



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103619260 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 05

(21) 申请号 201280027293. 1

(22) 申请日 2012. 05. 30

(30) 优先权数据

2011-125183 2011. 06. 03 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/063953 2012. 05. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/165489 JA 2012. 12. 06

(71) 申请人 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)

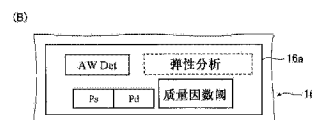
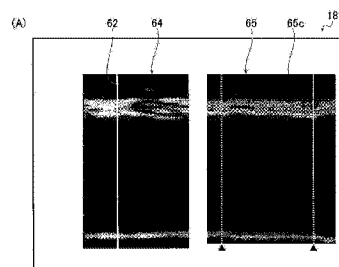
权利要求书2页 说明书17页 附图14页

(54) 发明名称

超声波诊断设备

(57) 摘要

本发明提供的是一种测量血管壁的弹性模量的超声波诊断设备,其中,仅显示所述测量需要的心拍的M模式图像。所述问题解决如下:当冻结B/M模式显示时,在除去在冻结显示时或紧接之前发生的心拍的那些M模式图像的情况下,显示M模式图像。



1. 一种超声波诊断设备,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 模式图像和 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 M 模式图像中的至少一个显示在所述显示部件上;

冻结部件,所述冻结部件适于指示图像的暂停;以及

心拍检测部件,所述心拍检测部件适于检测在所述 M 模式图像中的心拍,

其中,当在所述显示部件上显示所述 B 模式图像和所述 M 模式图像的条件下由所述冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理部件在所述显示部件上显示在从由所述图像产生部件产生的 M 模式图像除去了由所述心拍检测部件检出且对应于指示图像暂停的时间点的心拍的至少一部分之后的 M 模式图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断设备,其中,当由所述冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理装置显示所述 M 模式图像和 B 模式图像为布置在所述显示部件的纵向上。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断设备,其中,所述 M 模式图像和所述 B 模式图像在倍率上相同。

4. 根据权利要求 1 到 3 中的任何一项所述的超声波诊断设备,其中,当由所述冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理部件在所述显示部件上显示除去了由所述心拍检测部件检出且对应于当指示图像暂停时的时间点的整个心拍、还除去了由所述心拍检测部件检出且紧接当由所述冻结部件指示图像暂停时的时间点之前的心拍的至少一部分之后的、M 模式图像。

5. 根据权利要求 1 到 3 中的任何一项所述的超声波诊断设备,其中,当由所述冻结部件指示图像暂停时,作为待由所述显示处理部件在所述显示部件上显示的图像的显示模式,

设置第一显示模式和第二显示模式,所述第一显示模式显示除去了由所述心拍检测部件检出且对应于当指示图像暂停时的时间点的整个心拍的至少一部分之后的、M 模式图像,而所述第二显示模式显示除去了由所述心拍检测部件检出且对应于当指示图像暂停时的时间点的整个心拍、且除去了由所述心拍检测部件检出且紧接当由所述冻结部件指示图像暂停时的时间点之前的心拍的至少一部分之后的、M 模式图像,

且所述超声波诊断设备还包括选择部件,所述选择部件适于选择显示模式中的一种。

6. 根据权利要求 1 到 5 中的任何一项所述的超声波诊断设备,还包括:血管壁边界设置部件,适于在由所述冻结部件指示图像暂停之后在所述 B 模式图像中设置血管壁的边界位置。

7. 根据权利要求 1 到 6 中的任何一项所述的超声波诊断设备,其中,当由所述冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理部件在所述显示部件上显示对应于在所述显示部件上显示的 M 模式图像中的最新心拍的开始时间的 B 模式图像。

8. 根据权利要求 1 到 7 中的任何一项所述的超声波诊断设备,还包括:感兴趣区域设置部件,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。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断设备,其中,响应于设置感兴趣区域的指令,增加由所述超声波换能器发射的超声波的帧率,以高于在设置感兴趣区域的指令之前。

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,本发明涉及一种超声波诊断设备,其能够在良好条件下显示适于测量血管壁的弹性模量的心拍的M模式图像。

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,来自那里的超声波回声被接收,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,具体需要用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] 这里,为了测量血管壁的准确弹性模量,除了不受由手移动等导致的模糊的影响之外,还需要使用从开始直到结束完全包括的(完全拍摄的)完整心拍的M模式图像来执行分析。

[0017] 在传统的超声波诊断设备中,当执行冻结(图像的暂停)来分析图像时,执行冻结时的图像被显示,作为将经受分析的M模式图像。

[0018] 因此,在一些情况下,所显示的M模式图像可能不具有适于执行分析来测量血管壁的弹性模量的完整心拍。当显示多个心拍时,即便存在完整的心拍,显示该心拍的图像会是小的,导致了可视性的降低。

[0019] 在超声波诊断设备中,通常通过按压在操作面板上设置的冻结按钮来执行冻结。

[0020] 当执行诸如按压按钮的操作时,容易发生由手移动导致的模糊。因此,即便一个或多个完整心拍存在于M模式图像中,所显示的图像也未必包括适于分析的心拍。

[0021] 本发明的目标是解决现有技术的问题,并提供一种超声波诊断设备,其能够在图像冻结的条件下有效地显示具有适于测量血管壁的弹性模量的心拍的M模式图像。

[0022] [问题的解决方案]

[0023] 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模式图像和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M模式图像中的至少一个显示在所述显示部件上;冻结部件,所述冻结部件适于指示图像的暂停;以及心拍检测部件,所述心拍检测部件适于检测在所述M模式图像中的心拍,其中,当在所述显示部件上显示所述B模式图像和M模式图像的条件下由所述冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理部件在所述显示部件上显示在从由所述图像产生部件产生的M模式图像除去了由所述心拍检测部件检出且对应于指示图像暂停的时间点的心拍的至少一部分之后的M模式图像。

[0024] 优选地,在如上所述的超声波诊断设备中,当由冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理装置显示所述M模式图像和B模式图像为布置在所述显示部件的纵向上。

[0025] 优选地,所述M模式图像和B模式图像在倍率上相同。

[0026] 优选地,当由所述冻结部件指示图像暂停时,所述显示处理部件在所述显示部件上显示除去了由所述心拍检测部件检出且对应于当指示图像暂停时的时间点的整个心拍、还除去了由所述心拍检测部件检出且紧接当由所述冻结部件指示图像暂停时的时间点之前的心拍的至少一部分之后的、M模式图像。

[0027] 优选地,当由冻结部件指示图像暂停时,作为待由显示处理部件在显示部件上显示的图像的显示模式,设置第一显示模式和第二显示模式,所述第一显示模式显示除去了

由所述心拍检测部件检出且对应于当指示图像暂停时的时间点的心拍的至少一部分之后的 M 模式图像,而所述第二显示模式显示除去了由心拍检测部件检出且对应于当指示图像暂停时的时间点的整个心拍、且除去了由心拍检测部件检出且紧接当由所述冻结部件指示图像暂停时的时间点之前的心拍的至少一部分之后的 M 模式图像,且所述超声波诊断设备还包括选择部件,适于选择显示模式中的一种。

[0028] 优选具有血管壁边界设置部件,适于在由所述冻结部件指示图像暂停之后在 B 模式图像中设置血管壁的边界位置。

[0029] 优选地,当由所述冻结部件指示图像暂停时,显示处理部件在显示部件上显示对应于在所述显示部件上显示的 M 模式图像中的最新心拍的开始时间的 B 模式图像。

[0030] 优选具有感兴趣区域设置部件,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。

[0031] 优选地,响应于设置感兴趣区域的指令,增加由超声波换能器发射的超声波的帧率,以高于在设置感兴趣区域的指令之前。

[0032] [发明的有益效果]

[0033] 具有前述构造的本发明的超声波诊断设备当在所谓的 B/M 模式显示中冻结图像时在 M 模式图像中检测心拍,并且显示在除去了执行冻结时的心拍、以及可能还除去了紧接冻结之前的心拍之后的、M 模式图像。

[0034] 由此,根据本发明的超声波诊断设备,变得可以除去没有完全包括从开始到结束的不全心拍,以及诸如可能受由手移动等导致的模糊影响的心拍的不必要心拍,从而以良好的可视性显示具有适于分析的心拍的 M 模式图像。

[0035] 具体地,当横向布置 B 模式图像和 M 模式图像时,具有认为适于分析的心拍的 M 模式图像可以被放大并布置在 B 模式图像旁边。由此,测试者可以在查看大的 B 模式图像和大的 M 模式图像的同时,执行处理和确定。

[0036] 因此,根据本发明,诸如操作超声波诊断设备的医生的测试者,可以在观察具有适于分析的心拍且具有良好可视性的 M 模式图像的同时,执行诸如输入指令、确定等的处理,从而能够稳定地执行血管壁的弹性模量等的准确测量。

附图说明

[0037] 图 1 是示出本发明的超声波诊断设备的示例的概念图。

[0038] 图 2 是概念性地示出图 1 中所示出的超声波诊断设备的构造的框图。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

