



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102805651 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201210171323. 8

第 [0008]–[0010] 段, 附图 1–5.

(22) 申请日 2012. 05. 29

CN 101505664 A, 2009. 08. 12, 全文.

CN 1845707 A, 2006. 10. 11, 全文.

(30) 优先权数据

2011-125361 2011. 06. 03 JP

审查员 王传利

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 宫地幸哉 野口雅史

(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 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0113930 A1, 2010. 05. 06, 说明书第
[0170]–[0184]、[0188]–[0194]、[0206]–[0211]、
[0221]–[0248] 段, 附图 9–17、21–24.

JP 特开 2004-254829 A, 2004. 09. 16, 说明
书第 [0018]、[0039]–[0045] 段, 附图 3–6.

JP 特开平 6-315483 A, 1994. 11. 15, 说明书

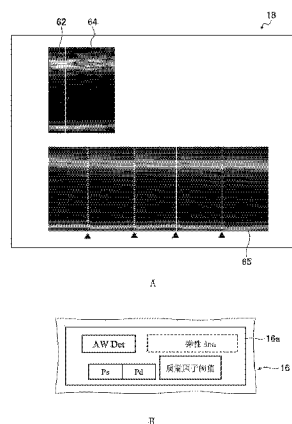
权利要求书2页 说明书15页 附图14页

(54) 发明名称

超声诊断设备

(57) 摘要

一种超声诊断设备包括: 超声探头, 该超声探头具有传输超声波、接收由受试对象反射的超声回声、并根据接收到的超声回声输出接收信号的超声换能器; 图像生成器, 其由从超声换能器输出的接收信号生成 B- 模式图像和 M- 模式图像; 以及边界检测器, 其利用对应于 B- 模式图像的 M- 模式图像的时间相位来检测 B- 模式图像中的血管前壁边界。



1. 一种超声诊断设备,包括:

超声探头,所述超声探头具有传输超声波、接收由受试对象反射的超声回声、并根据接收到的超声回声输出接收信号的超声换能器;

图像生成装置,所述图像生成装置由从所述超声换能器输出的所述接收信号生成 B- 模式图像和 M- 模式图像;以及

边界检测装置,所述边界检测装置利用所述 M- 模式图像的对应于所述 B- 模式图像的时间相位检测所述 B- 模式图像中的血管前壁边界。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断设备,

其中所述边界检测装置使所述 M- 模式图像二值化以检测临时内腔,在对应于其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像的 M- 模式图像的时间相位从所述临时内腔检测在深度方向上 3mm 内的最大亮度位置,并将所述最大亮度位置设定为所述 B- 模式图像中的血管前壁边界。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声诊断设备,

其中所述图像生成装置生成对应于所述 B- 模式图像的方位方向上的多个点的 M- 模式图像。

4. 根据权利要求 3 所述的超声诊断设备,

其中所述图像生成装置生成对应于所述 B- 模式图像的所述方位方向上的整个区域的 M- 模式图像。

5. 根据权利要求 2 所述的超声诊断设备,

其中所述边界检测装置利用对应于所述 B- 模式图像的方位方向上的多个点的 M- 模式图像,在对应于其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像的时间相位检测最大亮度位置。

6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断设备,

其中所述边界检测装置检测包括对应于其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像的时间相位的所述 M- 模式图像的预定区域中的所述最大亮度位置。

7. 根据权利要求 6 所述的超声诊断设备,

其中所述边界检测装置检测所述 M- 模式的整个区域上的所述最大亮度位置。

8. 根据权利要求 6 或 7 所述的超声诊断设备,

其中所述边界检测装置连接所检测到的最大亮度位置以进行平滑化和异常成分去除中的至少一种,和

然后在对应于其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像的时间相位检测所述最大亮度位置。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声诊断设备,进一步包括:

显示装置;和

关心区域设定装置,所述关心区域设定装置在所述显示装置上显示的 B- 模式图像中设定关心区域。

10. 根据权利要求 9 所述的超声诊断设备,

其中所述图像生成装置首先生成将在所述显示装置上显示的 B- 模式图像,并且在通过所述关心区域设定装置设定关心区域之后,生成所述关心区域的 B- 模式图像和 M- 模式

图像。

11. 根据权利要求 9 所述的超声诊断设备，

其中响应于设定所述关心区域的指令，所述超声换能器产生的超声波的帧率被增大至高于设定所述关心区域的指令之前的帧率。

12. 根据权利要求 10 所述的超声诊断设备，

其中响应于设定所述关心区域的指令，所述超声换能器产生的超声波的帧率被增大至高于设定所述关心区域的指令之前的帧率。

超声诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及适用于测量血管壁的弹性模量的超声诊断设备,并且更具体地,涉及可以从 B- 模式图像自动检测血管前壁边界的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 利用超声图像的超声诊断设备迄今已在医学领域被投入到实际应用中。

[0003] 一般地,这种类型的超声诊断设备具有超声探头(下文中,称为探头)和诊断设备主体。超声波朝向受试对象从探头传输,来自受试对象的超声回声被探头接收,并且接收信号由诊断设备主体进行电处理而生成超声图像。

[0004] 超声波朝向血管、心脏壁等传输,来自它们的超声回声被接收,并且接收信号被分析以获得血管壁等的位移。血管壁、心脏壁(心肌)等的弹性模量由该位移进行测量。

[0005] 例如,JP 10-5226A 描述了这样一种技术,其中对与心跳(心脏搏动)同步移动的物体传输和接收超声波以获得超声回声的接收信号,该物体的瞬时位置利用接收信号的振幅和相位确定,并跟踪基于心跳的血管壁的大振幅位移运动,由此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该血管壁的连续位置获得,获得在血管壁的深度方向上的以预定间隔的各个节段的跟踪轨迹,并计算各个节段的厚度的时间变化以获得血管的弹性模量。

[0007] 类似地,JP 2010-233956A 描述了一种超声诊断设备,其从在对与心跳同步移动的物体传输和接收超声波时获得的超声回声的接收信号获得血管等的位移,并且由该位移获得弹性模量。

[0008] 在这种超声诊断设备中,利用从物体如血管获得的接收信号来生成 B- 模式图像和 M- 模式图像。由 M- 模式图像的接收信号检测由于手或身体移动导致的模糊,并且探头和受试对象的位置变化利用其中检测到模糊的 M- 模式图像的接收信号来检测。由检测结果确定接收信号的准确性,并且利用其准确性被确定为高的 M- 模式图像的接收信号来获得物体的位移,并且由该位移测量血管壁等的弹性模量。

[0009] 超声诊断设备中对血管弹性模量等的这种测量通常通过选择 B- 模式图像上的方位方向上的位置(在此位置处显示 M- 模式图像),利用显示线(关心线)等,显示并分析所选显示线的 M- 模式图像,并检测血管壁的移位或移动速度来进行。

[0010] 如在 JP 2010-233956A 中描述的,在超声诊断设备中,相比于血管的后壁(深的一侧),血管的前壁更难以被检测。由于这个原因,在许多情况下,利用血管后壁进行分析。

发明内容

[0011] 考虑到血管具有管状形状,为了进行更准确的分析,不容易被检测的与血管前壁的位置或位移相关的信息在一些情况下是必要的。

[0012] 为了恰当地获得与血管前壁的位置或位移相关的信息,在一些情况下,有必要恰当地识别 B- 模式图像(其是血管的断层图像)以及 M- 模式图像中的血管前壁的位置。

[0013] 然而,在现有的超声诊断设备中,恰当且自动地从 B- 模式图像检测血管前壁是非常困难的。

[0014] 由于这个原因,当与 B- 模式图像中的血管前壁相关的信息在测量血管弹性模量等时是必要的时候,例如,对于操作者如医师,有必要观察图像以及操作跟踪球等来设定血管前壁的位置(血管前壁边界)。同时,存在其中 B- 模式图像中的血管前壁的边界不清楚并且不容易肉眼识别的许多情形。因此,设定 B- 模式图像中的血管前壁对操作者施加了重大的负担。

[0015] 本发明的一个目的是解决现有技术中存在的问题,以及提供一种进行血管弹性模量等的测量的超声诊断设备,其具有适合从 B- 模式图像检测血管前壁边界的优点,由此改善测量血管弹性模量等时的操作性并且能够实现更准确的测量。

[0016] 为了实现以上目的,本发明提供一种超声诊断设备,包括:超声探头,所述超声探头具有传输超声波、接收由受试对象反射的超声回声、并根据接收到的超声回声输出接收信号的超声换能器(ultrasound transducer);图像生成装置,其由从所述超声换能器输出的所述接收信号生成 B- 模式图像和 M- 模式图像;以及边界检测装置,其利用所述 M- 模式图像的对应于所述 B- 模式图像的时间相位检测所述 B- 模式图像中的血管前壁边界。

[0017] 在如上的本发明超声诊断设备中,边界检测装置优选使 M- 模式图像二值化以检测临时内腔(temporary lumen),在与其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像对应的 M- 模式图像的时间相位从所述临时内腔检测在深度方向上 3mm 内的最大亮度位置,并将所述最大亮度位置设定为所述 B- 模式图像中的血管前壁边界。

[0018] 优选地,图像生成装置生成与 B- 模式图像的方位方向上的多个点对应的 M- 模式图像。

[0019] 还优选地,图像生成装置生成与 B- 模式图像的方位方向上的整个区域对应的 M- 模式图像。

[0020] 优选边界检测装置利用与所述 B- 模式图像的所述方位方向上的多个点对应的 M- 模式图像,在与其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像对应的时间相位检测最大亮度位置。

[0021] 还优选边界检测装置检测包括对应于其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像的时间相位的所述 M- 模式图像的预定区域中的所述最大亮度位置。

[0022] 还优选边界检测装置检测 M- 模式图像的区域上的最大亮度位置。

[0023] 优选地,边界检测装置连接所检测到的最大亮度位置以进行平滑化和异常成分去除中的至少一种,和然后在与其中检测到所述血管前壁边界的 B- 模式图像对应的时间相位检测所述最大亮度位置。

[0024] 优选本发明的超声诊断设备进一步包括显示装置,以及在所述显示装置上显示的 B- 模式图像中设定关心区域的关心区域设定装置。

[0025] 优选地,所述图像生成装置首先生成将在所述显示装置上显示的 B- 模式图像,并且在通过所述关心区域设定装置设定关心区域之后,生成所述关心区域的 B- 模式图像和 M- 模式图像。

[0026] 还优选超声换能器产生的超声波的帧率响应于设定关心区域的指令而增大至高于设定所述关心区域的指令之前的帧率。

[0027] 如上构造的本发明的超声诊断设备可以利用 M- 模式图像恰当且自动地检测 B- 模式图像中的血管前壁,尤其是,外膜 - 中膜边界 (adventitia-media boundary)。

[0028] 因此,根据本发明的超声诊断设备,如果在测量血管弹性模量时 B- 模式图像中的血管前壁等的位置是必需的,则能够节省操作者设定血管前壁的劳力并进行更准确的测量。

附图说明

[0029] 图 1 是示出本发明的超声诊断设备的一个实例的概念图。

[0030] 图 2 是示出图 1 所示的超声诊断设备的构造的概念方块图。

[0031] 图 3 是用于解释在图 1 所示的超声诊断设备中血管壁的弹性测量的一个实例的流程图。

[0032] 图 4 是用于解释对于血管壁的弹性测量的超声诊断的示意图。

[0033] 图 5A 和 5B 是示出在图 1 所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0034] 图 6A 和 6B 是示出在图 1 所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0035] 图 7A 至 7C 是示出在图 1 所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0036] 图 8A 和 8B 是示出在图 1 所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0037] 图 9 是示出在图 1 所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0038] 图 10A 和 10B 是示出在本发明的超声诊断设备中检测血管前壁的外膜 - 中膜边界的方法的概念图。

[0039] 图 11A 至 11G 是示出图 1 中所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0040] 图 12A 和 12B 是示出图 1 中所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

[0041] 图 13 是示出图 1 中所示的超声诊断设备中的图像显示的一个实例的概念图。

具体实施方式

[0042] 下文中,将基于在附图中所示的优选实例详细描述本发明的超声诊断设备。

[0043] 图 1 概念性示出了本发明的超声诊断设备的一个实例的外观。

[0044] 如图 1 所示,超声诊断设备 10 主要具有诊断设备主体 12、超声探头 14、操作面板 16、以及显示器 18。万向轮 24 被布置在超声诊断设备 10 的下端,以便该设备可以通过人力容易地移动。

[0045] 超声探头 14(下文中,称为探头 14)进行超声波的传输 / 接收,并将依照接收到的超声回声的接收信号提供给诊断设备主体 12。

[0046] 探头 14 是一种被用于各种超声诊断设备中的已知超声探头。探头 14 具有以一维或二维阵列布置的所谓超声换能器(超声压电换能器),其朝向受试对象传输超声波,接收

