以及由诊断设备本体对接收信号进行电处理以产生超声波图像。

[0004] 向血管、心壁等发送超声波, 接收来自血管、心壁等的超声回波, 以及分析接收信号以获得心壁、血管壁等的位移。根据位移来测量血管壁、心壁 (心肌) 的弹性模量。

[0005] 例如, JP 10-5226A 描述了一种技术, 其中, 针对与心跳 (心脏搏动) 同步运动的目标发送和接收超声波, 以获得超声回波的接收信号, 使用接收信号的幅度和相位来确定目标的瞬时位置, 且跟踪基于心跳的血管壁的大幅度位移运动, 从而获得血管的弹性模量。

[0006] 具体地, 基于血管壁的连续位置来获得血管壁的微小振动的运动速度波形, 获得血管壁的深度方向上的位于预定间隔处的每一部分的跟踪轨迹, 以及计算每一部分在厚度上的时间改变 (temporal change), 以获得血管的弹性模量。

[0007] 类似地, JP 2010-233956A 描述了一种超声波诊断设备, 其根据在针对与心跳同步运动的目标发送和接收超声波时获得的超声回波的接收信号, 获得血管壁等的位移, 并根据该位移获得弹性模量。

[0008] 在该超声波诊断设备中, 使用从目标 (比如血管) 获得的接收信号来产生 B 模式图像和 M 模式图像。根据 M 模式图像的接收信号, 检测由于手部或身体运动导致的模糊, 且使用检测到模糊的 M 模式图像的接收信号来检测探头和对象的位置变化。根据检测结果来确定接收信号的精度, 且使用精度被确定为高的 M 模式图像的接收信号来获得目标的位移, 且根据位移来测量血管壁等的弹性模量。

[0009] 如 JP 2010-233956A 所述, 在执行对 B 模式图像和 M 模式图像的同时显示的超声波诊断设备中, 一般地, 如果按压了用于将图像冻结为静止图像的冻结按钮, 对在按压了冻结按钮时的 M 模式图像加以冻结, 且对在按压冻结按钮时的 B 模式图像加以显示。

[0010] 为此, 所显示的 B 模式图像不一定限于适于执行诊断等的图像。

[0011] JP 2004-8350A 描述了一种超声波诊断设备, 其中, 当同时显示 B 模式图像和 M 模式图像时, 显示基于活体组织的活动信息的波形图 (比如心电图), 在 M 模式图像中显示波形图的特定时间相位 (time phase), 且显示与特定时间相位相对应的 B 模式缩略图图像。在 JP2004-8350A 描述的超声波诊断设备中, 在 M 模式图像中任意选择时间相位, 以显示与该时间相位相对应的 B 模式缩略图图像。

[0012] 在 JP 2004-8350A 所描述的超声波诊断设备中, 在上述配置的情况下, 有可能高

效地获得与活体组织的属性相关的信息,比如弹性模量、或张力 (strain),从而提高超声波诊断的效率。

发明内容

[0013] 为了根据与心跳同步运动的目标的位移来准确地测量弹性模量等,需要根据 M 模式图像来选择适于分析的心跳,且 B 模式图像是与所选心跳(即,所要分析的心跳)相对应的、且也适于分析的 B 模式图像。

[0014] 然而,在传统超声波诊断设备中,并不总是可以根据 M 模式图像来选择任意心跳,且即使可以在 M 模式图像中选择任意心跳,也并不总是显示与所选心跳相对应的、且也适于分析的 B 模式图像。

[0015] 为了解决现有技术的问题,完成了本发明,且本发明的目的是提供一种超声波诊断设备,其能够显示 B 模式图像和 M 模式图像,以允许在根据 M 模式图像测量血管弹性模量时选择适于分析的心跳,并显示与在 M 模式图像中所选心跳相对应的、且也适于分析的 B 模式图像。

[0016] 为了实现上述目的,本发明提供了一种超声波诊断设备,包括:具有超声波换能器的超声波探头,所述超声波换能器发送超声波,接收由对象反射的超声回波,以及根据接收到的超声回波来输出接收信号;图像产生装置,根据从所述超声波换能器输出的接收信号,产生 B 模式图像和 M 模式图像;显示装置;显示处理装置,在所述显示装置上显示由所述图像产生装置产生的所述 B 模式图像和所述 M 模式图像中的至少一个;冻结装置,在显示所述 B 模式图像和所述 M 模式图像的状态下,将显示图像冻结为静止图像;以及心跳选择装置,在所述 B 模式图像和所述 M 模式图像被冻结为静止图像的状态下,在所述 M 模式图像中选择心跳,其中,在所述 M 模式图像中选择所述心跳之后,对应于相对所述心跳的长度、在从早于所述心跳 20%到晚于所述心跳 20%的时段中事先设置的预定位置,所述显示处理装置在所述显示装置上显示所选心跳下的所述预定位置的 B 模式图像。

[0017] 优选地,如上所述的超声波诊断设备包括:心跳检测装置,在所述 M 模式图像中检测心跳,以及在所述心跳检测装置检测到所述心跳之后,所述显示处理装置显示所述心跳检测装置在所述 M 模式图像中检测到的所有心跳。

[0018] 优选地,所述心跳检测装置分析所述 M 模式图像,以在所述 M 模式图像中检测心跳。

[0019] 优选地,所述超声波诊断设备还包括:选择装置,选择所述预定位置。

[0020] 优选地,所述心跳选择装置判定在由所述心跳检测装置检测到的所述心跳中选择了在 M 模式图像中从开始到结束无遗漏地获取的最新心跳。

[0021] 优选地,在心脏舒张之后和心脏收缩之前的时段以外,设置所述预定位置。

[0022] 优选地,所述超声波诊断设备还包括:位置调节装置,调节由所述心跳选择装置选择的所述心跳的位置。

[0023] 优选地,在由所述位置调节装置调节了所述心跳的位置之后,所述显示处理装置根据心跳位置调节和所述预定位置,将要在所述显示装置上要显示的 B 模式图像改变为对应位置的图像。

[0024] 优选地,所述超声波诊断设备还包括:血管壁边界设置装置,在所述 B 模式图像中

设置血管壁边界的位置。

[0025] 优选地,所述超声波诊断设备还包括:关注区域设置装置,在所述显示装置上显示的 B 模式图像中设置关注区域。

[0026] 优选地,响应于将所述关注区域设置为比之前高的指令,增加所述超声波换能器的超声波的帧率。

[0027] 在如上配置的本发明的超声波诊断设备中,当同时显示 B 模式图像和 M 模式图像以执行对血管弹性等的测量时,可以根据 M 模式图像选择适于分析以执行预期测量的心跳,且对应于在与心跳相对应的预定时段内事先设置的预定位置,显示在所选心跳中的预定位置处的 B 模式图像。

[0028] 为此,在本发明的超声波诊断设备中,选择适合测量血管弹性模量等的心跳,然后可以显示与所选心跳相对应的、且适于分析的 B 模式图像,从而稳定地执行对血管弹性模量等的准确测量。

附图说明

[0029] 图 1 是概念性地示出了本发明的超声波诊断设备的示例的图。

[0030] 图 2 是概念性地示出了图 1 所示的超声波诊断设备的配置的框图。

[0031] 图 3 是用于解释在图 1 所示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。

[0032] 图 4 是用于解释针对血管壁的弹性测量的超声波诊断的概念图。

[0033] 图 5A 和 5B 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0034] 图 6A 和 6B 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图,以及图 6C 是用于解释本发明的超声波诊断设备的动作的概念图。

[0035] 图 7A 至 7C 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0036] 图 8A 和 8B 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0037] 图 9 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0038] 图 10A 至 10G 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0039] 图 11A 和 11B 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

[0040] 图 12 是示出了在图 1 所示的超声波诊断设备中的图像显示的示例的概念图。

具体实施方式

[0041] 下文中,将基于附图所示的优选实施例来详细描述本发明的超声波诊断设备。

[0042] 图 1 概念性地示出了本发明的超声波诊断设备的示例的外观。

[0043] 如图 1 所示,超声波诊断设备 10 基本上具有诊断设备本体 12、超声波探头 14、操作面板 16 以及显示器 18。轮脚 24 被布置在超声波诊断设备 10 的底端,使得可以通过人力

来容易地移动该装置。

[0044] 超声波探头 14(下文,称为探头 14) 执行超声波的发送 / 接收,并根据接收到的超声回波向诊断设备本体 12 提供接收信号。

[0045] 探头 14 是在各种超声波诊断设备中使用的已知超声波探头。探头 14 具有以一维或二维阵列布置的所谓超声波换能器(超声波压电换能器),其向对象发送超声波,接收由对象反射的超声回波,以及根据接收到的超声回波来输出电信号(接收信号)。

[0046] 在本发明中,对探头 14 的类型不作具体限制,且可以使用各种类型,比如凸面型、线性型、以及扇面型。可以使用外部探头或用于超声波内窥镜的探头,比如径向扫描型。探头 14 可以具有用于接收与谐波成像相对应的已发送超声波的二次和更高次谐波的超声波换能器。

[0047] 在所示示例中,探头 14 和诊断设备本体 12 用电缆 20 连在一起。然而,本发明不限于此,可以在探头 14 中布置如下描述的发送电路 28、接收电路 30、发送 / 接收控制器 32 等等,且探头 14 和诊断设备本体 12 可以通过无线通信连在一起。

[0048] 显示器 18 是已知的显示器(显示设备)。

[0049] 在超声波诊断设备 10 中,与在各种超声波诊断设备中一样,显示器 18 显示以下各项:根据从探头 14 输出的接收信号的超声波图像、对象信息、用于通过 GUI(图形用户界面)进行操作的选择装置或指令装置、关注区域(下文中称为 ROI)、下面描述的血管壁的弹性测量结果等等。

[0050] 提供操作面板 16,用于操作超声波诊断设备 10。

[0051] 尽管未示出,在超声波诊断设备 10 中,操作面板 16 中布置了:用于选择各种模式(比如 B 模式和 M 模式)的选择装置、用于移动在显示器 18 上显示的光标、线等等的轨迹球(轨迹板 / 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和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装置、增益调节装置、用于放大超声波图像的缩放按钮等等。

[0052] 除了普通超声波诊断设备的模式(比如 B 模式和 M 模式)之外,作为超声波诊断设备 10 的模式,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)。

[0053] 尽管未示出,操作面板 16 中还布置了触摸板 16a(参见图 6B),触摸板 16a 是用于通过 GUI 进行操作的显示设备。

[0054] 诊断设备本体 12 控制超声波诊断设备 10 的整体操作,且还根据从探头 14 输出的接收信号来执行用于产生超声波图像、在显示器 18 上显示超声波图像、以及测量血管弹性模量的各种过程。

[0055] 使用例如计算机来构成诊断设备本体 12。

[0056] 图 2 是概念性地示出了超声波诊断设备 10 的配置的框图。

[0057] 如图 2 所示,诊断设备本体 12 具有:发送电路 28、接收电路 30、发送 / 接收控制器 32、图像产生器 34、存储单元 36、边界检测器 40、跟踪器 42、心跳检测器 46、心跳选择器 48、弹性模量计算器 50 以及显示处理器 52。

[0058] 图像产生器 34 具有 B 模式图像产生器 56 和 M 模式图像产生器 58。

[0059] 上述探头 14 连接到发送电路 28 和接收电路 30。发送 / 接收控制器 32 连接到发送电路 28 和接收电路 30。接收电路 30 连接到图像产生器 34。

[0060] 图像产生器 34 连接到显示处理器 52。图像产生器 34 的 B 模式图像产生器 56 和 M 模式图像产生器 58 连接到存储单元 36。B 模式图像产生器 58 还连接到边界检测器 40。

[0061] 存储单元 36 连接到跟踪器 42、心跳检测器 46 以及显示处理器 52。心跳检测器 46 和边界检测器 40 都连接到跟踪器 42 和显示处理器 52。跟踪器 42 还连接到弹性模量计算器 50, 且弹性模量计算器 50 连接到显示处理器 52。心跳检测器 46 还连接到心跳选择器 48, 且心跳选择器 48 还连接到显示处理器 52。

[0062] 发送 / 接收控制器 32 通过发送电路 28 和接收电路 30, 顺序设置探头 14 的超声波发送方向和超声回波的接收方向。

[0063] 发送 / 接收控制器 32 还具有根据所设置的发送方向来选择发送延迟模式的发送控制功能以及根据所设置的接收方向来选择接收延迟模式的接收控制功能。

[0064] 发送延迟模式是以下延迟时间模式 : 向每个超声波换能器的致动信号提供延迟时间, 以通过从探头 14 的多个超声波换能器发送的超声波来产生指向所需方向的超声波束。接收延迟模式是以下延迟时间模式 : 向接收信号提供延迟时间, 以通过多个超声波换能器接收的超声波来提取来自所需方向的超声回波。