- [0044] 图 8 是示出图 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。
- [0045] 图 9 (A)至图 9 (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。
- [0046] 图 10 (A)和图 10 (B)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。
- [0047] 图 11 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。
- [0048] 图 12 (A)至图 12 (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。
- [0049] 图 13 (A)和图 13 (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。
- [0050] 图 14 是示出图 1 中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

- [0051] 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。
- [0052] 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。
- [0053] 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。
- [0054] 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。
- [0055] 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)。
- [0056] 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。
- [0057] 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。
- [0058] 显示器 18 是已知显示器(显示装置)。
- [0059] 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。
- [0060] 操作面板 16 被提供来操作超声波诊断设备 10。
- [0061] 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、用于放大超声波图像的缩放按钮等等。

[0062] 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。

[0063] 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 7 (B))。

[0064] 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。

[0065] 图 2 是概念性地示出超声波诊断设备 10 的构造的框图。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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

将被构造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。

[0077] 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。

[0078] 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)。

[0079] 所产生的声线数据被提供给图像产生单元 34。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 在下文中, 将通过参考图 3 的流程图和图 5 至 14 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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完成并且 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 的部分被放大的 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。

[0092] 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)。

[0093] 在图 5 (B) 中,上侧是 B 模式图像 64,而下侧是 M 模式图像 65。

[0094] 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)。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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、优选至少三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。

[0101] 如上所述,选择线 62 通过轨迹球可在方位方向上移动。

[0102] 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 将所选择的选择线 62 的位置的 M 模式图像显示在显示器 18 上。

[0103] 在确定适当的图像(心拍)已被获得时,操作员按下冻结按钮。

[0104] 当冻结按钮被按下时,选择线 62 改变为虚线并且变得不可移动(变得非激活)。

[0105] 进一步地,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显示处理单元 52 和存储单元 36,并且在存储单元 36 中被作为信息添加到对应的 M 模式图像。

[0106] 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。

[0107] 在图 6 (A) 中示出 M 模式图像中的心拍的检测结果的示例。

[0108] 在图 6 中,心拍的边界(各个为一个心拍的结束,同时又是下个心拍的开始)用虚线指示。因此,M 模式图像中的完整心拍(完全拍摄的心拍)是在两条虚线之间所夹的心拍。在图 6 中,图像被重新布置,以便按下冻结按钮的时间位于最右位置(作为最新时间),使得功能更好理解。

[0109] 作为示例,假设,如在图 6 (A) 中所示,检出对应于冻结时间的心拍 65a、冻结之前的完整心拍 65b-65d、以及在最早的完整心拍 65d 之前的不全心拍 65e。

[0110] 在从心拍检测单元 46 接收到心拍的检测结果之后,显示处理单元 52 从存储单元 36 读出所需图像数据,以及如图 6 (B) 中所示,产生用于显示的 M 模式图像,以便显示在除去(去除(删除))了对应于冻结时间(按压冻结按钮的时间)的心拍 65a 之后的 M 模式图像。具体地,显示处理单元 52 产生用于显示的 M 模式图像,以便显示除去了比最新心拍的边界新的区域之后的 M 模式图像。

[0111] 从 M 模式图像除去心拍仅仅在所显示的图像中实行,并不从存储单元 36 中存储的 M 模式图像删除数据。

[0112] 或者,显示处理单元 52 产生用于显示的 M 模式图像,以便显示除了除去对应于冻结时间的心拍 65a 之外、还除去了紧接冻结时间的心拍 65a 之前的那个心拍 65b(下文中有时称为紧接冻结之前的心拍)之后的 M 模式图像,如图 6 (C) 中所示。

[0113] 具体地,在此情况下,显示处理单元 52 产生用于显示的 M 模式图像,以便显示在除去了比心拍 65b 和 65c 之间的边界新的区域之后的 M 模式图像。

[0114] M 模式图像是在仅仅除去了对应于冻结时间的心拍还是也除去了紧接冻结之前的心拍之后进行显示,可以根据设备的属性等预先设置。

[0115] 或者,显示从其仅仅除去了冻结时间的心拍的 M 模式图像可以定义为第一显示模式,而显示从其除去了冻结时间的心拍和紧接冻结之前的心拍的 M 模式图像可以定义为第二显示模式,以便测试者,诸如执行超声波诊断的医生,可以选择显示模式。显示模式可以利用已知部件使用 GUI、切换部件等来选择。

[0116] 在图 6 (B) 和 6 (C) 中所示的示例中,考虑当在显示器 18 上的 M 模式图像 65 中显示时的可视性,除去心拍以便保留相对于由虚线指示的心拍的边界的若干余量(在较新侧上),如下所详细描述。

[0117] 但是,本发明不局限于此,待除去的心拍诸如心拍 65a 可以被整个除去用于显示。

[0118] 在除去心拍以便保留相对于心拍边界的余量的情况下,心拍的残余部分的量可以通过根据在时间方向上显示的 M 模式图像的尺寸适当地设置所述量来确定,所设置的量能够清楚呈现该心拍被除去的事实。

[0119] 已经产生了用于显示的 M 模式图像的图像处理单元 52 按需从存储单元 36 读出 B 模式图像的数据,以及如图 7 (A) 中所示,图像布置在显示器 18 的纵向方向(大体为所谓的 H 方向,下文中称为“横向方向”)上,以便 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 分别显示在附图中的左侧和右侧上。这里, B 模式图像 64 的方位方向和 M 模式图像 65 的时间轴方向是等同的。

[0120] B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 的布置不限于图 7 (A) 中所示的布置。以相反方式, B 模式图像 64 可以显示在附图中的右侧上, 而 M 模式图像可以显示在左侧上。

[0121] 在所示的示例中, 显示器 18 可以显示仅仅对应于尺寸上稍微多于一个心拍的 M 模式图像。因此, 例如, 显示 M 模式图像 65, 以便未除去的心拍中的最新心拍位于中央。在本示例中, 假设图像处理单元 52 产生用于显示的 M 模式图像, 其中, 除去了冻结时间的心拍 65a 和紧接冻结之前的心拍 65b, 所显示的 M 模式图像 65 中, 紧接冻结之前的心拍 65b 之前的心拍 65c 位于中央。

[0122] 此外, 如图 7 (A) 所示, 显示处理单元 52 利用三角形标记和直线(虚线)在 M 模式图像 65 中显示利用心拍检测单元 46 的心拍的检测结果。

[0123] 此时的 B 模式图像是在 M 模式图像 65 中所示的心拍的开始时间(在图中左侧上的虚线的位置)的 B 模式图像。

[0124] 在图 7 (A) 中所示的示例中, 作为优选实施例, 显示布置在横向方向上的 B 模式图像 64 和 M 模式图像, 但是本发明不限于此。

[0125] 具体地, 如图 8 所示, 使用其中除去了冻结时间的心拍和紧接冻结之前的心拍的图 6 (C) 的 M 模式图像, B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 可以分别显示在显示器 18 上的上侧和下侧上。

[0126] 如图 7 所示的具有横向布置的图像显示的有益之处在于, B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 可以以大尺寸显示。

[0127] 此外, 在具有横向布置的图像显示中, 当所显示的图像被调整为具有相同的倍率时, B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 可以从血管壁的位置等方面进行匹配。因此, 当例如执行下面将描述的、诸如在 B 模式图像 64 中设置血管壁的边界的操作时, 可以有利地在参考 M 模式图像的同时执行处理。相反地, 当在 M 模式图像中执行一些类型的操作时, 可以参考 B 模式图像。

[0128] 另一方面, 当采用图 8 所示的垂直方向上的布置时, 可以显示包含多个心拍的 M 模式图像。

[0129] 如稍迟详细描述, 为了执行血管壁的弹性模量的测量等, 需要在完整心拍的 M 模式图像, 也就是具有从开始直到结束的心拍(该心拍是从开始直到结束完全拍摄的)的 M 模式图像上, 执行分析。

[0130] 但是, 在 B/M 模式的图像显示中, 冻结时显示的 M 模式图像将是冻结时的图像。冻结时间很少与心拍的边界相符, 因此在很多情况下, 对应于冻结时间的心拍倾向于是, 并非从开始直到结束完全拍摄的不完整心拍。

[0131] 具体地, 在很多情况下, 在执行冻结时的 M 模式图像中的心拍, 是不用于图像分析的非必要图像(数据)。

[0132] 进一步地, 为了执行良好的分析, 优选使用较少由于测试者的手移动导致失真的 M 模式图像。

[0133] 如上所述, 超声波图像的冻结通常通过按压冻结按钮来执行。在该操作期间, 容易发生由于测试者的手移动导致的模糊。因此, 即便当冻结时完全拍摄心拍时, 紧接冻结之前的心拍的 M 模式图像可能是受手移动导致的模糊不利影响因此不适于分析的图像。