由该受试对象反射的超声回声,并根据接收到的超声回声输出电信号(接收信号)。

[0047] 在本发明中,对探头 14 的类型没有特别限制,并且可以使用各种类型如凸起型、线型和扇型。可以使用外部探头或用于超声内窥镜的探头如径向扫描类型。探头 14 可以具有用于接收与谐波成像对应的传输的超声波的二次以上的谐波的超声换能器。

[0048] 在所示实例中,探头 14 和诊断设备主体 12 通过缆线 20 连接在一起。然而,本发明不局限于此,以下描述的传输电路 28、接收电路 30、传输/接收控制器 32 等可以布置在探头 14 中,并且探头 14 和诊断设备主体 12 可以通过无线通信连接在一起。

[0049] 显示器 18 是一种已知的显示器(显示装置)。

[0050] 在超声诊断设备 10 中,如同在各种超声诊断设备中一样,显示器 18 显示依照从探头 14 输出的接收信号的超声图像、受试对象的信息、用于通过 GUI(图形用户界面)的操作的选择装置或指令装置、关心区域(下文中,称为 ROI)、以下描述的血管壁的弹性测量结果等。

[0051] 设置操作面板 16 以操作超声诊断设备 10。

[0052] 尽管未示出,但在超声诊断设备 10 中,操作面板 16 内布置了用于选择各种模式如 B 模式和 M 模式的选择装置、用于移动在显示器 18 上显示的指针、线等的跟踪球(跟踪板/触摸板)、用于确定(确认)选择或操作的设定按钮、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(freeze button)、用于改变超声图像的视野深度的改变装置、增益调整装置(gain adjusting means)、用于放大超声图像的放大按钮等。

[0053] 作为超声诊断设备 10 的模式,除了常规超声诊断设备的模式如 B 模式和 M 模式之外,设置用于测量血管壁的弹性模量的 VE 模式(血管弹性模式)。

[0054] 尽管未示出,但操作面板 16 内还布置了作为用于通过 GUI 操作的显示装置的触摸面板 16a(参见图 6B)。

[0055] 诊断设备主体 12 控制超声诊断设备 10 的整个操作,并且还进行用于根据从探头 14 输出的接收信号生成超声图像,在显示器 18 上显示超声图像,以及测量血管弹性模量的各种过程。

[0056] 利用例如计算机等组成诊断设备主体 12。

[0057] 图 2 是示出超声诊断设备 10 的构造的概念方块图。

[0058] 如图 2 所示,诊断设备主体 12 具有传输电路 28、接收电路 30、传输/接收控制器 32、图像生成器 34、存储单元 36、边界检测器 40、跟踪器 42、心跳检测器 46、弹性模量计算器 50、以及显示处理器 52。

[0059] 图像生成器 34 具有 B-模式图像生成器 56 和 M-模式图像生成器 58。

[0060] 以上提及的探头 14 连接于传输电路 28 和接收电路 30。传输/接收控制器 32 连接于传输电路 28 和接收电路 30。接收电路 30 连接于图像生成器 34。

[0061] 图像生成器 34 连接于显示处理器 52。图像生成器 34 的 B-模式图像生成器 56 和 M-模式图像生成器 58 连接于存储单元 36。B-模式图像生成器 58 还连接于边界检测器 40

[0062] 存储单元 36 连接于边界检测器 40、跟踪器 42、心跳检测器 46、以及显示处理器 52。边界检测器 40 和心跳检测器 46 一起连接于跟踪器 42 和显示处理器 52。跟踪器 42 还连接于弹性模量计算器 50,并且弹性模量计算器 50 连接于显示处理器 52。

[0063] 传输/接收控制器 32 通过传输电路 28 和接收电路 30 相继设定探头 14 的超声束

的传输方向和超声回声的接收方向。传输 / 接收控制器 32 还具有依据所设定的传输方向选择传输延迟方式 (delay pattern) 的传输控制功能以及依据所设定的接收方向选择接收延迟方式的接收控制功能。

[0064] 传输延迟方式是向各个超声换能器的驱动信号施加延迟时间从而通过从探头 14 的多个超声换能器传输的超声波向期望方向产生超声束的方式。接收延迟方式是向接收信号施加延迟时间从而通过由多个超声换能器接收到的超声波从期望方向提取超声回声的方式。

[0065] 多个传输延迟方式和多个接收延迟方式被存储在内部存储器 (未示出) 中, 并根据情形而被恰当地选择和使用。

[0066] 传输电路 28 包括多个通道, 并产生分别施加至探头 14 的多个超声换能器的多个驱动信号。这时, 可以基于由传输 / 接收控制器 32 选择的传输延迟方式向多个驱动信号中的每一个施加延迟时间。

[0067] 传输电路 28 可以调整多个驱动信号中每一个的延迟量以使从探头 14 的多个超声换能器传输的超声波产生超声束, 并且可以分别将被调整的驱动信号提供给超声换能器。备选地, 传输电路 28 可以向探头 14 提供多个驱动信号, 所述多个驱动信号的构成使得在一个时间从多个超声换能器传输的超声波覆盖受试对象的整个成像区域。

[0068] 类似于传输电路 28, 接收电路 30 包括多个通道。接收电路 30 放大通过多个超声换能器接收的多个模拟信号并将该放大的模拟信号转换成数字接收信号。

[0069] 通过基于由传输 / 接收控制器 32 选择的接收延迟方式向多个接收信号中的每一个施加延迟时间并添加该接收信号来进行接收聚焦处理。利用这种接收聚焦处理, 超声回声的焦点变窄而产生声线信号 (声线数据)。

[0070] 所产生的声线数据被提供给图像生成器 34。

[0071] 图像生成器 34 对所提供的声线数据进行预处理, 如 Log (对数) 压缩或增益调整, 以产生超声图像的图像数据, 将该图像数据转换 (光栅 - 转换) 成基于正常电视信号扫描系统的图像数据, 对该图像数据进行必要的图像处理如灰度处理并将该图像数据输出到显示处理器 52。

[0072] 图像生成器 34 具有生成 B- 模式图像的 B- 模式图像生成器 56, 和生成 M- 模式图像的 M- 模式图像生成器 58。B- 模式图像和 M- 模式图像可以通过已知的方法生成。

[0073] 显示处理器 52 依据从图像生成器 34 提供的超声图像的图像数据、从存储单元 36 读出的超声图像的图像数据、操作面板 16 上的操作 (输入指令)、以下描述的血管壁弹性模量的测量结果 (分析结果) 等而产生用于在显示器 18 上显示的显示数据, 并将该显示数据显示在显示器 18 上。

[0074] 在所实例的超声诊断设备 10 中, 诊断设备主体 12 的存储单元 36、边界检测器 40、跟踪器 42、心跳检测器 46、以及弹性模量计算器 50 主要用于其中测量血管壁的弹性模量的 VE 模式。

[0075] 下文中, 将参考图 3 的流程图以及图 5 至 13, 通过描述处于 VE 模式的超声诊断设备 10 的作用而详细地描述本发明的各个单元如存储单元 36 和边界检测器 40、以及超声诊断设备 10。

[0076] 在以下描述中, 关于显示器 18 的显示, 即使没有具体描述, 显示处理器 52 也进行

必要的处理,如线形成。

[0077] 如果通过超声诊断设备 10 的超声诊断开始,则在传输 / 接收控制器 32 的控制下,传输电路 28 使得探头 14 的超声换能器传输超声波,并且接收电路 30 处理从探头 14 输出的接收信号而产生声线信号并将该声线信号输出到图像生成器 34。

[0078] 作为一个实例,选择 B 模式,如图 4 概念性示出的,受试对象的颈动脉窦 c 被用作测量靶标,并且使探头 14 接触颈部 n。在这种情况下,由图像生成器 34 (B- 模式图像生成器 56) 生成的 B- 模式图像通过显示处理器 52 处理并显示在显示器 18 上。

[0079] 如果需要的颈动脉窦 c 可以以适当的方式进行观察,并且通过操作面板 16 的模式选择装置 (在以下描述中,“操作面板 16 的”被省略) 选择 VE 模式,如图 5A 概念性示出的,显示处理器 52 显示表示 B- 模式图像中的关心区域的 ROI 60。

[0080] 在这种状态下, B- 模式图像中的 ROI 60 的位置可以通过操作跟踪球而移动。如果设定按钮被按下,则 ROI 60 的位置被固定,并且 ROI 60 的尺寸可以通过操作跟踪球来改变。

[0081] 每次设定按钮被按下,可以交替地完成 ROI 60 的位置变化和 ROI 60 的尺寸调整。

[0082] 如果在这种状态下放大按钮被按下,则 ROI 60 的位置或尺寸的调整结束,并且做出设定 ROI 60 的指令。响应于这种情形,传输 / 接收控制器 32 将帧率增大为比设定 ROI 60 的指令之前高 (例如,为等于或高于 200Hz, 或为 ROI 设定指令之前的 5 倍以上)。另外, M- 模式图像生成器 58 开始生成 ROI 60 的 M- 模式图像,并且如图 5B 所示,其中 ROI 60 的部分被放大的 B- 模式图像 64 和 ROI 60 的 M- 模式图像 65 (在选择线 62 的位置处) 被同时显示。

[0083] B- 模式图像 64 和 M- 模式图像 65 的同时显示 (双重模式显示) 可以以与已知的超声诊断设备中的所谓 B/M- 模式显示的相同方式进行。

[0084] 在图 5B 中,上侧是 B- 模式图像 64,而下侧是 M- 模式图像 65。

[0085] 在 B- 模式图像 64 中,图的水平方向是方位方向 (超声换能器的布置方向 (以二维排列形式,纵向方向)),而垂直方向是深度方向 (超声波的传输 / 接收方向)。深度方向上的上侧是深度较浅的一侧 (探头 14 侧)。

[0086] 在深度方向上延伸以选择 B- 模式图像中的方位方向上的 M- 模式图像的显示位置 (M- 模式图像的显示线) 的选择线 62 显示在 B- 模式图像中。可通过跟踪球在方位方向 (左右方向) 上移动选择线 62。

[0087] 在 M- 模式图像 65 中,水平方向是时间轴的方向。在 M- 模式图像 65 中,时间从左至右流动,并且间隙 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。在深度方向上的上侧是深度较浅的一侧。

[0088] 在图 5B 中,显示器 18 上显示的 M- 模式图像 65 是在预先设定的选择线 62 的位置处的 M- 模式图像。

[0089] M- 模式图像生成器 58 在方位方向上的预定位置 (预先设定的预定位置或所选择的位置) 处或在方位方向上的所选择位置处以及在方位方向上的 B- 模式图像 64 的整个区域上生成 M- 模式图像。

[0090] 通过 B- 模式图像生成器 56 生成的 ROI 60 的 B- 模式图像 (B- 模式图像数据) 和通过 M- 模式图像生成器 58 生成的 M- 模式图像 (M- 模式图像数据) 一起被存储在存储单

元 36 中。

[0091] 对存储在存储单元 36 中的图像的时间量没有特别限制,虽然优选包括两次或更多次普通心跳的持续时间。因此,优选存储单元 36 存储最近的 B- 模式图像和 M- 模式图像的持续时间各自为三秒或更长。

[0092] 如上所述,通过跟踪球可以在方位方向上移动选择线 62。

[0093] 选择线 62 的位置和 M- 模式图像一起移动。即,如果通过跟踪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] 如果确定获得恰当的图像,则操作者按下冻结按钮。

[0095] 如果冻结按钮被按下,则显示处理器 52 从存储单元 36 读出必要的图像数据,并且如图 6A 所示,显示处理器 52 重置选择线 62 的位置的 M- 模式图像 65 以便在冻结按钮被按下的时间在最右侧(最新位置)上并在显示器 18 上显示具有 B- 模式图像 64 的静止图像的 M- 模式图像 65 的静止图像。同时,选择线 62 变为虚线并且是不可移动的(不活动状态)。

[0096] 如图 6B 所示,用于指令设定以下描述的血管壁的边界的“AW Det”按钮、用于指令开始血管壁弹性模量的分析的“弹性 Ana”按钮、用于输入受试对象的血压的“Ps”按钮和“Pd”按钮、以及用于输入可靠性阈值的“质量因子阈值(Quality Factor Threshold)”按钮显示在操作面板 16 的触摸面板 16a 上。这时,“弹性 Ana”按钮是不可选择的。

[0097] 如果冻结按钮被按下,则心跳检测器 46 对存储在存储单元 36 中的所有 M- 模式图像检测心跳(自动地检测心跳)。心跳的检测结果显示被发送至存储单元 36,并作为信息添加到对应的 M- 模式图像中。