[0065] 在内部存储器 (未示出) 中存储多个发送延迟模式和多个接收延迟模式, 且根据情况来恰当选择和使用它们。

[0066] 发送电路 28 包括多个通道, 并产生分别应用到探头 14 的多个超声波换能器上的多个致动信号。此时, 有可能基于发送 / 接收控制器 32 选择的发送延迟模式, 向多个致动信号中的每个致动信号提供延迟时间。

[0067] 发送电路 28 可以调节多个致动信号中每个致动信号的延迟量, 使得从探头 14 的多个超声波换能器发送的超声波产生超声波束, 并可以分别向超声波换能器提供调节过的致动信号。备选地, 发送电路 28 可以向探头 14 提供多个致动信号, 其被构成为使得每次从多个超声波换能器发送的超声波覆盖对象的整个成像区域。

[0068] 类似于发送电路 28, 接收电路 30 包括多个通道。接收电路 30 对通过多个超声波换能器接收到的多个模拟信号进行放大, 并将放大后的模拟信号转换为数字接收信号。

[0069] 通过基于发送 / 接收控制器 32 所选的接收延迟模式向多个接收信号中的每个接收信号提供延迟时间, 并将接收信号相加, 来执行接收定焦过程。使用该接收定焦过程, 将超声回波的焦点缩窄, 以产生声线信号 (声线数据)。

[0070] 将产生的声线数据提供给图像产生器 34。

[0071] 图像产生器 34 对所提供的声线数据执行预处理, 比如 Log (对数) 压缩或增益调节, 以产生超声波图像的图像数据, 将图像数据转换 (光栅转换) 为基于普通电视信号扫描制式的图像数据, 对图像数据执行必要的图像处理 (比如渐变处理), 并向显示处理器 52 输出图像数据。

[0072] 图像产生器 34 具有产生 B 模式图像的 B 模式图像产生器 56 和产生 M 模式图像的 M 模式图像产生器 58。可以通过已知方法来产生 B 模式图像和 M 模式图像。

[0073] 显示处理器 52 根据以下各项来产生在显示器 18 上显示的显示数据 : 从图像产生器 34 提供的超声波图像的图像数据、从存储单元 36 读取的超声波图像的图像数据、操作面板 16 上的操作 (输入指令)、以下描述的心跳检测结果或心跳选择、以下描述的血管壁弹性模量的测量结果 (分析结果) 等等, 并在显示器 18 上显示显示数据。

[0074] 在所示示例的超声波诊断设备 10 中,主要在测量血管壁的弹性模量的 VE 模式下使用诊断设备本体 12 的存储单元 36、边界检测器 40、跟踪器 42、心跳检测器 46、心跳选择器 48、和弹性模量计算器 50。

[0075] 下文中,将通过参照图 3 的流程图和图 5 至 12 来描述在 VE 模式下的超声波诊断设备 10 的动作,以详细描述相应单元(比如存储单元 36 和边界检测器 40)和本发明的超声波诊断设备 10。

[0076] 在下面的描述中,关于显示器 18 的显示,尽管并未具体描述,显示处理器 52 执行必要的处理,比如线产生。

[0077] 如果超声波诊断设备 10 的超声波诊断在发送/接收控制器 32 的控制下开始,则发送电路 28 引起探头 14 的超声波换能器发送超声波,且接收电路 30 处理从探头 14 输出的接收信号,以产生声线信号,并将声线信号输出至图像产生器 34。

[0078] 作为示例,选择 B 模式,如图 4 中概念性地示出的,使用对象的颈动脉 c 作为测量目标,且将探头 14 与颈部 n 接触。在该情况下,图像产生器 34(B 模式图像产生器 56)产生的 B 模式图像由显示处理器 52 来处理,并在显示器 18 上显示。

[0079] 如果可以恰当地观察到预期的颈动脉 c,且通过操作面板 16 的模式选择装置来选择 VE 模式(在以下描述中,省略“操作面板 16 的”),如图 5A 中概念性地示出,显示处理器 52 显示 ROI 60,所述 ROI 60 表示 B 模式图像中的关注区域。

[0080] 在该状态下,可以通过轨迹球的操作来移动 B 模式图像中的 ROI60 的位置。如果按压了设置按钮,则将 ROI 60 的位置固定,且可以通过轨迹球的操作来改变 ROI 60 的尺寸。

[0081] 每次按压设置按钮时,可以交替地执行 ROI 60 的位置改变和 ROI60 的尺寸调节。

[0082] 如果在该状态下按压“缩放”按钮,ROI 60 的位置或尺寸的调节结束,且做出设置 ROI 60 的指令。响应于该情况,发送/接收控制器 32 将帧率增加为高于在设置 ROI 60 的指令之前的帧率(例如,等于或高于 200Hz,或至少是 ROI 设置指令之前的 5 倍)。如果按压了缩放按钮,M 模式图像产生器 58 开始产生 ROI 60 的 M 模式图像,并如图 5B 所示,同时显示放大了 ROI 60 的一部分的 B 模式图像 64 和 ROI60 的(选择线 62 的)M 模式图像 65。

[0083] 可以用与在已知的超声波诊断设备中的所谓 B/M 模式显示相同的方式来执行 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 的同时显示(双模式显示)。

[0084] 在图 5B 中,上方是 B 模式图像 64,且下方是 M 模式图像 65。

[0085] 在 B 模式图像 64 中,附图的水平方向是方位角方向(超声波换能器的布置方向(在二维布置中,纵向)),且垂直方向是深度方向(超声波的发送/接收方向)。深度方向的上侧是深度浅的一侧(探头 14 侧)。

[0086] 在 B 模式图像中显示选择线 62,选择线 62 在深度方向上延伸,用于选择在 B 模式图像的方位角方向上的 M 模式图像的显示位置(M 模式图像的显示线)。可通过轨迹球在方位角方向(附图中的左右方向)上移动选择线 62。

[0087] 在 M 模式图像 65 中,水平方向是时间轴方向。时间从左向右流逝,且间隙 65a 的左侧变为当前帧(即,间隙 65a 的右侧是前一帧)。类似于 B 模式图像 64,垂直方向是深度方向。深度方向的上侧是深度浅的一侧。

[0088] 在图 5B 中,显示在显示器 18 上的 M 模式图像 65 是在事先设置的选择线 62 的位置上的 M 模式图像 65。

[0089] M模式图像产生器 58 产生在方位角方向上的预定位置（事先设置的预定位置或所选位置）处或在方位角方向上的所选位置处以及在方位角方向上的 B 模式图像 64 的整个区域上的 M 模式图像。

[0090] 将 B 模式图像产生器 56 产生的 ROI 60 的 B 模式图像（B 模式图像数据）和 M 模式图像产生器 58 产生的 M 模式图像（M 模式图像数据）一起存储在存储单元 36 中。

[0091] 在存储单元 36 中存储的图像的时间量不受具体限制，进而优选地是包括 2 个或更多个常见心跳在内的时间长度。因此优选地，存储单元 36 存储在时间长度上各自为 3 秒或更长的最新的 B 模式图像和 M 模式图像。

[0092] 如上所述，可以通过轨迹球在方位角方向上移动选择线 62。

[0093] 将选择线 62 的位置和 M 模式图像一起移动。即，如果通过轨迹球在左右方向上移动选择线 62，则显示处理器 52 在显示器 18 上显示选择线 62 的位置的 M 模式图像。

[0094] 如果确定获得了恰当的图像，则操作者按压冻结按钮。

[0095] 如果按压了冻结按钮，显示处理器 52 从存储单元 36 中读取所需图像数据，且如图 6A 所示，显示处理器 52 重新布置选择线 62 的位置的 M 模式图像 65，使得按压冻结按钮的时间在最右侧，并在显示器 18 上显示 M 模式图像 65 的静止图像与下面描述的预定位置的 B 模式图像 64 的静止图像。同时，选择线 62 变为虚线且不可移动（不活动状态）。

[0096] 如图 6B 所示，在操作面板 16 的触摸板 16a 上显示用于指示设置下述血管壁的边界的“AW 检测”按钮、用于指示开始分析血管壁弹性模量的“弹性分析”按钮、用于输入对象的血压的“Ps”按钮和“Pd”按钮、以及用于输入可靠度阈值的“质量因子阈值”按钮。此时，“弹性分析”按钮不可选。

[0097] 如果按压了冻结按钮，心跳检测器 46 针对在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像来检测心跳（自动检测心跳）。将心跳的检测结果显示至存储单元 36，并将心跳的检测结果显示作为信息添加到对应的 M 模式图像。

[0098] 还将心跳的检测结果显示至显示处理器 52 和心跳选择器 48。

[0099] 检测心跳的方法不作具体限制。作为示例，可以分析 M 模式图像（例如，在时间方向上跟踪），且可以使用在水平方向上延伸的白线（亮线）在深度方向上的运动速度（速度开始增加的时间）、相同白线在深度方向上的运动的搏动等来检测心跳。备选地，可以使用心电图仪（心电图）来检测心跳。

[0100] 取代自动检测心跳，操作者可以在查看 M 模式图像时，输入心跳的位置（心跳的开始和结束位置）。

[0101] 如图 6A 所示，显示处理器 52 通过三角标记和线来显示 M 模式图像 65 中的心跳检测结果（心跳的开始 / 结束位置）。

[0102] 当存在未检测到的心跳时，可以根据在正在讨论的心跳之前和之后的心跳的间隔等，在恰当位置处显示心跳。

[0103] 心跳选择器 48 根据心跳检测器 46 的心跳检测结果，判定在包括从其开始到结束在内的完整心跳（完全成像的心跳）中的最新的心跳，并向显示处理器 52 发送信息。即，心跳选择器 48 判定选择了在 2 条线之间插入的（即，完全成像的）且刚好在按压冻结按钮之前的完整心跳，并向显示处理器 52 发送信息。

[0104] 心跳选择器 48 将选择了相同心跳的信息附加到在存储单元 36 中存储的所有 M 模

式图像。

[0105] 作为示例,显示处理器 52 根据心跳选择器 48 的心跳选择结果,通过实线来表示在 M 模式图像 65 中选择的心跳,且通过虚线来表示其他心跳。在图 6A 所示示例中,由于检测到 3 个完整心跳,如上所述,选择作为最新的完整心跳的最右侧心跳,由实线来表示所选心跳的开始位置和结束位置(开始时间和结束时间),且由虚线来表示其他心跳的开始/结束位置。

[0106] 不通过改变线的类型,而可以通过改变线的颜色来区分选择和取消选择,或除了改变线的类型之外,还可以通过改变线的颜色来区分选择和取消选择。

[0107] 在超声波诊断设备 10 中,之后,操作者可以选择心跳(改变所要选择的心跳),且将在该步骤中确认的心跳提供为用于血管弹性测量的后续分析的最终选择心跳。相应地,可以说,心跳选择器 48 对心跳的自动选择是临时心跳选择。

[0108] 心跳选择器 48 自动选择的心跳不限于最新的完整心跳,且可以是在先心跳或最早检测到的心跳。超声波诊断设备 10 可以具有用于允许操作者来选择由心跳选择器 48 自动选择的心跳的选择装置。可以使用 GUI 等,通过已知方法来构成用于选择由心跳选择器 48 自动选择的心跳的选择装置。

[0109] 如果按压了冻结按钮, B 模式图像 64 变为在 M 模式图像 65 中选择的心跳中事先设置的预定位置(预定位置的时间(预定时间相位))处的图像。

[0110] 具体地,在超声波诊断设备 10 中,在与相对于心跳的长度(1 次心跳的时间)在从与早于所述心跳 20% 相对应的时刻到晚于所述心跳 20% 相对应的时刻的时段中事先设置显示 B 模式图像 64 的预定位置(可以说是心跳(M 模式图像)的时间轴上的预定位置)。即,如图 6C 所概念性和模仿性示出的血管后壁边界,如果心跳的长度是 t ,在从早于心跳 $0.2t$ 的时刻到晚于心跳 $0.2t$ 的时段 T (具有长度 t 的心跳附近的 $1.4t$ 的时段)期间事先设置预定位置(如,心跳开始位置或心跳的中心)。