[0134] 另一方面, 在超声波诊断设备中, 通常在诸如医生的测试者确定已经获得适合分

析或诊断的图像时,执行冻结。

[0135] 由此,在冻结时间的心拍之前大约 1 到 3 个心拍的心拍很可能导致完整且期望的心拍的 M 模式图像,其不受由于手移动导致的模糊的影响,且适于分析,以测量血管弹性模量等。

[0136] 在本发明的超声波诊断设备 10 中,如上所述,当在 B/M 模式的图像显示中执行冻结时,如上所述,在除去了冻结时间的心拍以及可能还除去了紧接冻结之前的心拍(从所显示的图像中除去其)之后,显示 M 模式图像 65。

[0137] 因此,根据本发明,不显示不用于分析的冻结时间的心拍以及可能也不显示可能不适合分析的紧接冻结之前的心拍,以及可以仅仅显示适合分析的一个或多个心拍。

[0138] 具体地,在图 7 所示的 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 的横向布置中,其有益之处在于,例如,可以放大图像,所显示的 M 模式图像可以仅具有一个心拍或大约一个心拍,如上所述。因此,通过除去冻结时间的心拍等,变得可以除去不合适的心拍,并显示适合分析的心拍的 M 模式图像。此外,具体地,即便采用横向布置,可以在近来普遍的宽屏(例如具有 16:9 以上的纵横比的横向屏幕)中显示具有两个以上的心拍的 M 模式图像,因此,变得可以在除去不必要的心拍之后,更可靠地显示适合分析的心拍。

[0139] 此外,通过除去 M 模式图像的不必要部分,可以节省用于 M 模式图像 65 的显示空间。因此,除去之后的多余空间可以有效用于各种目的,诸如信息的显示。具体地,该效果在图 8 所示的 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 的垂直布置的情况下显著。

[0140] 当如上所述显示 B 模式图像 64 和其中显示心拍的 M 模式图像 65 时,如图 7 (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。

[0141] 此外,当显示 B 模式图像 64 和其中显示心拍的 M 模式图像 65 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。

[0142] 线是否是激活的可以通过代替或除线类型之外改变线颜色而被区别。

[0143] 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。

[0144] 因此,在超声波诊断设备 10 中,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。

[0145] 并且,当响应于通过轨迹球移动选择线 62 而改变所显示的 M 模式图像(B 模式图像中的 M 模式图像的显示线)时,显示处理单元 52 显示除去了冻结时间的心拍以及还可能除去了紧接冻结之前的心拍之后的 M 模式图像。

[0146] 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)的选择已完成,并且如图 9 (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。

[0147] 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。

[0148] 作为示例,当设置按钮被按下时,如图 9(A)和 9(B)中的实线所示,在选择状态下,显示未除去的心拍中的最新心拍 65c。在这种条件下,当轨迹球向左旋转时,如图 9 (C) 中所示,与心拍 65c 的结束相对应的线改变为虚线,而如实线所指示的,选择次新的心拍 65d。作为响应,显示处理单元 52 向右滚动图像,以在 M 模式图像 65 的中央显示心拍 65d。

[0149] 当轨迹球向右旋转时,相反地选择较新的心拍,且如图 9 (B) 所示,再一次选择心拍 65c。显示处理单元 52 向左滚动图像,以在 M 模式图像 65 的中央显示心拍 65c。

[0150] 在心拍 65c 处于选择状态的情况下轨迹球进一步向右旋转时,显示处理单元 52 无需进一步滚动图像,或可以从存储单元 36 读出必要数据以在 M 模式图像 65 中显示除去的心拍 65b 或心拍 65a。

[0151] 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)处被拍摄的 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。

[0152] 当设置按钮在心拍选择可用的条件下被按下时,确定该心拍选择已完成,所选心拍被确认,并且所选心拍的微调变得可执行。

[0153] 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。

[0154] 作为示例,假设所显示心拍中的最新的心拍 65c 被选择,当设置按钮被按下时,如图 10 (A) 中所示,与心拍 65c 的结束相对应的线改变为虚线。在这种情况下,与所选心拍 65c 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。

[0155] 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 10 (B)中所示,与所选心拍 65c 的结束相对应的线改变为实线,同时与相同心拍的开始相对应的线改变为虚线。在这种情况下,与所选心拍 65c 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。

[0156] 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。

[0157] 在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。

[0158] 心拍选择和可能的微调的结果还被提供给跟踪单元 42。

[0159] 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,在上面提到的图 7 中所示出的 B 模式图像 64 中选择线 62 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。

[0160] 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。

[0161] 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。

[0162] 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 11 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。

[0163] 当血管壁检测模式被建立时,如图 12 (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。

[0164] 线 68 通过轨迹球可在上下方向(深度方向)上平行移动。如图 12 (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。

[0165] 当设置按钮被按下时,如图 12 (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。

[0166] 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。

[0167] 当设置按钮在线 70 是可移动的情况下被按下时,如图 12 (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。

[0168] 然后,当设置按钮在线 72 是可移动的情况下被按下时,如图 12 (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。

[0169] 这里,在所示的示例中,B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 是横向布置的。

[0170] 因此,如上所述,与图 8 中所示的垂直布置的显示相比,B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 可以以大尺寸显示。此外,由于横向布置,可以在显示位置上对 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65 进行调节,以便那些图像中的深度方向(上下方向)上的血管壁的位置彼此对应。

[0171] 因此,根据此示例,利用大的 B 模式图像 64 和 M 模式图像 65,可以在参考 M 模式图像的同时,在 B 模式图像中设置血管壁的边界,从而能够容易且准确地设置边界。

[0172] 关于血管壁的每个边界的信息被提供给边界检测单元 40。

[0173] 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完成,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 12 (F) 中所示,检测结果被显示。

[0174] 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。

[0175] 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 的自动检测完成时,如图 12 (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完成之前未被显示)。

[0176] 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。

[0177] 作为示例,如图 12 (G)中所示,假定指示外膜内膜边界的线 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。

[0178] 当后壁的内膜内腔边界和外膜中膜边界的自动检测完成并且血管后壁根据需要被校正时,如图 13 (A) 中所示,所有线都成为虚线并且如图 13 (B) 中所示,触摸板 16a 的“弹性分析”按钮成为可选择的。

[0179] 在“弹性分析”按钮成为可选择的之后,受检者的心脏收缩血压使用“Ps”按钮来输入同时受检者的心脏舒张末期血压使用“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。

[0180] 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完成之后输入,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)。

[0181] 在超声波诊断设备 10 中,受检者信息通常在诊断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。

[0182] 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。

[0183] 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。

[0184] 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,执行 M 模式图像 65 中血管壁的跟踪。

[0185] 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 被拍摄的时间。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。

[0186] 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。

[0187] 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。

[0188] 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。

[0189] 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。

[0190] 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。

[0191] 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。

[0192] 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。

$$[0193] \quad \varepsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \cdots (1)$$

[0194] 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心脏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心脏舒张末期中的各测量点之间的厚度。

[0195] 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_{θ_i} 。

$$[0196] \quad E_{\theta_i} = 1/2 * [1 + (r_d / h_d)] * [\Delta p / (\Delta h_i / h_{di})] \cdots (2)$$

[0197] 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。

$$[0198] \quad E_{ri} = \Delta p / (\Delta h_i / h_{di}) \cdots (3)$$

[0199] 在等式(2)和(3)中, Δh_i 和 h_{di} 如上文一样是相同的, Δp 表示心脏收缩期与心脏舒张末期之间的血压差, r_d 表示血管内腔在心脏舒张末期时的半径,而 h_d 表示血管壁在心脏舒张末期时的厚度。

[0200] 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。

[0201] 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。

[0202] 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。

[0203] 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。

[0204] 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。

[0205] 在沿着方位方向的整个区域上的计算完成之后,弹性模量计算单元 50 计算血管壁的弹性模量的平均值($E_{\theta_{ave}}$)、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})。

[0206] 当计算完成时,结果被显示在显示器 18 上。

[0207] 其示例在图 14 中被示出。在该示例中,使得 B 模式图像 64 显示在上侧而 M 模式图像 65 显示在下侧,来执行结果的显示。此外,在 M 模式图像中,没有除去的心拍被全部显示。

[0208] 虽然在图 14 中所示的示例中 M 模式图像 65 布置在显示器 18 的显示帧的左侧上,本发明不限于此。具体地,在本发明中,可以显示 M 模式图像 65,使得 M 模式图像 65 布置在显示器 18 的显示帧中的右侧上,而最新帧定位在显示帧的右侧上。或者,其可以定位在 M 模式图像 65 的显示帧的中央。

[0209] 在图示的示例中,用于分析的原始 B 模式图像 64 显示在附图中的左侧上,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附图中原始 B 模式图像 64 的右侧上的 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。

[0210] 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($E_{0,ave}$)、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。

[0211] 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。

[0212] 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。

[0213] 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。

[0214] 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。

[0215] 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。

[0216] 在图 14 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。

[0217] 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。

[0218] 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。

[0219] 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。

[0220] 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。

[0221] 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。

[0222] 因此, 可以在 B 模式图像的沿着方位方向的整个区域中选择用于显示 M 模式图像 65 和分析结果的显示线。

[0223] 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。

[0224] 当在设置按钮被按下之后, 当选择线 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。

[0225] 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。

[0226] 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。

[0227] 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。

[0228] 工业适用性

[0229] 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。

[0230] [参考符号列表]