[0098] 心跳的检测结果显示也被发送至显示处理器 52,并且心跳的检测结果显示在当前显示的 M- 模式图像 65 中。

[0099] 对检测心跳的方法没有特别限制。作为一个实例,可以分析 M- 模式图像,并且心跳可以利用在水平方向延伸的白线(亮线)的深度方向上的移动速度(该速度开始增大时的时间)、在白线的深度方向上的运动的搏动等来检测。备选地,可以利用心电图仪(心电图)来检测心跳。

[0100] 如图 6A 所示,显示处理器 52 通过三角形标记和线在 M- 模式图像 65 中显示心跳的检测结果显示。在所示的实例中,最近一次心跳开始的时间通过实线指示,该同一次心跳结束的时间通过细线指示,并且涉及其他次心跳的位置通过虚线指示。代替线类型或除了线类型之外,这些线可以通过改变线颜色进行区分。

[0101] 当存在没有被检测到的心跳时,依据正关注的心跳之前和之后的心跳的间隔等在恰当位置处显示该心跳。

[0102] 在冻结按钮被按下时的 B- 模式图像 64 是在最近一次心跳开始时的时间点处的 B- 模式图像,其中该时间点通过实线在 M- 模式图像 65 中指示。

[0103] 如果心跳的线显示在 M- 模式图像 65 中,则 B- 模式图像中的选择线 62 变为实线并且通过跟踪器在左右方向上是可移动的。即,选择线 62 处于活动状态。与上述类似的方式,代替线类型或除了线类型之外,该线是否是活动的可以通过改变线颜色进行区分。

[0104] 在这种状态下,如果选择线 62 通过跟踪器在左右方向上移动,则显示处理器 52 从存储单元 36 读出对应于选择线 62 的位置的 M- 模式图像,并连同心跳的检测结果显示将该图像显示在显示器 18 上。即,即使在冻结后也通过跟踪球移动选择线 62,由此在 B- 模式图像 64

中的方位方向上的整个区域上,选择 B- 模式图像 64 中的 M- 模式图像 65 的显示位置(显示线)。

[0105] 因此,根据这个实例,在所设定的 ROI 60 的方位方向上的任意位置的 M- 模式图像 65 被显示,使得可以观察和确认 M- 模式图像 65 和对应于该 M- 模式图像中的每次心跳的图像。

[0106] 如果在其中 B- 模式图像 64 的选择线 62 是可移动的状态下按下设定按钮,则确定 M- 模式图像的显示位置(显示线)被选择。如图 7A 所示, B- 模式图像 64 的选择线 62 变为虚线,使得通过跟踪球的移动是不可能的。同时,指示最近一次心跳的线在 M- 模式图像 65 中变为实线。

[0107] 如果指示最近一次心跳的线在 M- 模式图像 65 中变为实线,则心跳可通过跟踪球进行选择。

[0108] 作为一个实例,当设定按钮被按下时,如图 7A 和 7B 所示,指示最近一次心跳的线变为实线,并且该心跳被选择。在这种状态下,例如,如果跟踪球转向左,如图 7C 所示,对应于最近一次心跳结束的线变为虚线,对应于第二近的心跳的线变为实线,并且该心跳被选择。如果跟踪球进一步转向左,则对应于第二近的心跳的线变为虚线,对应于第三近的心跳的线变为实线,并且该心跳被选择。

[0109] 如果跟踪球转向右,则类似地,对应于后一次心跳的线相继被选择。

[0110] 响应于 M- 模式图像 65 中的心跳的选择,显示处理器 52 从存储单元 36 读出在所选心跳的开始位置处的 B- 模式图像,即,在对应于所选心跳的开始位置的时间点(时间相位)处捕获的 B- 模式图像,并将显示器 18 上显示的 B- 模式图像 64 改变为这个图像。

[0111] 如果在其中心跳是可选的状态下按下设定按钮,则确定心跳的选择结束,所选心跳被确认,并且可以进行所选心跳的微调。

[0112] 如果在显示器 18 上显示的 M- 模式图像 65 中的心跳被选择和确认,则在存储单元 36 中存储的所有 M- 模式图像(即,在 B- 模式图像 64 的方位方向上的整个区域上的 M- 模式图像)中选择该同一次心跳。

[0113] 作为一个实例,如果确定最近一次心跳被选择并且设定按钮被按下,则如图 8A 所示,首先,对应于所选心跳的结束的线变为细线,并且对应于所选心跳的开始的位置(时间)通过跟踪球在如通过箭头 t 指示的左右方向(时间方向)上是可移动的,使得可以进行心跳的开始位置的微调。

[0114] 如果在心跳的开始位置根据需要通过跟踪球调整之后按下设定按钮,则如图 8B 所示,对应于所选心跳的结束的线变为正常实线,而对应于所选心跳的开始的位置通过跟踪球在如箭头 t 指示的左右方向上是可移动的,使得可以进行心跳的结束位置的微调。

[0115] 尽管心跳的微调的结果可以仅在经过微调的 M- 模式图像 65 中反映,但是优选该结果也反映在存储单元 36 中存储的所有 M- 模式图像中。

[0116] 当在所选心跳中调整心跳的开始位置时,显示处理器 52 从存储单元 36 读出在所调整的心跳开始位置处的 B- 模式图像,并且将显示器 18 上显示的 B- 模式图像 64 改变为这个图像。

[0117] 心跳选择和可能的微调的结果也提供给跟踪器 42。

[0118] 如果在其中对应于所选心跳的结束的位置是可调整的状态下按下设定按钮,则返回到其中图 6A 所示的 B- 模式图像 64 的选择线 62 是可移动的状态,即其中 M- 模式图像 65 的显示线在 B- 模式图像 64 中是可选择的

状态。
[0119] 即,在所示实例的超声诊断设备 10 中,可以重复进行过程“显示线选择”→“心跳选择”→“心跳微调”。换句话说,可以以环形方式进行过程“显示线选择”→“心跳选择”→“心跳微调”。

[0120] 因此,更合适地选择最适合用于分析的心跳以从所有存储的 M- 模式图像测量以下描述的血管壁弹性成为可能。

[0121] 如果在其中对应于所选心跳的结束的位置是可调整的状态下按下触摸面板的“AW Det”按钮(不是设定按钮),则如图 9 所示,B- 模式图像 64 的选择线 62 和表示 M- 模式图像 65 中的心跳的线都变为虚线并且是不可操作的,并且达到血管壁检测模式。

[0122] 在血管壁检测模式中,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-中膜边界由边界检测器 40 检测。

[0123] 边界检测器 40 最初设定血管的临时内腔以便检测血管前壁的外膜-中膜边界。

[0124] 在血管中,在内腔中基本上没有反射超声波的组织。因此,在 M- 模式图像中,内腔被视为在时间轴方向上延伸的低亮度带。利用这样的现象,边界检测器 40 首先基于亮度(密度)使 M- 模式图像 65 二值化以检测带状低亮度区域,并将这个区域设定为临时内腔。

[0125] 接着,如图 10A 示意性示出的,边界检测器 40 检测从 M- 模式图像 65 中临时设定的内腔 100 的边界在深度方向上(箭头 e 方向)3mm 内的区域中的最大亮度点(最小密度点)x。

[0126] 一般地,前壁的外膜-中膜边界和内膜-内腔边界之间的间隙通常等于或小于 1mm,并且几乎不存在其中该间隙超过 3mm 的情况。在超声图像中,存在其中 B- 模式图像中的前壁非常不清楚的许多情形,并且存在其中 M- 模式图像中的前壁的外膜-中膜边界可以作为高亮度点(线)被检测到的许多情形。

[0127] 因此,在 M- 模式图像 65 中,从临时内腔 100 在深度方向上 3mm 内的区域中检测最大亮度点 x,由此在 B- 模式图像 64 中的选择线 62 的每个时间相位检测外膜-中膜边界。

[0128] 如图 10A 所示,边界检测器 40 对以 B- 模式图像 64 的时间相位 T 为中心的 M- 模式图像 65 的预定区域 t(预定时期)内的所有帧(所有时间采样点)检测最大亮度点 x。在所示实例中,由于所选心跳的起始点处的 B- 模式图像 64 被显示,所以对以该心跳的起始点为中心的预定区域 t 内的所有帧检测最大亮度点 x。

[0129] 对预定区域 t 没有特别限制,但可以依据所需精度恰当地设定。一般地,应当满足该预定区域具有对应于大约一次心跳的长度。具体地,可以使用大约一次心跳(约 1 秒)的时期、大约 20 个帧的时期、大约 1/10 帧率的时期、或在所选心跳的长度为 t_0 (约 0.2 秒)时的时间相位 T 之前和之后的大约 $0.2t_0$ 的时期。备选地,操作者可以从这些实例等的选项中选择预定区域 t,操作者可以任意地设定预定区域 t,或者可以使预定区域 t 的任选选择及其任意设定成为可选择的。

[0130] 接着,如图 10B 示意性示出的,连接所检测到的最大亮度点 x,并进行平滑化和异常样本去除中的至少一种。获得的线被视为 M- 模式图像 65 中前壁的外膜-中膜边界的检测结果。

[0131] 所检测到的最大亮度点 x 可以包括由于斑点等导致的异常成分或噪声等。因此, 进行上述处理以除去由于斑点导致的异常成分或噪声等, 使得可以更准确地检测前壁的外膜-中膜边界。

[0132] 平滑化或异常成分去除可以通过在各种图像处理器等中执行的已知方法进行。

[0133] 为了以较高精度检测前壁的外膜-中膜边界, 可以在时间轴方向上的 M- 模式图像的整个区域上 (不是仅在预定区域 t 中) 进行 M- 模式图像 65 中的外膜-中膜边界的检测, 即最大亮度点 x 的检测, 并且可以进行所述处理, 如平滑化。

[0134] 相反, 可以仅在 M- 模式图像的对应于 B- 模式图像 64 的时间相位 T 的一个点处进行最大亮度点 x 的检测。

[0135] 另外, 在最大亮度点 x 的检测区域中, 最大亮度点 x 的检测可以每隔一帧、每三帧等进行, 并且可以进行所述处理, 如平滑化。

[0136] 备选地, 操作者可以选择这些中的任一种。

[0137] 在处理如平滑化结束之后, 边界检测器 40 检测 M- 模式图像 65 中检测到的外膜-中膜边界 (它们的线) 和对应于 B- 模式图像 64 的时间相位 T 的交点在深度方向上的位置。即, 该交点是在用于显示被显示的 B- 模式图像 64 中的 M- 模式图像 65 的选择线 62 上的外膜-中膜边界的位置。

[0138] 如上所述, 存储单元 36 存储对应于在方位方向上 B- 模式图像 64 的整个区域的 M- 模式图像、以及对应于选择线 62 的 M- 模式图像。

[0139] 边界检测器 40 同样在存储于存储单元 36 中的所有 M- 模式图像中进行最大亮度点 x 的检测、通过平滑化等对外膜-中膜边界的检测、以及对所检测到的外膜-中膜边界和对应于 B- 模式图像 64 的时间相位 T 的交点的检测。

[0140] 即, 所检测到的交点显示在被显示的 B- 模式图像 64 中的方位方向上的位置 (对应于各个 M- 模式图像) 处的外膜-中膜边界。

[0141] 在所有 M- 模式图像中检测交点, 即外膜-中膜边界之后, 边界检测器 40 在将深度方向上的外膜-中膜边界的位置拟合为被显示的 B- 模式图像 64 的同时, 依据方位方向上各个 M- 模式图像的位置连接各个 M- 模式图像中检测到的外膜-中膜边界, 并将结果作为 B- 模式图像 64 中的前壁的外膜-中膜边界的检测结果发送至显示处理器 52。

[0142] 如图 11A 所示, 显示处理器 52 将提供的 B- 模式图像 64 中的前壁的外膜-中膜边界的检测结果显示为线 68。

[0143] 如上所述, 存在其中血管前壁在 B- 模式图像中不清楚, 并且很难从 B- 模式图像自动地检测到前壁边界的许多情形。当 B- 模式图像中的前壁的位置信息是必需时, 对于操作者必需在观察不清楚的 B- 模式图像的同时手动地设定血管前壁, 造成了对操作者施加的重大负担。

[0144] 相反, 在本发明中, 利用对应于 B- 模式图像的 M- 模式图像, 能够检测 B- 模式图像中的血管前壁边界 (外膜-中膜边界)。

[0145] 由于这个原因, 根据本发明, 能够避免通过操作者来设定血管前壁等的劳动或者显著地减轻负担, 并且还能够进行更准确的测量。

[0146] 尽管在这个实例中, B- 模式图像 64 中的前壁的外膜-中膜边界利用方位方向上的所有 M- 模式图像进行检测, 但是本发明并不局限于此。

[0147] 例如,代替方位方向上的所有 M- 模式图像, B- 模式图像 64 中的前壁的外膜 - 中膜边界可以利用在方位方向上以预定间隔 (如每隔一个图像或每四个图像) 抽取的 M- 模式图像以类似方式进行检测。