[0111] 在图 6C 中,类似于图 6A 等,时间的前进方向是从左至右,上侧在深度方向上是浅的,且下侧在深度方向上是深的。

[0112] 相应地,在超声波诊断设备 10 中,在设置了 ROI 之后,按压冻结按钮,且执行心跳检测和选择,显示在所选心跳(在预定位置的时间捕捉的 B 模式图像)中事先设置的预定位置(如心跳开始位置或心跳中心位置)的 B 模式图像。

[0113] 在所示示例中,作为示例,将心跳开始位置设置为预定位置。

[0114] 相应地,此时,显示处理器 52 从存储单元 36 中读取在心跳选择器 48 自动选择的最新心跳的开始位置处的 B 模式图像(在自动选择的心跳的开始时间捕捉到的 B 模式图像),并在显示器上显示 B 模式图像以及 M 模式图像 65。

[0115] 如上所述,在普通超声波诊断设备的 B 模式图像和 M 模式图像的同时显示中,在按压冻结按钮时显示的 B 模式图像是在按压冻结按钮时的图像。

[0116] 同时,在超声波诊断设备中,当执行使用与心跳相对应的目标区域的变化测量时(例如,当根据血管壁的位移来测量血管弹性模量时),为了执行准确的测量,需要从 M 模式图像中选择适于分析的心跳,且显示与所选心跳相对应的 B 模式图像,以执行分析。

[0117] 然而,在显示冻结时的 B 模式图像的传统装置中,并不总是显示与要用于分析的心跳相对应的 B 模式图像。如 JP 2004-8350A 所描述的,还建议通过心电图等来显示特定

时间相位下的 B 模式图像的装置,但是 B 模式图像并不总是对应于 M 模式图像中所选心跳。

[0118] 相反,在本发明的超声波诊断设备 10 中,在 M 模式图像中选择心跳,且对应于相对于心跳的长度在从与早于所述心跳 20%相对应的时刻到与晚于所述心跳 20%相对应的时刻的时段(下文中,简称为“从早于心跳 20%到晚于心跳 20%的时段”)期间恰当设置的预定位置,显示所选心跳的预定位置的 B 模式图像。

[0119] 因此,根据本发明,显示与 M 模式图像中所选心跳相对应的 B 模式图像,从而执行合适的分析或诊断。例如如下所述,当使用 B 模式图像来设置血管壁边界,且以 B 模式图像的时间相位以及所设置的血管壁边界作为起点的情况下执行分析(比如, M 模式图像中的血管壁的跟踪)时,在不执行额外时间的跟踪的情况下,准确的跟踪变得可能。可以显示适于分析的 B 模式图像,比如,与所选心跳的心脏舒张或心脏收缩相对应的 B 模式图像。

[0120] 在本发明中,在与早于所选心跳 20%相对应的时刻之前和在与晚于该心跳 20%相对应的时刻之后,可能过度地在时间上将所要显示的 B 模式图像 64 与在 M 模式图像 65 中所选的心跳进行了分离。

[0121] 因此,存在显示的 B 模式图像 64 与所选心跳显著不同的状态,使其难以执行恰当的分析或诊断。例如,如下所述,当在 M 模式图像中执行跟踪且 B 模式图像 64 的位置作为时间开始位置时,对从跟踪的开始位置到到达所选心跳的距离进行了过度扩展。因此,有可能发生跟踪错误,且存在跟踪结果中收集到了不想要信息(比如由于斑点而产生的噪声)的问题。

[0122] 在从早于心跳 20%到晚于心跳 20%的时段期间,作为显示 B 模式图像 64 的预定位置,可以使用各种位置,比如早于心跳 10%的位置(在心跳开始之前)、心跳开始位置、与心脏收缩(即,最大血管直径)相对应的位置、心跳的中心以及心跳结束位置。

[0123] 还如图 6C 所示,在从心脏的舒张 d 到收缩 s 的时段期间,血管壁大幅运动(血管壁的运动速度高)。因此,在该时段期间的 B 模式图像相比于其他位置不具有高的图像质量。当执行下面描述的血管壁的跟踪时,如果将血管壁大幅运动的位置设置为起点,则有可能发生跟踪错误。

[0124] 因此优选地,将预定位置设置在心脏舒张 d(即,心跳开始位置)之后心脏收缩 s 之前的时段以外。

[0125] 还如图 6C 所示,在心脏舒张之前(即,在心跳开始位置之前),血管壁的运动是温和的,且获得高质量 B 模式图像。当执行使用血管壁的位移的测量(比如对血管壁弹性的测量)时,在很多情况下,从心脏的舒张到心脏的收缩的时段(其中,血管直径从最小变到最大)对于分析是重要的。

[0126] 相应地,优选地,将显示 B 模式图像 64 的预定位置特别设置为从心跳开始位置到早于心跳 20%的时段。即优选地如图 6C 所示,将预定位置设置为在心跳之前的 0.2t 的时段(包括心跳开始位置)。

[0127] 在本发明的超声波诊断设备 10 中,可以事先将显示 B 模式图像 64 的预定位置固定设置为缺省,或操作者(比如医生)可以选择和设置预定位置。

[0128] 当操作者选择和设置预定位置时,可以将多个位置(如,“与心跳开始之前的 10%相对应的位置”、“心跳开始位置”、“心脏收缩的位置”、“心跳的中心”、以及“心跳结束位置”)设置为选项,使得操作者可以选择并设置预定位置。备选地,可以在从早于心跳 20%到晚于

心跳 20% 的时段（时间轴）期间选择任意位置，并可以将其设为预定位置。备选地，可以选择以下 2 种方法之一：选择设置选项之一的方法以及选择时间轴上任意位置的方法。

[0129] 在本发明中，预定位置不限于 1 个，且可以设置 2 个或更多预定位置。

[0130] 例如，作为简单测量血管壁的弹性模量的方法，已知以下方法：计算在一次心跳中血管的最小直径 (Dd) 与最大直径 (Ds) 的比率 (Dd/Ds)。响应于该情况，可以将血管具有最小直径的心脏舒张（心跳开始位置）和血管具有最大直径的心脏收缩设置为预定位置。

[0131] 当如上所述来设置多个预定位置时，可以切换并显示多个 B 模式图像。备选地，当显示器 18 具有充分的显示空间时，可以同时显示多个 B 模式图像以及 M 模式图像。

[0132] 如果在 M 模式图像 65 上显示心跳的线，且 B 模式图像 64 变为与所选心跳相对应的预定位置的图像（如上所述，在所示示例中，心跳开始位置的图像），B 模式图像中的选择线 62 变为实线，且可通过轨迹球在左右方向上移动。即，选择线 62 处于活动状态。同时，表示 M 模式图像的心跳的所有线变为虚线。可以用上述相似方式，通过改变线的颜色而不是线的类型或除了改变线的类型之外还改变线的颜色，来区分各种线是否是活动的。

[0133] 在该状态下，如果通过轨迹球在左右方向上移动选择线 62，显示处理器 52 从存储单元 36 中读取与选择线 62 的位置相对应的 M 模式图像，并在显示器 18 上显示图像以及心跳的检测结果。即，即使在冻结之后也通过轨迹球来移动选择线 62，从而在 B 模式图像 64 的方位角方向上的整个区域上选择在 B 模式图像 64 中的 M 模式图像 65 的显示位置（显示线）。

[0134] 因此，根据该示例，显示在所设置的 ROI 60 的方位角方向上的任意位置的 M 模式图像 65，使得可以观察并确认 M 模式图像 65 和与 M 模式图像中每一个心跳相对应的图像。

[0135] 如果在 B 模式图像 64 的选择线 62 可移动的状态下按压设置按钮，确定选择了 M 模式图像的显示位置（显示线）。如图 7A 所示，B 模式图像 64 的选择线 62 变为虚线，使得轨迹球的移动是不可能的。同时，由心跳选择器 48 自动选择的指示最新心跳的线在 M 模式图像 65 中变为实线。

[0136] 如果指示最新心跳的线在 M 模式图像 65 中变为实线，则可以通过轨迹球来选择心跳。

[0137] 当按压设置按钮时，如上所述，选择最新心跳（由心跳选择器 48 自动选择）。响应于此，在 M 模式图像 65 的显示中，如图 7A 和 7B 所示，指示最新心跳的线变为实线，且选择心跳。

[0138] 在该状态下，如果例如轨迹球向左转，向心跳选择器 48 提供旋转信号。心跳选择器 48 根据该旋转来确定选择次新 (second latest) 的心跳，且向显示处理器 52 提供指示该效果的信息。显示处理器 52 根据该信息来执行过程，使得如图 7C 所示，与最新心跳的结束相对应的线变为虚线，与新的心跳相对应的线变为实线，并选择该心跳。

[0139] 如果轨迹球进一步向左转，心跳选择器 48 根据该旋转选择第三新的心跳，且向显示处理器 52 提供指示该效果的信息。当这发生时，与次新的心跳的结束相对应的线变为虚线，且与第三新的心跳相对应的线变为实线，且选择该心跳。

[0140] 如果轨迹球向右转，类似地，顺序选择与稍后的心跳相对应的线。

[0141] 当所选心跳随着轨迹球的移动而改变时，显示处理器 52 根据与所选心跳相关的信息，从存储单元 36 中读取与所选心跳的预定位置相对应的 B 模式图像，并在显示器 18 上

显示 B 模式图像。即,将 B 模式图像 64 改变为新选择的心跳的预定位置的图像。

[0142] 在所示示例中,将心跳开始位置设为预定位置。相应地,例如如图 7C 所示,当通过轨迹球选择次新的心跳时,显示处理器 52 从存储单元 36 中读取心跳的开始位置(开始时间)的 B 模式图像,并在显示器 18 上显示作为 B 模式图像 64 的 B 模式图像。

[0143] 如果在心跳可选的状态下按压设置按钮,确定对心跳的选择结束,确认所选择的心跳,并且达到可以对所选心跳执行微调的状态。

[0144] 如果选择并确认了在显示器 18 上显示的 M 模式图像 65 中的心跳,则心跳选择器 48 根据需要改变与在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像中的所选心跳相关的信息(即,在 B 模式图像 64 的方位角方向上的整个区域上的 M 模式图像)。即,在所示示例中,当选择并确认除了最新心跳之外的心跳时,将与所选心跳相关的信息改变为最新选择并确认的心跳。

[0145] 如果确认了所选心跳,则向跟踪器 42 提供与所选心跳相关的信息。

[0146] 作为示例,如果确定选择了最后的心跳(即,自动选择的心跳不发生改变)且按压了设置按钮,如图 8A 所示,首先,与所选心跳的结束相对应的线变为细线,且如箭头 t 所示,与所选心跳的开始相对应的线的位置(时间)可在左右方向(时间方向)上通过轨迹球移动,使得可以执行对心跳的开始位置的微调。

[0147] 如果在根据需要通过轨迹球调节了心跳的开始位置之后按压设置按钮,如图 8B 所示,则与所选心跳的结束相对应的线变为普通实线,且与所选心跳的开始相对应的线变为细线。相应地,如箭头 t 所示,与所选心跳的结束相对应的线的位置可在左右方向上通过轨迹球移动,使得可以执行对心跳的结束位置的微调。

[0148] 尽管心跳的微调的结果仅反映在经过微调的 M 模式图像 65 中,优选地,还在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像中反映该结果。

[0149] 当调节心跳的开始位置时,显示处理器 52 从存储单元 36 中读取在调节过的心跳开始位置处的 B 模式图像,且将在显示器 18 上显示的 B 模式图像 64 改变为该图像。

[0150] 还将心跳微调的结果提供给显示处理器 52。当所选心跳中的预定位置随着心跳的微调而改变时,显示处理器 52 根据变化的预定位置从存储单元 36 中读取 B 模式图像,并在显示器 18 上显示该 B 模式图像。

[0151] 在所示示例中,将心跳开始位置设为预定位置。相应地,在根据需要调节了心跳开始位置之后,显示处理器 52 从存储单元 36 中读取与调节后的心跳开始位置相对应的 B 模式图像,并在显示器 18 上显示该 B 模式图像。

[0152] 当还在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像中反映心跳的微调的结果时,优选地,在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像中反映根据心跳的微调的预定位置的变化。

[0153] 如果在所选心跳的结束位置可调节的状态下按压设置按钮,则返回图 6A 所示的 B 模式图像 64 的选择线 62 可移动的状态,即可在 B 模式图像 64 中选择 M 模式图像 65 的显示线的状态。

[0154] 即,在所示示例的超声波诊断设备 10 中,可以重复执行“显示线选择”→“心跳选择”→“心跳微调”的过程。换言之,可以循环方式来执行“显示线选择”→“心跳选择”→“心跳微调”的过程。