[0231] 10 超声波诊断设备

[0232] 12 诊断设备主体

[0233] 14 (超声波) 探测器

[0234] 16 操作面板

[0235] 18 显示器

[0236] 20 电缆

[0237] 24 脚轮

[0238] 28 发射电路

[0239] 30 接收电路

[0240] 32 发射 / 接收控制单元

[0241] 34 图像产生单元

[0242] 36 存储单元

[0243] 40 边界检测单元

[0244] 42 跟踪单元

[0245] 46 心拍检测单元

[0246] 50 弹性模量计算单元

[0247] 52 显示处理单元

[0248] 56 B 模式图像产生单元

[0249] 58 M 模式图像产生单元

- [0250] 60 ROI
- [0251] 62 选择线
- [0252] 64, 64e, 64q, 90 B 模式图像
- [0253] 65, 92 M 模式图像
- [0254] 68, 70, 72, 74 线
- [0255] 80, 82 跟踪结果
- [0256] 84 血管直径改变波形
- [0257] 86 血管壁厚度改变波形

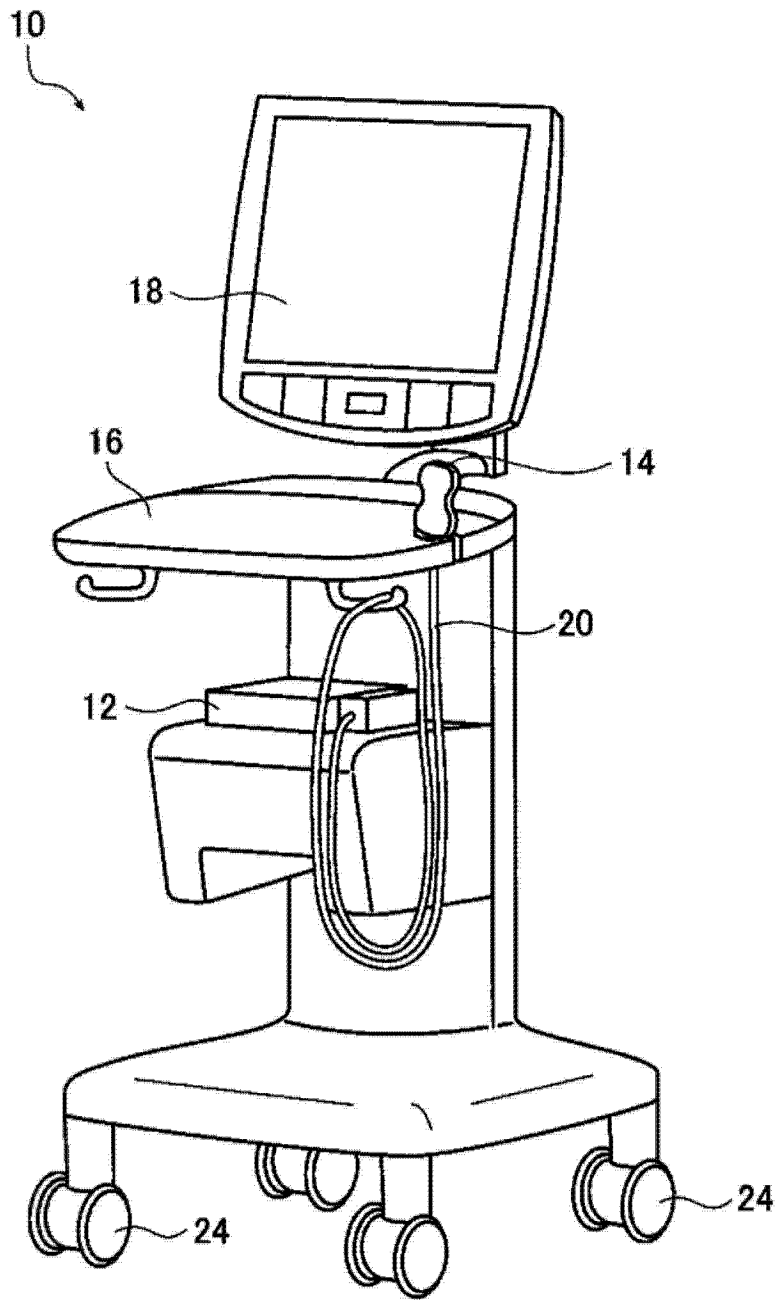


图 1

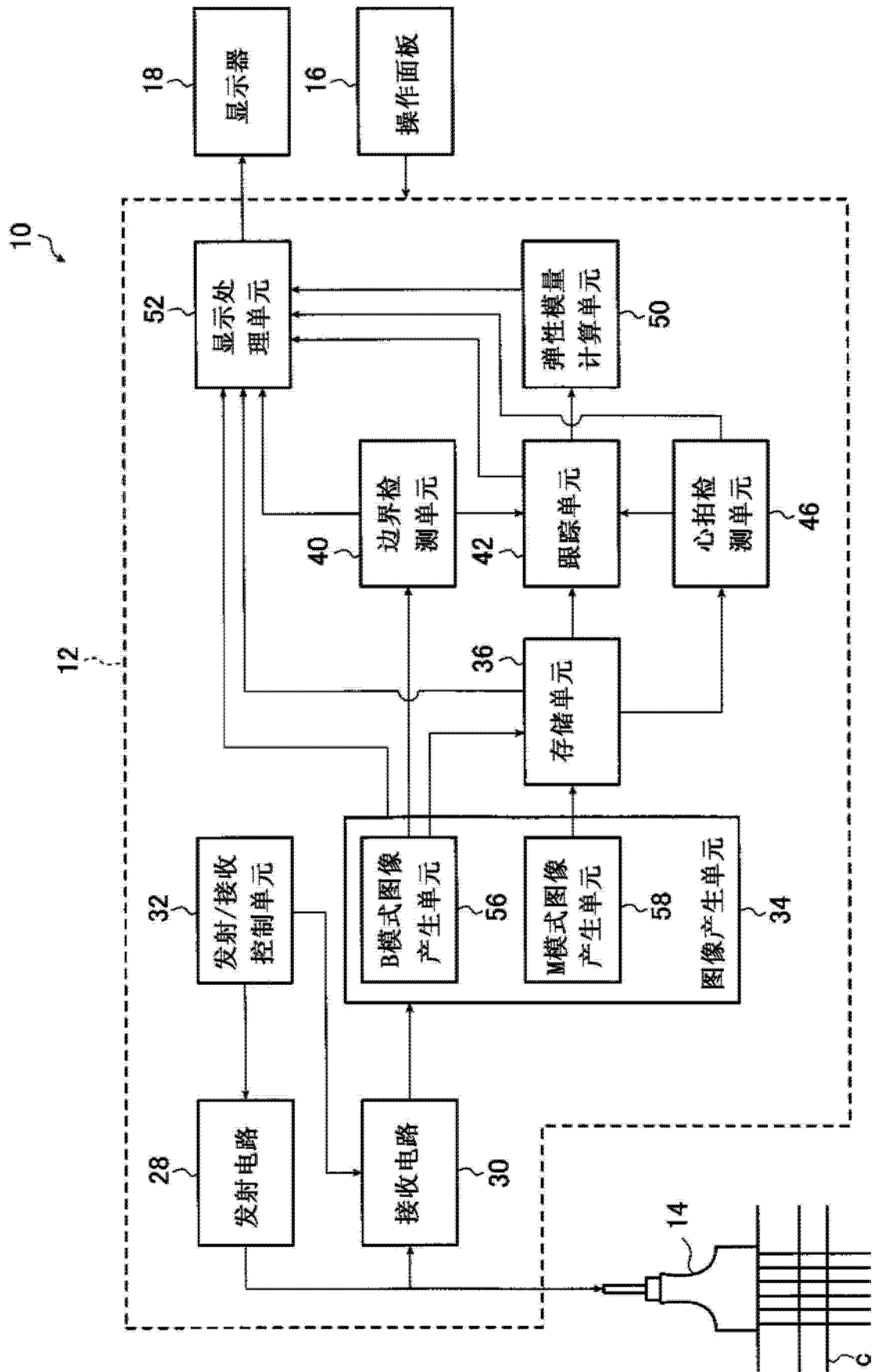


图 2

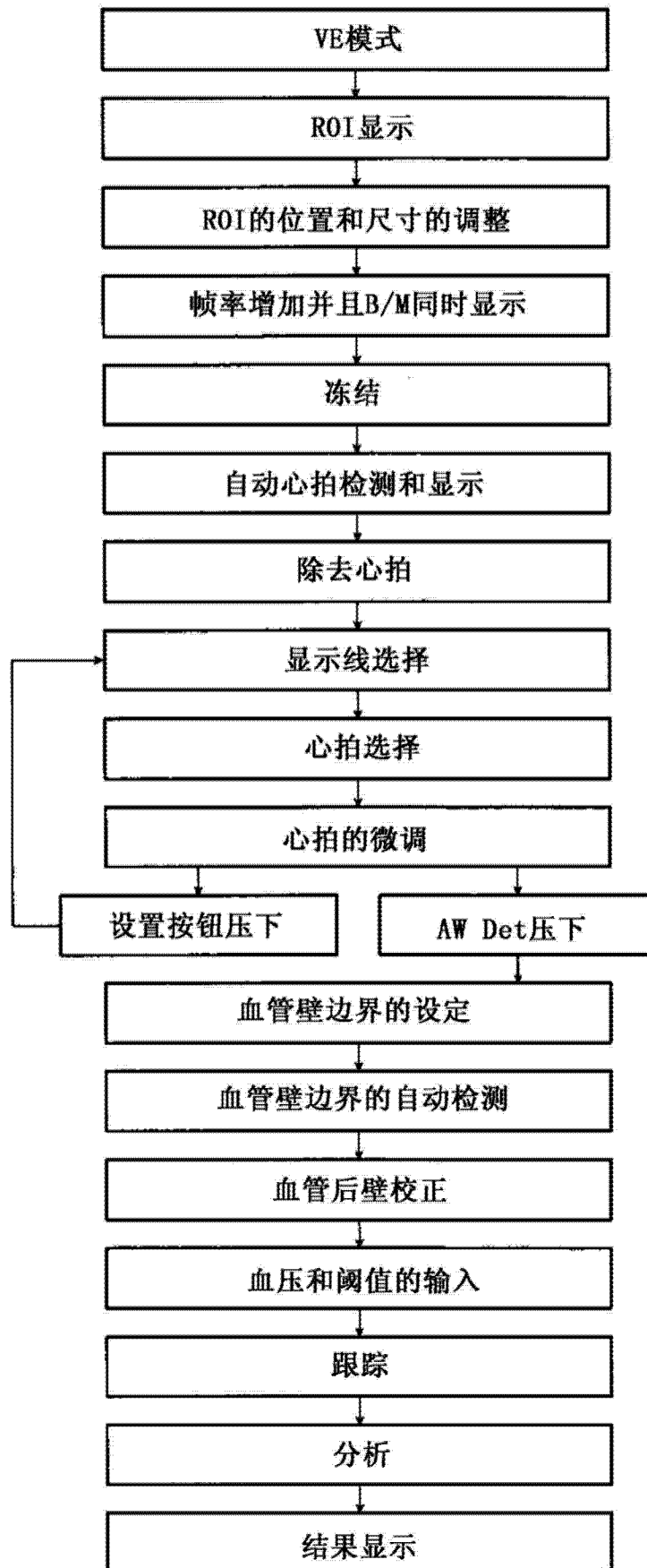


图 3