[0148] 备选地,前壁的外膜 - 中膜边界的检测可以利用对应于 B- 模式图像的方位方向上的一个点或多个点的一个 M- 模式图像或多个 M- 模式图像以类似方式进行,检测结果可以依据所使用的方位方向上的一个或多个 M- 模式图像在 B- 模式图像 64 中显示,并且利用这种显示,操作者可以以类似于以下描述的设定后壁边界的方式利用跟踪球等设定前壁的外膜 - 中膜边界。

[0149] 备选地,操作者选择这些中的一种。

[0150] 在前壁的外膜 - 中膜边界的检测结束之后,接着,边界检测器 40 检测前壁的内膜 - 内腔边界。

[0151] 在 M- 模式图像中,外膜 - 中膜边界和内膜 - 内腔边界应基本上进行相同运动。同时,在 M- 模式图像中,由于斑点等导致的噪声形成与外膜 - 中膜边界的运动不相关的运动,或者它们在深度方向上的位置被固定。

[0152] 利用此,边界检测器 40 利用之前检测到的临时内腔 100 的信息和在相关 M- 模式图像中检测到的外膜 - 中膜边界的信息,以类似于各个 M- 模式图像中的外膜 - 中膜边界的方式检测边界移动,并将由此检测到的边界视为相关 M- 模式图像中的内膜 - 内腔边界。

[0153] 与以上类似,可以仅在以 B- 模式图像的时间相位 T 为中心的预定区域中或沿着 M- 模式图像的时间轴的整个区域上进行检测。

[0154] 之后,类似于外膜 - 中膜边界的检测,检测各个 M- 模式图像中检测到的内膜 - 内腔的线和 B- 模式图像的时间相位 T 的交点。依据方位方向上的 M- 模式图像的位置布置交点,然后作为 B- 模式图像 64 中的前壁的内膜 - 内腔边界的检测结果发送至显示处理器 52。

[0155] 如图 11B 所示,显示处理器 52 将所提供的 B- 模式图像 64 中前壁的内膜 - 内腔边界的检测结果显示为线 70。

[0156] 如果显示了前壁的内膜 - 内腔边界的检测结果,则接着,如图 11C 所示,对应于血管后壁的内膜 - 内腔边界且在方位方向上延伸的直线 72 在 B- 模式图像 64 中显示。

[0157] 通过跟踪球可以在上下方向 (深度方向) 上平行移动线 72。在显示线 72 之后,如图 11C 和 11D 所示,通过跟踪球将线 72 移动至血管后壁的内膜 - 内腔边界的位置,然后,按下设定按钮。

[0158] 如从图 11A 至 11G 或其他附图将显而易见的,在 B- 模式图像中,非常清楚地显示血管后壁边界。因此,当通过跟踪球等设定血管后壁时,对操作者的负担极小。

[0159] 如果设定按钮被按下,则如图 11E 所示,对应于血管后壁的内膜 - 内腔边界的线 72 在 B- 模式图像 64 中变为虚线并被确认,并且显示对应于血管后壁的外膜 - 中膜边界的线 74。

[0160] 类似地,通过跟踪球也可以在上下方向上移动线 74。在线 74 移动到血管后壁的外膜 - 中膜边界的位置之后,按下设定按钮。

[0161] 血管壁的每个边界的信息被提供给边界检测器 40。

[0162] 如果在其中线 74 是可移动的状态下按下设定按钮,则对应于所有边界的线的设定结束,并且边界检测器 40 利用内膜 - 内腔边界的设定线 72 和外膜 - 中膜边界的设定线

74 自动地检测后壁的内膜-内腔边界和外膜-中膜边界。两种边界的自动检测的结果被发送至显示处理器 52 和跟踪器 42, 并且如图 11F 所示, 检测结果被显示。

[0163] 对自动检测这些边界的方法没有特别限制, 并且可以使用各种方法。作为一个实例, 使用这样的方法, 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-内腔边界和外膜-中膜边界。

[0164] 如果通过边界检测器 40 对血管后壁的内膜-内腔边界和外膜-中膜边界的自动检测结束, 则如图 11F 所示, 在 B- 模式图像 64 中显示指针 78 (指针 78 直到血管后壁的自动检测结束才显示)。

[0165] 指针 78 可通过跟踪球移动。如果指针 78 移动至表示自动检测到的内膜-内腔边界或外膜-中膜边界的线, 并且设定按钮被按下, 则较靠近指针 78 的线变为实线。已变为实线的线是可校正的。

[0166] 例如, 如图 11G 所示, 假设表示外膜-中膜边界的线 74 被选择并变为实线。如果指针 78 通过跟踪球沿着线 74 移动, 并且设定按钮被再次按下, 则通过指针跟踪的区域的线 74 再次被边界检测器 40 检测到并重写, 并且该结果被发送至跟踪器 42。

[0167] 如果后壁的内膜-内腔边界和外膜-中膜边界的自动检测结束, 并且如果必要, 血管后壁被校正, 则如图 12A 所示, 所有的线变为虚线, 并且如图 12B 所示, 触摸面板 16a 的“弹性 Ana”按钮是可选择的。

[0168] 在“弹性 Ana”按钮是可选择的之后, 将受试对象的心缩期中的血压通过“Ps”按钮输入, 受试对象的心脏舒张末期中的血压利用“Pd”按钮输入, 并且可靠性阈值利用“质量因子阈值”按钮输入。这些数值可以通过已知方法输入。

[0169] 受试对象的血压和可靠性阈值的输入不限于在血管壁边界的检测已经结束之后的输入。该输入可以在以下描述的分析开始之前 (在按下以下描述的“弹性 Ana”按钮之前) 的任何时间点进行。

[0170] 在超声诊断设备 10 中, 通常在进行诊断之前, 获取或输入受试对象信息。因此, 当受试对象信息包括血压的信息时, 可以使用该血压的信息。

[0171] 如果受试对象的血压以及可靠性阈值被输入, 并且“弹性 Ana”按钮被按下, 则开始 B- 模式图像的分析, 并且计算血管的弹性模量。

[0172] 如果“弹性 Ana”按钮被按下, 则首先, 跟踪器 42 跟踪 M- 模式图像 65 中的所选心跳下的血管前壁 (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。即, 血管前壁和后壁被跟踪。

[0173] M- 模式图像 65 中的血管壁的跟踪利用在 B- 模式图像 64 中之前检测到 (设定的) 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-中膜边界作为位置起始点 (深度方向上的起始点) 来进行。

[0174] 关于 M- 模式图像 65 中的血管壁的跟踪, 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, 即捕获 B- 模式图像 64 的时间点。即, 在所示的实例中, 被选择并且如果需要位置被调整的心跳的开始位置变为用于跟踪血管壁的时间起始点。

[0175] 在超声诊断设备 10 中, 作为优选形式, 不仅所检测到 (设定) 的血管壁的边界而且在血管后壁中可以设定深度方向上的一个或多个测量点。以这种方式, 当一个或多个测

量点设定在血管后壁中时,在各个测量点处进行血管壁的跟踪。

[0176] 血管壁中的测量点可以预先设定,可以基于特定算法自动进行设定,或可以在观察图像的同时由超声诊断设备 10 的操作者设定。这些可以组合使用。

[0177] 对跟踪 M- 模式图像 65 中的血管壁的方法没有特别限制,并且存在利用从跟踪的起始点的图像(亮度)的连续性的方法、图案匹配方法、零交叉方法、组织多普勒方法、相差跟踪等。可以使用这些中的任何方法。

[0178] 关于血管前壁,当在心跳的整个区域上进行 M- 模式图像中的最大亮度点的检测时,通过最大亮度点的检测获得的外膜-中膜边界等的检测结果可以用作血管前壁的跟踪结果。备选地,可以利用(参考)基于 M- 模式图像的外膜-中膜边界等的检测结果(对于一部分或整个心跳获得的结果)来进行血管前壁的跟踪。

[0179] 通过跟踪器 42 对 M- 模式图像中的血管壁的跟踪结果被提供给弹性模量计算器 50 和显示处理器 52。

[0180] 弹性模量计算器 50 首先从血管壁的跟踪结果产生血管壁(内膜-中膜)的厚度的变化波形和血管直径(内径)的变化波形。如上所述,当在血管壁中设定一个或多个测量点时,在测量点之间产生血管壁的变化波形。

[0181] 血管壁的厚度的变化波形和血管直径的变化波形被发送至显示处理器 52。

[0182] 弹性模量计算器 50 利用公式 (1) 计算血管的径向方向上的应变。

$$[0183] \quad \varepsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \dots (1)$$

[0184] 在公式 (1) 中, ε_i 代表在测量点之间的血管壁的径向方向上的应变, Δh_i 代表在一次心跳中在心缩期中(其中血管壁的厚度为最小)的测量点之间的血管壁的厚度变化的最大值,以及 h_{di} 代表其中血管壁的厚度为最大的心脏舒张末期中的测量点之间的厚度。

[0185] 利用预先输入的血压的最大值和最小值,弹性模量计算器 50 通过公式 (2) 计算血管壁的周向上的弹性模量 $E_{\theta i}$ 。

$$[0186] \quad E_{\theta i} = 1/2 * [1 + (r_d / h_d)] * [\Delta p / (\Delta h_i / h_{di})] \dots (2)$$

[0187] 血管壁的径向方向上的弹性模量 E_{ri} 可以通过公式 (3) 计算。

$$[0188] \quad E_{ri} = \Delta p / (\Delta h_i / h_{di}) \dots (3)$$

[0189] 在公式 (2) 和 (3) 中, Δh_i 和 h_{di} 与上述相同, Δp 代表心缩期和心脏舒张末期之间的血压差, r_d 代表心脏舒张末期中血管腔的半径,而 h_d 代表心脏舒张末期中血管壁的厚度。

[0190] 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性。

[0191] 对计算弹性模量的可靠性的方法没有特别限制,并且可以使用各种已知方法。作为一个实例,存在这样的一种方法,其中制备许多人如 1000 个人的心跳的血管直径的变化波形,从许多波形建立血管直径变化的模型波形,并且经计算的弹性模量的可靠性利用与该模型波形的偏移量进行计算。

[0192] 如上所述,如果在显示器 18 上显示的 M- 模式图像中选择了心跳并确认,则在存储单元 36 中存储的所有 M- 模式图像中都选择该相同心跳。

[0193] 因此,不仅对显示器 18 上显示的 M- 模式图像而且对于存储单元 36 中存储的所有 M- 模式图像,在所选择的心跳下进行这些过程,如血管壁的跟踪、血管壁厚度和血管直径的变化波形的产生、血管壁的应变的计算、以及血管壁的弹性模量和弹性模量的可靠性的计

算。即,利用对应的 M- 模式图像,在显示器 18 上显示的 B- 模式图像 64 的方位方向上的整个区域上,在所选择的心跳下进行这些过程,如血管壁的弹性模量的计算。

[0194] 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。

[0195] 在方位方向上的整个区域上的计算结束之后,弹性模量计算器 50 计算血管壁的弹性模量的平均值 ($E_{\theta_{ave}}$)、血管壁的应变的平均值 (Str_{ave})、以及弹性模量的可靠性的平均值 (QF_{ave})。

[0196] 如果计算结束,则将结果显示在显示器 18 上。

[0197] 图 13 示出了一个实例。在所示实例中,在所显示的 B- 模式图像 64 的右侧,B- 模式图像 64 中表示的血管后壁的弹性模量通过 B- 模式图像 64e 显示。在显示血管后壁的弹性模量的 B- 模式图像 64e 的右侧,血管壁的弹性模量的可靠性以类似方式通过 B- 模式图像 64q 显示。

[0198] 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 ($E_{\theta_{ave}}$)、血管壁的应变的平均值 (Str_{ave})、以及弹性模量的可靠性的平均值 (QF_{ave})。

[0199] 血管壁的弹性模量在 B- 模式图像 64e 中以条形显示以重叠在 B- 模式图像 64 中已自动检测到 (以及根据需要被校正) 的血管后壁。在 B- 模式图像 64e 的右上侧,显示了弹性模量的指标。在所示实例中,图像密度越高,弹性模量越高。

[0200] 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。

[0201] 类似地,弹性模量的可靠性在 B- 模式图像 64q 中以条形显示以重叠在 B- 模式图像 64 中自动检测到的血管后壁。在 B- 模式图像 64q 的右上侧,显示了弹性模量的可靠性的指标。在所示实例中,图像密度越高,弹性模量的可靠性越高。