[0155] 相应地,有可能从所有存储的 M 模式图像中更适当地选择最适于进行分析以如下

所述地测量血管壁弹性的心跳。

[0156] 如果在与所选心跳的结束相对应的位置可调节的状态下按压触摸板的“AW 检测”按钮,而不是设置按钮,如图 9 所示,则 B 模式图像 64 的选择线 62 和 M 模式图像 65 中表示心跳的线都变为虚线,且不可操作,且到达血管壁检测模式。

[0157] 如果到达血管壁检测模式,首先如图 10A 所示,在 B 模式图像 64 中显示与血管前壁的外膜介质边界(adventitia-media boundary)相对应的线 68。

[0158] 通过轨迹球可以在上下方向(深度方向)上平行移动线 68。如图 10B 所示,在通过轨迹球将线 68 移动至血管前壁的外膜介质边界的位置之后,按压设置按钮。

[0159] 如果按压设置按钮,如图 10C 所示,与血管前壁的外膜介质边界相对应的线 68 变为虚线,且在 B 模式图像 64 中确认该线 68,以及显示与血管前壁的内膜管腔边界(intima-lumen boundary)相对应的线 70。

[0160] 类似地,通过轨迹球可以在上下方向上移动线 70,且在将线 70 移动至血管前壁的内膜管腔边界的位置之后,按压设置按钮。

[0161] 如果在线 70 可平行移动的状态下按压设置按钮,如图 10D 所示,则与血管前壁的内膜管腔边界相对应的线 70 变为虚线,且在 B 模式图像 64 中确认该线 70,以及显示与血管后壁的内膜管腔边界相对应的线 72。类似地,在通过轨迹球将线 72 移动至血管后壁的内膜管腔边界的位置之后,按压设置按钮。

[0162] 如果在线 72 可移动的状态下按压设置按钮,如图 10E 所示,则与血管后壁的内膜管腔边界相对应的线 72 变为虚线,且在 B 模式图像 64 中确认该线 72,以及显示与血管后壁的外膜介质边界相对应的线 74。类似地,在通过轨迹球将线 74 移动至血管后壁的外膜介质边界的位置之后,按压设置按钮。

[0163] 向边界检测器 40 提供血管壁的每个边界的信息。

[0164] 如果在线 74 可移动的状态下按压设置按钮,则与所有边界相对应的线的设置结束,且边界检测器 40 使用内膜管腔边界的设置线 72 和外膜介质边界的设置线 74 来自动检测后壁的内膜管腔边界和外膜介质边界。将对 2 个边界的自动检测的结果发送至显示处理器 52 和跟踪器 42,且如图 10F 所示,显示检测结果。

[0165] 对自动检测这些边界的方法不做具体限制,且可以使用各种方法。作为示例,使用以下方法:其中,分析 B 模式图像,跟踪在线 72 和线 74 的位置处的连续高亮度部分,以检测内膜管腔边界和外膜介质边界。

[0166] 如果边界检测器 40 对血管后壁的内膜管腔边界和外膜介质边界的自动检测结束,如图 10F 所示,在 B 模式图像 64 中显示光标 78(直到对血管后壁的自动检测结束,才显示光标 78)。

[0167] 可通过轨迹球来移动光标 78。如果将光标 78 移动至表示自动检测到的内膜管腔边界或外膜介质边界的线,且按压设置按钮,则更接近光标 78 的线变为实线。可校正已变为实线的线。

[0168] 例如,如图 10G 所示,假定选择表示外膜介质边界的线 74,且其变为实线。如果通过轨迹球在线 74 上移动光标 78,且再次按压设置按钮,则由边界检测器 40 再次检测并重写通过光标跟踪的区域的线 74,且将结果发送至跟踪器 42。

[0169] 如果对后壁的内膜管腔边界和外膜介质边界的自动检测结束,且如果需要,校正

了血管后壁,如图 11A 所示,则到达所有线变为虚线的状态,且如图 11B 所示,可选择触摸板 16a 的“弹性分析”按钮。

[0170] 在可选择“弹性分析”按钮时,通过“Ps”按钮来输入对象的心脏收缩时的血压,使用“Pd”按钮来输入对象的心脏结束舒张时的血压,且使用“质量因子阈值”按钮来输入可靠度阈值。可以通过已知方法来输入这些数值。

[0171] 对对象的血压和可靠度阈值的输入不限于在判定血管壁边界的检测结束之后进行输入。可以在下面描述的分析开始之前(在按压下面描述的“弹性分析”按钮之前)的任何时刻执行该输入。

[0172] 在超声波诊断设备 10 中,通常在执行诊断之前获取或输入对象信息。相应地,当对象信息包括血压信息时,可以使用该血压信息。

[0173] 如果输入对象的血压和可靠度阈值,且按压“弹性分析”按钮,则对 B 模式图像的分析开始,且计算血管壁的弹性模量。

[0174] 如果按压“弹性分析”按钮,首先,跟踪器 42 跟踪在 M 模式图像 65 中所选心跳中血管前壁(外膜介质边界和内膜管腔边界)以及血管后壁(内膜管腔边界和外膜介质边界)的运动。即,跟踪血管前壁和后壁。

[0175] 在将 B 模式图像 64 中之前检测到(设置)的血管前壁的外膜介质边界、血管前壁的内膜管腔边界、血管后壁的内膜管腔边界以及血管后壁的外膜介质边界作为位置起点(焦点深度方向上的起点)的情况下,执行对 M 模式图像 65 中的血管壁的跟踪。

[0176] 同时,用于 M 模式图像 65 中的血管壁的跟踪的时间起点是与在显示器 18 上显示的所选心跳的预定位置的 B 模式图像 64 相对应的位置(时间相位)。即,在 M 模式图像 65 中捕捉 B 模式图像 64 的时间变为跟踪的起点。因此,在所示示例中,所选心跳的开始位置变为跟踪的起点。

[0177] 如上所述,指定了血管壁边界的 B 模式图像 64 是与在从早于心跳 20%到晚于心跳 20%的时段期间设置的所选心跳的预定位置相对应的 B 模式图像。

[0178] 相应地,在所示示例中,由于变为跟踪起点的 B 模式图像对应于所选心跳,或接近所选心跳,有可能在不受到跟踪误差、额外噪声等的影响的情况下,在所选心跳下在 M 模式图像 65 中对血管壁执行跟踪。

[0179] 在超声波诊断设备 10 中,作为优选形式,不仅可以将血管壁的检测到(设置)的边界设置在血管后壁上,还可以将深度方向上的一个或多个测量点设置在血管后壁上。这样,当将一个或多个测量点设置在血管后壁上时,在每个测量点执行对血管壁的跟踪。

[0180] 可以事先设置血管壁上的测量点,可以基于特定算法来自动设置血管壁上的测量点,或可以由超声波诊断设备 10 的操作者在查看图像时设置血管壁上的测量点。可以组合使用这些设置方式。

[0181] 对在 M 模式图像 65 中跟踪血管壁的方法不做具体限制,且存在以下方法:利用从跟踪起点开始的图像连续性(亮度)的方法、模式匹配方法、过零方法、组织多普勒(tissue Doppler)方法、相差跟踪等等。在这些方法中,可以使用任何方法。

[0182] 将跟踪器 42 在 M 模式图像中对血管壁的跟踪结果提供给弹性模量计算器 50 和显示处理器 52。

[0183] 弹性模量计算器 50 首先根据血管壁的跟踪结果,产生血管壁的厚度(内膜介质)

的改变波形以及血管直径（内径）的改变波形。如上所述，当在血管壁上设置一个或多个测量点时，在测量点之间产生血管壁的改变波形。

[0184] 将血管壁的厚度的改变波形以及血管直径的改变波形发送至显示处理器 52。

[0185] 弹性模量计算器 50 使用公式 (1) 来计算在血管的径向上的张力。

[0186] $\varepsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \dots (1)$

[0187] 在公式 (1) 中， ε_i 代表测量点之间的血管的径向张力， Δh_i 代表在 1 次心跳中血管壁厚度最小的心脏收缩时测量点之间的血管壁在厚度上改变的最大值，以及 h_{di} 代表在血管壁厚度最大的心脏结束舒张时测量点之间的厚度。

[0188] 弹性模量计算器 50 使用事先输入的血压的最大值和最小值，通过公式 (2) 来计算血管壁的圆周方向上的弹性模量 $E_{\theta i}$ 。

[0189] $E_{\theta i} = 1/2 * [1 + (r_d / h_d)] * [\Delta p / (\Delta h_i / h_{di})] \dots (2)$

[0190] 可以通过公式 (3) 来计算血管壁的径向上的弹性模量 E_{ri} 。

[0191] $E_{ri} = \Delta p / (\Delta h_i / h_{di}) \dots (3)$

[0192] 在公式 (2) 和 (3) 中， Δh_i 和 h_{di} 与上述相同， Δp 代表在心脏收缩和心脏结束舒张之间的血压差， r_d 代表心脏结束舒张时血管管腔的半径，以及 h_d 代表在心脏结束舒张时的血管壁的厚度。

[0193] 在计算弹性模量之后，弹性模量计算器 50 计算弹性模量的可靠度。

[0194] 对计算弹性模量的可靠度的方法不作具体限制，且可以使用各种已知方法。作为示例，存在以下方法：其中，准备很多人（比如 1000 人）的心跳的血管直径改变的波形，根据很多波形来创建血管直径的变化的模型波形，且使用来自模型波形的偏移量来计算所计算的弹性模量的可靠度。

[0195] 如上所述，如果在显示器 18 上显示的 M 模式图像中选择并确认心跳，则在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像中选择相同的心跳。

[0196] 相应地，不仅在显示器 18 上显示的 M 模式图像 65 的所选心跳下，还在存储单元 36 中存储的所有 M 模式图像的所选心跳下，执行过程，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、血管壁的张力的计算、以及对血管壁的弹性模量和该弹性模量的可靠度的计算。即，使用对应的 M 模式图像，在显示器 18 上显示的 B 模式图像 64 的方位角方向上的整个区域上，执行所选心跳下的过程，比如对血管壁的弹性模量的计算。

[0197] 将这些结果作为信息添加到存储单元 36 中存储的 M 模式图像中。

[0198] 在对方位角方向上的整个区域的计算结束之后，弹性模量计算器 50 计算血管壁的弹性模量的平均值 ($E_{\theta ave}$)、血管壁的张力的平均值 (Str_{ave})、以及弹性模量的可靠度的平均值 (QF_{ave})。

[0199] 如果计算结束，则在显示器 18 上显示结果。

[0200] 图 12 示出了示例。在所示示例中，在显示的 B 模式图像 64 的右侧，由 B 模式图像 64e 来显示在 B 模式图像 64 中表示的血管后壁的弹性模量。在显示血管后壁的弹性模量的 B 模式图像 64e 的右侧，以类似方式由 B 模式图像 64q 来显示血管壁的弹性模量的可靠度。

[0201] 在 B 模式图像 64 的左侧，分别显示血管壁的弹性模量的平均值 ($E_{\theta ave}$)、血管壁的张力的平均值 (Str_{ave})、以及弹性模量的可靠度的平均值 (QF_{ave})。

[0202] 在 B 模式图像 64e 中以条形显示血管壁的弹性模量，以与 B 模式图像 64 中自动检

测到（且根据需要进行了校正）的血管后壁重叠。在 B 模式图像 64e 的右上方，显示弹性模量的索引。在所示示例中，图像密度越高，则弹性模量越高。

[0203] 即，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对应位置处的血管壁的弹性模量。

[0204] 类似地，在 B 模式图像 64q 中以条形显示弹性模量的可靠度，以与 B 模式图像 64 中自动检测到的血管后壁重叠。在 B 模式图像 64q 的右上方，显示弹性模量的可靠度的索引。在所示示例中，图像密度越高，则弹性模量的可靠度越高。

[0205] 即，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对应位置处的血管壁弹性模量的可靠度。

[0206] 可以通过改变图像颜色而不是图像密度，或者除了改变图像密度之外还改变图像颜色，来实现弹性模量或弹性模量的可靠度的量值。

[0207] 在图 12 所示的结果的显示中，在结果的可靠度低于事先输入的阈值的方位角方向上的位置处，自动省略该结果。

[0208] 对于省略了结果的位置，如在 B 模式图像 64e 中弹性模量的结果显示的右角部分所表示的，或如在 B 模式图像 64q 中可靠度的结果显示的右角部分所表示的，使条的显示变细。