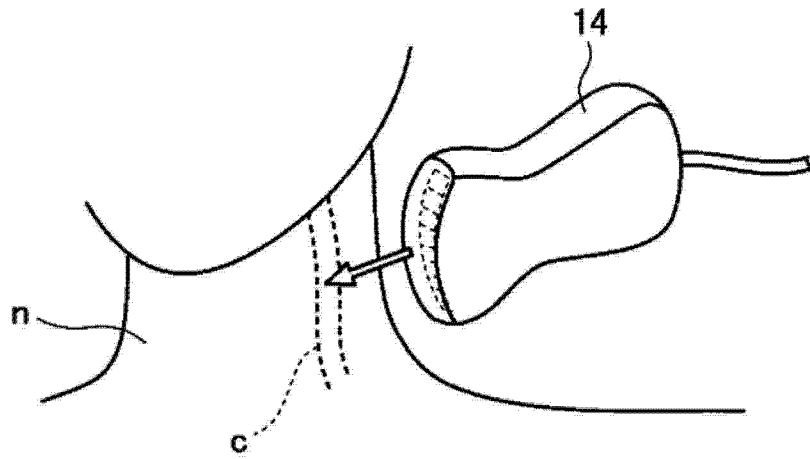


图 4

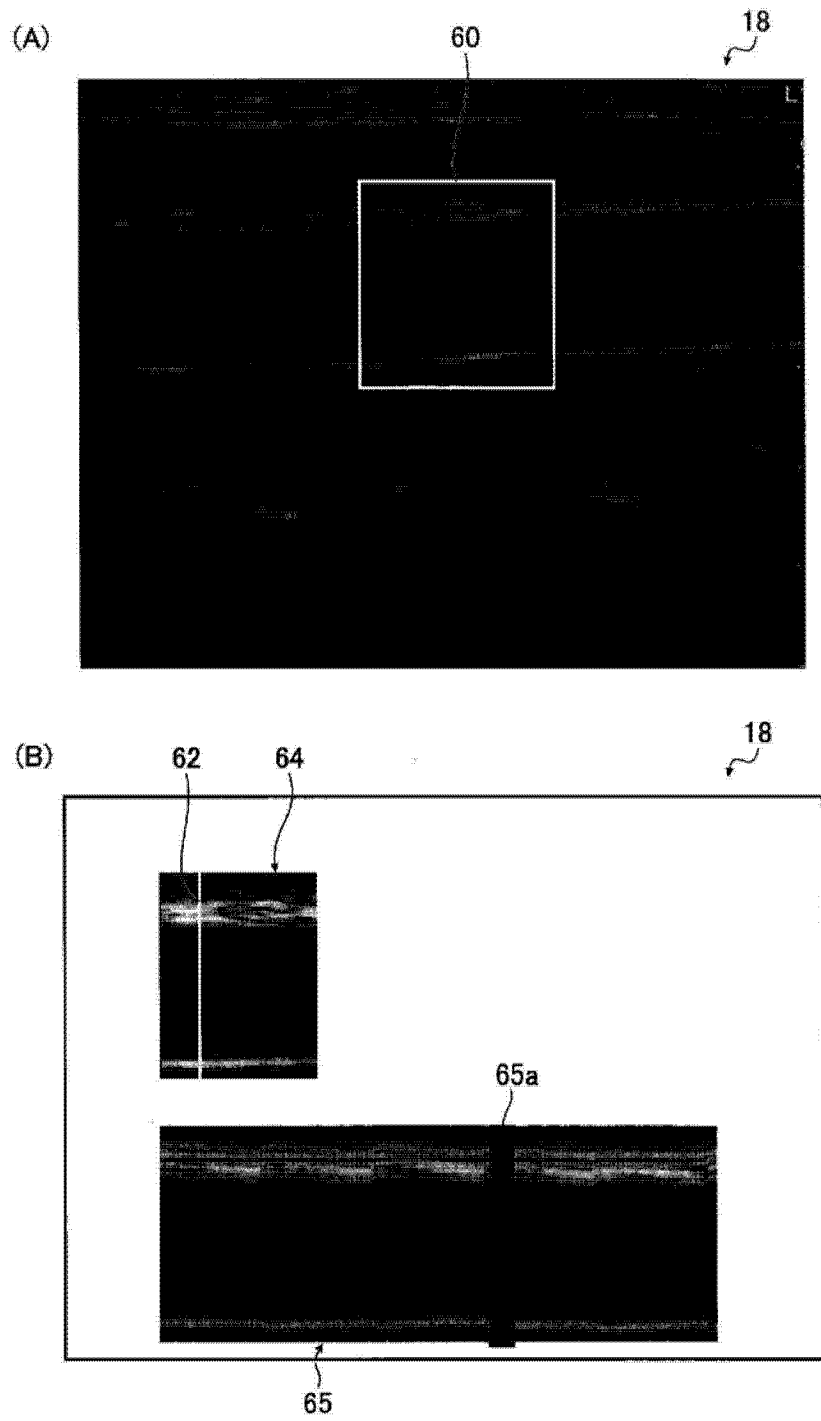


图 5

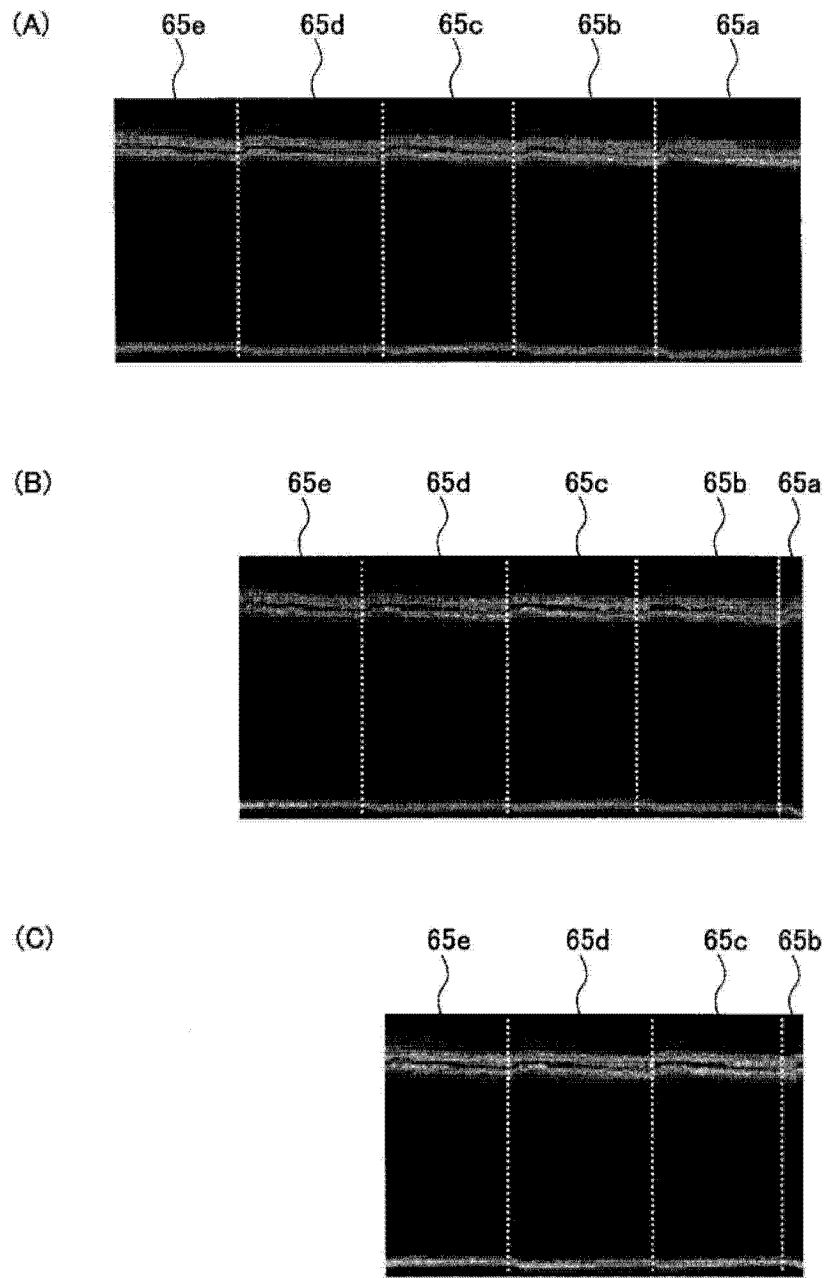


图 6

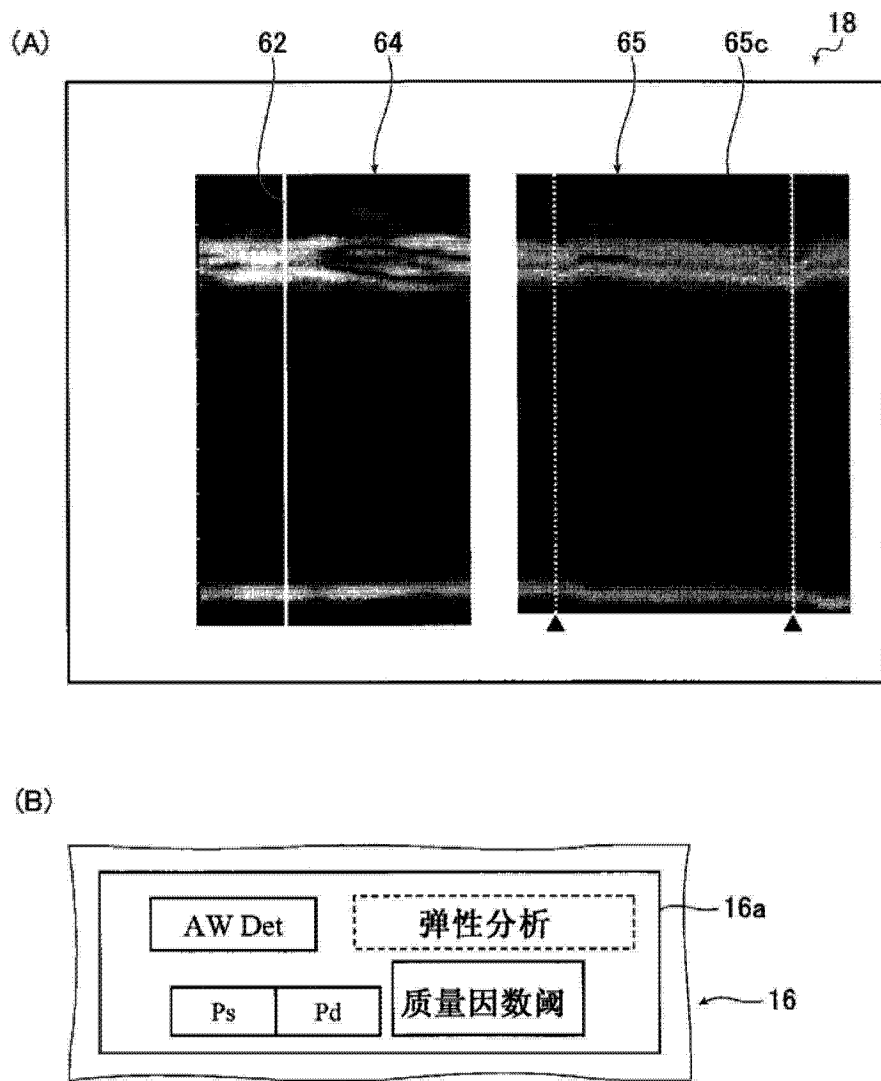


图 7

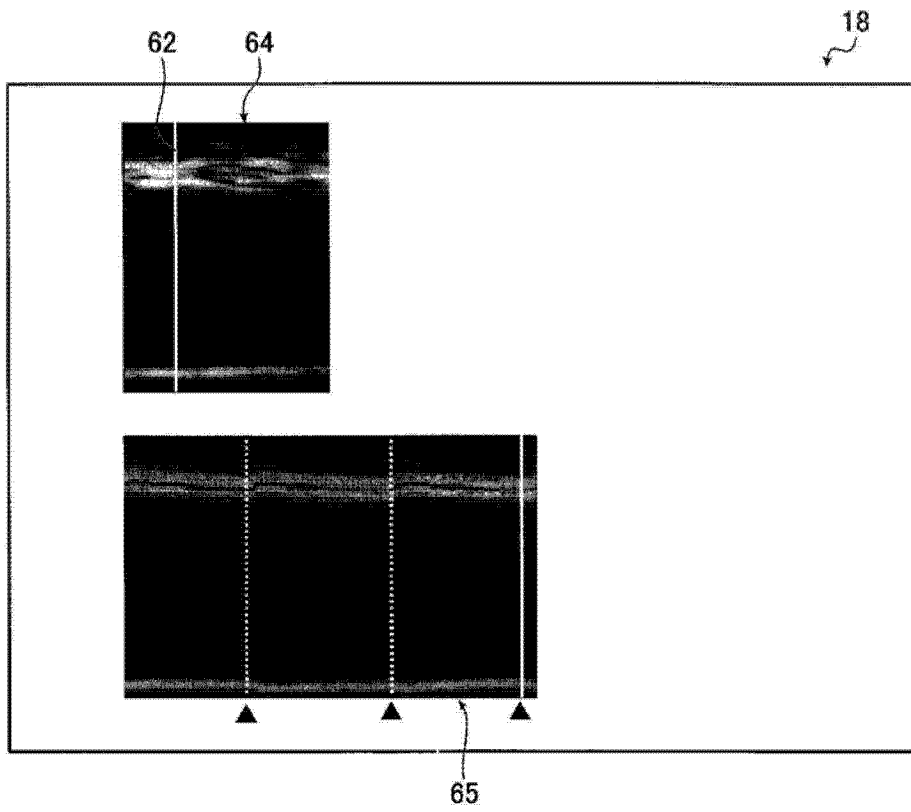


图 8

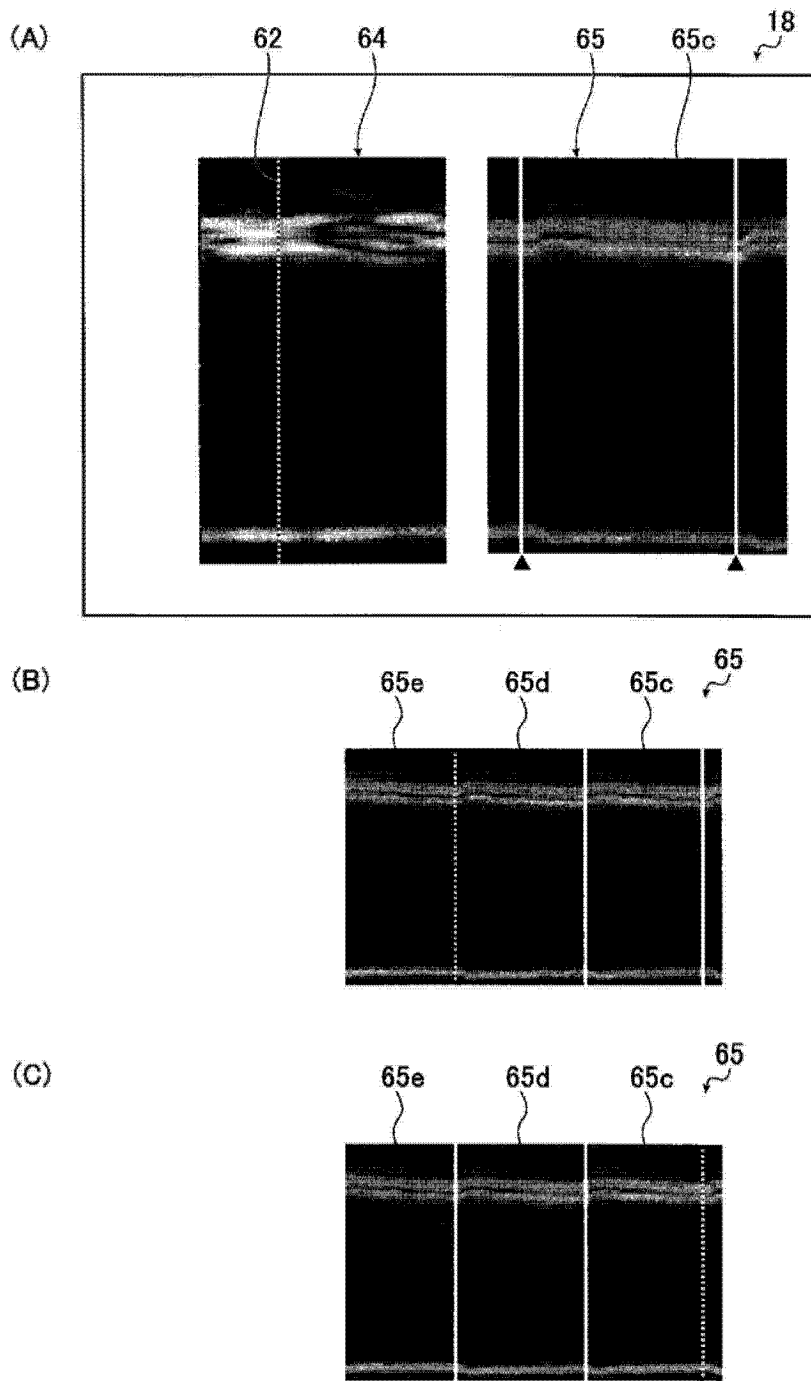


图 9

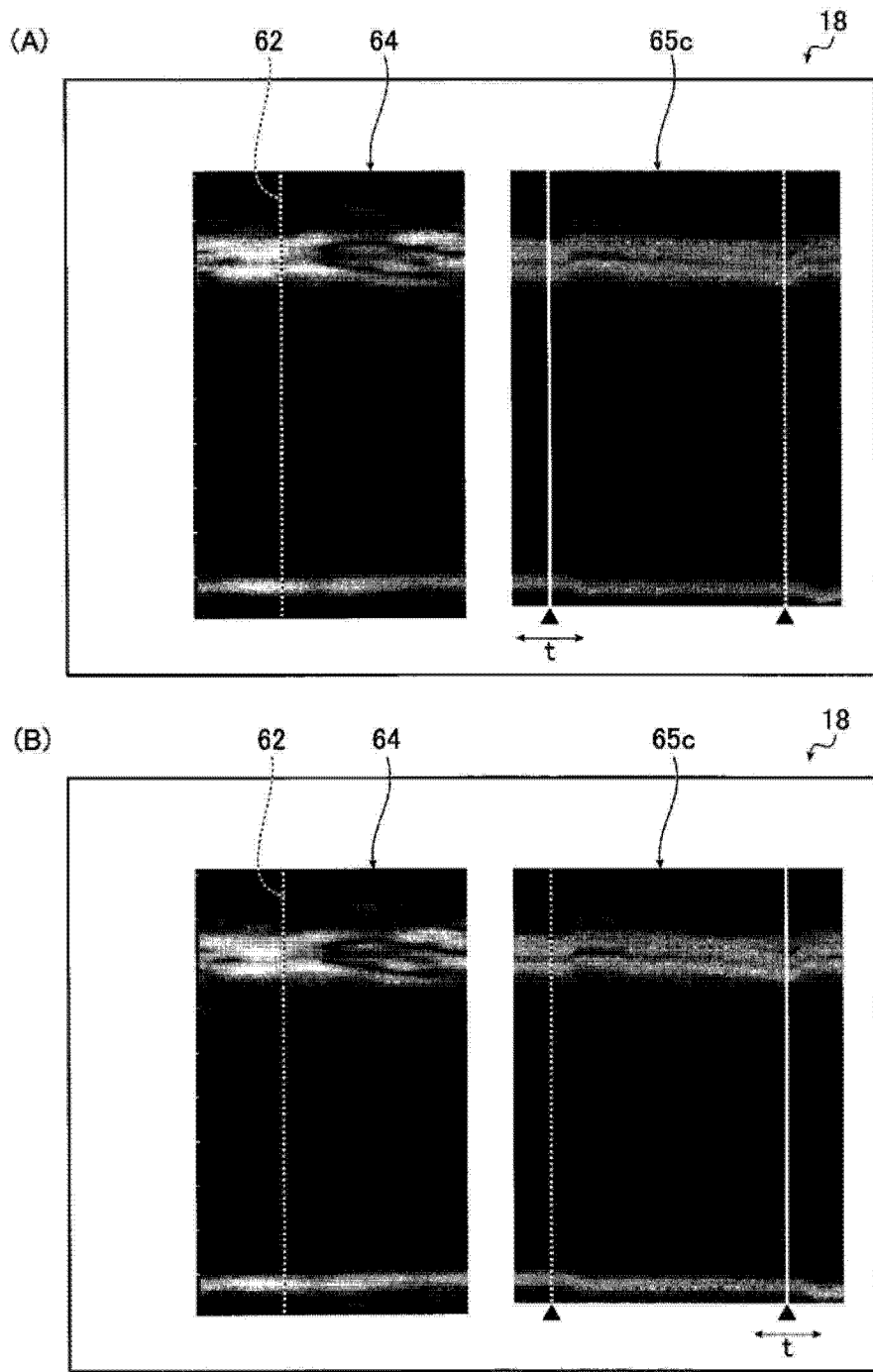