[0202] 即,在 B- 模式图像 64q 中,与血管后壁重叠的条的密度代表在血管的对应位置处的血管壁弹性模量的可靠性。

[0203] 代替图像密度或除了图像密度之外,弹性模量或弹性模量的可靠性的高低可以通过改变图像颜色而实现。

[0204] 在图 13 所示的结果的显示中,在其中结果的可靠性低于预先输入的阈值的方位方向上的位置处,结果被自动省略。

[0205] 关于其中结果被省略的位置,如在 B- 模式图像 64e 中的弹性模量的结果显示的右边角部分或在 B- 模式图像 64q 中的可靠性的结果显示的右边角部分中表示的,条形的显示被变淡。

[0206] 在下部 M- 模式图像 65 中,M- 模式图像中的血管前壁的跟踪结果 80、血管后壁的跟踪结果 82、血管直径的变化波形 84、以及血管壁的厚度的变化波形 86 在所选心跳下被显示。

[0207] 如上所述,当在血管壁中在深度方向上设定一个或多个测量点时,在测量点之间可以输出血管厚度的变化波形。

[0208] 如果血管壁的弹性模量的测量结果等显示在显示器 18 上,则选择线 62 在 B- 模式图像 64 中变为实线,并且在方位方向上可通过跟踪球移动。

[0209] 如果选择线 62 在 B- 模式图像 64 中移动,则显示处理器 52 从存储单元 36 读出对应于选择线 62 的位置的 M- 模式图像并在显示器 18 上显示该 M- 模式图像。即,如果通过

跟踪球移动选择线 62, 则 M- 模式图像 65 改变为在选择线 62 的位置处的 M- 模式图像, 并且该 M- 模式图像中的血管前壁和血管后壁的跟踪结果 80 和 82、血管直径的变化波形 84 以及血管壁厚度的变化波形 86 改变为在 B- 模式图像 64 的选择线 62 的位置处的数据。

[0210] 因此, 能够选择用于显示在 B- 模式图像的方位方向上的整个区域上的 M- 模式图像 65 和分析结果的显示线。

[0211] 在按下设定按钮之后, 在 B- 模式图像 64e 和 B- 模式图像 64q 中, 如果选择线 62e 和选择线 62q 通过跟踪球移动以在方位方向上选择任意区域, 并且之后, 再次按下设定按钮, 所选择的区域以与上面提及的其中可靠性低于阈值的区域的类似方式进行处理, 并删除该数据。