[0209] 在下方 M 模式图像 65 中，在所选心跳下，显示 M 模式图像中血管前壁的跟踪结果 80、血管后壁的跟踪结果 82、血管直径的改变波形 84、以及血管壁的厚度的改变波形 86。

[0210] 如上所述，当在深度方向上在血管壁上设置一个或多个测量点时，可以输出测量点之间的血管厚度的改变波形。

[0211] 如果在显示器 18 上显示血管壁的弹性模量的测量结果等，选择线 62 在 B 模式图像 64 中变为实线，且可在方位角方向上通过轨迹球移动。

[0212] 如果在 B 模式图像 64 中移动选择线 62，显示处理器 52 从存储单元 36 中读取与选择线 62 的位置相对应的 M 模式图像，并在显示器 18 上显示 M 模式图像。即，如果通过轨迹球来移动选择线 62，则将 M 模式图像 65 改变为在选择线 62 的位置处的 M 模式图像，且将 M 模式图像中的血管前壁和血管后壁的跟踪结果 80 和 82、血管直径的改变波形 84 和血管壁厚度的改变波形 86 改为 B 模式图像 64 的选择线 62 的位置处的数据。

[0213] 相应地，有可能选择用于显示在 B 模式图像的方位角方向上的整个区域上的 M 模式图像 65 和分析结果的选择线。

[0214] B 模式图像 64e 的选择线 62e 和 B 模式图像 64q 的选择线 62q 也随着 B 模式图像 64 中的选择线 62 的移动而同步移动。

[0215] 在按压了设置按钮之后，在 B 模式图像 64e 和 B 模式图像 64q 中，如果通过轨迹球来移动选择线 62e 和选择线 62q 以选择方位角方向上的任意区域，且之后再次按压设置按钮，则以类似于上述可靠度低于阈值的区域的方式来处理所选区域，并删除数据。