图 10

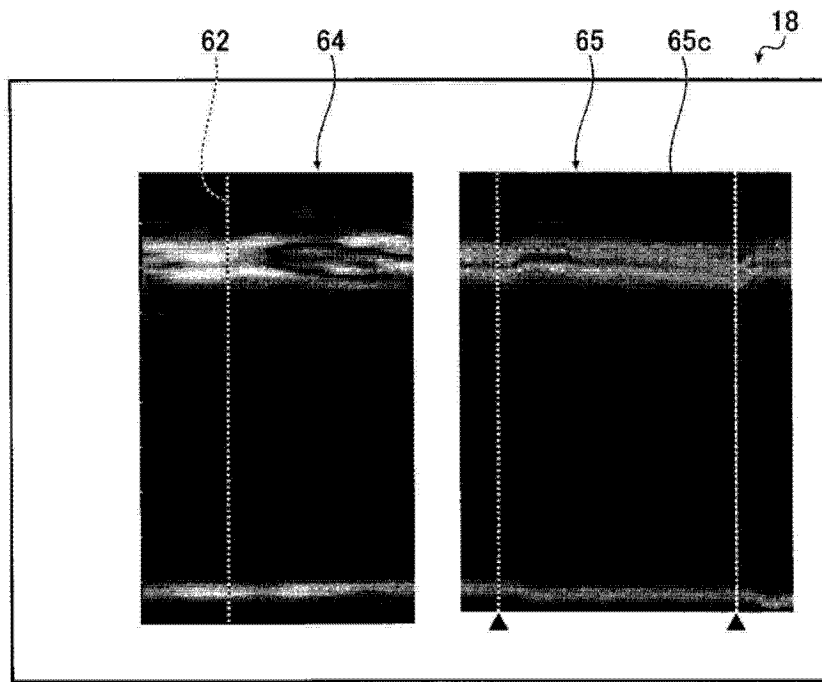


图 11

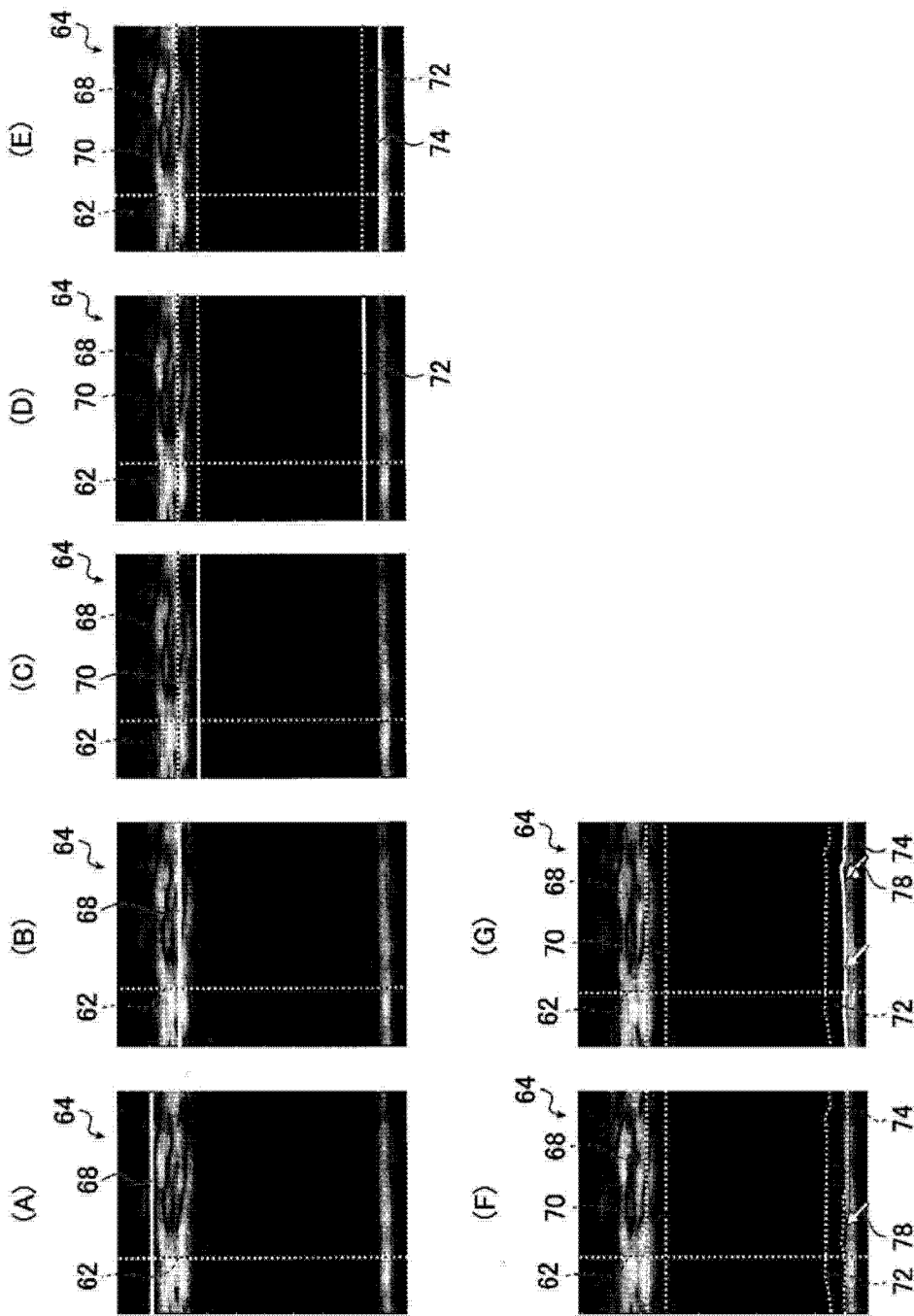


图 12

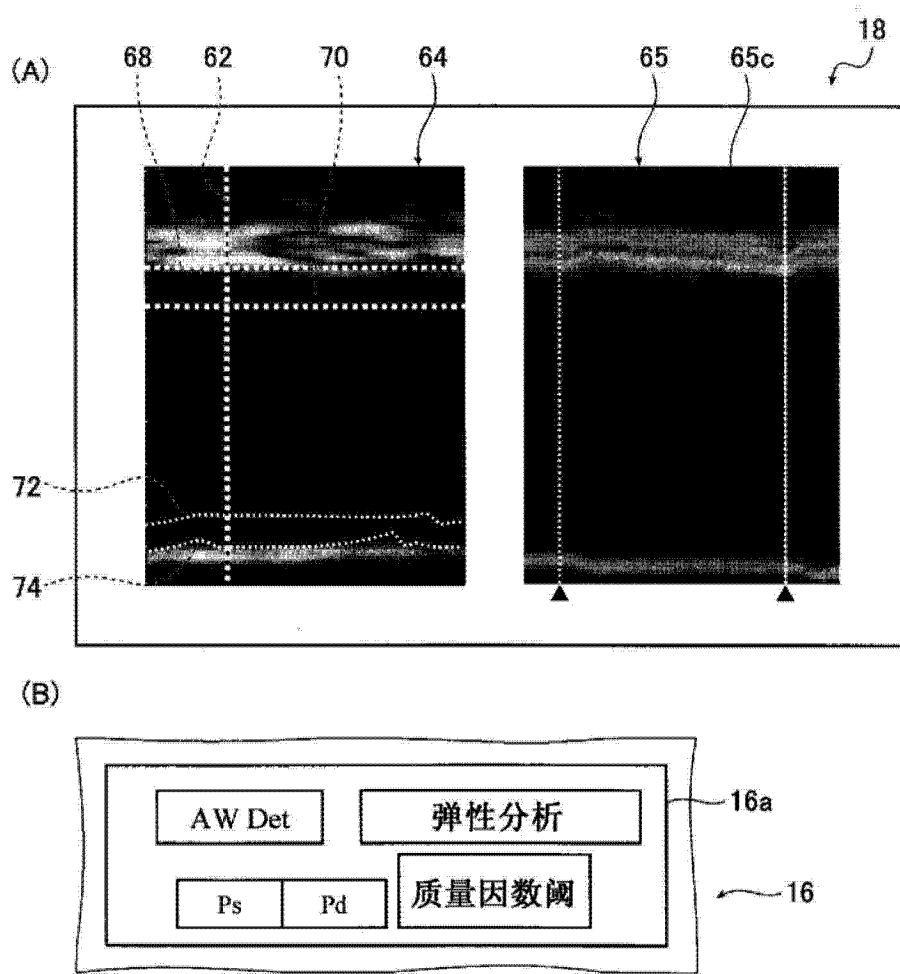


图 13

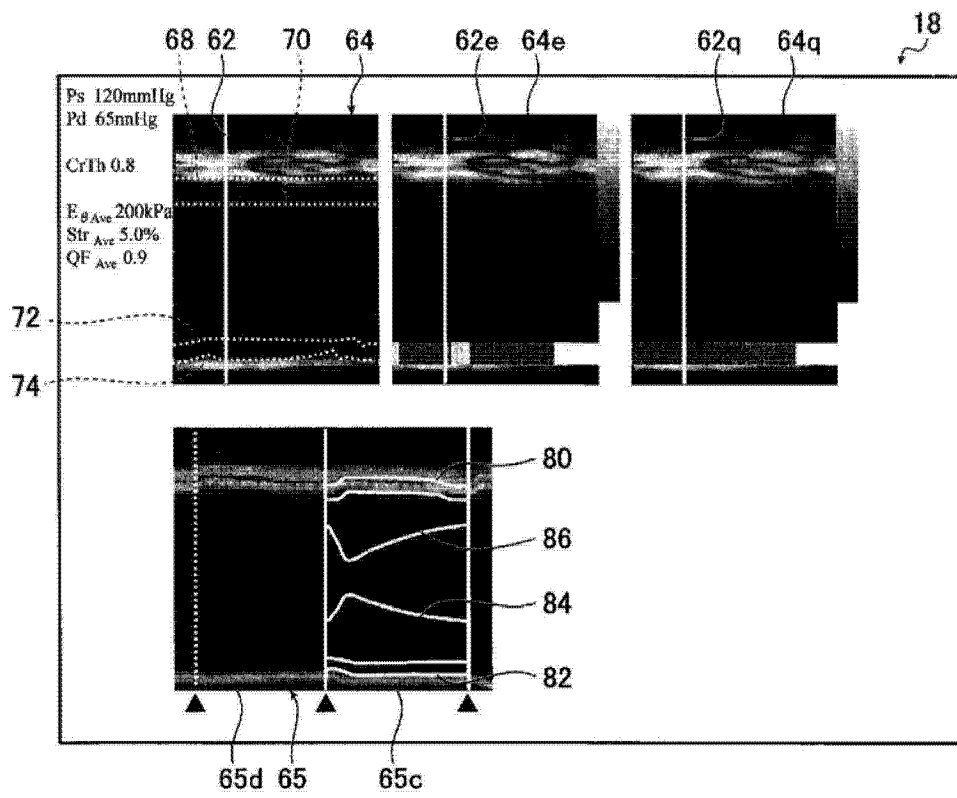


图 14

专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	CN103619260A	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	CN201280027293.1	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 A61B8/486 A61B8/543 A61B8/0891 A61B8/5276		
代理人(译)	夏东栋 陆锦华		
优先权	2011125183 2011-06-03 JP		
其他公开文献	CN103619260B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的是一种测量血管壁的弹性模量的超声波诊断设备，其中，仅显示所述测量需要的心拍的M模式图像。所述问题解决如下：当冻结B/M模式显示时，在除去在冻结显示时或紧接之前发生的心拍的那些M模式图像的情况下，显示M模式图像。