[0212] 即, 该测试者观看结果, 并且当存在其中波形等看起来反常的位置时, 可以删除数据, 由此使得有可能进行更准确的分析。

[0213] 数据删除之后的状态可以通过按下删除按钮等而返回到之前的状态。

[0214] 尽管已经详细描述了本发明的超声诊断设备, 但是本发明并不局限于前述的实例, 并且在不偏离本发明的范围的前提下当然可以作出各种更改或改进。

[0215] 本发明的超声诊断设备可以合适地用于诊断引起心肌梗死、心绞痛、脑疾病等的动脉硬化的医疗实践中。

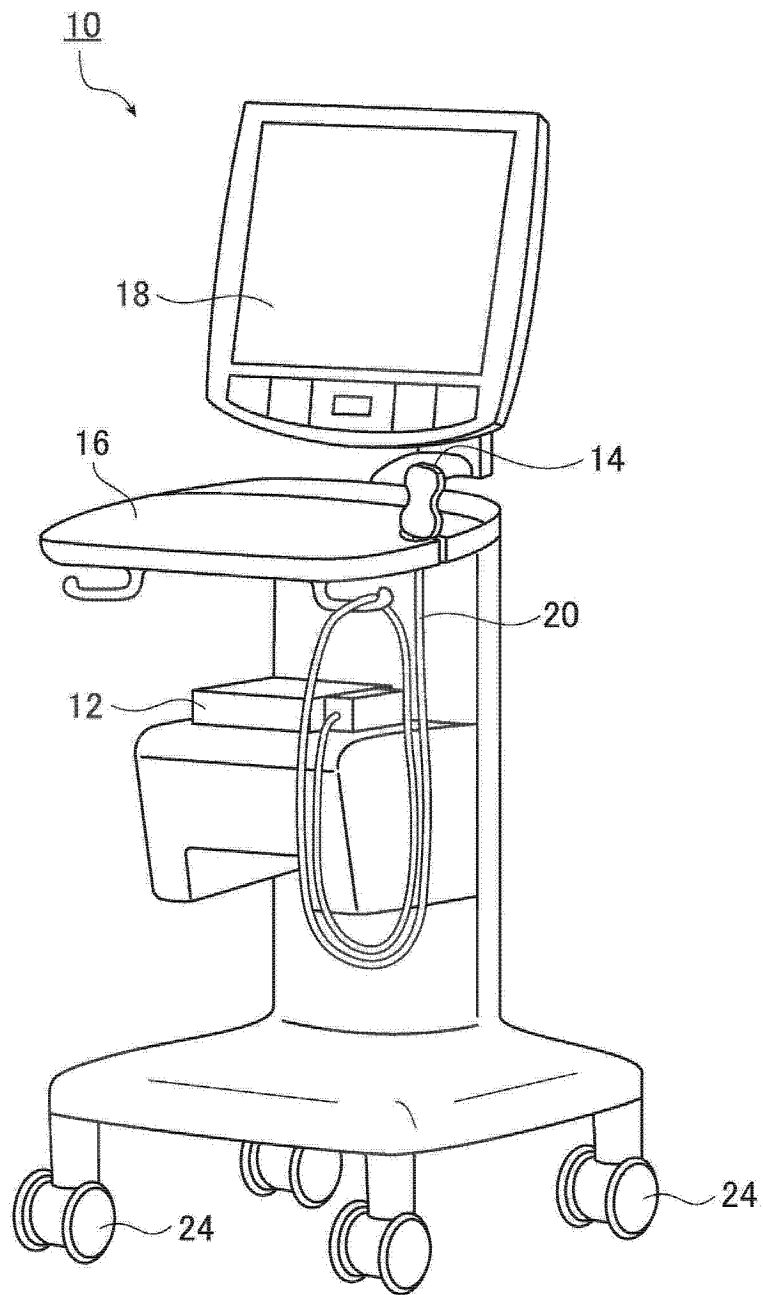


图 1

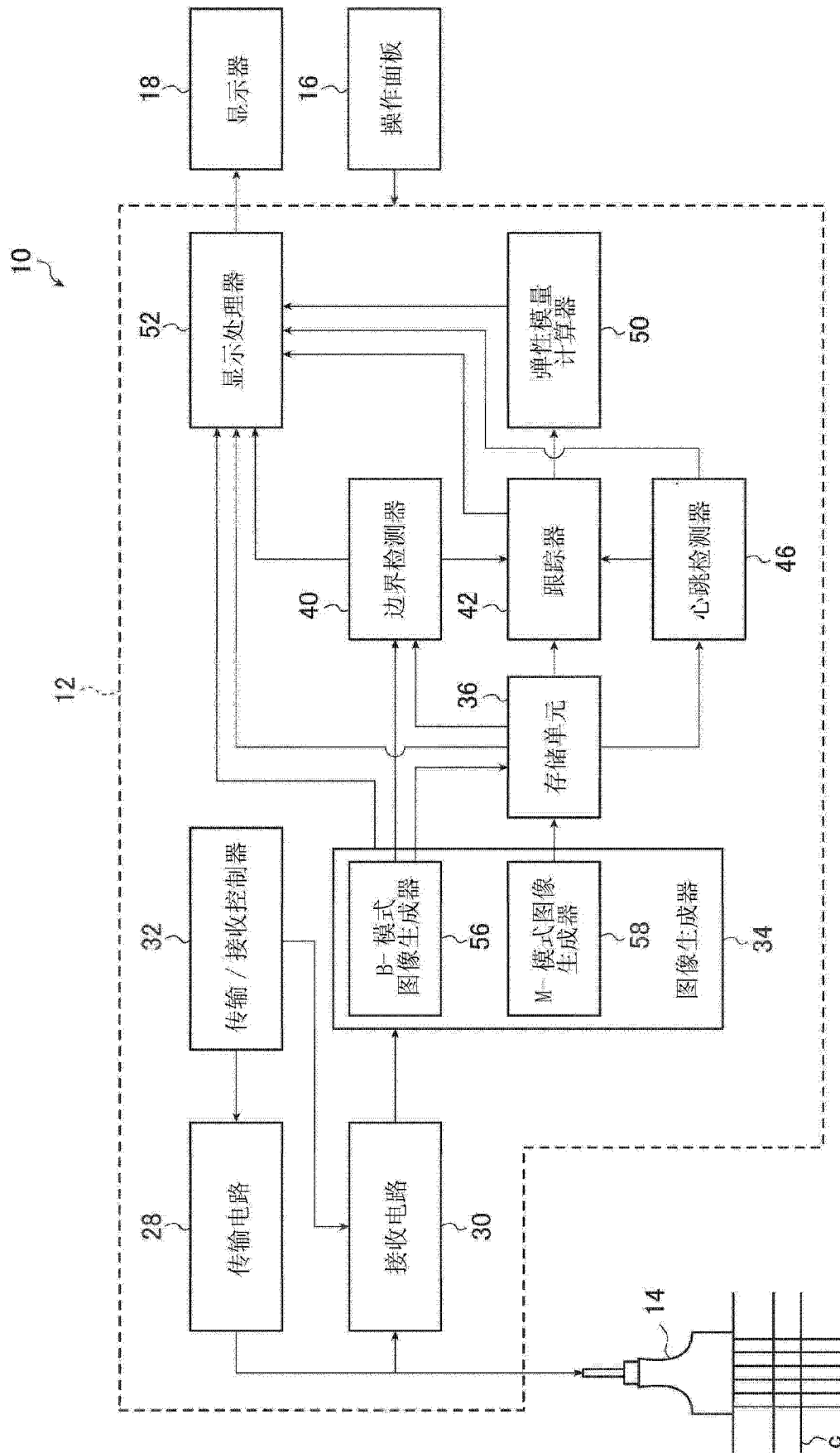


图 2



图 3

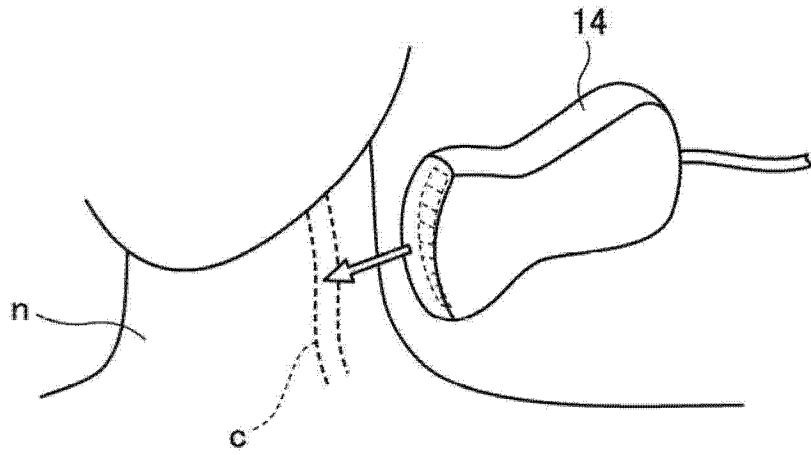


图 4

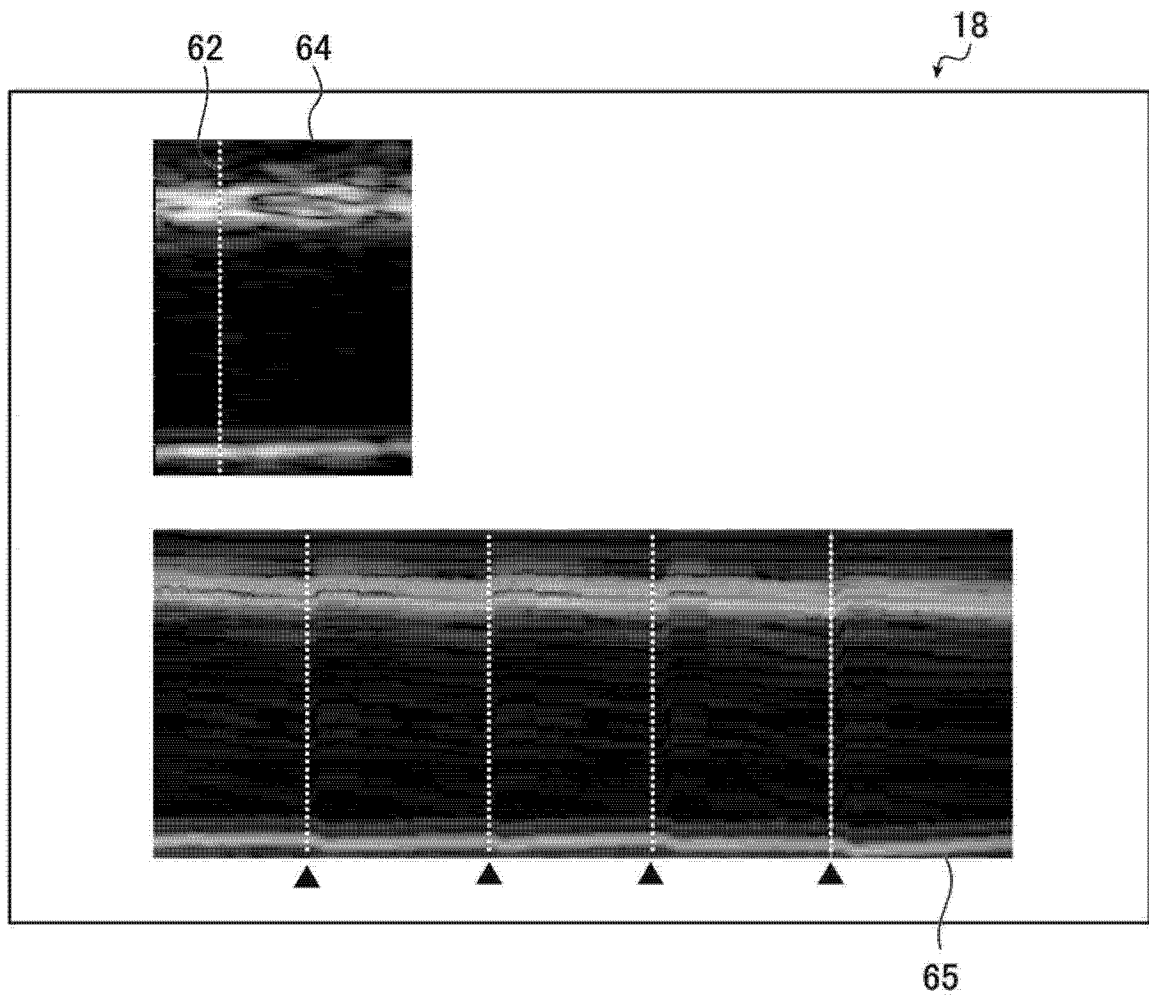


图 9

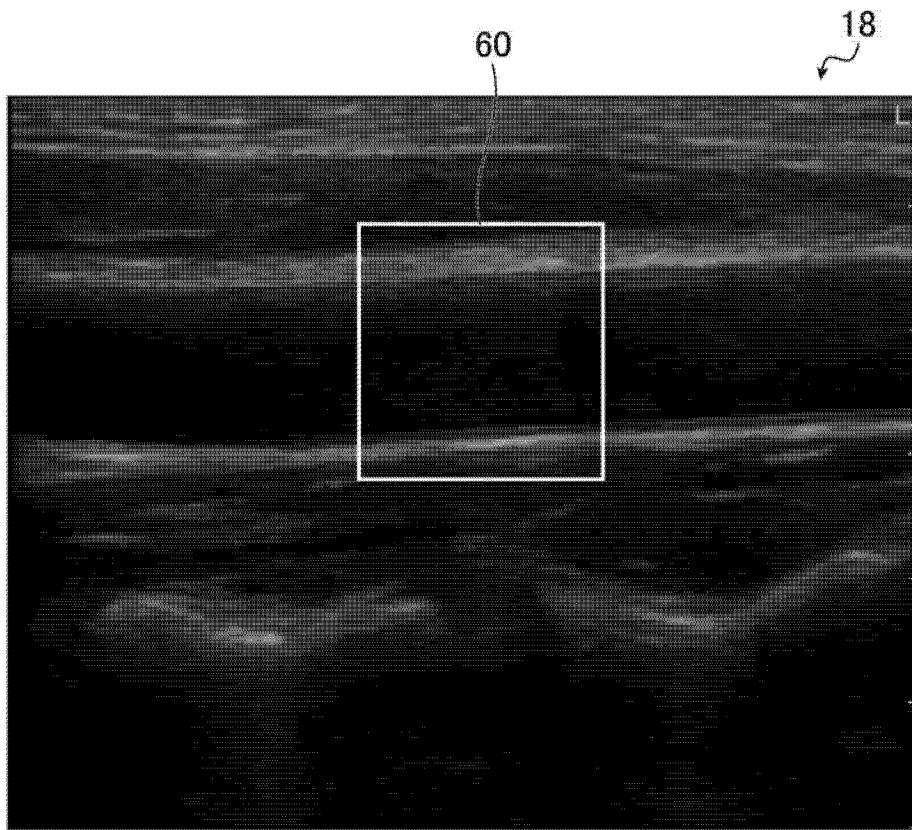


图 5A

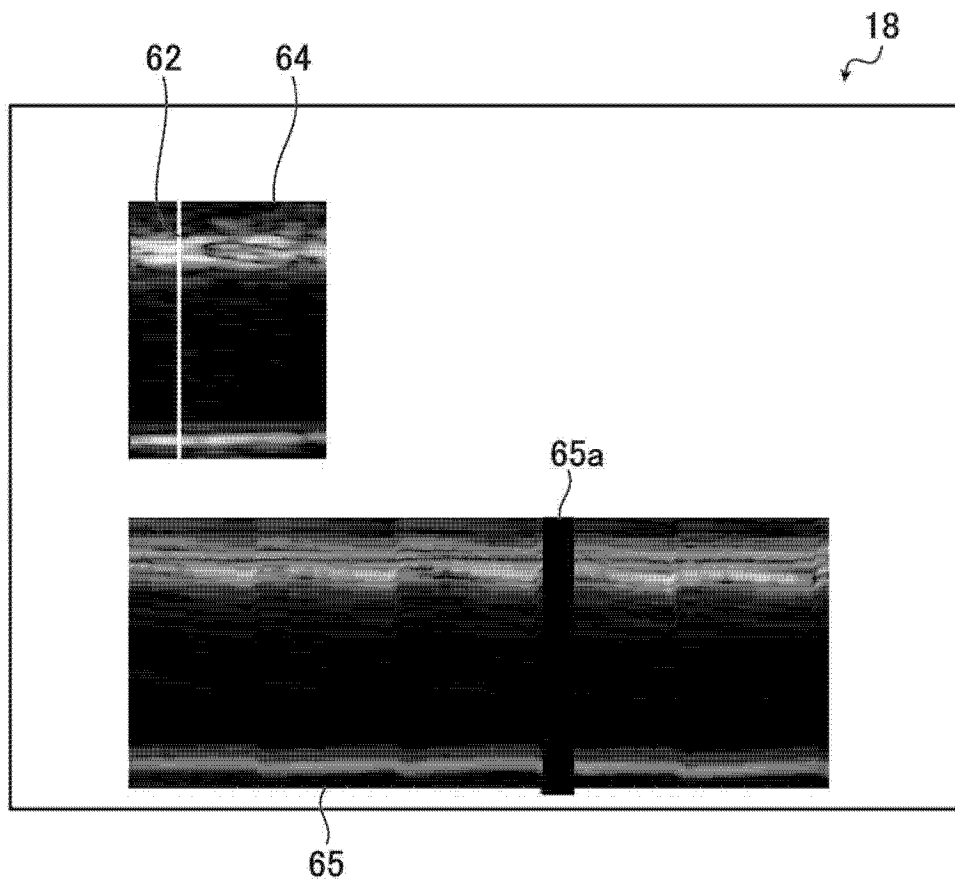


图 5B

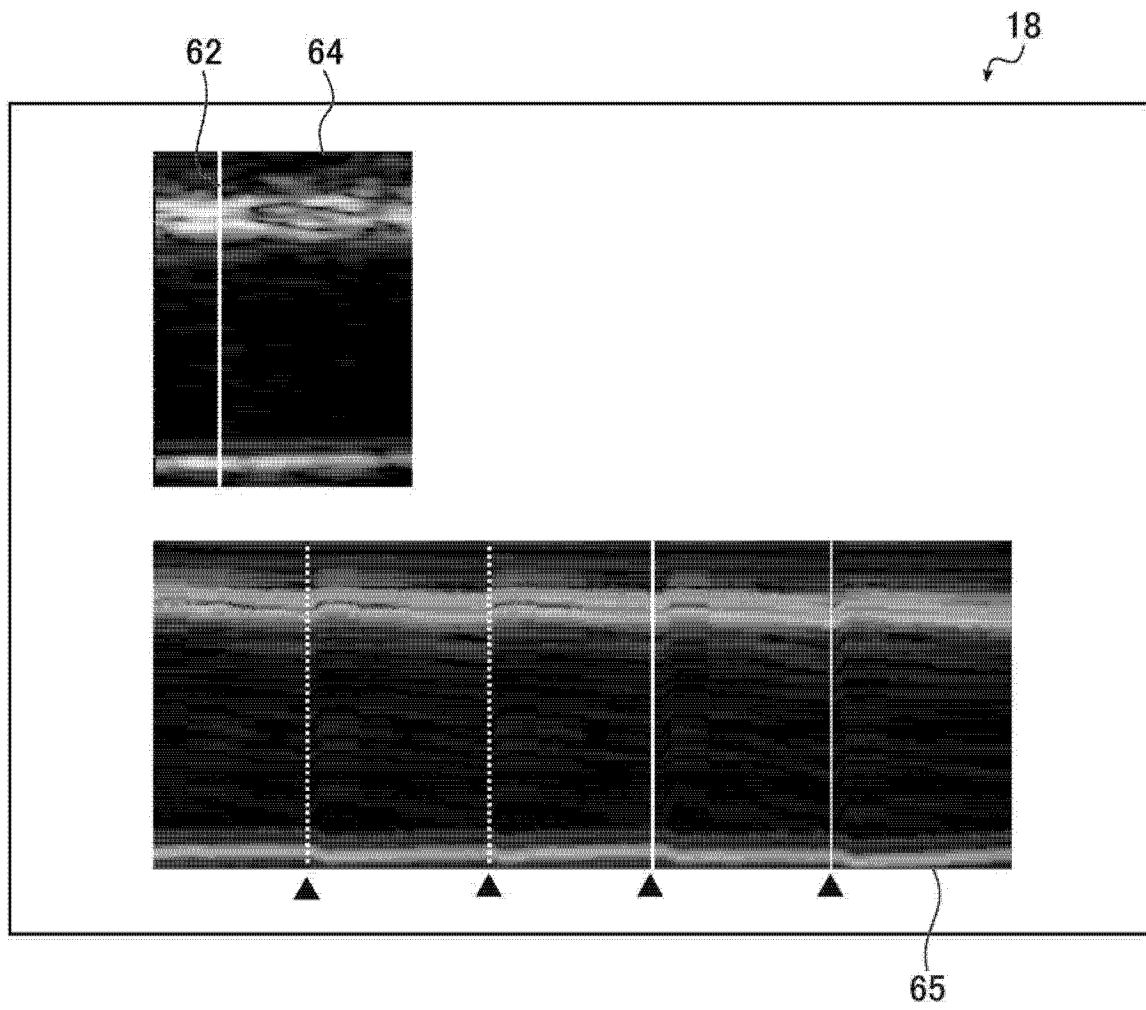


图 6A

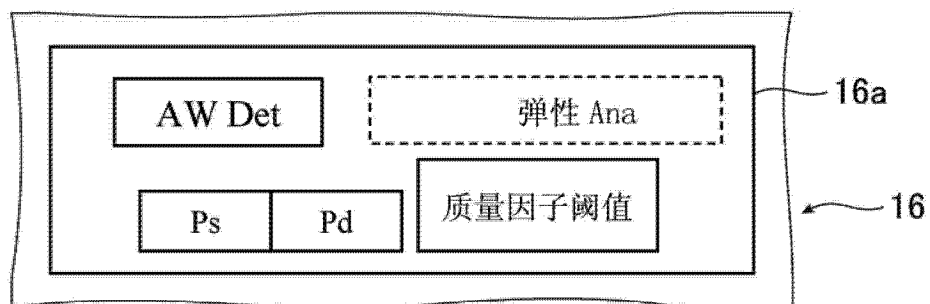


图 6B

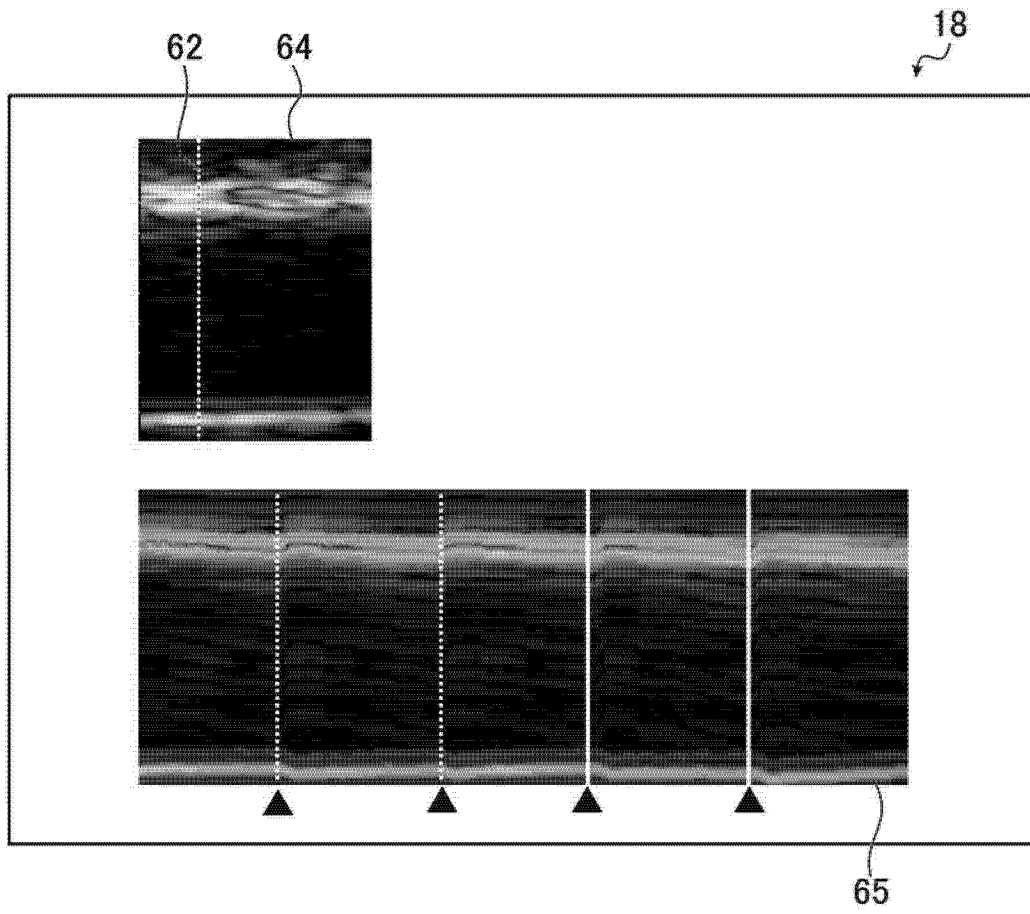


图 7A

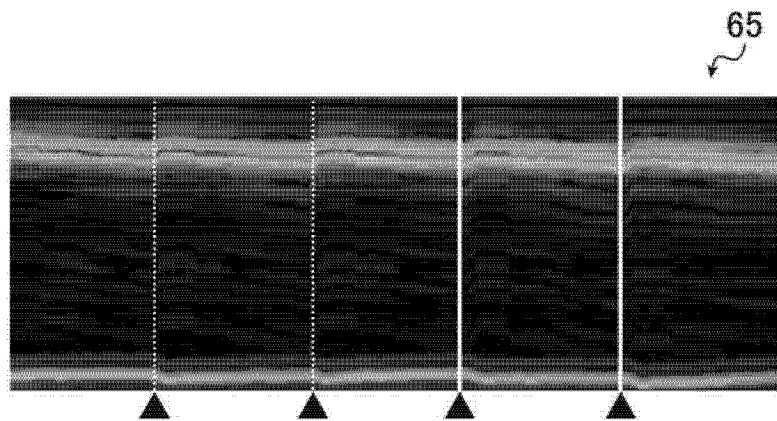