[0216] 即，测试者查看结果，且当存在波形等看起来异常的位置时，可以删除数据，从而有可能执行更准确的分析。

[0217] 可以通过按压删除按钮等，在之前的状态下返回删除数据之后的状态。

[0218] 尽管已详细描述了本发明的超声波诊断设备，本发明不限于前述示例，且当然可以在不脱离本发明的范围的情况下作出各种修改或改进。

[0219] 本发明的超声波诊断设备可以适于在医疗实践中用于诊断引起心肌梗死、心绞痛、脑部疾病等的动脉硬化。

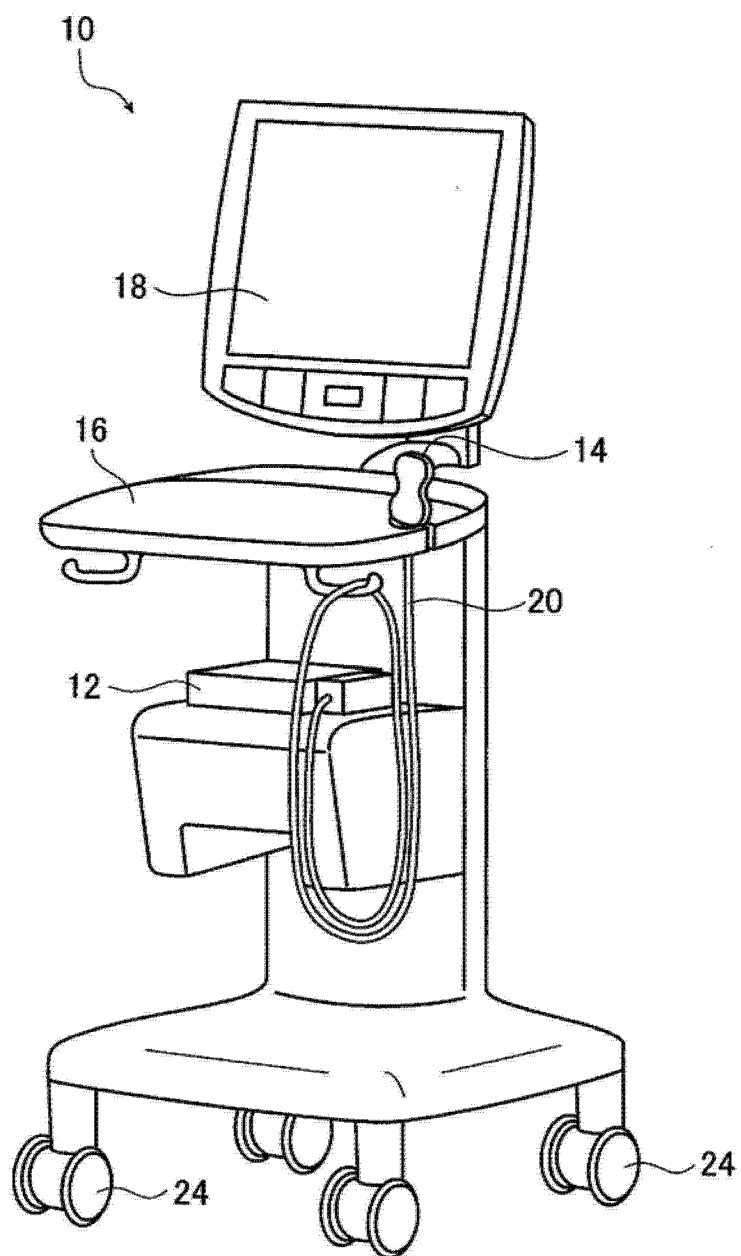


图 1

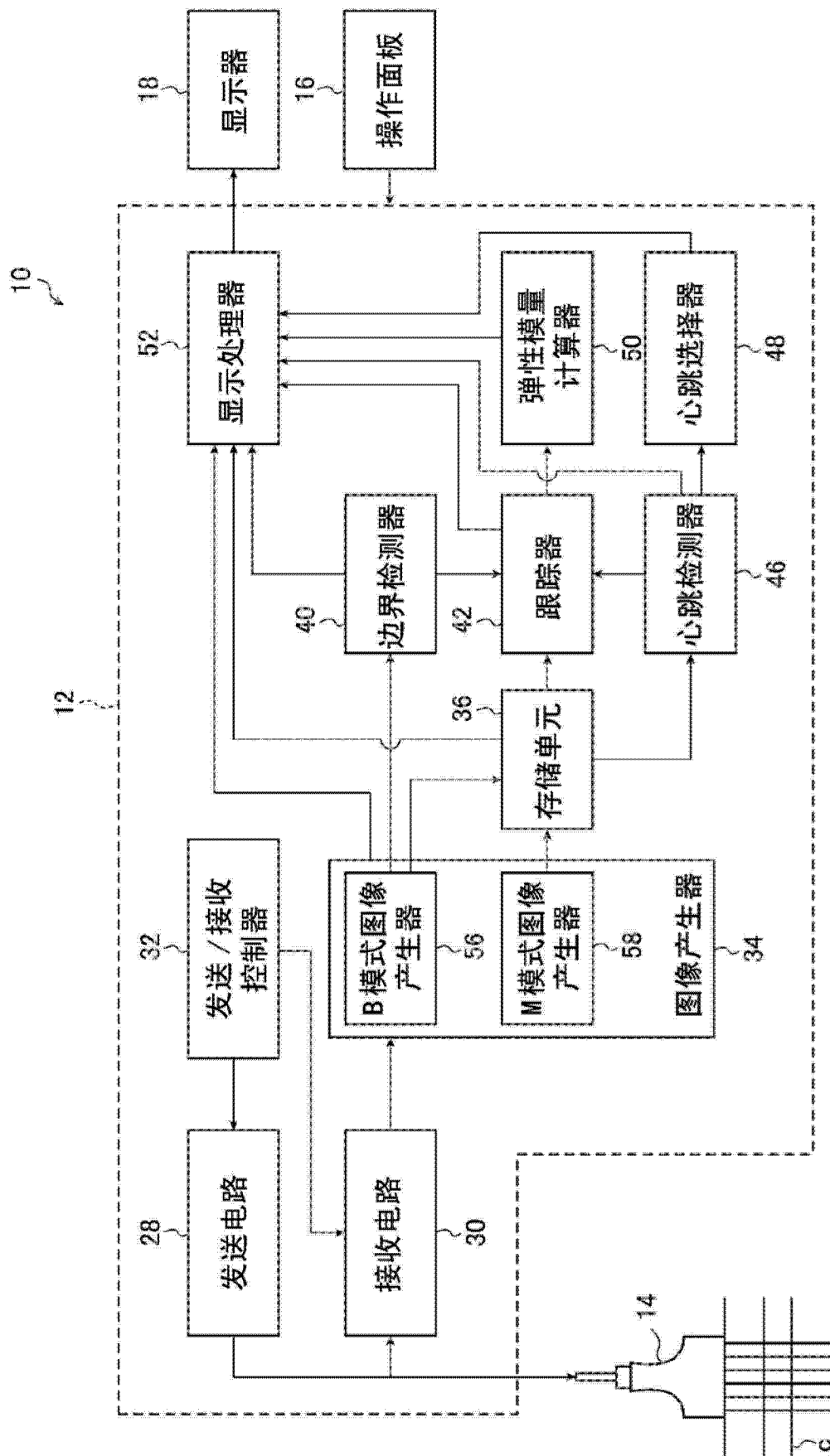


图 2

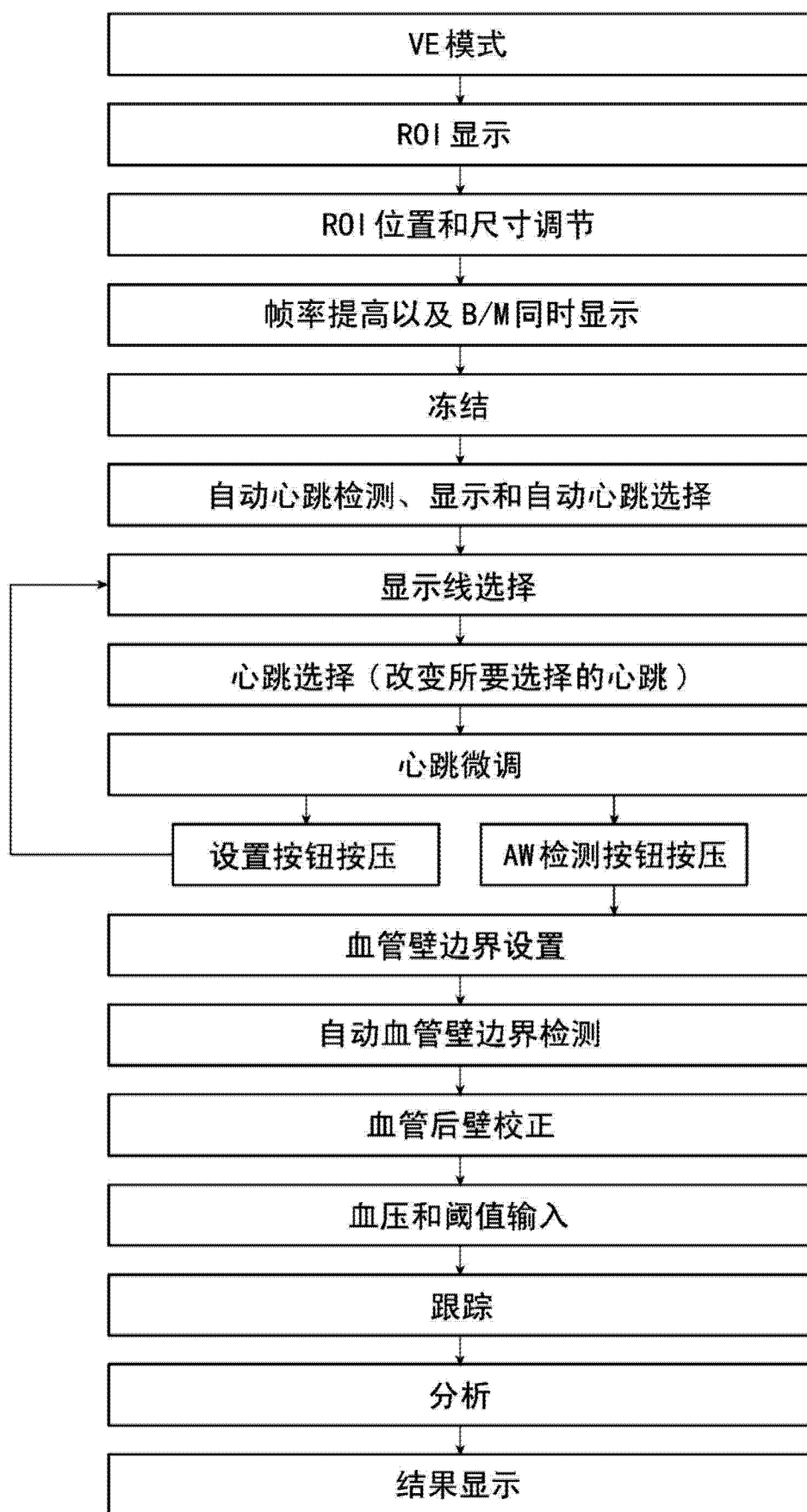


图 3

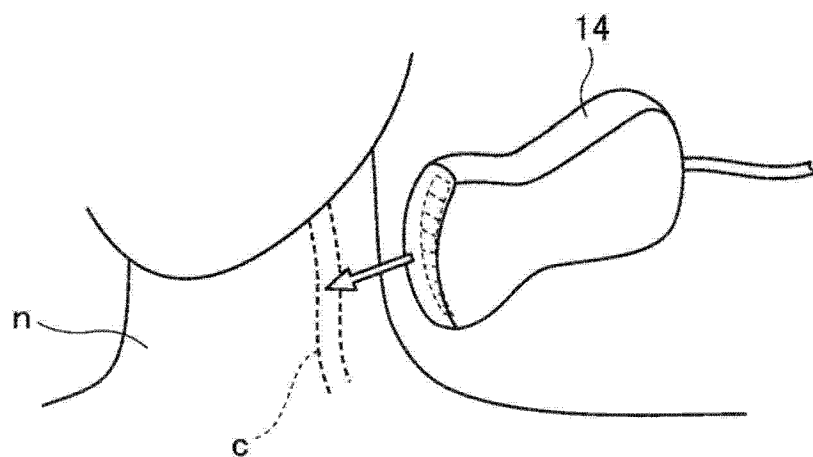


图 4

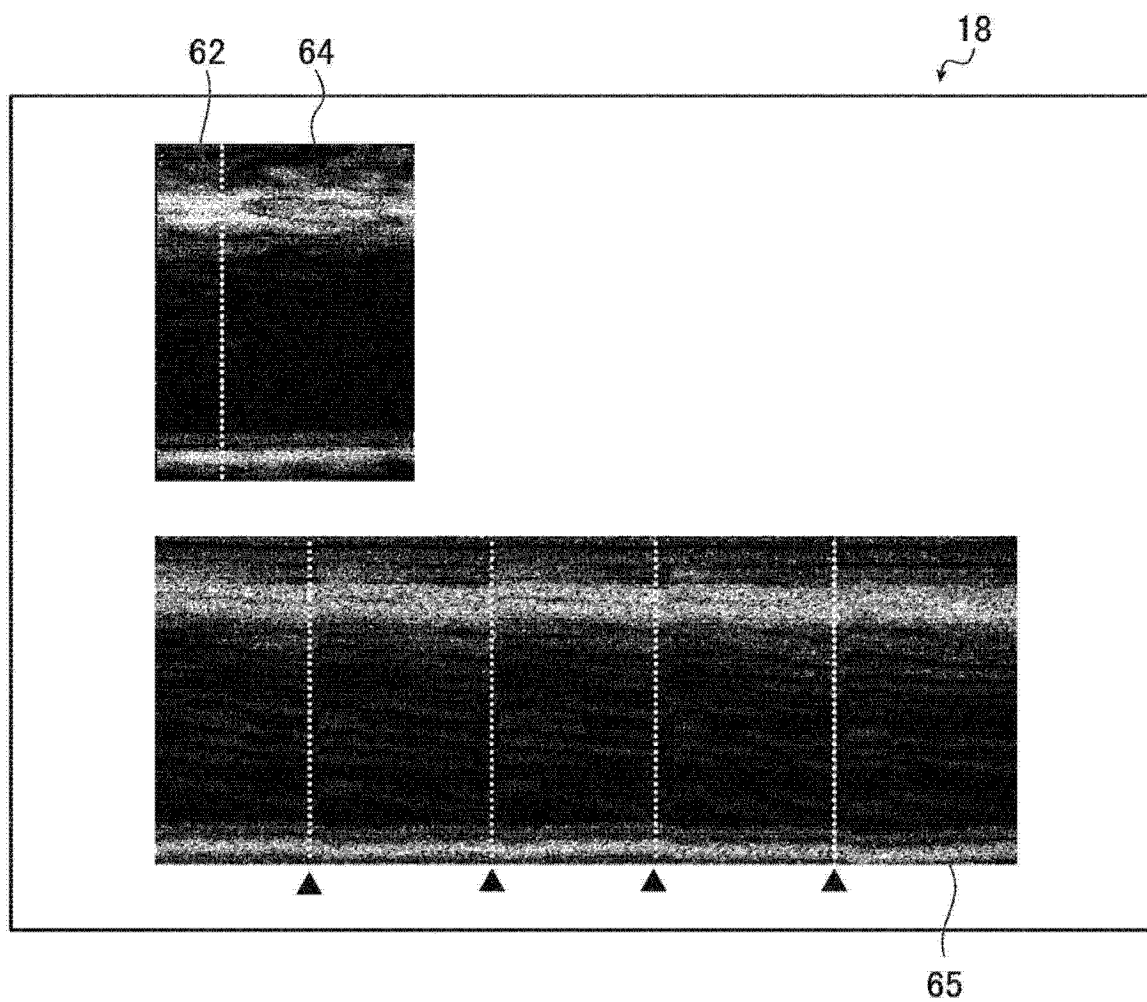


图 9

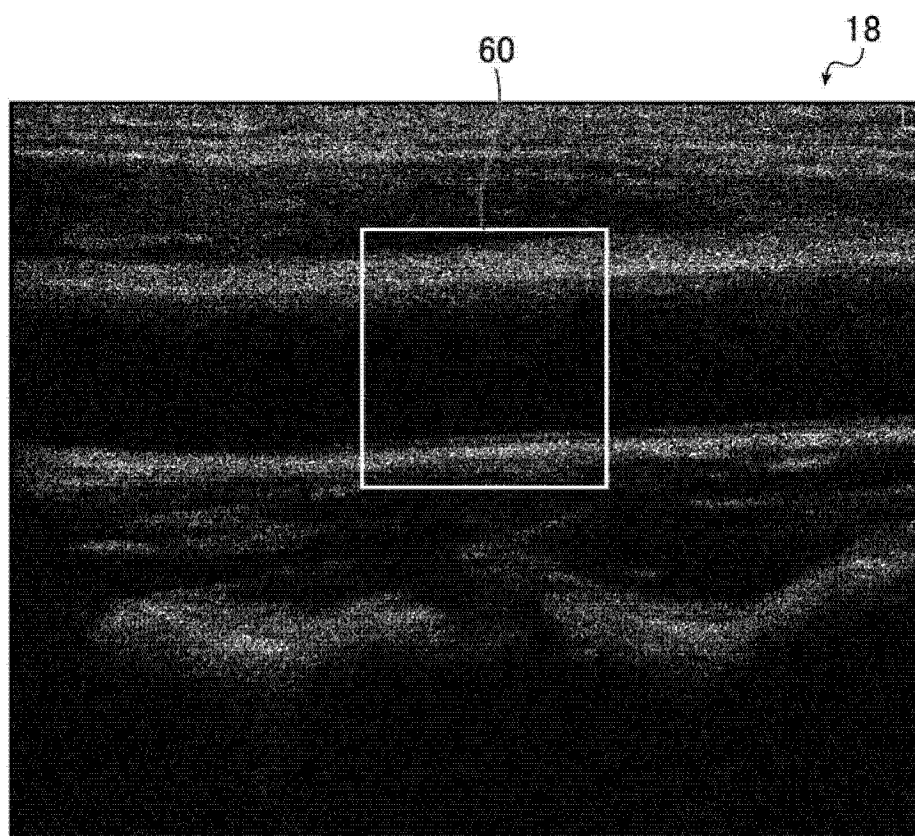


图 5A

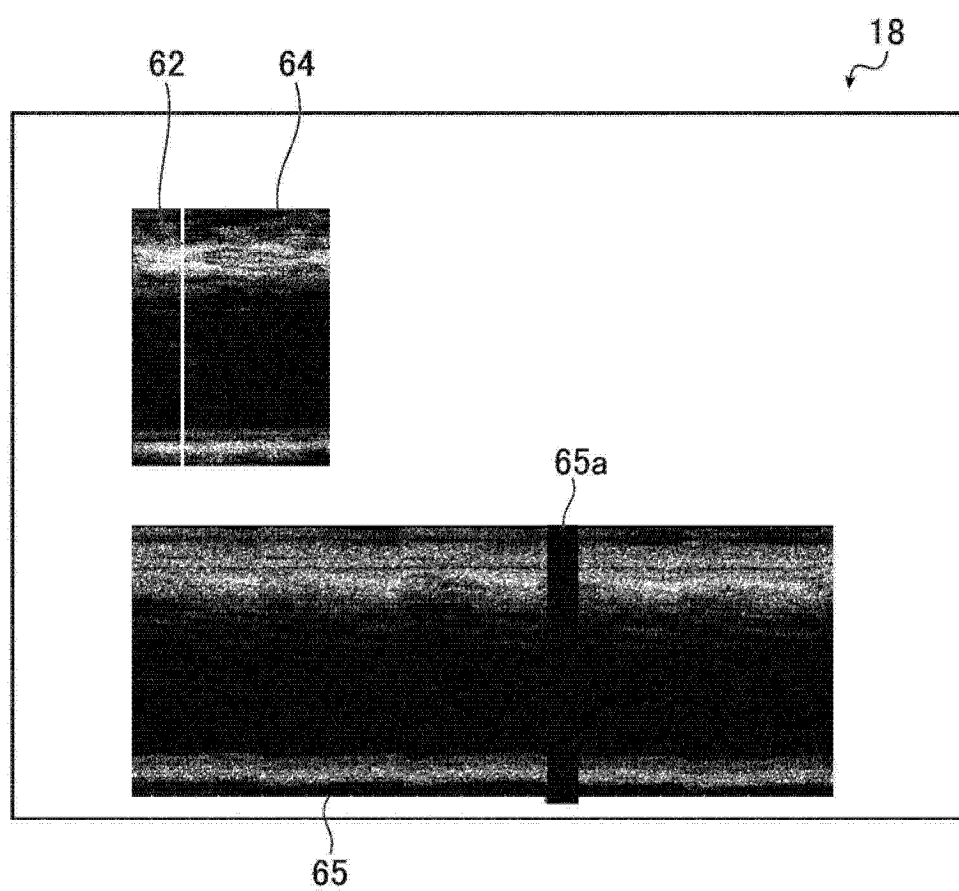


图 5B

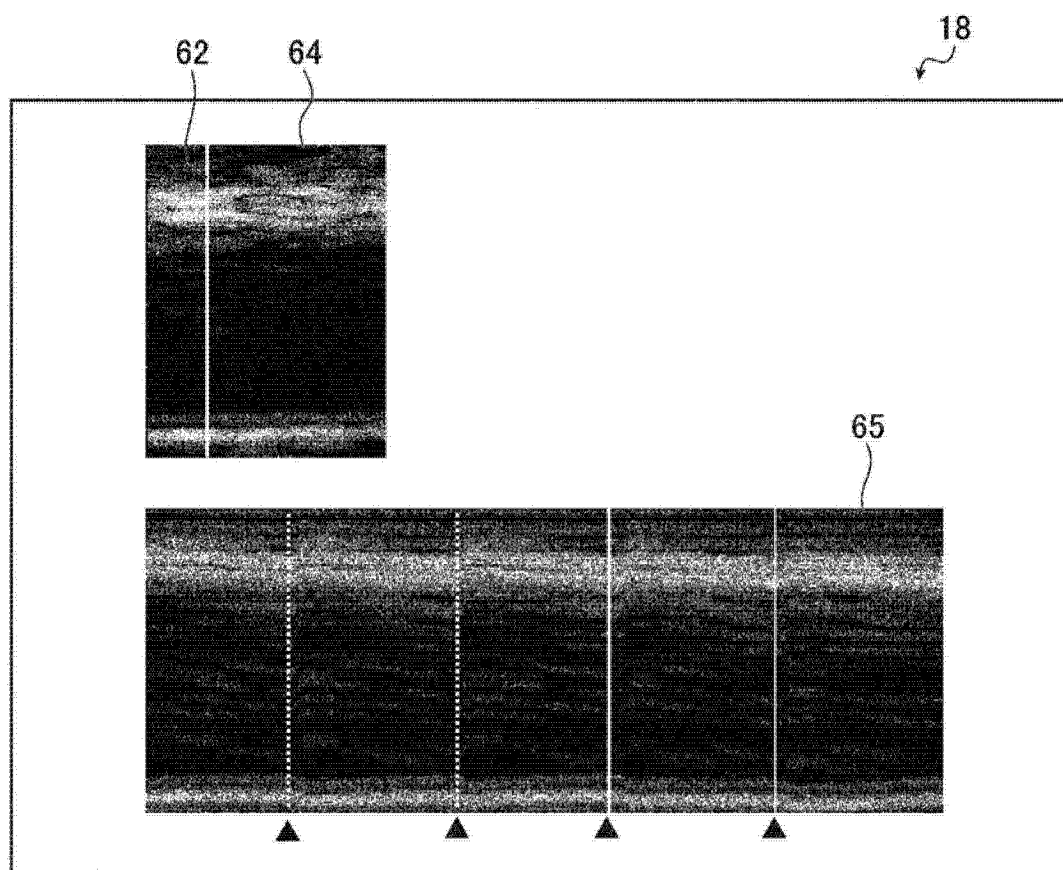


图 6A

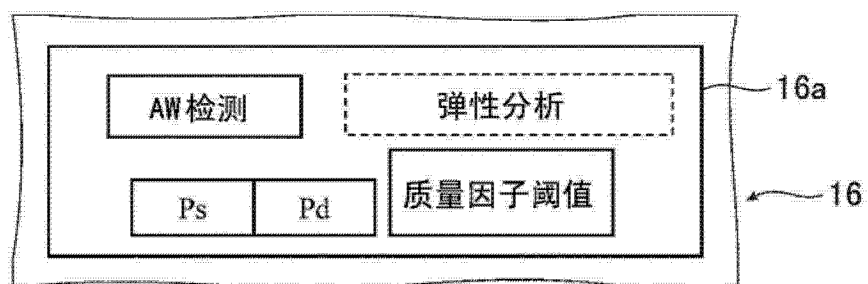


图 6B