图 7B

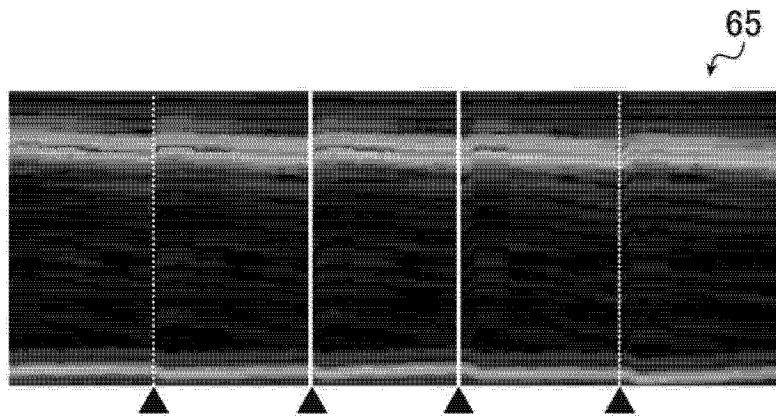


图 7C

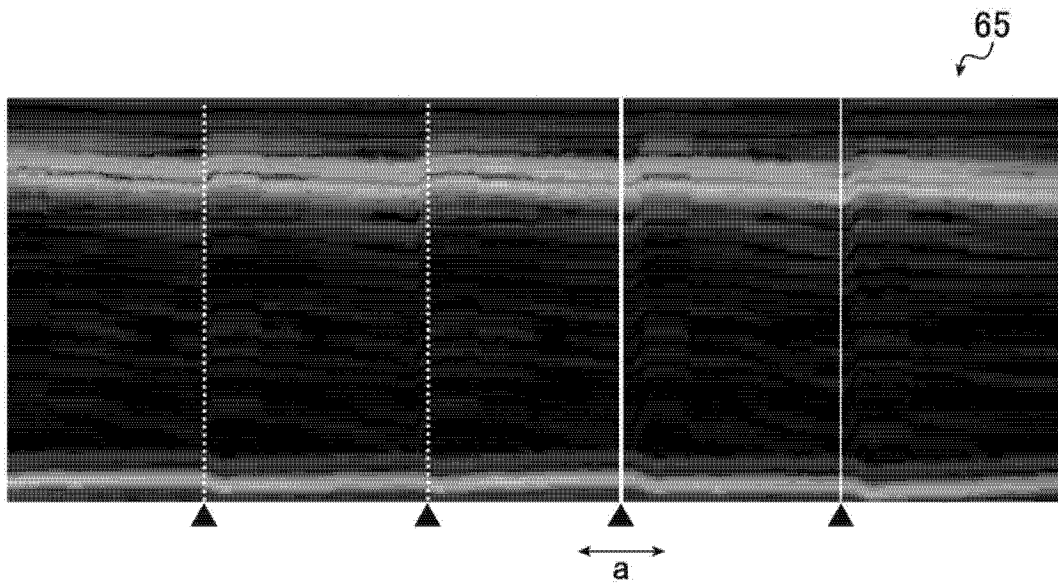


图 8A

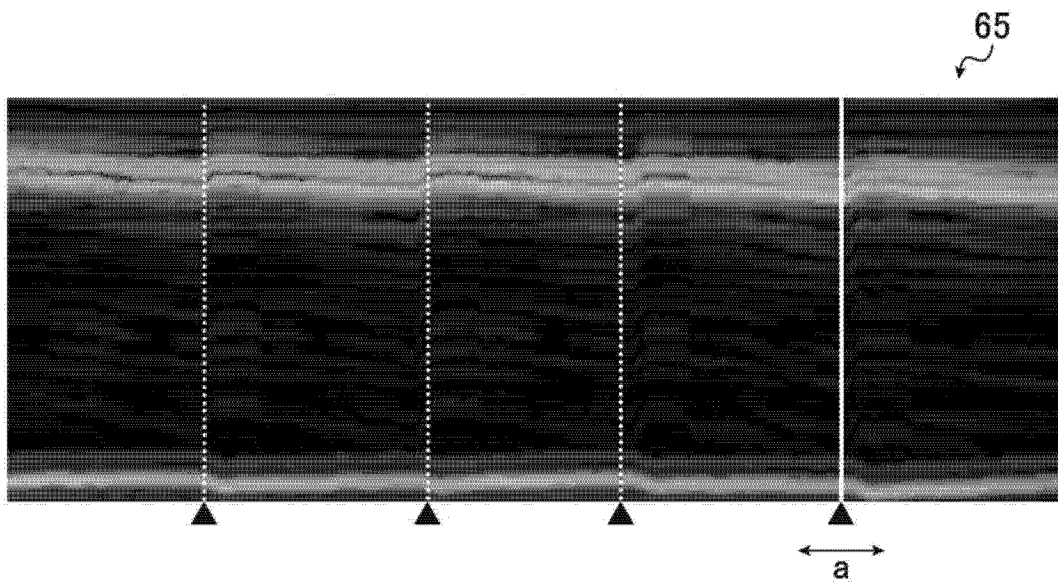


图 8B

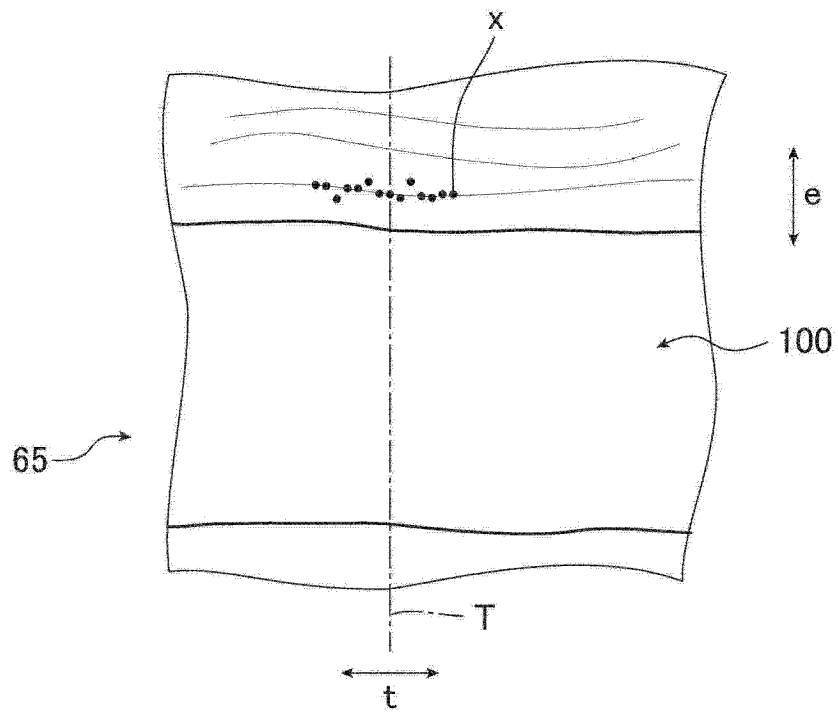


图 10A

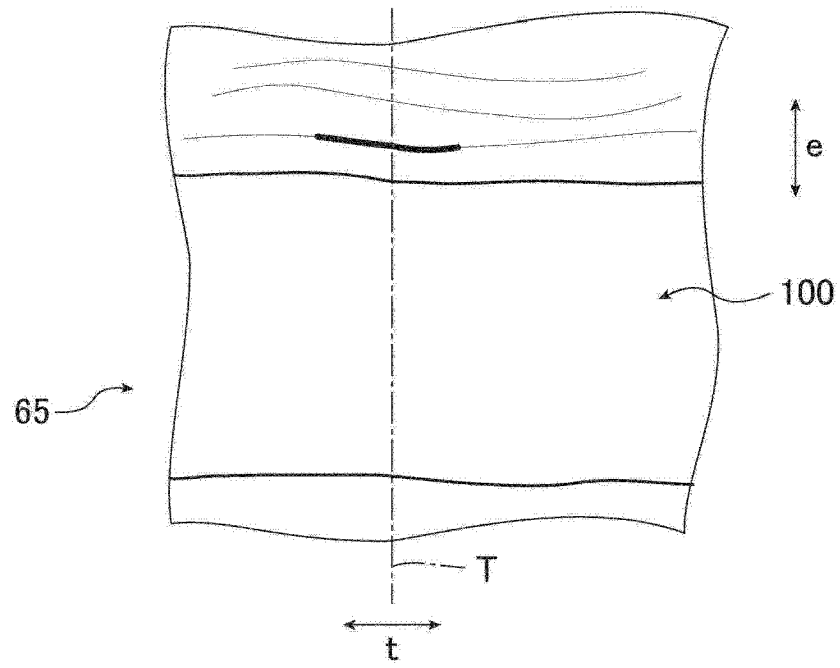


图 10B

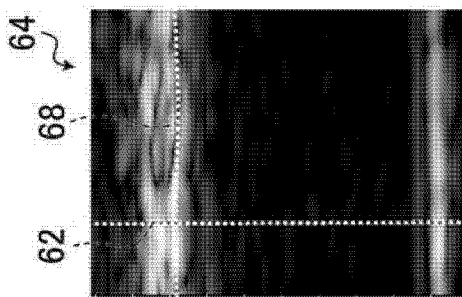


图 11A

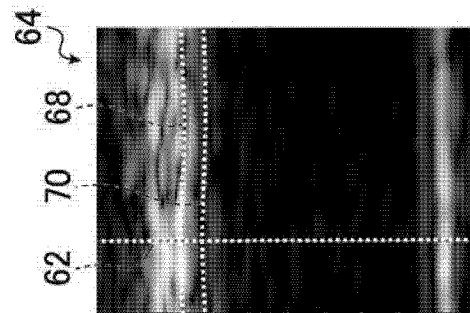


图 11B

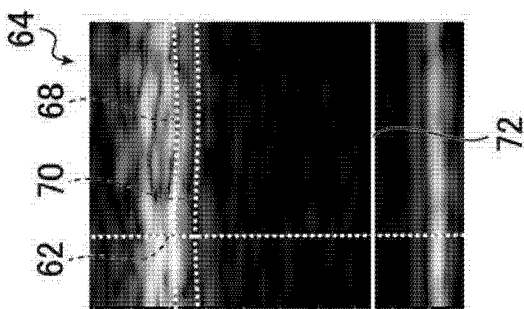


图 11C

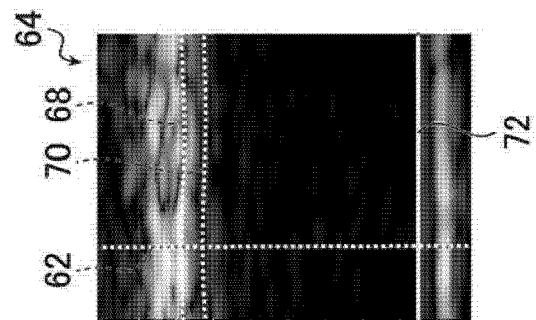


图 11D

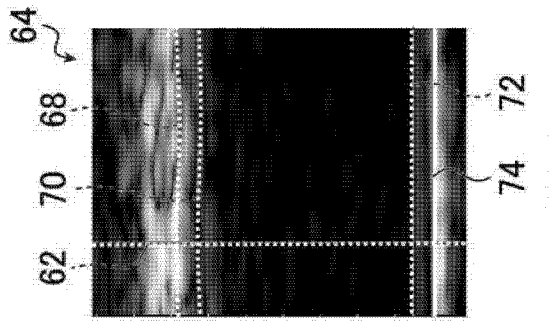


图 11E

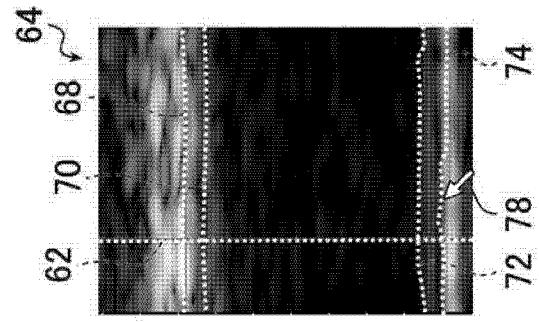


图 11F

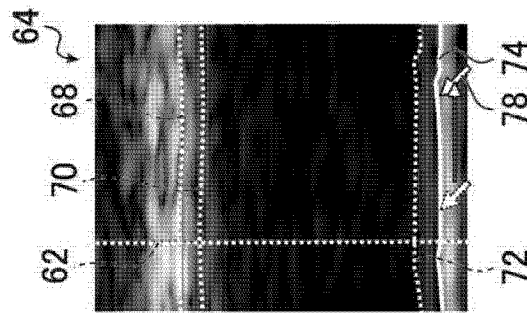


图 11G

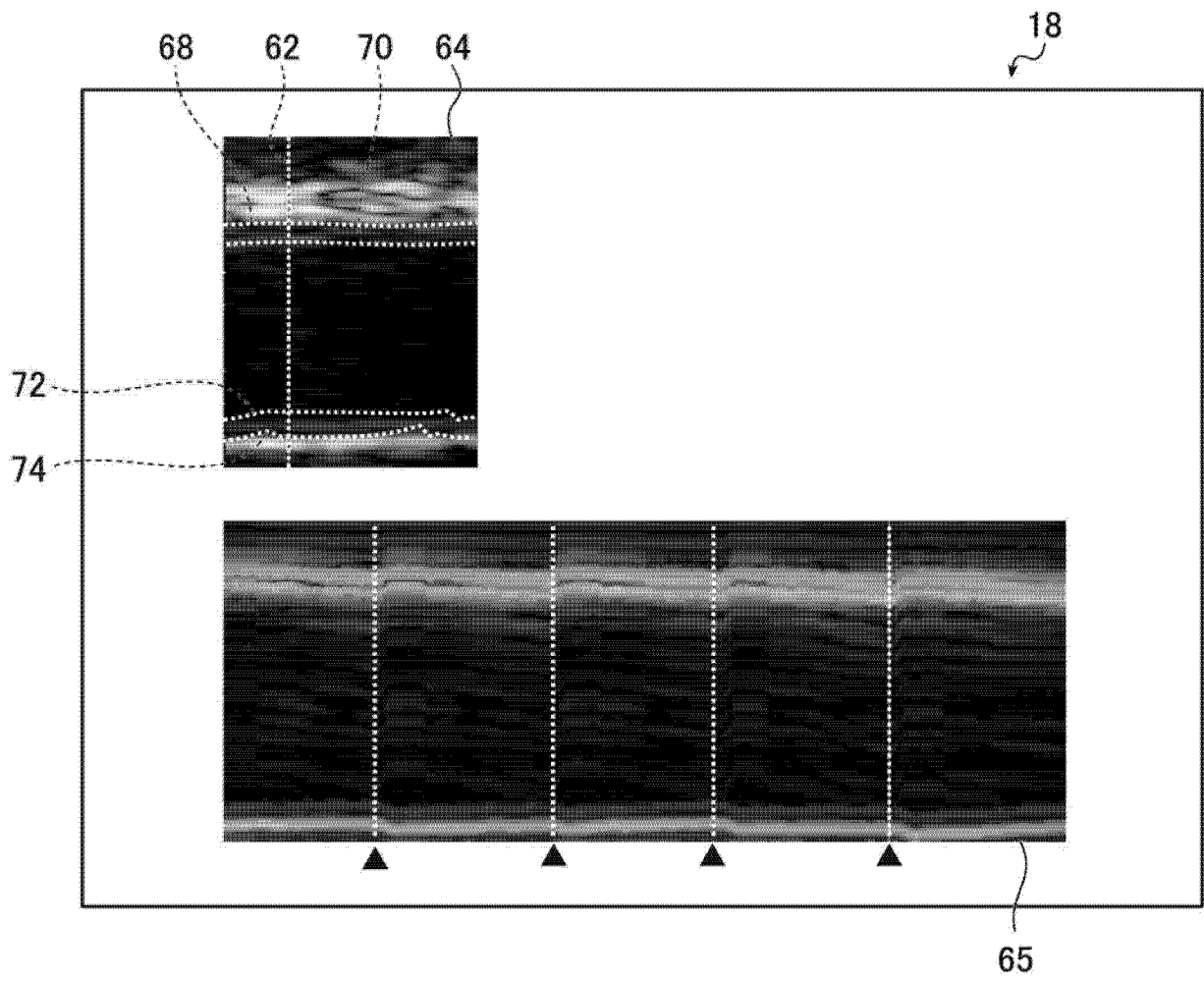


图 12A

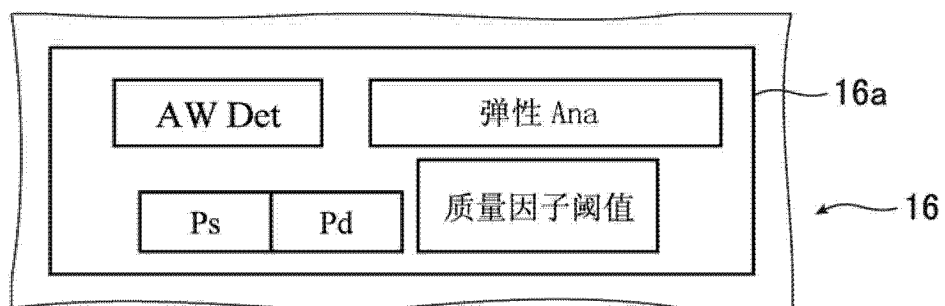