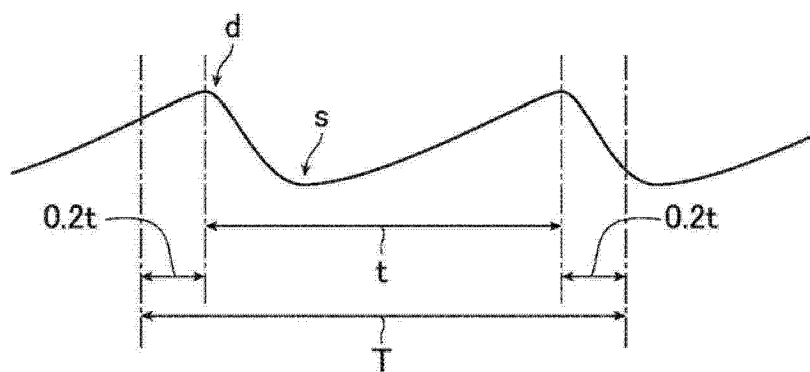


图 6C

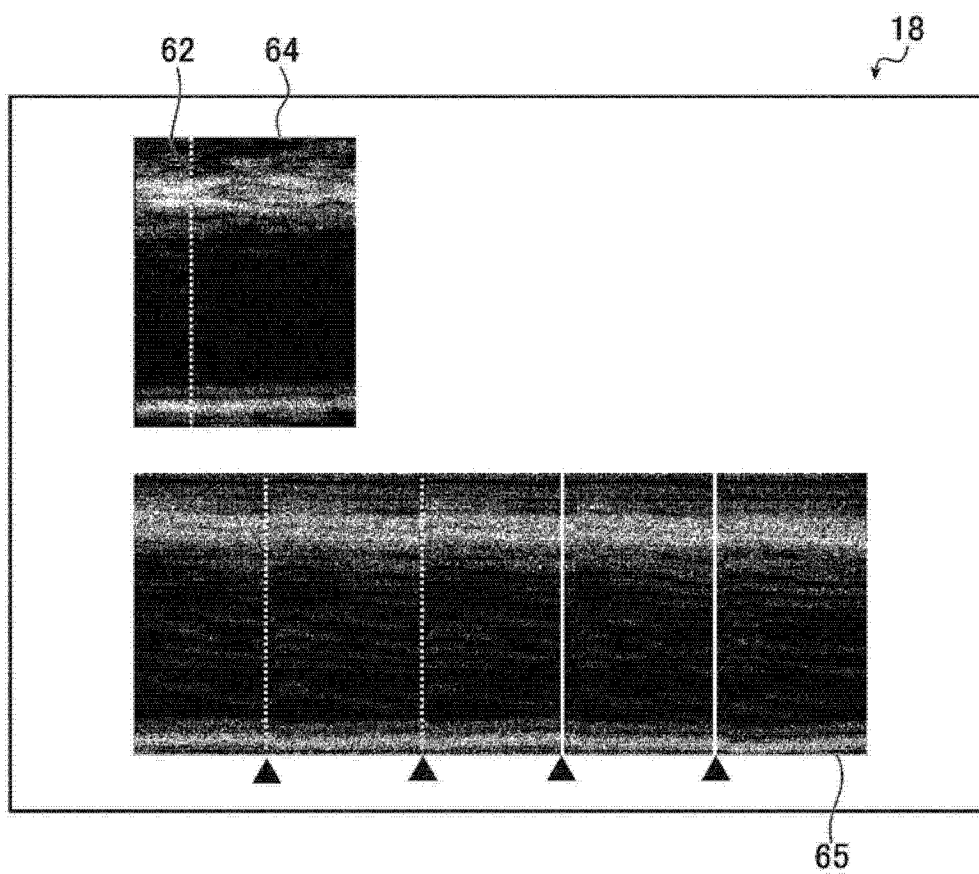


图 7A

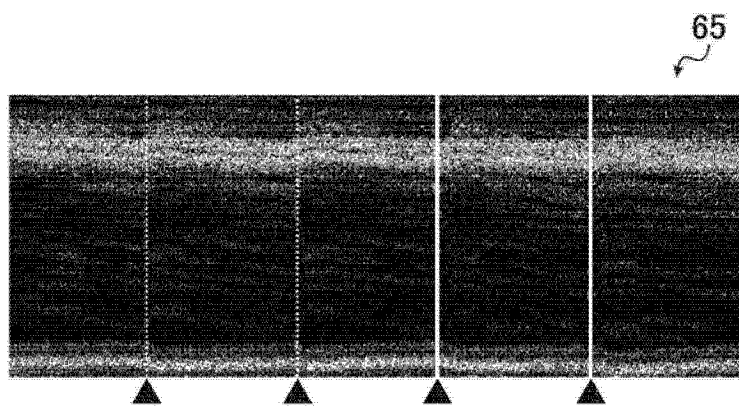


图 7B

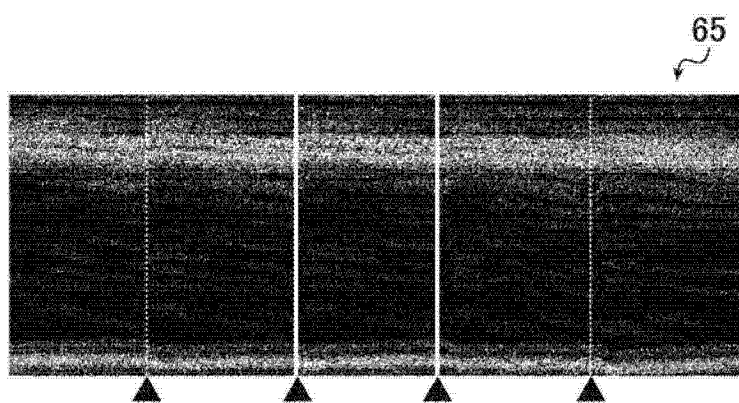


图 7C

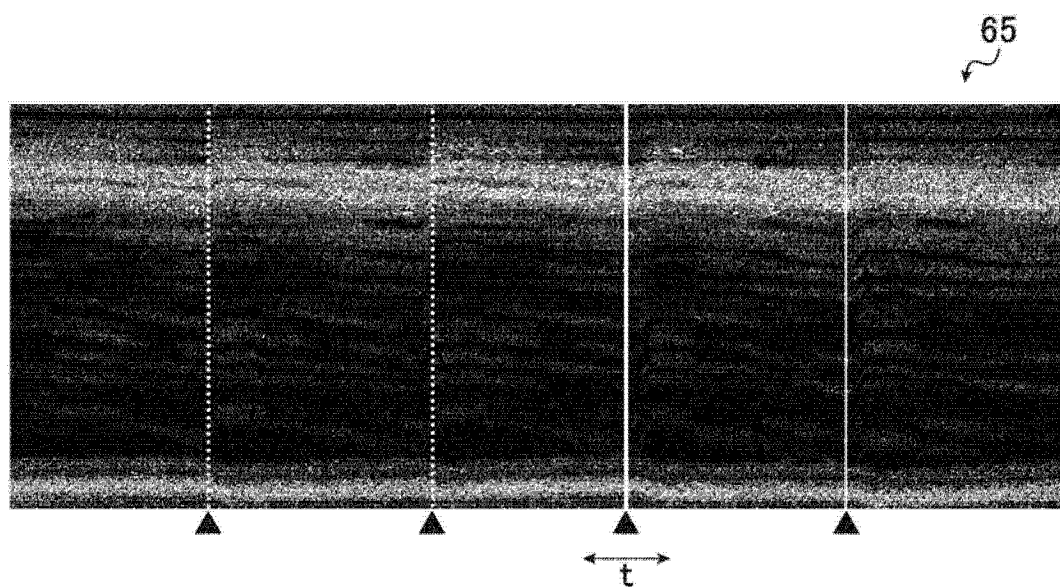


图 8A

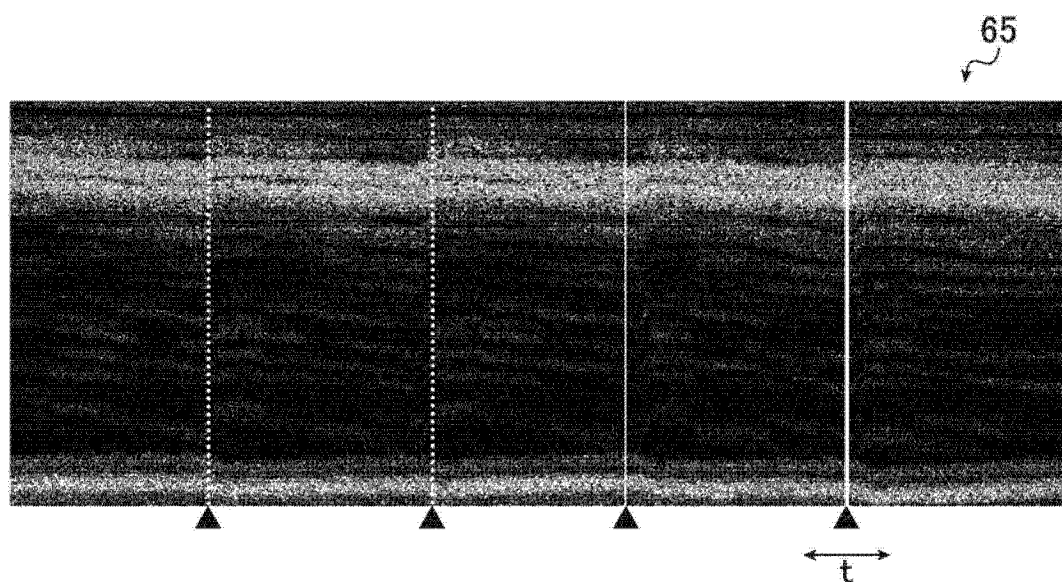


图 8B

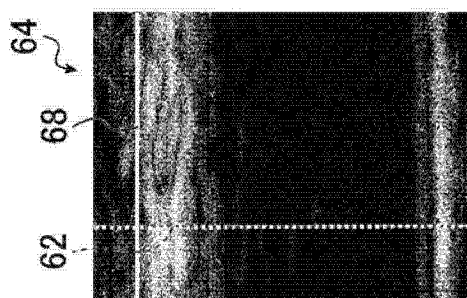


图 10A

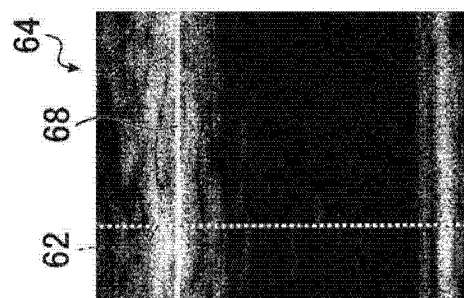


图 10B

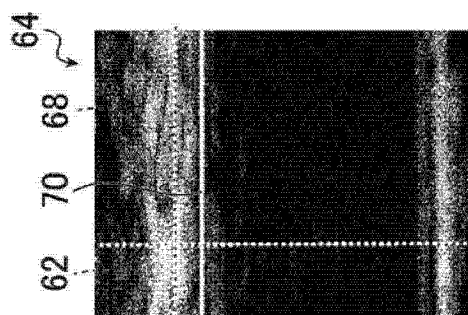


图 10C

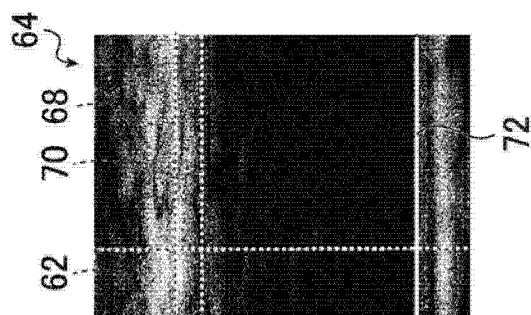


图 10D

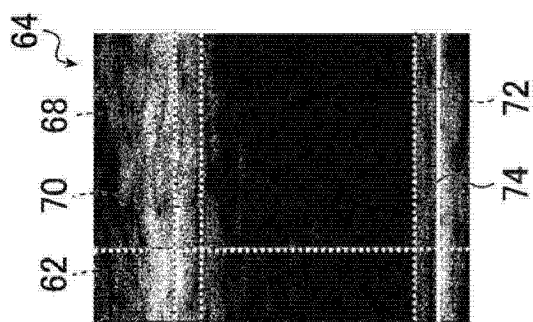


图 10E

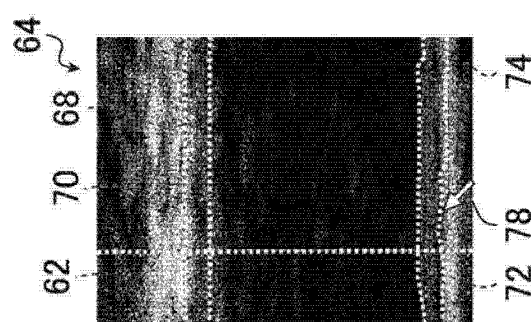


图 10F

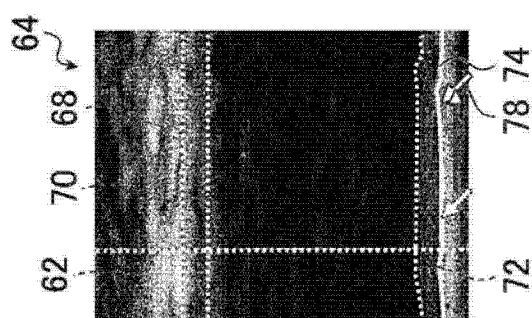


图 10G

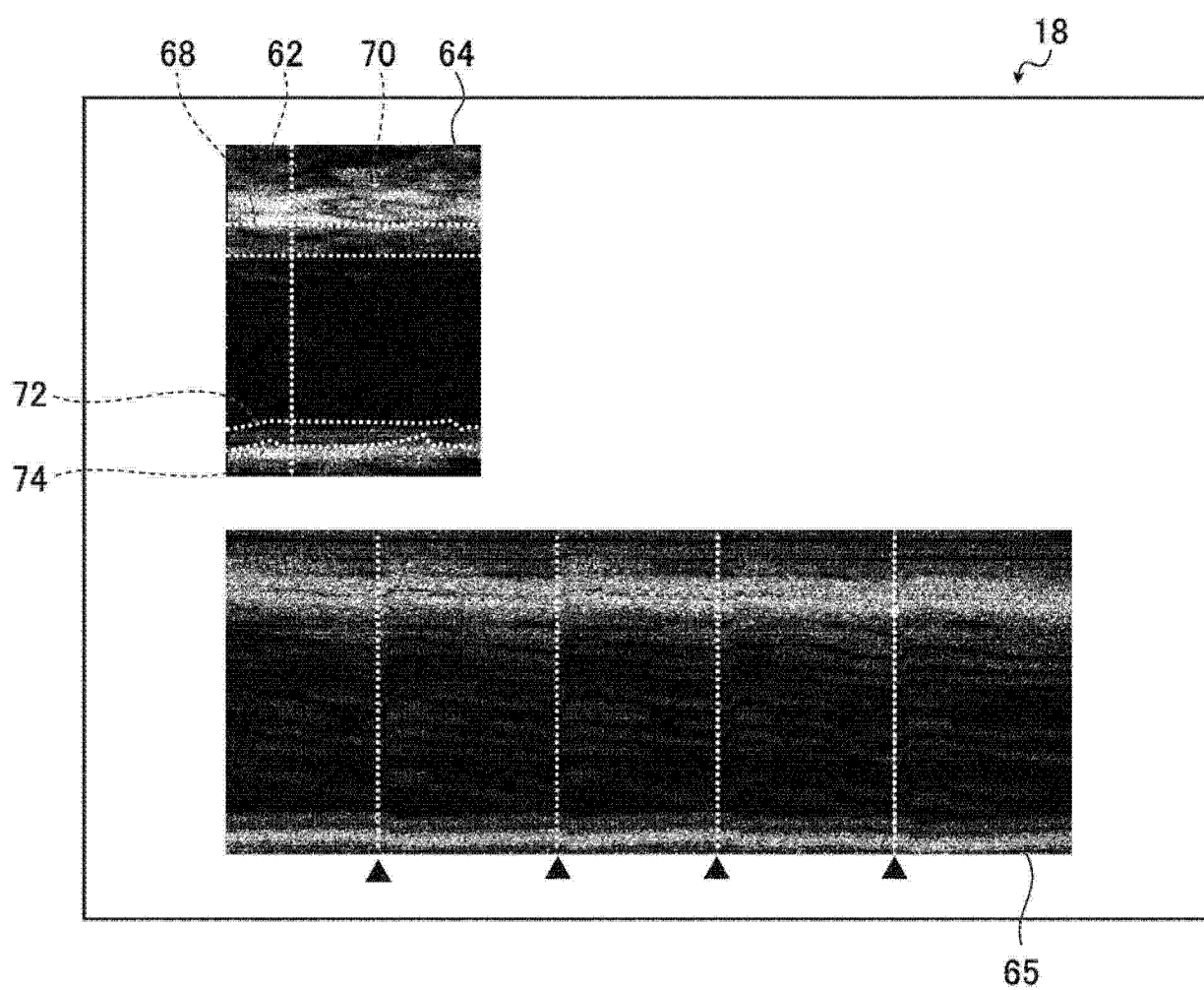


图 11A