图 12B

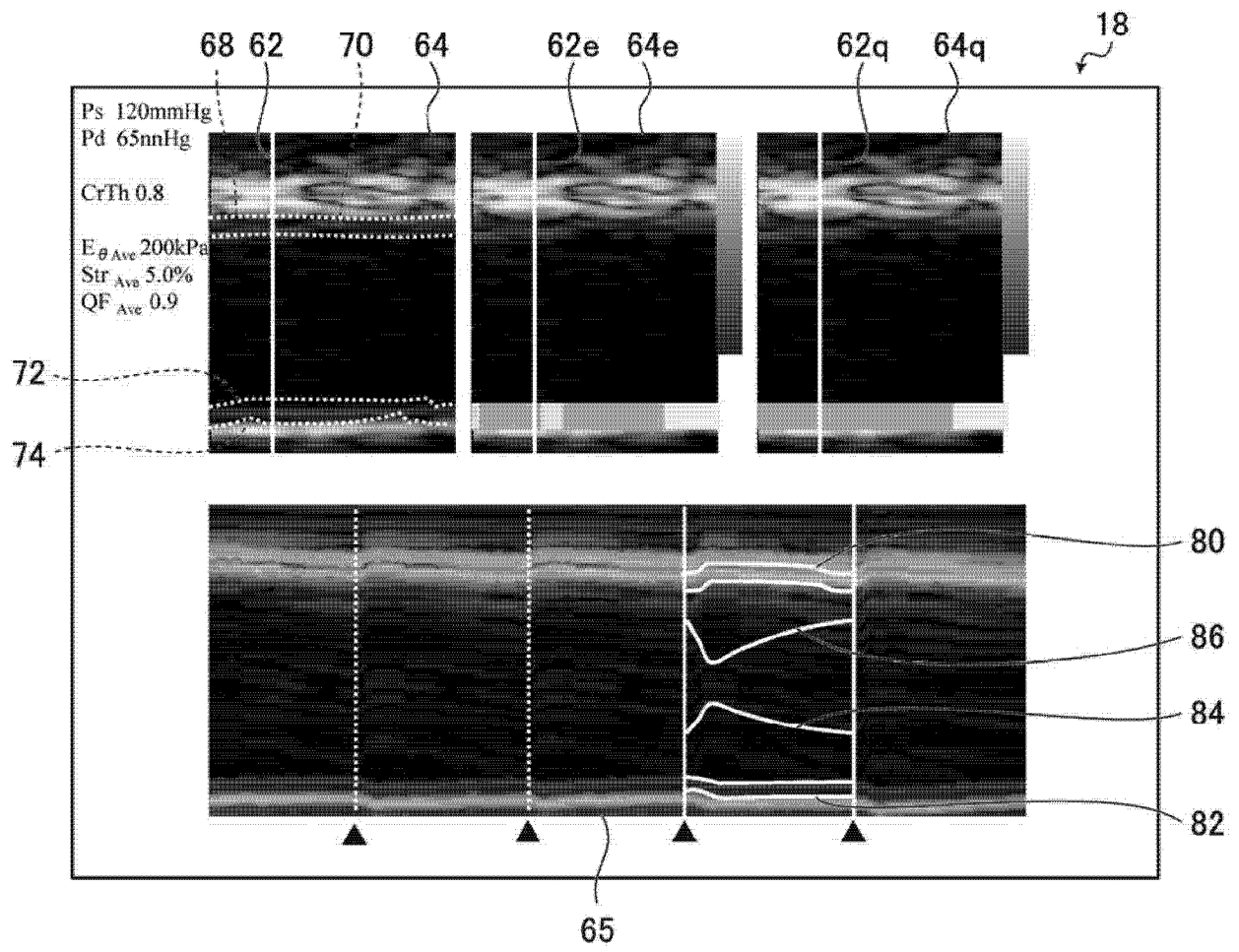


图 13

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	CN102805651B	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201210171323.8	申请日	2012-05-29
[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	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	A61B8/485 A61B8/0858 A61B8/5223 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/486 A61B8/469		
代理人(译)	陈平		
审查员(译)	王传利		
优先权	2011125361 2011-06-03 JP		
其他公开文献	CN102805651A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断设备包括：超声探头，该超声探头具有传输超声波、接收由受试对象反射的超声回声、并根据接收到的超声回声输出接收信号的超声换能器；图像生成器，其由从超声换能器输出的接收信号生成B-模式图像和M-模式图像；以及边界检测器，其利用对应于B-模式图像的M-模式图像的时间相位来检测B-模式图像中的血管前壁边界。