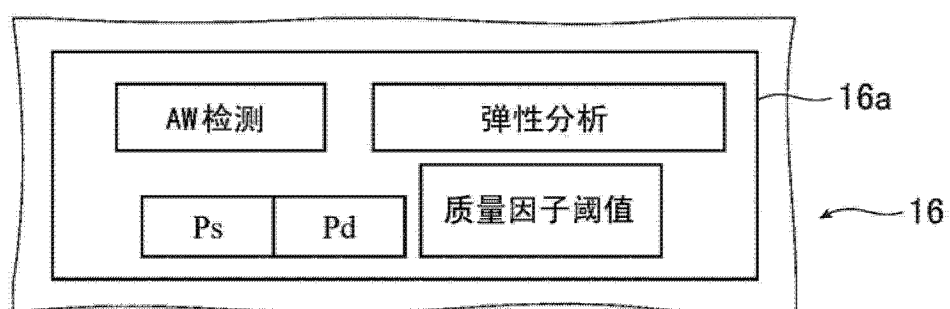


图 11B

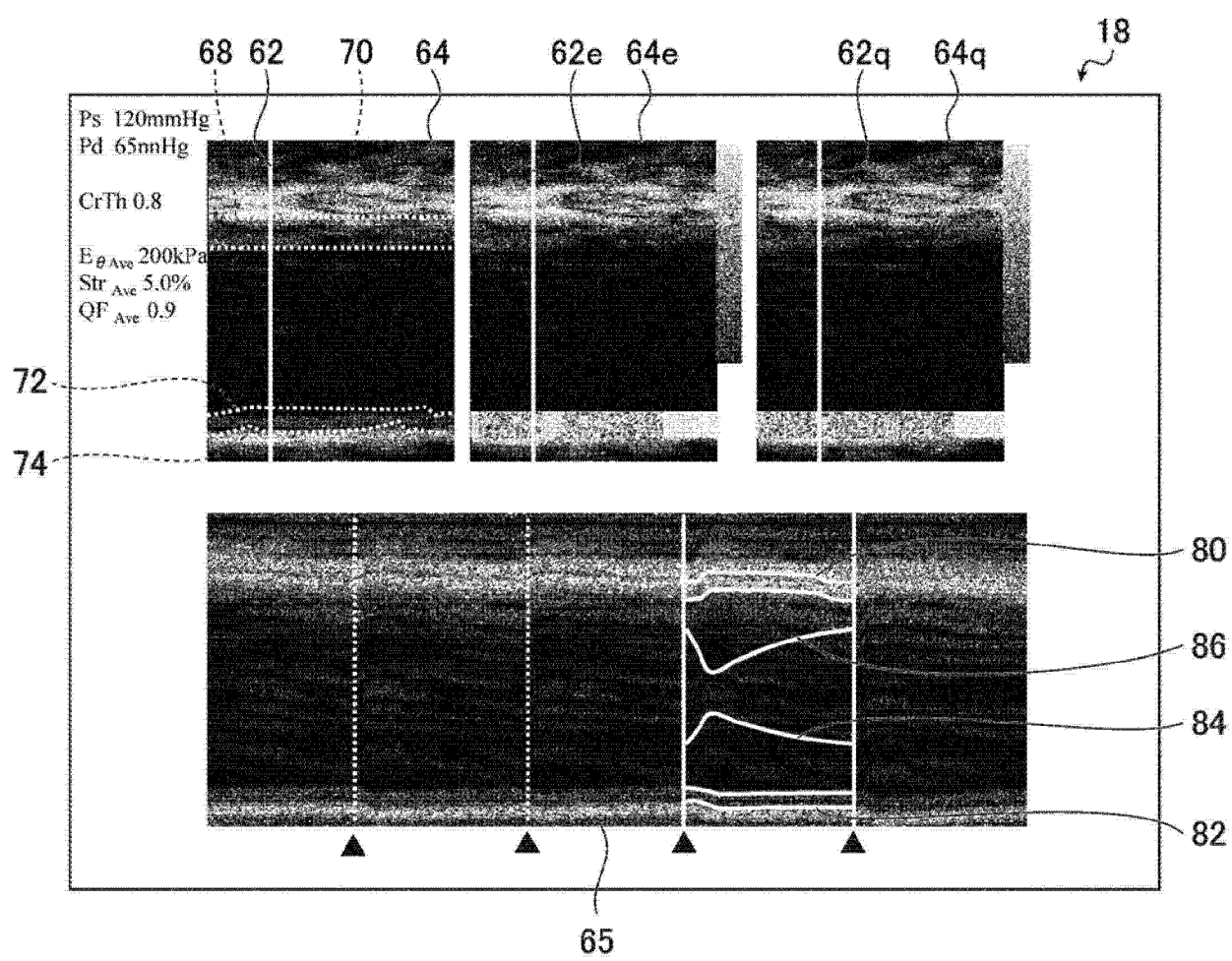


图 12

专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	CN102805647A	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	CN201210177013.7	申请日	2012-05-31
[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	G01S7/52087 A61B8/485 A61B8/543 A61B8/0891 A61B8/486		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011125283 2011-06-03 JP		
其他公开文献	CN102805647B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种适于测量血管壁的弹性模量的超声波诊断设备，包括：心跳选择器，用于在B/M模式显示期间在M模式图像中选择心跳，以及在选择心跳之后，显示在所选心跳下的预定位置的B模式图像。在心跳时段加上心跳前后的2个附加时段期间，事先设置预定位置，每个附加时段的长度是心跳长度的20%。这样的超声波诊断设备允许显示与所要分析的心跳相对应的适当的B模式图像。

